



**Universidade do Estado do Rio de Janeiro**

**Centro Biomédico**

**Faculdade de Odontologia**

**Renata de Oliveira Santos**

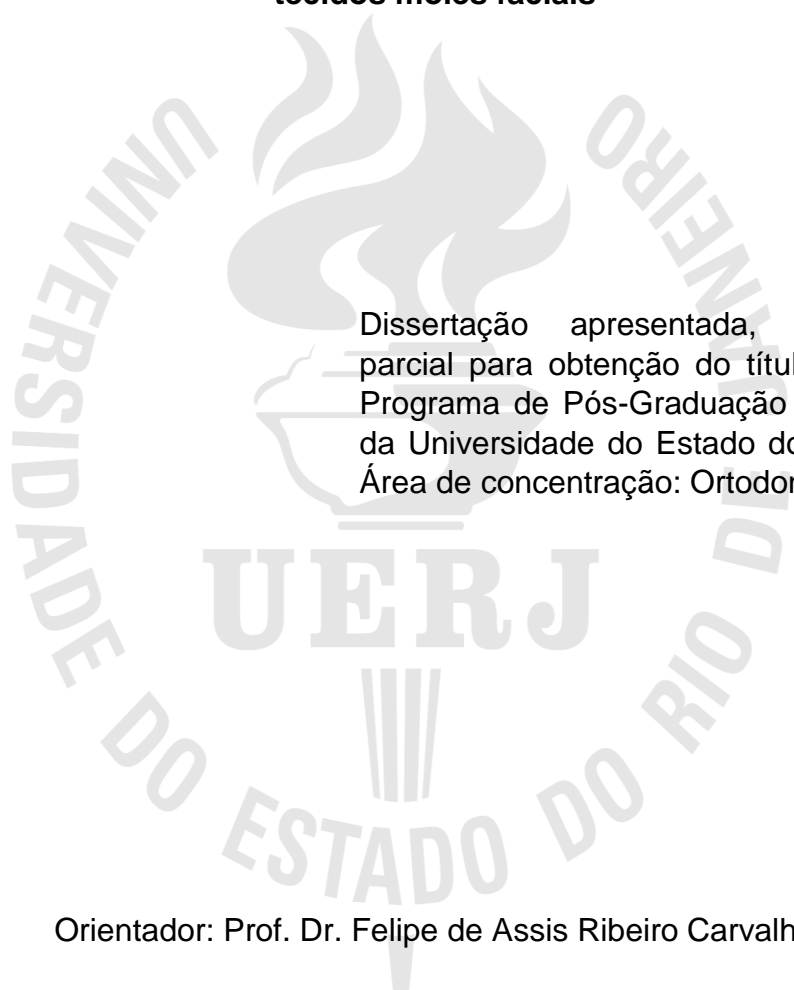
**Confiabilidade de dois aplicativos de celular para aquisição de  
modelos 3D dos tecidos moles faciais**

**Rio de Janeiro**

**2022**

Renata de Oliveira Santos

**Confiabilidade de dois aplicativos de celular para aquisição de modelos 3D dos tecidos moles faciais**



Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Felipe de Assis Ribeiro Carvalho

Rio de Janeiro

2022

CATALOGAÇÃO NA FONTE  
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB/B

|      |  |
|------|--|
| S237 | <p>Santos, Renata de Oliveira.<br/>Confiabilidade de dois aplicativos de celular para aquisição de modelos 3D dos tecidos moles faciais / Renata de Oliveira Santos. – 2020.<br/>79 f.</p> <p>Orientador: Felipe de Assis Ribeiro Carvalho.<br/>Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.</p> <p>1. Imageamento tridimensional - Métodos. 2. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 3. Aplicativos móveis. 4. Face - Diagnóstico por imagem. 5. Confiabilidade dos dados. I. Carvalho, Felipe de Assis Ribeiro. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU<br/>616.314</p> |
|------|--|

Bibliotecária: Adriana Caamaño CRB7/5235

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

---

Assinatura

Data

Renata de Oliveira Santos

**Confiabilidade de dois aplicativos de celular para aquisição de modelos 3D dos tecidos moles faciais**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Aprovado em 8 de agosto de 2022.

Orientador:

Prof. Dr. Felipe de Assis Ribeiro Carvalho  
Faculdade de Odontologia – UERJ

Banca Examinadora:

---

Prof.º Dr. Jonas Capelli Junior  
Faculdade de Odontologia – UERJ

---

Prof.º Dr. José Augusto Mendes Miguel  
Faculdade de Odontologia - UERJ

---

Prof.º Dr. Lincoln Issamu Nojima  
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Rio de Janeiro

2022

## DEDICATÓRIA

Com todo amor e gratidão dedico este trabalho aos meus pais, familiares e professores, incentivadores e responsáveis por todas as minhas conquistas.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu marido, sempre disposto a me apoiar, com todo amor e paciência, desde a decisão de fazer o mestrado até os momentos mais angustiantes em que se sentou ao meu lado para me ajudar diretamente.

Aos meus pais, que mesmo de longe, sempre acompanharam e apoiaram minhas escolhas. Muito obrigada por tanto amor, carinho e dedicação.

A toda minha família que soube entender esse meu momento e que sempre torceu por mim.

Agradeço especialmente ao meu orientador, professor Felipe Carvalho pela orientação dedicada e por sempre estar disposto a ajudar com toda paciência. Você é um exemplo de dedicação e amor a Ortodontia que faz com excelência. Obrigada por todos os ensinamentos, aprendizado e atenção.

Ao professor José Augusto pela capacidade de transmitir seu senso crítico e sábios conhecimentos, além de nos permitir a inserção nas aulas para graduação.

Aos professores da disciplina de Ortodontia da UERJ pela oportunidade de conviver e aprender com vocês que são verdadeiros mestres. Que me deram a oportunidade de estar aqui, convivendo com pessoas tão brilhantes e inspiradoras.

A todos os alunos da especialização pelo agradável convívio e pela grande ajuda em todo processo.

As minhas colegas de mestrado que, mesmo com a distância da pandemia, compartilhamos tanto vitórias quanto medos e que foram parceiras de caminhada.

Aos colegas de doutorados, sempre solícitos para ajudar e a levar tudo com mais leveza, em especial David Alencar que foi um grande colaborador e amigo durante todo o mestrado.

Aos participantes da pesquisa que ajudaram a tornar este trabalho possível. Sem eles, nada disso teria acontecido.

A todos que participaram de alguma forma para execução deste trabalho.

Agradeço também a CAPES pela bolsa que contribuiu para realização deste estudo.

## RESUMO

SANTOS, R. O. **Confiabilidade de dois aplicativos de celular para aquisição de modelos 3D dos tecidos moles faciais**. 2022. 79 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2022.

O escaneamento facial permite a aquisição de imagens 3D que representem a anatomia do paciente com confiabilidade, o que aumentou consideravelmente a capacidade diagnóstica. Objetivando-se avaliar a acurácia e a precisão de um método simples, de baixo custo e sem exposição à radiação ionizante para a aquisição de imagem facial 3D foram selecionados dez pacientes adultos, 5 de cada gênero que foram submetidos ao exame de tomografia computadorizada de feixe cônico (padrão-ouro) e, imediatamente, foram escaneados com os aplicativos Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD). Os modelos faciais foram superpostos, divididos em 14 regiões anatômicas de interesse (RAI) e comparados com o auxílio dos programas Geomagic Qualify® e MeshValmet®. A acurácia e a precisão foram avaliadas através de valores de *Root Mean Square* (RMS). A comparação dos dados foi realizada pelos testes de Wilcoxon para uma amostra e ANOVA de Friedman, que também foi utilizado para comparar as diferenças entre os aplicativos. O teste de Wilcoxon para amostras pareadas foi utilizado para avaliar diferenças entre os modos *Face+Neck* e *Full Head*. A análise dos dados foi complementada pelos gráficos de Bland-Altman. Verificou-se diferença estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ ) em ambos os aplicativos, para todas as RAI's e entre todos os métodos avaliados. Para análise de acurácia, o menor erro médio no aplicativo BF foi de  $0,27\text{mm} \pm 0,12\text{mm}$  na região de dorso nasal (DN) ( $p=0,002$ ). Por outro lado, a área que apresentou maior discrepância foi a região goníaca direita (RGD), com erro médio de  $3,1\text{mm} \pm 2,18\text{mm}$  ( $p=0,002$ ). Em relação à acurácia do sistema BD, observou-se um menor desvio de  $0,33\text{mm} \pm 0,27\text{mm}$ , na região de DN e na região infraorbitária esquerda (RIOE), que também apresentou desvio de  $0,33\text{mm} \pm 0,31\text{mm}$  ( $p=0,002$ ). Já a área de maior erro médio foi a região goníaca esquerda (RGE), com  $2,24\text{mm} \pm 2,56\text{mm}$  ( $p=0,002$ ). Os aplicativos BF e BD não se mostraram precisos, pois todas as medidas foram diferentes de zero ( $p \leq 0,05$ ). Para a precisão do aplicativo BF, os erros médios variaram de  $0,18\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$  ( $p=0,002$ ), para a região de DN a desvios de  $1,03\text{mm} \pm 0,44\text{mm}$  ( $p=0,002$ ) para região submandibular (RSM). Para o aplicativo BD, os erros variaram de  $0,16\text{mm} \pm 0,19\text{mm}$  ( $p=0,004$ ), na região infraorbitária direita (RIOD) a  $1,42\text{mm} \pm 1,29\text{mm}$  ( $p=0,002$ ) na região de pogônio mole (RPM). Em relação à medida de relevância clínica aceitável, comumente considerada 2mm, apenas as regiões goníacas bilateralmente e região submandibular apresentaram desvios entre 2 e 3mm para os dois aplicativos. Concluiu-se que apesar dos métodos de avaliação tridimensional por dispositivos portáteis demonstrarem-se promissores, os aplicativos avaliados não apresentaram acurácia e precisão adequadas para obtenção de um modelo 3D facial confiável.

Palavras-Chave: Imagem tridimensional. Tomografia computadorizada de feixe cônico. Tegumento comum. Aplicativos para dispositivos móveis.

## ABSTRACT

SANTOS, R. O. **Reliability of two mobile applications for acquiring 3D models of facial soft tissues**. 2022. 79 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2022.

Facial scanning allows the acquisition of reliable 3D images of the patient's anatomy, which has considerably increased diagnostic capacity. To evaluate the accuracy and precision of a simple, low-cost method, with no exposure to ionizing radiation for the acquisition of 3D facial image, ten adult patients were selected, 5 of each gender. All patients were submitted to cone beam computed tomography examination (gold standard) and were immediately scanned with Bellus3D Face (BF) and Bellus3D Dental (BD) applications. The facial models were superimposed, divided into 14 anatomical regions of interest (RAI) and compared with the aid of the Geomagic Qualify® and MeshValmet® software. Accuracy and precision were evaluated using Root Mean Square (RMS) values. Data comparison was performed using Wilcoxon's test for one sample and Friedman's ANOVA, which was also used to compare differences between applications. The Wilcoxon test for paired samples was used to assess differences between the Face+Neck and Full Head models. Data analysis was complemented by Bland-Altman plots. There was a statistically significant difference ( $p \leq 0,05$ ) in both applications, for all RAI's and between all evaluated methods. For accuracy analysis, the smallest mean error in the BF application was  $0,27\text{mm} \pm 0,12\text{mm}$  in the nasal dorsum region (DN) ( $p=0,002$ ). On the other hand, the area with the greatest discrepancy was the right gonial region (RGD), with a mean error of  $3,1\text{mm} \pm 2,18\text{mm}$  ( $p=0,002$ ). Regarding the accuracy of the BD system, a smaller deviation of  $0,33\text{mm} \pm 0,27\text{mm}$  was observed in the DN region and in the left infraorbital region (RIOE), which also presented a deviation of  $0,33\text{mm} \pm 0,31\text{mm}$  ( $p=0,002$ ). The area with the highest mean error was the left gonial region (RGE), with  $2,24\text{mm} \pm 2,56\text{mm}$  ( $p=0,002$ ). The BF and BD applications were not precise, as all measurements were different from zero ( $p \leq 0,05$ ). For the precision of the BF application, the mean errors ranged from  $0,18\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$  ( $p=0,002$ ) for the DN region to deviations of  $1,03\text{mm} \pm 0,44\text{mm}$  ( $p=0,002$ ) for the submandibular region (RSM). For the BD application, the errors ranged from  $0,16\text{mm} \pm 0,19\text{mm}$  ( $p=0,004$ ) in the right infraorbital region (RIOD) to  $1,42\text{mm} \pm 1,29\text{mm}$  ( $p=0,002$ ) in the soft pogonion region (RPM). Regarding the acceptable clinical relevance measure, commonly considered 2mm, only the bilateral gonial regions and the submandibular region showed deviations between 2 and 3mm for the two applications. It was concluded that although the three-dimensional evaluation methods by portable devices have shown to be promising, the evaluated applications did not present adequate accuracy and precision to obtain a reliable 3D facial model.

Keywords: Imaging, Three-Dimensional. Cone-Beam Computed Tomography. Integumentary System. Mobile Applications.



## LISTA DE FIGURAS

|             |   |    |
|-------------|---|----|
| Figura 1 –  | Classificação das principais técnicas de aquisição de dados 3D faciais.....   | 18 |
| Figura 2 –  | Representação gráfica dos pontos de coordenadas.....  | 19 |
| Figura 3 –  | Representação da aquisição da TCFC.....   | 20 |
| Figura 4 –  | Disposição dos equipamentos para digitalização por feixe laser...   | 22 |
| Figura 5 –  | Aquisição de imagens por estereofotogrametria.....  | 25 |
| Figura 6 –  | Tomógrafo <i>Classic iCAT</i> para aquisição das tomografias.....   | 29 |
| Figura 7 –  | Representação da captura da imagem 3D pelo sistema Bellus3D   | 31 |
| Figura 8 –  | Representação do alinhamento 3D para superposição das malhas dos modelos referência e teste no programa Geomagic Qualify® ..... | 33 |
| Figura 9 –  | Subdivisão da face em regiões anatômicas de interesse (RAI).....  | 34 |
| Figura 10 – | Avaliação das RAI's pelo MeshValmet® com o método dos mapas de codificação coloridos, histograma e informações estatísticas.... | 35 |
| Figura 11 – | Representação do processo de aquisição 3D, superposição de imagens e criação do mapa de cores.....                              | 36 |
| Figura 12 – | Representação esquemática das tomadas para testagem de acurácia dos sistemas Bellus3D.....                                      | 37 |
| Figura 13 – | Representação esquemática das tomadas para testagem da precisão dos sistemas Bellus3D.....                                      | 38 |
| Figura 14 – | Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de asa do nariz direita (ANAD).....  | 47 |
| Figura 15 – | Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de asa do nariz esquerda (ANAE).....                                       | 47 |
| Figura 16 – | Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de comissura labial direita (CLD).....                                     | 48 |
| Figura 17 – | Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de comissura labial esquerda (CLE).....                                    | 48 |
| Figura 18 – | Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região de dorso nasal (DN).....   | 49 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 19 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região de filtro labial superior (FLS)..... | 49 |
| Figura 20 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF, região de ponta nasal (PN).....                  | 50 |
| Figura 21 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região infraorbitária direita (RIOD).....   | 50 |
| Figura 22 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região infraorbitária esquerda (RIOE).....  | 51 |
| Figura 23 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região goníaca direita (RGD).....           | 51 |
| Figura 24 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região goníaca esquerda (RGE).....          | 52 |
| Figura 25 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região de pogônio mole (RPM).....           | 52 |
| Figura 26 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região submentoniana (RSM).....             | 53 |
| Figura 27 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BD e BF, região de sulco mento labial (SML).....     | 53 |

## LISTA DE GRÁFICOS

|             |  |    |
|-------------|--|----|
| Gráfico 1 – | <i>Box plot</i> com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Face modo <i>Face+Neck</i> .....                         | 54 |
| Gráfico 2 – | <i>Box plot</i> com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Face modo <i>Full Head</i> .....                         | 55 |
| Gráfico 3 – | <i>Box plot</i> com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Dental modo <i>Face+Neck</i> , movimento de face.....    | 55 |
| Gráfico 4 – | <i>Box plot</i> com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Dental modo <i>Face+Neck</i> , movimento de câmera ..... | 56 |
| Gráfico 5 – | <i>Box plot</i> com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Dental modo <i>Full Head</i> , movimento de face .....   | 56 |
| Gráfico 6 – | <i>Box plot</i> com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Dental modo <i>Full Head</i> , movimento de câmera ..... | 57 |

## LISTA DE TABELAS

|  |    |
|--|----|
| Tabela 1 – Estatística descritiva da acurácia: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Face, modo <i>Face+Neck e Full Head</i> .....   | 40 |
| Tabela 2 – Estatística descritiva da acurácia: mediana, desvio interquartilico, valores mínimo e máximo em milímetros (mm) e teste de normalidade Shapiro- Wilk dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Dental, modos <i>Face+Neck e Full Head</i> , com movimentação de face e movimentação de câmera..... | 42 |
| Tabela 3 – Teste de Wilcoxon de amostras pareadas para o sistema Bellus3D Face, comparando os modos <i>Face+Neck e Full Head</i> ..  | 45 |
| Tabela 4 – Teste ANOVA de Friedman para o sistema Bellus3D Dental, comparando os modos <i>Face+Neck e Full Head</i> , movimento de face e câmera.....  | 45 |
| Tabela 5 – Estatística descritiva de precisão: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Face, modo <i>Face+Neck e Full Head</i> .....   | 58 |
| Tabela 6 – Estatística descritiva de precisão: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Dental, modo <i>Face+Neck e Full Head</i> , movimento de face e movimento de cabeça.....    | 59 |
| Tabela 7 – ANOVA de Friedman comparando o sistema Bellus3D Face ao sistema Bellus3D Dental .....   | 61 |
| Tabela 8 – Teste <i>post hoc</i> Durbin-Conover .....  | 62 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|         |   |
|---------|---|
| 2D      | Bidimensional                                 |
| 3D      | Tridimensional                                |
| ANAD    | Asa do nariz direita                          |
| ANAE    | Asa do nariz esquerda                         |
| BD      | Bellus Dental Pro                             |
| BF      | Bellus FaceApp                                |
| CEP     | Comitê de ética em pesquisa                   |
| CLD     | Comissura labial direita                      |
| CLE     | Comissura labial esquerda                     |
| DIACIR  | Diagnóstico e Cirurgia                        |
| DICOM   | Digital Imaging and Communication in Medicine |
| DIQ     | Desvio interquartilico                        |
| DN      | Dorso nasal                                   |
| DP      | Desvio padrão                                 |
| FH      | <i>Full Head</i>                              |
| FLS     | Filtro labial superior                        |
| FN      | <i>Face+Neck</i>                              |
| FOV     | Campo de visão                                |
| HUPE    | Hospital Universitário Pedro Ernesto          |
| ICP     | <i>Iterative closest point</i>                |
| LIDAR   | <i>Light Detection And Ranging</i>            |
| MC      | Movimento de câmera                           |
| MF      | Movimento de face                             |
| MIH     | Máxima Intercuspidação habitual               |
| mm      | Milímetro                                     |
| MSD     | <i>Mean Square Distance</i>                   |
| p valor | Valor de significância                        |
| PRECOM  | Odontologia preventiva e comunitária          |
| PN      | Ponta do nariz                                |
| RAI     | Região anatômica de interesse                 |
| RGD     | Região goníaca direita                        |

|      |  |
|------|--|
| RGE  | Região goníaca esquerda                    |
| RPM  | Região de pogônio mole                     |
| RIOD | Região infraorbitária direita              |
| RIOE | Região infraorbitária esquerda             |
| RMS  | <i>Root Mean Square</i>                    |
| RSM  | Região submandibular                       |
| SML  | Sulco mento labial                         |
| STL  | <i>Standard Triangle Language</i>          |
| TCFC | Tomografia computadorizada de feixe cônico |
| TOF  | <i>Time-of-flight</i>                      |
| UERJ | Universidade do Estado do Rio de Janeiro   |

## SUMÁRIO

|       |   |    |
|-------|---|----|
|       | <b>INTRODUÇÃO</b> .....   | 15 |
| 1     | <b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....  | 17 |
| 1.1   | <b>Tecnologias de digitalização 3D faciais</b> .....  | 17 |
| 1.1.1 | <u>Tomografia computadorizada de feixe cônico</u> .....   | 19 |
| 1.1.2 | <u>Ressonância magnética</u> .....  | 21 |
| 1.1.3 | <u>Digitalização por feixe laser</u> .....  | 21 |
| 1.1.4 | <u>Técnica de luz estruturada</u> .....   | 23 |
| 1.1.5 | <u>Digitalização por fotogrametria</u> .....  | 24 |
| 2     | <b>PROPOSIÇÃO</b> .....   | 26 |
| 2.1   | <b>Objetivo geral</b> .....   | 26 |
| 2.2   | <b>Objetivo específico</b> .....  | 26 |
| 3     | <b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....   | 27 |
| 3.1   | <b>Aspectos éticos</b> .....  | 27 |
| 3.2   | <b>Desenho de estudo</b> .....  | 27 |
| 3.3   | <b>Local para realização do estudo</b> .....  | 27 |
| 3.4   | <b>Seleção da amostra</b> .....   | 27 |
| 3.4.1 | <u>Critérios de inclusão</u> .....  | 28 |
| 3.4.2 | <u>Critérios de exclusão</u> .....  | 28 |
| 3.5   | <b>Cálculo amostral</b> .....   | 28 |
| 3.6   | <b>Aquisição das imagens</b> .....  | 29 |
| 3.6.1 | <u>Aquisição da TCFC</u> .....  | 29 |
| 3.6.2 | <u>Escaneamento facial</u> .....  | 30 |
| 3.6.3 | <u>Processamento das imagens</u> .....  | 32 |
| 3.6.4 | <u>Comparação de superfícies</u> .....  | 35 |
| 3.7   | <b>Análise estatística dos dados</b> .....  | 38 |
| 4     | <b>RESULTADOS</b> .....   | 40 |
| 4.1   | <b>Estatística descritiva, teste de normalidade e análise de acurácia</b> .....                                   | 40 |
| 4.1.1 | <u>Gráficos de Bland-Altman dos valores de RMS de acurácia dos sistemas Bellus3D Face e Bellus3D Dental</u> ..... | 46 |

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 4.1.2 | <u>Gráficos de <i>Box Plot</i> dos valores de RMS de acurácia dos sistemas Bellus3D Face e Bellus3D Dental.....</u> | 54 |
| 4.2   | <b>Estatística descritiva, teste de normalidade e análise da precisão.....</b>                                      | 57 |
| 4.3   | <b>Comparação entre os sistemas Bellus3D Face e Bellus3D Dental.....</b>  | 61 |
| 5     | <b>DISCUSSÃO.....</b>   | 63 |
|       | <b>CONCLUSÃO.....</b>   | 69 |
|       | <b>REFERÊNCIAS.....</b>   | 70 |
|       | <b>ANEXO A - Parecer do comitê de ética em pesquisa.....</b>  | 75 |
|       | <b>ANEXO B - Termo de consentimento livre e esclarecido.....</b>  | 79 |



## INTRODUÇÃO

Um dos principais objetivos do tratamento ortodôntico é a obtenção e a preservação da harmonia facial, para isso é fundamental que o ortodontista realize um exame facial minucioso, através de análise clínica e de imagens, para que o tratamento ortodôntico não afete de forma adversa as características faciais.<sup>1,2</sup>

Desde o início do século passado, estudos como o de Angle<sup>3</sup> já levavam em consideração a estética facial associada à oclusão ideal como um fator determinante na avaliação do planejamento ortodôntico. Essa visão harmônica da face levou os ortodontistas a uma análise mais minuciosa dos tecidos moles e a métodos de avaliação de resultados baseados diretamente em estética facial.<sup>1,2</sup>

Atualmente, além da possibilidade de avaliação dos tecidos moles através da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC),<sup>4-6</sup> existem variados dispositivos que permitem a tomada de imagens tridimensionais (3D) do indivíduo sem a necessidade de exposição à radiação ionizante, incluindo ressonância magnética,<sup>6-9</sup> escâneres a laser,<sup>5,10,11</sup> sistemas de luz estruturada<sup>12-15</sup> e estereofotogrametria.<sup>16-20</sup> Por serem métodos seguros, rápidos e não invasivos, estão sendo cada vez mais utilizados para avaliação facial em Ortodontia, Cirurgia Bucomaxilofacial e, mais recentemente, em Estética Orofacial.<sup>21-23</sup>

Dentre essas ferramentas, vem-se destacando e tem-se tornado cada vez mais viável a avaliação 3D de imagens através de escaneamento facial. Um escâner facial é um instrumento de medição óptica que permite adquirir modelos faciais com a cor e textura da pele real.<sup>12,22,24</sup> Estes dispositivos podem ser baseados em *hardwares* e *softwares* específicos, como no caso do 3dMD Face<sup>12,16</sup> e do Di3D<sup>5,18</sup>, ou até mesmo os que utilizam as plataformas dos *smartphones* para a aquisição das imagens, como, por exemplo, os aplicativos Bellus3D Face e Dental (Bellus3D FaceApp; Bellus3D Inc, Campbell CA)<sup>25</sup>. No entanto, estão disponíveis apenas para dispositivos do tipo iPhone (iPhone, Apple Inc, Cupertino, CA), que utilizam um sistema de laser infravermelho frontal para adquirir dados tridimensionais topográficos e câmera óptica frontal para adquirir informações de cores (Sistema TrueDepht®).<sup>22,26-28</sup>

O sistema TrueDepht®, desenvolvido a partir do dispositivo móvel iPhone X, foi projetado como uma ferramenta de segurança para identificação do usuário e,

portanto, pode ser otimizado para digitalização facial. Para adquirir dados tridimensionais, o escâner do iPhone usa um laser que projeta 30.000 pontos infravermelhos no rosto do usuário e captura a distância desses pontos usando um sensor. Um projetor de luz e uma câmera óptica são usados para melhorar a captura desses dados e sobrepor a cor sobre o modelo tridimensional reconstruído a partir dos pontos infravermelhos.<sup>22,26,28</sup>

Rudy et al. avaliaram a acurácia e precisão do escâner do iPhone X, utilizando imagens 3D de 16 pacientes submetidos à captura facial tridimensional com um aplicativo de iPhone X (ScandyPro, New Orleans, La) e compararam as imagens obtidas pela câmera tridimensional portátil Canfield Vectra H1. O aplicativo para iPhone X obteve acurácia e precisão de 0,5mm quando comparado a câmera tridimensional utilizada como referência, mostrando, portanto, confiável digitalização tridimensional de um escâner facial, através de um aparelho de celular.<sup>22</sup>

A falta de portabilidade e de familiaridade com a tecnologia de captura 3D são barreiras para os profissionais que buscam incorporar a tecnologia tridimensional em suas práticas clínicas diárias.<sup>21</sup> Esses fatores, associados ao alto custo de dispositivos de digitalização, podem reduzir a adoção da tecnologia tridimensional.<sup>5,13</sup> Com a facilidade de utilização e acesso a essa tecnologia através de dispositivos móveis, a viabilidade de ser empregado rotineiramente para facilitar o acompanhamento dos pacientes pode tornar-se uma realidade.<sup>18,19,22,29</sup>

A tecnologia digital está mudando a Odontologia e o impacto de novos dispositivos de aquisição de imagens 3D, com maior riqueza de detalhes, já é considerável no campo odontológico.<sup>13,23,24</sup> Além disso, a simplificação e a redução dos custos para obter uma representação virtual 3D do paciente é fundamental para facilitar o diagnóstico e planejamento ortodôntico.<sup>18,21-24,28</sup>

Contudo, mesmo com o crescente uso dessas ferramentas, estudos odontológicos comparativos das discrepâncias entre as medidas das TCFC e as medidas calculadas em uma representação 3D do paciente, capturada pelo uso de um escâner facial, ainda são escassos, e avaliar sua precisão e acurácia é fundamental para possibilitar sua aplicação mais frequente dentro dos consultórios odontológicos.

## 1 REVISÃO DE LITERATURA

### 1.1 Tecnologias de digitalização 3D faciais

Um escâner 3D é um dispositivo capaz de realizar uma varredura em objetos ou ambientes para recolher dados sobre a sua forma e aparência, que com o auxílio de *softwares*, esses dados são utilizados para construção de réplicas tridimensionais. Os escâneres emitem um determinado tipo de radiação, como ultrassom, raios-x, lasers ou luz visível. A radiação interage com o objeto, as medidas são calculadas e os dados capturados são transformados em malha tridimensional.<sup>13,30,31</sup>

A digitalização ou escaneamento 3D foi desenvolvida primeiramente para uso industrial nas áreas de engenharia reversa, porém, nos últimos anos, com a redução no custo dos equipamentos, houve uma grande expansão dessa tecnologia com uma gama de aplicações, que favoreceu a aplicabilidade em diversas áreas, incluindo a indústria biomédica.<sup>14,32,33</sup>

Atualmente, com o avanço do poder computacional, já existem no mercado diversas soluções para digitalização 3D a um custo reduzido. Novas tecnologias como dispositivos de digitalização portáteis estão disponíveis, cada uma com suas peculiaridades e com enorme potencial de expansão e melhorias tecnológicas, cuja precisão demonstra ser comparável à de sistemas estacionários profissionais de alto custo para escaneamento facial,<sup>14,15,19</sup> com a vantagem da automação digital e maior precisão sem necessitar de qualquer contato físico com o paciente.<sup>5,12,14,18,22,33</sup>

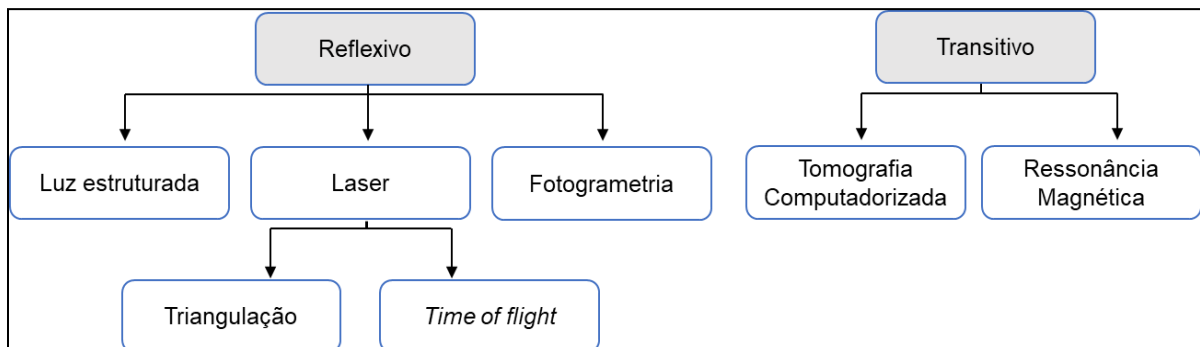
No entanto, nenhum dispositivo possui todas as qualidades para englobar as características perfeitas, sendo cada método específico para uma determinada aplicação. Dessa forma, cabe ao profissional escolher qual a tecnologia mais adequada ao seu projeto e realidade. Uma ferramenta de avaliação facial 3D ideal deve satisfazer os seguintes parâmetros:<sup>13,14</sup>

- a) Os dados fornecidos devem ser próximos aos reais;
- b) Possuir alta confiabilidade;
- c) Não requerer extensa necessidade de treinamento para utilização do equipamento;

- d) Tempo de digitalização deve ser reduzido;
- e) Custo acessível para não impedir seu uso em ambientes clínicos;
- f) Precisa ser portátil;
- g) Os dados precisam ser facilmente arquiváveis, porém de fácil acesso.

Diferentes dispositivos de varredura facial 3D têm sido usados em ambiente clínico, dentre eles, as principais técnicas são classificadas de acordo com a característica da tecnologia de processamento do sensor de captura de dados, se por forma transitiva, reconstruindo o objeto virtual a partir de fatiamento e sobreposição de imagens, como ocorre na tomografia computadorizada de feixe cônico e a ressonância magnética ou por forma reflexiva, capturando os dados a partir da reflexão da luz incidente no objeto, o que inclui as técnicas de triangulação a laser, sistema de luz estruturada e fotogrametria.<sup>24,28</sup>(Figura 1)

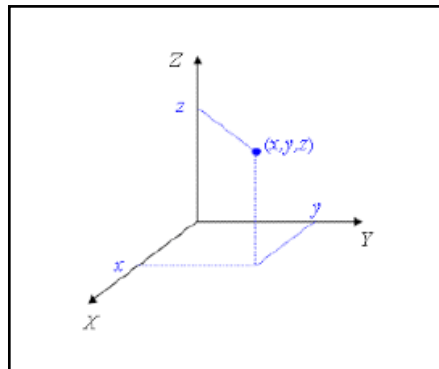
Figura 1 - Classificação das principais técnicas de aquisição de dados 3D faciais



Fonte: A autora, 2022 baseado em LARTIGUE, CONTRI e BOURDET<sup>34</sup>

Apesar da TCFC ser a técnica de digitalização 3D facial mais utilizada na Odontologia,<sup>6,24,35</sup> os escâneres 3D têm ganhado espaço cada vez maior, devido, principalmente, à ausência de radiação ionizante.<sup>12,13,21,32</sup> Essa tecnologia de digitalização facial é uma ferramenta que obtém dados da face para gerar modelos tridimensionais digitais em tamanhos reais. Com o auxílio de *softwares*, permitem a captura de texturas, contornos e detalhes de superfícies com grande precisão. Assim que a face é escaneada, o dispositivo constrói uma malha geométrica 3D de pontos de visualização definidos por coordenadas em três eixos: x, y e z (Figura 2), que são então conectados em forma de triângulos ou polígonos e convertidos por algoritmos para gerar um modelo facial 3D.<sup>13,32</sup>

Figura 2 - Representação gráfica dos pontos de coordenadas



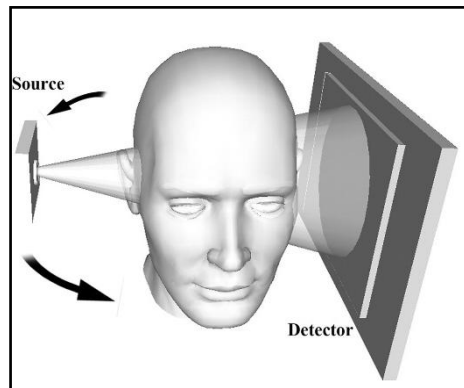
Fonte: DORNELLES, 2019<sup>36</sup>

### 1.1.1 Tomografia computadorizada de feixe cônico

A tomografia computadorizada de feixe cônico é uma técnica radiográfica por imagem que foi desenvolvida no final da década de 1990.<sup>37,38</sup> Desde então, a tecnologia TCFC passou por uma rápida evolução, possibilitando aprimorar o diagnóstico por imagem através dos seus inúmeros recursos, em especial a visualização volumétrica tridimensional da anatomia do indivíduo, com uma visão mais detalhada tanto de estruturas ósseas e dentárias, como de tecidos moles, com maior qualidade e pouca distorção.<sup>4,5,35,39,40</sup>

A tecnologia da TCFC, através de um feixe de raios-x em forma de cone e um detector bidimensional (2D), realiza uma rotação em torno do objeto formando uma série de imagens 2D, que são processadas por um *software* para criar fatias virtuais (figura 3). A sobreposição dessas fatias forma o modelo virtual 3D. Os dados de imagem virtual são reconstruídos em escala de cinza, sendo que a intensidade da imagem depende da absorção do raio-x pelo tecido digitalizado.<sup>4</sup> As imagens contêm voxels isotrópicos (elementos de volume) de modo que cada elemento tenha dimensões iguais em todos os três planos ortogonais (axial, coronal e sagital), permitindo imagens multiplanares precisas.<sup>7,39,40</sup>

Figura 3 - Representação da aquisição da TCFC



Fonte: MIRACLE e MUKHERJI, 2009<sup>40</sup>

Apesar da TCFC oferecer menor dose de radiação quando comparada à tomografia médica, como qualquer técnica por imagem que utiliza feixes de raios-x, tem potencial efeitos radiobiológicos deletérios. Como ainda não se conhece uma dosagem segura de radiação ionizante, os protocolos atuais são baseados na suposição de que até mesmo doses muito baixas de radiação podem ter um efeito cancerígeno.<sup>7,35,39,41</sup>

Existe uma variedade de doses efetivas de radiação presente em diferentes máquinas de TCFC. Essas doses estão correlacionadas com o tamanho do campo de visão (FOV), ou seja, quanto maior o FOV, maior a dose efetiva de radiação ionizante. Por isso, limitar o tamanho do FOV é uma das formas de redução de doses deletérias.<sup>7,35,40</sup> Além disso, pequenas modificações em parâmetros como diminuição do tempo de exposição também tem um papel significativo na redução da dose de radiação, porém podem interferir na qualidade da imagem, quando mal planejados.<sup>40,41</sup>

Outras desvantagens da TCFC são a possibilidade de produção de artefatos causados por restaurações e objetos metálicos, incapacidade de determinar a cor da pele nas imagens de tecido mole, distorção da imagem em movimentos involuntários do paciente no momento da tomada, o alto custo do equipamento e o espaço necessário para o tomógrafo, incompatível com a rotina clínica dos consultórios.<sup>7,41</sup>

Embora as TCFC apresentem desvantagens significativas, os benefícios superam os riscos em determinadas situações, pois são capazes de fornecer um amplo e completo conjunto de dados, com excelente resolução espacial e que contém informações 3D confiáveis sobre tecidos moles e duros, particularmente relevantes sob o ponto de vista diagnóstico.<sup>4,6-8,35,39,40</sup>

### 1.1.2 Ressonância magnética

É um método de diagnóstico por imagem que oferece alta definição dos tecidos moles, permitindo sua diferenciação. Não utiliza radiação ionizante, não é invasiva e fornece informações anatômicas e fisiológicas minuciosas.<sup>6-9,41</sup>

No método de ressonância magnética, o dispositivo usado é um tomógrafo magnético que gera um campo ao redor do paciente, causando polarização dos átomos de hidrogênio presentes nos tecidos. Em seguida, acompanhada da despolarização, ocorre emissão de radiação, semelhante às ondas de rádio, produzindo energia, que é, então, convertida em números, que são processados por *softwares* e transformados em imagem. A ressonância magnética é muito apropriada para o estudo da fisiologia esquelética, distúrbios na articulação temporomandibular, tumores e avaliação de tecido moles de um modo geral.<sup>9,41</sup>

No estudo de Al-Saleh et al. foi confirmada a acurácia e a reprodutibilidade de imagens de ressonância magnética e TCFC em cabeças de suínos, através de um método de medição de distâncias entre marcadores fiduciais que foram comparadas ao escâner a laser industrial Kreon 3D, considerado padrão ouro. As diferenças médias dos valores de distância dos marcadores das imagens de ressonância magnética e TCFC em comparação com a imagem do escâner a laser foram de 0,2 mm e 0,3 mm, respectivamente, mostrando alto nível de acurácia.<sup>8</sup>

Apesar de ser um método acurado e preciso para avaliação de tecidos moles,<sup>6,8,9</sup> possui a desvantagem de requerer equipamentos de alto custo e robusto que leva a indisponibilidade nos consultórios odontológicos.<sup>41</sup> Como é um dispositivo de avaliação de tecidos moles, é limitado para avaliação dento-crânio-facial completa e, geralmente, necessita de outros exames para complementação diagnóstica.<sup>6</sup>

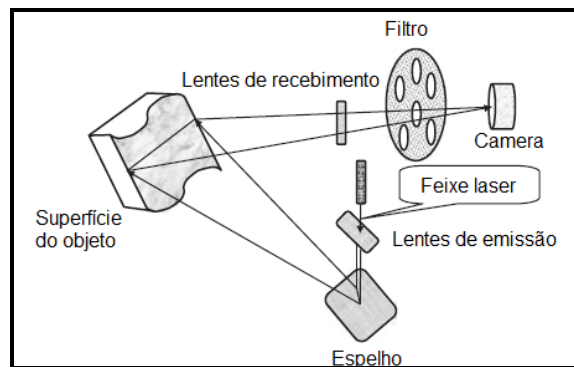
### 1.1.3 Digitalização por feixe laser

A técnica de digitalização a laser pode ser descrita como uma projeção de luz laser, sob a forma de ponto ou linha, colocada sobre um objeto alvo em que uma

câmera com sensor recebe a luz refletida sobre o objeto e grava sua posição exata, captura um contorno que então é processado por um *software*. A integração entre os contornos criados pela incidência do laser na superfície do objeto gera o modelo virtual 3D.<sup>10,13</sup>

Os dispositivos baseados a laser são compostos por um módulo emissor de laser, uma lente de emissão com a finalidade de ajustar o foco do laser, um espelho refletor, uma lente para recepção de feixes para ajustar o foco do laser incidente, o filtro de câmera para realizar a filtragem da incidência de luz, e a câmera que é o dispositivo com a finalidade de capturar os feixes laser com os dados de geometria e dimensão<sup>30,31</sup> (Figura 4).

Figura 4 - Disposição dos equipamentos para digitalização por feixe laser



Fonte: WANG, 2011<sup>30</sup>

Para a realização dos cálculos de processamento e formação do modelo, o método de varredura a laser dispõe de duas técnicas distintas, a triangulação a laser e a técnica de *time-of-flight* (TOF).<sup>31,34,42</sup>

A técnica de triangulação utiliza um laser pontual ou um feixe de laser que é projetado sobre a superfície do objeto e a geometria de incidência é registrada por uma ou mais câmeras e, então, é realizada a triangulação das informações capturadas pelo sensor na forma de uma matriz medindo a localização dos pontos no espaço  $x$ ,  $y$  e  $z$ .<sup>10,31</sup>

A técnica de *time-of-flight* (TOF) consiste em um diodo laser que projeta uma série de pulsos para o objeto a ser escaneado. O pulso laser é então refletido de maneira difusa pela superfície do objeto, e parte da luz refletida é coletada por um sensor óptico e, em seguida, o atraso do sinal do laser refletido é medido e comparado com o sinal da emissão laser original. Essa comparação fornece a



estimativa de distância entre o módulo de projeção laser e o objeto a ser escaneado.<sup>13</sup> O conjunto de padrões captados pelo receptor forma a geometria do sólido virtual.<sup>13,31,32</sup>

A técnica de estimativa *time-of-flight* fornece uma varredura laser capaz de medir distâncias muito mais longas do que a triangulação, além de ser barata, portátil e mais resistente à interferência de luz externa que outros métodos, no entanto, essa técnica de digitalização é menos precisa que os métodos de triangulação.<sup>31,32</sup>

O processo de digitalização a laser, seja triangulação ou TOF, tem como principal vantagem a velocidade de digitalização, sendo possível a aquisição do modelo virtual em um curto espaço de tempo, com pouca sensibilidade à luz externa,<sup>11,32</sup> além da possibilidade de digitalização facial com acurácia e precisão adequadas.<sup>10,11</sup> Estudos com escâner a laser mostraram excelentes resultados de confiabilidade, por isso é utilizado com frequência como referência de avaliação 3D.<sup>5,11,13</sup>

#### 1.1.4 Técnica de Luz Estruturada

Os escâneres de luz estruturada projetam um padrão organizado de luz visível ou infravermelha, como grades, pontos ou listras, em uma superfície/objeto e extraem a informação dessa geometria através da deformação desse padrão. Apesar desse método se basear em triangulação, não precisa utilizar emissores de luz laser. Utiliza a projeção de um padrão de luz que cobre o objeto a ser escaneado. Posteriormente, um detector, como uma câmera digital, captura a deformação da malha projetada na superfície. Essa imagem é processada pelo *software* para gerar dados de forma e, então, gerar o modelo virtual.<sup>13,32</sup>

De uma maneira geral, os métodos de medição tridimensional baseados em luz estruturada podem atingir excelente acurácia e precisão, porém são dependentes do *hardware* utilizado e do tamanho do objeto a ser digitalizado.<sup>12,14,32</sup> Zhao, Xiong e Wang utilizaram o FaceScan3D em 10 pacientes com diferentes tipos de deformidades faciais, encontrando uma elevada acurácia de 0,43mm  $\pm$ 0,05 mm

quando comparado ao escâner a laser industrial Faro Edge LLP, altamente acurado.<sup>12</sup>

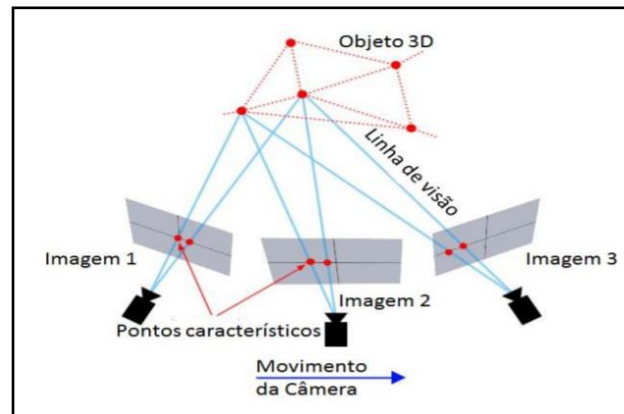
Outra vantagem é a velocidade de escaneamento, já que é um método que permite digitalizar muitos pontos de uma só vez e ainda permite a realização da varredura em tempo real. Como desvantagens é observado a limitação na iluminação ambiente, visto que a alta incidência de luz pode interferir na captura da projeção do padrão incidente sob a superfície do objeto.<sup>32,43</sup> Além disso, em comparação aos sistemas estereofotogramétricos, por exemplo, alguns sistemas de luz estruturada precisam de várias varreduras da face para capturar completamente os dados, pois não têm cobertura de superfície satisfatória.<sup>13,14</sup>

#### 1.1.5 Digitalização por fotogrametria

Uma das tecnologias de digitalização mais utilizadas para avaliação de tecidos moles faciais é a fotogrametria, que consiste na reconstrução da face através de múltiplas fotografias 2D. Utiliza coordenadas bidimensionais similares entre duas ou mais imagens capturadas pela câmera em diferentes ângulos. Em seguida, as diferentes imagens adquiridas, com sobreposição dos campos de visão, são mescladas em um modelo 3D. A partir da projeção das imagens e através do princípio da triangulação, é possível realizar a medição das coordenadas tridimensionais do objeto. A profundidade do modelo é estimada pelo cálculo aproximado da linha de visão entre a câmera e o objeto a ser digitalizado.<sup>13,44-46</sup>

A estereofotogrametria é uma extensão da fotogrametria que usa duas ou mais câmeras configuradas simultaneamente para obter coordenadas 3D da morfologia facial.<sup>13,16,18,46</sup> O sistema de aquisição de imagens por câmeras para a técnica de estereofotogrametria está demonstrado na figura abaixo (figura 5).

Figura 5 - Aquisição de imagens por estereofotogrametria



Fonte: MANSON, 2013<sup>42</sup>

A técnica de estereofotogrametria possui elevada acurácia e precisão, além de rápida velocidade de aquisição das imagens, por isso é considerada em alguns estudos como padrão ouro para digitalização facial 3D.<sup>13,14,18,46,47</sup>

O estudo de Gibelli et al. testou um dispositivo de estereofotogrametria a fim de verificar sua aplicabilidade clínica na análise facial 3D. Submeteram 50 indivíduos a exames de digitalização facial com o dispositivo portátil VECTRA H1 e compararam ao dispositivo estático VECTRA M3. Foram avaliadas distâncias em RMS (root mean square), medidas lineares, angulares, de volume e superfície. Os resultados demonstraram que o dispositivo VECTRA H1 portátil é confiável para avaliação de medidas lineares, angulares e de superfície. No entanto, os volumes e as distâncias em RMS apresentaram diferenças significativas quando comparados ao VECTRA M3, sendo o maior erro médio encontrado de 0,52 mm  $\pm$ 0,14mm.<sup>19</sup>

Apesar das vantagens, a maioria dos sistemas estereofotogramétricos não são apropriados para uso clínico rotineiro, pois possuem custo elevado, são extensos, exigem longos períodos de configuração e calibração e não costumam ser portáteis.<sup>13,14,18,19</sup> Geralmente, são utilizados apenas em estudos mais especializados de avaliação facial em que se necessita de elevada acurácia, como na avaliação de deformidades faciais.<sup>6,12,17,44</sup>

## 2 PROPOSIÇÃO

### 2.1 Objetivo Geral

Avaliar a precisão e a acurácia, de dois sistemas de escaneamento facial simples, de baixo custo e sem exposição à radiação para a aquisição da imagem facial 3D, realizado pelo próprio paciente, através dos aplicativos Bellus3D FaceApp® e Bellus 3D Dental Pro® para iPhone® quando comparados às imagens geradas pela TCFC.

### 2.2 Objetivo Específico

Avaliar se existem diferenças na precisão e acurácia do escaneamento facial com os aplicativos nas seguintes regiões anatômicas:

- a) Asa do nariz direita (ANAD);
- b) Asa do nariz esquerda (ANAE);
- c) Comissura labial direita (CLD);
- d) Comissura labial esquerda (CLE);
- e) Dorso nasal (DN);
- f) Filtro labial superior (FLS);
- g) Ponta do nariz (PN);
- h) Região goníaca direita (RGD);
- i) Região goníaca esquerda (RGE);
- j) Região de pogônio mole (RPM);
- k) Região infraorbitária direita (RIOD);
- l) Região infraorbitária esquerda (RIOE);
- m) Região submentoniana (RSM);
- n) Sulco mento labial (SML).

## **3 MATERIAL E MÉTODOS**

### **3.1 Aspectos éticos**

O projeto de pesquisa foi submetido à Plataforma Brasil com número de CAAE 17316019.9.0000.5259. A coleta de dados foi iniciada após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Pedro Ernesto (CEP/ HUPE), da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), que emitiu parecer consubstanciado número 3.460.302, data: 18/07/2019 (anexo A).

### **3.2 Desenho do estudo**

Trata-se de um estudo prospectivo transversal.

### **3.3 Local para realização do estudo**

Todo estudo foi realizado na Faculdade de Odontologia da UERJ, no departamento de Odontologia Preventiva e Comunitária (PRECOM) na disciplina de Ortodontia e no departamento de Diagnóstico e Cirurgia (DIACIR) na disciplina de Cirurgia Bucomaxilofacial.

### **3.4 Seleção da amostra**

Para realização dessa pesquisa, foram selecionados dez pacientes adultos, 5 do sexo masculino e 5 do sexo feminino que necessitavam de exame de TCFC para iniciar o tratamento ortodôntico. A escolha dos participantes foi aleatória,

independente de cor, peso ou altura. Todos os pacientes selecionados precisaram concordar em participar do estudo e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo B).

#### 3.4.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos na amostra pacientes adultos com bom estado geral de saúde que buscaram tratamento ortodôntico.

#### 3.4.2 Critérios de exclusão

Pacientes em tratamento ortodôntico, portadores de síndromes, pacientes que possuíam barba e/ou bigode e não se comprometessem a remover, pessoas com tatuagens na região da face, presença de deformidades craniofaciais e/ou assimetrias faciais graves.

### 3.5 **Cálculo amostral**

O cálculo amostral foi realizado considerando o poder de 80% e nível de significância de 5%, desvio padrão de 1,44 e com diferença a ser detectada de 1,5. Com estes parâmetros, o programa G\*Power<sup>®</sup> versão 3.1 (Heinrich Heine University Düsseldorf, Alemanha) mostrou a necessidade de 10 indivíduos na amostra. O valor do desvio padrão foi estabelecido em estudo piloto e foi utilizado o maior valor de desvio padrão encontrado.

## 3.6 Aquisição das imagens

### 3.6.1 Aquisição da TCFC

Para obter o modelo 3D do grupo controle, todos os indivíduos foram submetidos ao exame de tomografia computadorizada de feixe cônico. Os participantes do estudo foram beneficiados com realização gratuita do exame tomográfico, que foi necessário ao processo inicial de planejamento do tratamento ortodôntico.

As imagens foram obtidas com o tomógrafo *Classic iCAT* (Image Sciences, Hatfield, PA, USA), (Figura 6), com os exames realizados com os seguintes parâmetros: dimensão do voxel de 0,3mm (isométrico), exposição de 40 segundos, paciente sentado com campo de visão estendido de 22 cm de comprimento, sem apoio de mento e de testa para não gerar deformações do tecido mole.

Figura 6 - Tomógrafo *Classic iCAT* para aquisição das tomografias



Fonte: A autora, 2021.

No momento da tomada tomográfica, os pacientes foram orientados a permanecer em máxima intercuspidação habitual (MIH), a não usar maquiagem, barba ou bigode, brincos, óculos, produtos faciais ou qualquer tipo de acessórios que pudessem gerar artefatos que interferissem na qualidade da imagem. Também foram orientados a manter a cabeça imóvel e posicionados de forma a ter o plano de Camper paralelo ao solo. As tomografias foram realizadas no Hospital Universitário Pedro Ernesto pelo mesmo técnico.

### 3.6.2 Escaneamento Facial

Os exames faciais foram obtidos por meio de dois aplicativos da mesma empresa para escanear os tecidos moles faciais, Bellus3D FaceApp (BF) e Bellus3D Dental Pro (BD), para iPhone 11. Os aplicativos Bellus3D Face e Dental utilizam a câmera frontal do iPhone para produzir a digitalização facial 3D da orelha esquerda até a orelha direita ou de toda a região da cabeça, dependendo do modo selecionado, em um único procedimento.

A tecnologia de escaneamento facial, baseada na câmera de profundidade (TrueDepth<sup>®</sup>) encontrada no iPhone, está disponível em produtos Apple desde 2017 e a partir do iPhone X.<sup>26</sup> Inicialmente, este sistema foi projetado como uma ferramenta de segurança para o reconhecimento facial do usuário. A câmera TrueDepth<sup>®</sup> utiliza um sistema de laser infravermelho frontal que emite cerca de 30.000 pontos e uma câmera dedicada a capturar as informações do objeto. As câmeras 3D com sensor de profundidade capturam a distância dos pontos ao dispositivo. A partir daí, um *software* de processamento de imagens gera um modelo 3D da face do usuário.<sup>22,26,28</sup>

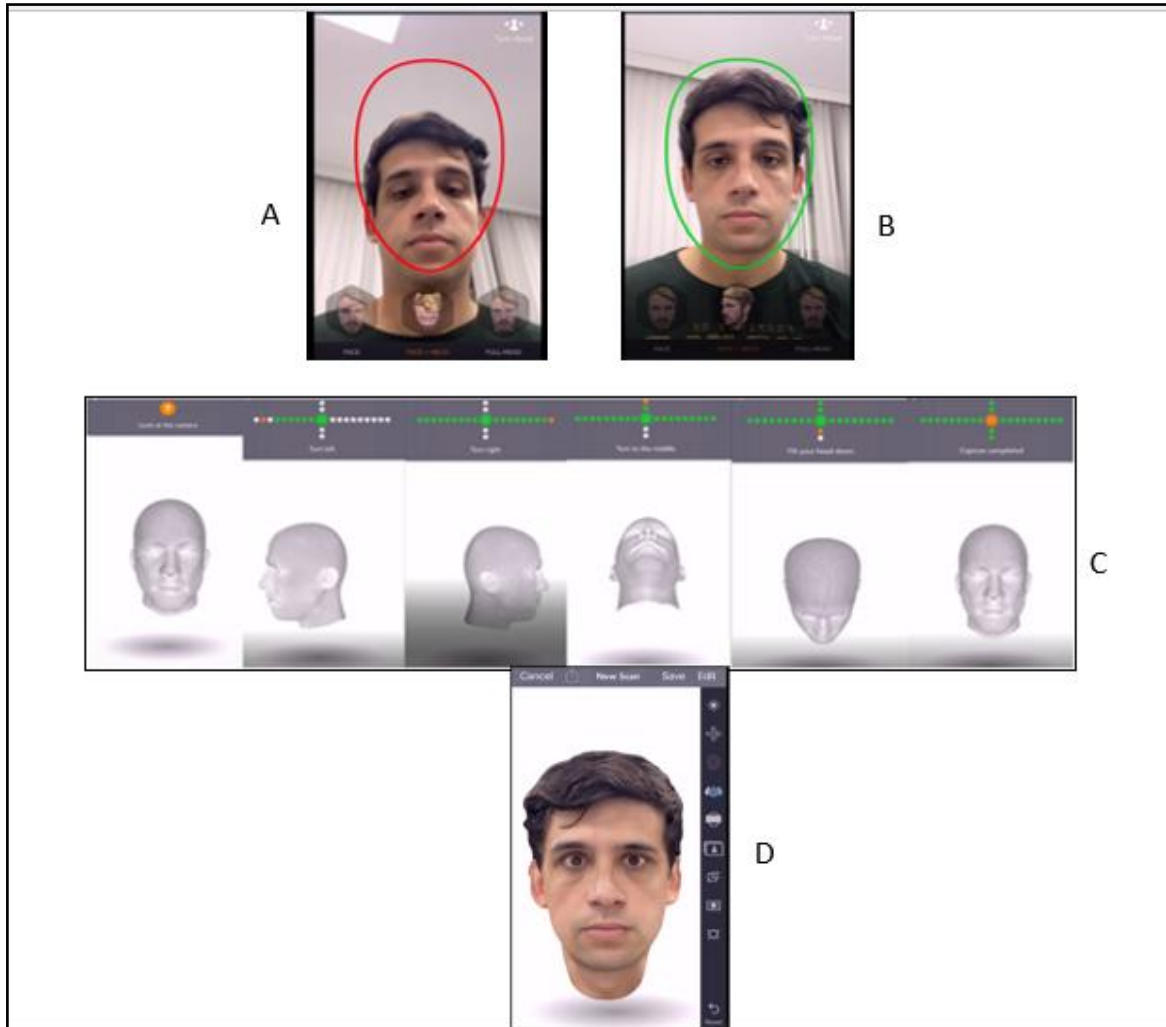
O escaneamento facial foi realizado imediatamente após a aquisição da TCFC, com o dispositivo de celular manipulado pelo próprio indivíduo, em ambiente fechado, com paredes claras e iluminação satisfatória. O protocolo de obtenção do modelo 3D facial seguiu as instruções fornecidas pelo fabricante. O paciente, sem qualquer tipo de adorno e com os cabelos longos presos, foi orientado a permanecer com os lábios em repouso e em MIH olhando diretamente para o aparelho de celular e seguindo as orientações especificadas pelo aplicativo, inclusive em relação ao enquadramento e a distância da face ao dispositivo (Figura 7).

Através do aplicativo Bellus3D Face foram realizados quatro escaneamentos de cada paciente, dois de maneira idêntica no modo *Full Head* (FH), que consiste no escaneamento de toda a região da cabeça, e dois também de maneira semelhante no modo *Face+Neck* (FN), que consiste na digitalização da região da face de orelha a orelha e região do pescoço (Figura 8). Além do Bellus3D Face, foram realizados mais oito escaneamentos com o aplicativo Bellus3D Dental que, segundo a empresa Bellus3D,<sup>25</sup> é mais apropriado para realização de digitalização facial com objetivo profissional, prometendo grande precisão e integração com outras plataformas de



diagnóstico, além de várias ferramentas para facilitar a análise em Odontologia (Figura 7).

Figura 7 – Representação da captura da imagem 3D pelo sistema Bellus3D



Legenda: A: Enquadramento inicial, B: Enquadramento automático, C: Fases de captura da imagem, D: Imagem 3D final.

Fonte: A autora, 2022.

Dentre as oito tomadas realizadas pelo Bellus3D Dental, quatro foram pelo modo *Full Head* e quatro pelo modo *Face+Neck*. O aplicativo Bellus3D Dental possui as opções de digitalização através da movimentação da face (MF), em que o dispositivo de celular fica imóvel e o indivíduo efetua a movimentação da cabeça de acordo com as instruções do aplicativo, e a opção de movimentação de câmera (MC) em que a cabeça fica imóvel e o dispositivo com a câmera é movimentado em torno da face para digitalização. Então, foram realizadas duas tomadas idênticas de cada modo, com movimentação de face e com movimentação da câmera. As

aquisições foram feitas consecutivamente na mesma sala. No total, foram realizados doze escaneamentos faciais de cada participante, quatro tomadas pelo aplicativo BF e oito tomadas pelo BD.

As repetições de cada modo tiveram o objetivo de testar a precisão dos sistemas em cada tipo de escaneamento disponibilizado pelos aplicativos, sendo comparados entre si posteriormente.

A digitalização com o escâner facial leva cerca de 18 segundos para adquirir os dados, nesse tempo, o paciente precisa somente seguir as orientações de movimentação feitas pelo aplicativo durante a captura. Após cada aquisição, a reconstrução facial 3D foi verificada no próprio aplicativo para avaliar a qualidade do procedimento de digitalização e garantir que não houvesse qualquer tipo de distorção e/ou duplicação na imagem. Movimentos desorientados podem causar imprecisões na reconstrução facial e impactar os resultados do estudo, por isso, instruções específicas prévias foram transmitidas aos participantes que foram supervisionados sempre durante todo o procedimento para minimizar esse risco. Caso houvesse qualquer alteração visível na imagem gerada, seria descartada e o procedimento seria repetido.

Após realizados os doze escaneamentos de cada participante, os arquivos foram salvos em STL (*Standard Triangle Language*) e importados pelo *software* Geomagic Qualify® 2013 (3D Systems, RockHill, SC). Não houve necessidade de calibração dos modelos faciais, pois o próprio sistema Bellus3D faz a exportação do modelo com as medidas reais da cabeça do indivíduo.<sup>25</sup>

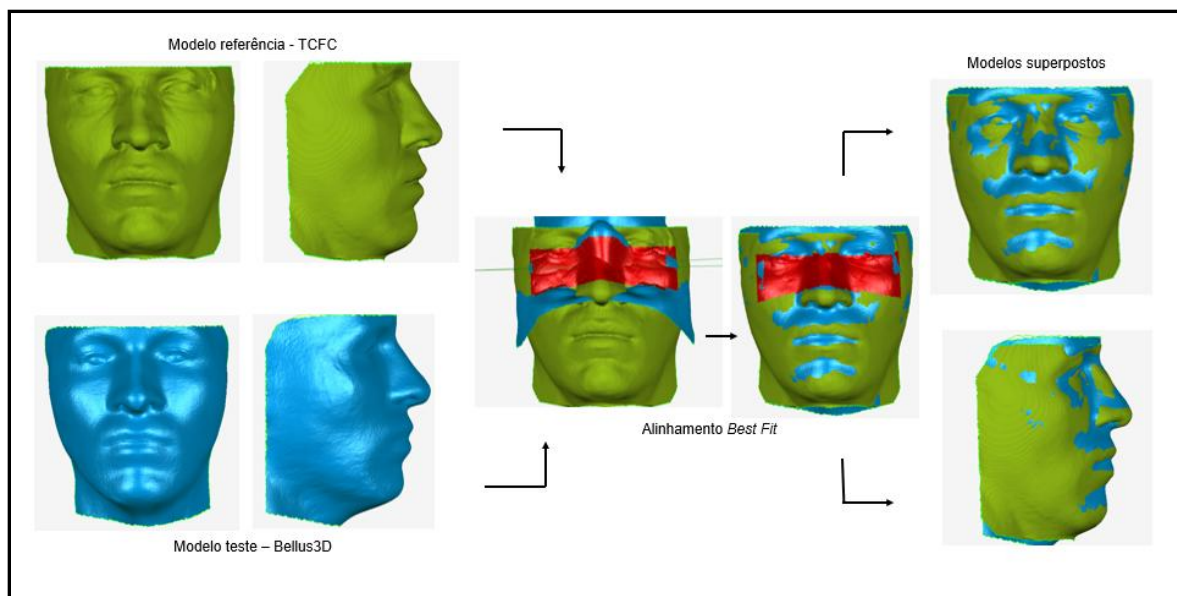
### 3.6.3 Processamento das Imagens

Os arquivos no formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) das TCFC's foram abertos com o Dolphin Imaging® 11.95 (Dolphin Imaging and Management System, Chatworth, CA, EUA) com o objetivo de construir um modelo 3D dos tecidos moles da face que pudessem ser exportados em STL.

Os treze arquivos STL's de cada paciente, obtidos pela tomografia e pelos escaneamentos faciais, foram importados pelo Geomagic Qualify, que é um programa de avaliação de resultados com diversos recursos de mensuração

tridimensional. Em seguida, foi realizada a sobreposição por meio de um processo virtual chamado *best fit* (melhor adaptação), que consiste em um alinhamento realizado pelo computador em que os vértices que compõem uma das malhas são sobrepostos com outra malha de referência, sendo os modelos da TCFC utilizados como referência. Para realização desse alinhamento foi necessária a marcação de uma área em cada modelo 3D, modelo teste e modelo referência, para que o *software* pudesse reconhecer os pontos em comum entre as digitalizações. Para isso, foi utilizada a região medial superior da face que é considerada uma zona que sofre menos interferências de movimentos voluntários e involuntários<sup>20</sup> (Figura 8).

Figura 8 – Representação do alinhamento 3D para superposição das malhas dos modelos referência e teste no programa Geomagic Qualify®



Fonte: A autora, 2022.

Em seguida, os modelos faciais sobrepostos de cada paciente foram recortados com os mesmos limites para tentar reduzir a influência de ruídos na análise de acurácia e precisão (Figura 9):

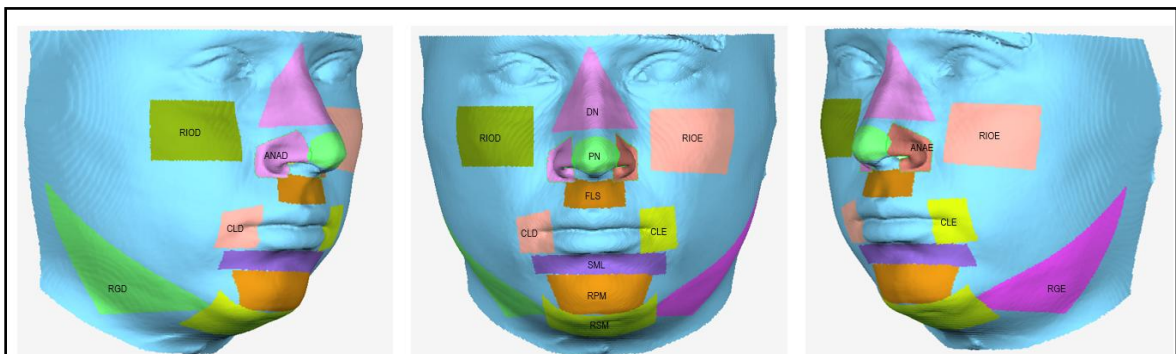
- a) superior - o plano determinado pelos pontos tragus (bilateralmente) e um ponto 1cm acima da glabella;
- b) posterior - o plano determinado pelos pontos tragus (bilateralmente) e um ponto submentoniano;
- c) inferior - plano paralelo ao utilizado para a delimitação superior passando ao ponto a um centímetro abaixo do término do ângulo cérvico-

mandibular.

Foram removidas as áreas correspondentes ao cabelo, orelha e pescoço, abaixo da região submandibular, pois a aparência do cabelo geralmente é instável e a área da orelha é de difícil digitalização, devido a sua morfologia.<sup>47</sup>

Foi realizada a marcação dos pontos de referência diretamente nas imagens geradas e a face foi dividida em quatorze regiões anatômicas de interesse (RAI) que foram analisadas individualmente, sendo elas: asa do nariz direita (ANAD), asa do nariz esquerda (ANAE), comissura labial direita (CLD), comissura labial esquerda (CLE), dorso nasal (DN), filtro labial superior (FLS), ponta do nariz (PN), região goníaca direita (RGD), região goníaca esquerda (RGE), região de pogônio mole (RPM), região infraorbitária direita (RIOD), região infraorbitária esquerda (RIOE), região submandibular (RSM) e sulco mento labial (SML), como exemplificado na figura 9.

Figura 9 – Subdivisão da face em regiões anatômicas de interesse (RAIs)



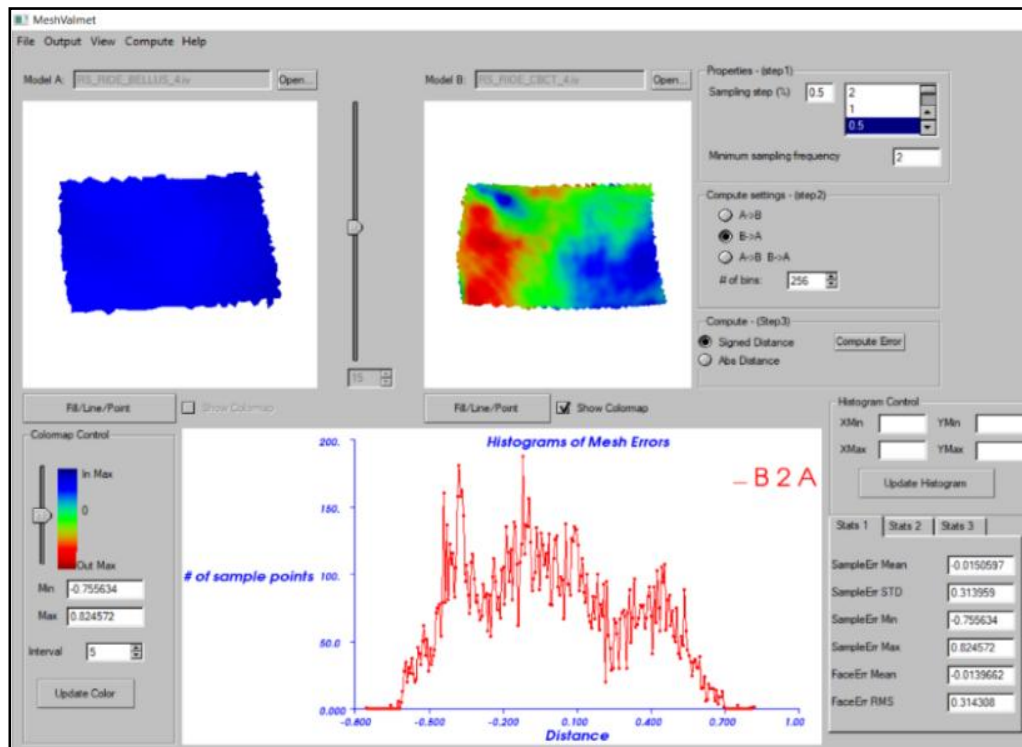
Legenda: Regiões anatômicas avaliadas pelo estudo: asa do nariz direita (ANAD), asa do nariz esquerda (ANAE), comissura labial direita (CLD), comissura labial esquerda (CLE), dorso nasal (DN), filtro labial superior (FLS), ponta do nariz (PN), região goníaca direita (RGD), região goníaca esquerda (RGE), região de pogônio mole (RPM), região infraorbitária direita (RIOD), região infraorbitária esquerda (RIOE), região submandibular (RSM), sulco mento labial (SML)

Fonte: A autora, 2022.

Após o recorte das regiões anatômicas de interesse (RAI), os arquivos STL foram convertidos para o formato IV e exportados para o *software* MeshValmet<sup>®</sup> 3.0 (<https://www.nitrc.org/projects/MeshValmet>). Este programa realiza as mensurações entre pontos e superfícies de malhas sobrepostas, fornecendo o mapa de cores e a quantificação das alterações dos segmentos que estão sendo comparados. Fornece também informações estatísticas, como: valores de distância máxima e mínima, distâncias médias, medianas, *Mean Square Distance* (MSD) e *Root Mean Square Distance* (RMS). Além disso, oferece histogramas de distribuição de valores obtidos,

proporcionando uma melhor visualização da concentração dos dados referentes as distâncias entre os pontos das malhas sobrepostas (Figura 10).

Figura 10 – Avaliação das RAI's pelo MeshValmet® com o método dos mapas de codificação coloridos, histograma e informações estatísticas

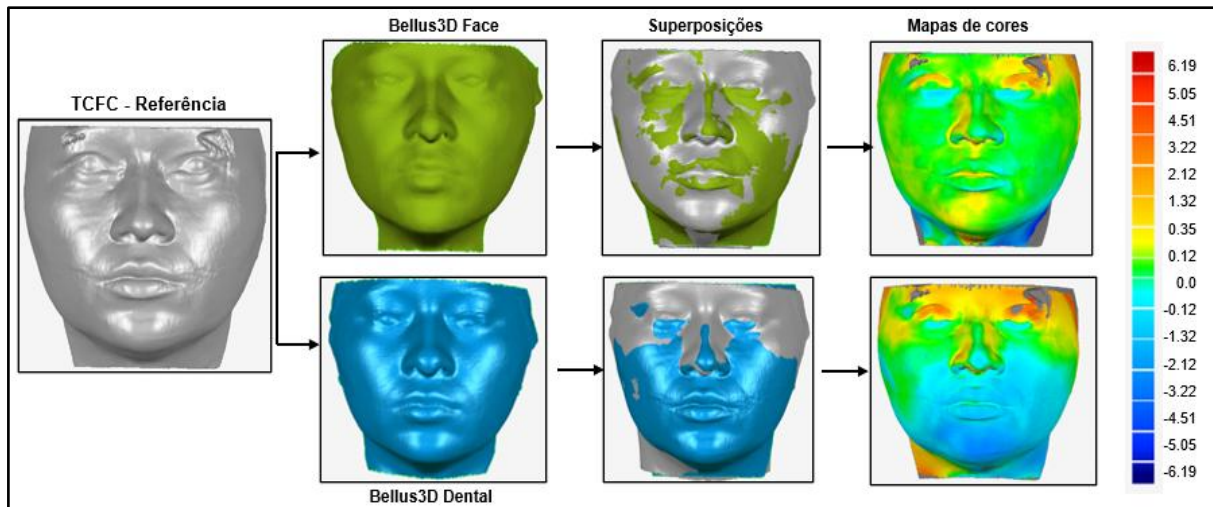


Legenda: Mapa de cores ilustrando a avaliação da região infraorbitária esquerda. Comparou-se a região obtida do modelo da TCFC com o do aplicativo Bellus3D, utilizando o programa MeshValmet®  
Fonte: A autora, 2022.

### 3.6.4 Comparação de superfícies

Logo após a comparação dos pares de malhas, foi gerado um mapa de codificação colorido do MeshValmet®, no qual estruturas que não sofrem alterações entre as sobreposições, recebem a cor verde, estruturas que se deslocam em sentido posterior (movimento para dentro), são representadas com diferentes tonalidades de azul, enquanto as que se deslocam em sentido anterior (movimento para fora), recebem a tonalidades de vermelho (Figuras 10 e 11).

Figura 11 - Representação do processo de aquisição 3D, superposição de imagens e criação do mapa de cores



Legenda: Representação tridimensional do processo de superposição e criação do mapa de cores. No mapa codificado por cores, o azul representa mudanças para dentro, o vermelho para fora e o verde sem alteração, com a magnitude da mudança mostrada na escala de cores em milímetros.

Fonte: A autora, 2022

Para avaliação das diferenças de posicionamento entre os segmentos e o módulo da maior distância entre os pontos avaliados, foi utilizado o RMS (*Root Mean Square*). Foram então calculadas em milímetros (mm) as distâncias entre pontos dos triângulos constituintes das malhas representativas dos volumes das digitalizações.

O RMS representa a média absoluta das distâncias de uma forma normalizada, utilizando a raiz quadrada média.<sup>49</sup> Esse recurso é útil quando existem variações de valores, sejam positivos ou negativos. A fórmula de RMS é a seguinte:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N X_i^2}{N}} = \sqrt{\frac{X_1^2 + X_2^2 + \dots + X_N^2}{N}} \quad (1)$$

Sendo X a distância entre um ponto no modelo de referência e o ponto mais próximo do modelo de teste e N é o número total de pares de pontos em ambos os modelos. O erro 3D (RMS) pode servir como um indicador de medição de quanto os desvios entre dois conjuntos de dados diferentes variam de zero. Neste estudo, escores de RMS baixos, indicam uma alta concordância 3D dos modelos sobrepostos, significando boa acurácia e precisão dos modelos de teste. Esse sistema em que um algoritmo determina as diferenças entre as duas imagens 3D, a

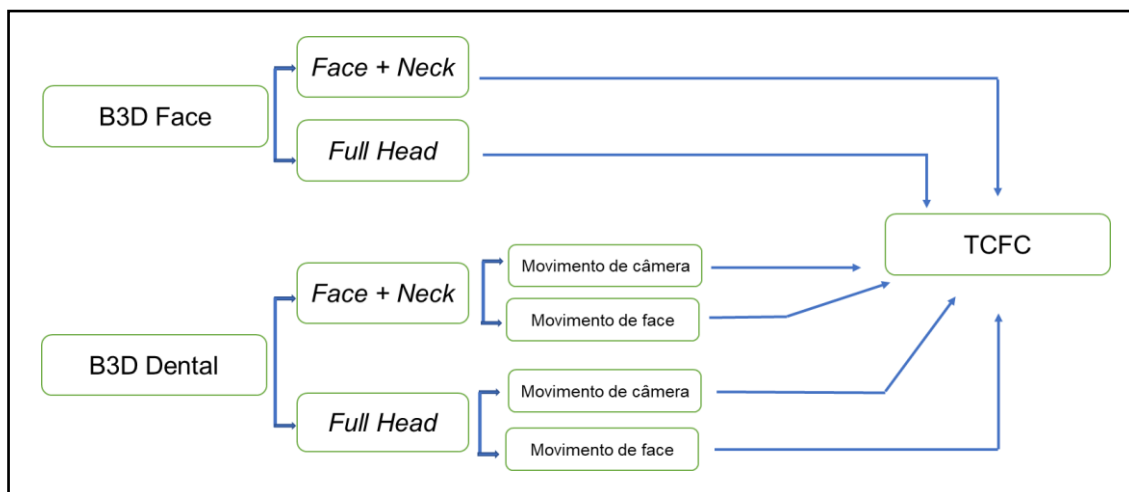
partir de cada ponto da primeira imagem e calcula a distância mais próxima em direção à segunda imagem é chamado de ICP (*iterative closest point*).<sup>14,22</sup>

As diferenças entre TCFC, considerada padrão ouro, e as representações dos escaneamentos faciais 3D dos pacientes, considerando o RMS, foram utilizadas para análise estatística dos dados, bem como as diferenças entre as amostras de teste semelhantes de cada paciente dos escaneamentos faciais entre si.

Para a avaliação da acurácia do Bellus3D Face do modo de escaneamento *Face+Neck*, foram comparados um dos modelos deste modo ao modelo de TCFC de cada paciente. Para a avaliação da acurácia do modo de escaneamento *Full Head*, foram comparados um dos modelos deste modo ao modelo de TCFC de cada paciente (Figura 12). Para a avaliação da precisão, foram comparados os dois modelos semelhantes escaneados pelo mesmo modo (Figura 13).

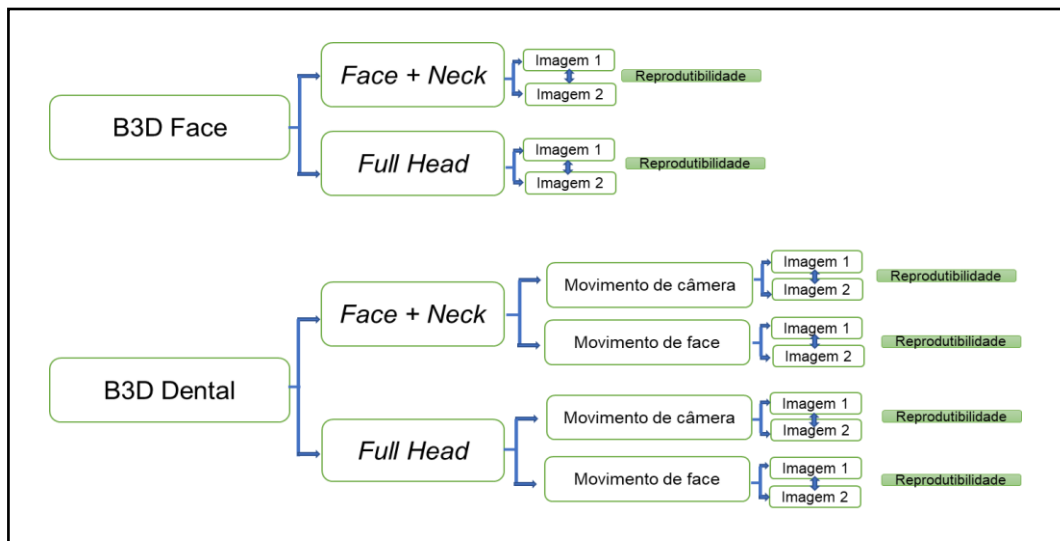
Em relação à acurácia do Bellus3D Dental, o modo *Face+Neck* e o modo *Full Head* foram divididos em duas categorias: movimentação de face (MF) e movimentação de câmera (MC) para avaliar se há diferença de acurácia na movimentação do objeto a ser escaneado e/ou no dispositivo que realiza a digitalização. Foram comparados um dos modelos de cada método ao modelo de TCFC de cada paciente (Figura 12). Para a avaliação da precisão foram comparados dois modelos semelhantes escaneados pelo mesmo método (Figura 13).

Figura 12 – Representação esquemática das tomadas para testagem de acurácia dos sistemas Bellus3D



Fonte: A autora, 2022.

Figura 13 – Representação esquemática das tomadas para testagem da precisão dos sistemas Bellus3D



Fonte: A autora, 2022.

### 3.7 Análise estatística dos dados

A análise estatística dos dados foi realizada através do programa Jamovi versão 2.2.5 (Jamovi.org, Sydney, Austrália), e os gráficos adicionais foram gerados pelo programa MedCalc, versão 20.027 (MedCalcSoftware, Mariakerke, Belgium). Adotou-se o nível de significância de 5% ( $p \leq 0,05$ ) e desvios médios de 0mm.

Todos os valores de RMS obtidos dos 10 pacientes escaneados por cada uma das 14 regiões anatômicas de interesse foram organizados em planilhas, em seguida foi realizada a análise descritiva dos dados, informando valores como mediana (erro médio), desvio interquartílico (DIQ), valor máximo (erro máximo) e valor mínimo (erro mínimo) de cada variável.

Para averiguar a normalidade dos dados foi adotado o teste de Shapiro-Wilk. Como diversas variáveis apresentaram distribuição assimétrica, foi utilizado o teste de Wilcoxon de uma amostra e teste de ANOVA de Friedman para avaliação dos valores médios dos desvios entre as superfícies.

Os métodos FN e FH do sistema BF foram comparados pelo teste de Wilcoxon de amostras pareadas para verificar se os modos são estatisticamente diferentes. Para os métodos FN e FH do sistema BD foi utilizado o teste ANOVA de Friedman, pois precisou ser dividido em movimento de face e de cabeça. Foi



realizado também a análise de Bland-Altman para avaliar a concordância entre os sistemas. E a confecção de gráficos *box plot* para avaliação da variação das diferenças entre as medidas analisadas.

Para detectar diferenças entre os aplicativos BF e BD foi utilizado o teste de ANOVA de Friedman.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Estatística descritiva, teste de normalidade e análise de acurácia

Para avaliação da acurácia, foi realizada a comparação entre os valores de RMS de cada região facial, obtidas para verificar se as diferenças eram maiores que zero para cada região avaliada.

As tabelas 1 e 2 mostram a análise descritiva dos dados, teste de normalidade de Shapiro-Wilk ( $p > 0,05$ ) e teste de Wilcoxon com nível de significância de 5% ( $p \leq 0,05$ ) para os sistemas Bellus3D Face e Bellus3D Dental, respectivamente. Como parte dos dados apresentou distribuição não normal, foi utilizada mediana, desvio interquartilico e teste de Wilcoxon para uma amostra, além dos valores máximo e mínimo.

Tabela 1 - Estatística descritiva da acurácia: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Face, modo *Face+Neck* e *Full Head* (continua)

| RAI     | Mediana | DIQ  | Valor mínimo | Valor máximo | Shapiro-Wilk<br>p valor | Wilcoxon<br>p valor |
|---------|---------|------|--------------|--------------|-------------------------|---------------------|
| ANAD_FN | 0,9     | 0,38 | 0,46         | 1,21         | 0,26                    | 0,002*              |
| ANAD_FH | 0,81    | 0,26 | 0,51         | 1,08         | 0,74                    | 0,002*              |
| ANAE_FN | 0,8     | 0,47 | 0,52         | 1,52         | 0,32                    | 0,002*              |
| ANAE_FH | 0,85    | 0,23 | 0,6          | 1,21         | 0,26                    | 0,002*              |
| CLD_FN  | 0,81    | 1,05 | 0,36         | 4,21         | 0,008*                  | 0,002*              |
| CLD_FH  | 1,2     | 1,62 | 0,56         | 3,97         | 0,07                    | 0,002*              |
| CLE_FN  | 0,78    | 1,24 | 0,35         | 3,27         | 0,02*                   | 0,002*              |
| CLE_FH  | 1,31    | 1,02 | 0,48         | 2,79         | 0,69                    | 0,002*              |
| DN_FN   | 0,27    | 0,12 | 0,21         | 0,71         | 0,006*                  | 0,002*              |
| DN_FH   | 0,35    | 0,16 | 0,24         | 1,33         | < ,001*                 | 0,006*              |
| FLS_FN  | 0,82    | 0,67 | 0,48         | 2,97         | 0,006*                  | 0,002*              |
| FLS_FH  | 0,87    | 0,74 | 0,3          | 2,43         | 0,23                    | 0,002*              |

Tabela 1 - Estatística descritiva da acurácia: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Face, modo *Face+Neck* e *Full Head* (conclusão)

| RAI     | Mediana | DIQ  | Valor mínimo | Valor máximo | Shapiro-Wilk<br>p valor | Wilcoxon<br>p valor |
|---------|---------|------|--------------|--------------|-------------------------|---------------------|
| PN_FN   | 0,45    | 0,17 | 0,26         | 1,04         | 0,06                    | 0,002*              |
| PN_FH   | 0,47    | 0,35 | 0,25         | 0,99         | 0,24                    | 0,002*              |
| RIOD_FN | 0,33    | 0,09 | 0,16         | 0,73         | 0,06                    | 0,002*              |
| RIOD_FH | 0,35    | 0,29 | 0,22         | 0,91         | 0,09                    | 0,002*              |
| RIOE_FN | 0,29    | 0,22 | 0,15         | 0,73         | 0,07                    | 0,002*              |
| RIOE_FH | 0,33    | 0,26 | 0,21         | 0,95         | 0,03*                   | 0,002*              |
| RGD_FN  | 3,1     | 2,18 | 0,57         | 7,46         | 0,31                    | 0,002*              |
| RGD_FH  | 1,94    | 2,53 | 1,21         | 7,64         | 0,03*                   | 0,002*              |
| RGE_FN  | 2,4     | 3,25 | 0,88         | 6,8          | 0,22                    | 0,002*              |
| RGE_FH  | 2,27    | 1,88 | 0,97         | 6,7          | 0,13                    | 0,002*              |
| RPM_FN  | 0,97    | 1,36 | 0,27         | 5,7          | 0,004*                  | 0,002*              |
| RPM_FH  | 0,98    | 1,01 | 0,31         | 5,61         | 0,003*                  | 0,002*              |
| RSM_FN  | 1,78    | 0,96 | 0,7          | 8,5          | <,001*                  | 0,002*              |
| RSM_FH  | 1,72    | 1,21 | 0,83         | 8,05         | <,001*                  | 0,002*              |
| SML_FN  | 1,0     | 1,25 | 0,63         | 4,72         | 0,004*                  | 0,002*              |
| SML_FH  | 1,12    | 0,51 | 0,68         | 4,42         | <,001*                  | 0,002*              |

Legenda: RAI: região anatômica de interesse; ANAD: asa do nariz direita, ANAE: asa do nariz esquerda, CLD: comissura labial direita, CLE: comissura labial esquerda, DN: dorso nasal, FLS: filtro labial superior, PN: ponta do nariz, RPM: região de pogônio mole, RIOD: região infraorbitária direita, RIOE: região infraorbitária esquerda, RGD: região goníaca direita, RGE: região goníaca esquerda, RSM: região submentoniana, SML: sulco mento labial, FN: modo *Face+Neck*; FH: modo *Full Head*.  
Nota: (\*): valor de  $p \leq 0,05$ .

Fonte: A autora, 2022.

De acordo com a tabela 1, o menor erro médio encontrado no aplicativo BF foi de  $0,27\text{mm} \pm 0,12\text{mm}$  na região de dorso nasal, modo FN (DN\_FN), com valores variando de 0,21mm (valor mínimo) a 0,71mm (valor máximo),  $p=0,002$ . Por outro lado, a área que apresentou maior discrepância foi a região goníaca direita, modo FN (RGD\_FN), com erro médio de  $3,1\text{mm} \pm 2,18\text{mm}$ , variação de 0,57mm a 7,46mm,  $p=0,002$ .

Em relação à acurácia do Bellus3D Dental (Tabela 2), o modo FN e o modo FH foram divididos em duas categorias: movimentação de face (MF) e movimentação de câmera (MC) para avaliar se há diferença de acurácia na

movimentação do objeto a ser escaneado e/ou no dispositivo de celular que realiza a digitalização.

Tabela 2 - Estatística descritiva da acurácia: mediana, desvio interquartilico, valores mínimo e máximo em milímetros (mm) e teste de normalidade Shapiro-Wilk dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Dental, modos *Face+Neck* e *Full Head*, com movimentação de face e movimentação de câmera (continua)

| RAI        | Mediana | DIQ  | Valor mínimo | Valor máximo | Shapiro-Wilk | Wilcoxon |
|------------|---------|------|--------------|--------------|--------------|----------|
|            |         |      |              |              | p valor      | p valor  |
| ANAD_FN_MF | 0,7     | 0,36 | 0,48         | 1,29         | 0,09         | 0,002*   |
| ANAD_FN_MC | 1,03    | 0,38 | 0,72         | 1,79         | 0,1          | 0,002*   |
| ANAD_FH_MF | 0,91    | 0,58 | 0,5          | 1,3          | 0,12         | 0,002*   |
| ANAD_FH_MC | 0,93    | 0,19 | 0,83         | 1,37         | 0,03*        | 0,002*   |
| ANAE_FN_MF | 0,81    | 0,23 | 0,59         | 1,31         | 0,36         | 0,002*   |
| ANAE_FN_MC | 0,92    | 0,23 | 0,53         | 1,67         | 0,32         | 0,002*   |
| ANAE_FH_MF | 0,96    | 0,43 | 0,56         | 1,2          | 0,06         | 0,002*   |
| ANAE_FH_MC | 0,92    | 0,18 | 0,74         | 1,24         | 0,7          | 0,002*   |
| CLD_FN_MF  | 0,9     | 1,15 | 0,46         | 3,01         | 0,03*        | 0,002*   |
| CLD_FN_MC  | 0,97    | 1,19 | 0,31         | 3,91         | 0,02*        | 0,002*   |
| CLD_FH_MF  | 1,04    | 1,68 | 0,18         | 2,86         | 0,2          | 0,002*   |
| CLD_FH_MC  | 1,26    | 0,95 | 0,33         | 3,48         | 0,15         | 0,002*   |
| CLE_FN_MF  | 1,02    | 0,72 | 0,39         | 3,70         | 0,01*        | 0,002*   |
| CLE_FN_MC  | 1,0     | 0,78 | 0,51         | 3,31         | 0,03*        | 0,002*   |
| CLE_FH_MF  | 1,06    | 1,32 | 0,46         | 2,69         | 0,15         | 0,002*   |
| CLE_FH_MC  | 1,11    | 0,98 | 0,51         | 2,11         | 0,12         | 0,002*   |
| DN_FN_MF   | 0,33    | 0,27 | 0,25         | 0,63         | 0,02*        | 0,002*   |
| DN_FN_MC   | 0,56    | 0,31 | 0,19         | 1,22         | 0,39         | 0,002*   |
| DN_FH_MF   | 0,42    | 0,3  | 0,15         | 1,1          | 0,19         | 0,002*   |
| DN_FH_MC   | 0,54    | 0,28 | 0,16         | 1,0          | 0,93         | 0,002*   |
| FLS_FN_MF  | 0,94    | 0,84 | 0,41         | 2,01         | 0,33         | 0,002*   |
| FLS_FN_MC  | 1,09    | 0,75 | 0,47         | 2,09         | 0,08         | 0,002*   |
| FLS_FH_MF  | 1,01    | 0,72 | 0,54         | 2,54         | 0,13         | 0,002*   |
| FLS_FH_MC  | 1,11    | 0,59 | 0,66         | 2,21         | 0,43         | 0,002*   |
| PN_FN_MF   | 0,65    | 0,37 | 0,39         | 1,15         | 0,14         | 0,002*   |
| PN_FN_MC   | 0,65    | 0,48 | 0,32         | 1,48         | 0,16         | 0,002*   |
| PN_FH_MF   | 0,65    | 0,35 | 0,31         | 1,03         | 0,58         | 0,002*   |
| PN_FH_MC   | 0,72    | 0,21 | 0,48         | 1,07         | 0,93         | 0,002*   |
| RIOD_FN_MF | 0,36    | 0,11 | 0,27         | 0,62         | 0,18         | 0,002*   |
| RIOD_FN_MC | 0,34    | 0,1  | 0,24         | 0,82         | 0,009*       | 0,002*   |

Tabela 2 - Estatística descritiva da acurácia: mediana, desvio interquartil, valores mínimo e máximo em milímetros (mm) e teste de normalidade Shapiro- Wilk dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Dental, modos *Face+Neck* e *Full Head*, com movimentação de face e movimentação de câmera (conclusão)

| RAI        | Mediana | DIQ  | Valor mínimo | Valor máximo | Shapiro- Wilk p valor | Wilcoxon p valor |
|------------|---------|------|--------------|--------------|-----------------------|------------------|
| RIOD_FH_MF | 0,39    | 0,08 | 0,26         | 0,88         | 0,01*                 | 0,002*           |
| RIOD_FH_MC | 0,45    | 0,22 | 0,28         | 0,82         | 0,22                  | 0,002*           |
| RIOE_FN_MF | 0,37    | 0,15 | 0,22         | 0,63         | 0,82                  | 0,002*           |
| RIOE_FN_MC | 0,33    | 0,31 | 0,22         | 0,95         | 0,07                  | 0,002*           |
| RIOE_FH_MF | 0,42    | 0,23 | 0,24         | 0,95         | 0,1                   | 0,002*           |
| RIOE_FH_MC | 0,4     | 0,27 | 0,24         | 0,79         | 0,15                  | 0,002*           |
| RGD_FN_MF  | 2,02    | 1,26 | 0,81         | 3,35         | 0,5                   | 0,002*           |
| RGD_FN_MC  | 1,23    | 1,05 | 0,69         | 4,38         | 0,008*                | 0,002*           |
| RGD_FH_MF  | 1,99    | 1,92 | 0,6          | 3,7          | 0,25                  | 0,002*           |
| RGD_FH_MC  | 1,32    | 0,95 | 0,79         | 4,46         | 0,007*                | 0,002*           |
| RGE_FN_MF  | 2,24    | 2,56 | 0,84         | 5,55         | 0,23                  | 0,002*           |
| RGE_FN_MC  | 1,45    | 1,52 | 0,36         | 3,67         | 0,32                  | 0,002*           |
| RGE_FH_MF  | 1,71    | 1,61 | 0,98         | 5,31         | 0,02*                 | 0,002*           |
| RGE_FH_MC  | 1,45    | 0,67 | 0,29         | 3,51         | 0,16                  | 0,002*           |
| RPM_FN_MF  | 1,07    | 1,21 | 0,64         | 3,35         | 0,02*                 | 0,002*           |
| RPM_FN_MC  | 1,37    | 1,49 | 0,68         | 4,69         | 0,07                  | 0,002*           |
| RPM_FH_MF  | 1,12    | 0,95 | 0,3          | 4,35         | 0,08                  | 0,002*           |
| RPM_FH_MC  | 1,5     | 2,31 | 0,46         | 4,62         | 0,15                  | 0,002*           |
| RSM_FN_MF  | 2,0     | 1,15 | 0,8          | 6,03         | 0,005*                | 0,002*           |
| RSM_FN_MC  | 1,58    | 0,7  | 0,52         | 6,07         | < .001*               | 0,002*           |
| RSM_FH_MF  | 2,05    | 1,5  | 0,79         | 5,02         | 0,05*                 | 0,002*           |
| RSM_FH_MC  | 1,63    | 0,73 | 0,96         | 6,32         | < .001*               | 0,002*           |
| SML_FN_MF  | 1,23    | 1,46 | 0,58         | 3,25         | 0,17                  | 0,002*           |
| SML_FN_MC  | 1,3     | 1,62 | 0,59         | 4,01         | 0,15                  | 0,002*           |
| SML_FH_MF  | 1,08    | 1,22 | 0,4          | 4,2          | 0,04*                 | 0,002*           |
| SML_FH_MC  | 1,26    | 1,73 | 0,59         | 3,7          | 0,09                  | 0,002*           |

Legenda: RAI: região anatômica de interesse, ANAD: asa do nariz direita, ANAE: asa do nariz esquerda, CLD: comissura labial direita, CLE: comissura labial esquerda, DN: dorso nasal, FLS: filtro labial superior, PN: ponta do nariz, RPM: região de pogônio mole, RIOD: região infraorbitária direita, RIOE: região infraorbitária esquerda, RGD: região goníaca direita, RGE: região goníaca esquerda, RSM: região submentoniana, SML: sulco mento labial, FN: modo *Face+Neck*; FH: modo *Full Head*; MF: movimento de face; MC: movimento de câmera; (\*): valor de  $p \leq 0,05$ .

Fonte: A autora, 2022.

De acordo com a tabela 2, no sistema BD, observa-se o menor erro médio de  $0,33\text{mm} \pm 0,27\text{mm}$ , com variação de  $0,25\text{mm}$  a  $0,63\text{mm}$ ,  $p=0,002$ , na região de dorso

nasal, modo FN, MF (DN\_FN\_MF). A região infraorbitária esquerda, FN, MC (RIOE\_FN\_MC) também apresentou erro médio de  $0,33\text{mm} \pm 0,31\text{mm}$ , com valores variando de  $0,22\text{mm}$  a  $0,95\text{mm}$  e  $p=0,002$ . Já a área de maior erro médio desse sistema, foi a região goníaca esquerda, modo FN, MF (RGE\_FN\_MF), com erro médio de  $2,24\text{mm} \pm 2,56\text{mm}$ , variação de  $0,84\text{mm}$  a  $5,55\text{mm}$  e  $p = 0,002$ .

Analisando os resultados registrados nas tabelas 1 e 2, ambos os aplicativos obedecem a um padrão em que se observa erros médios maiores na região goníaca bilateralmente e região submandibular. Erros médios menores foram observados na região de dorso nasal, ponta do nariz e região infraorbitária bilateralmente.

Diferenças significativas foram encontradas na acurácia de todos os valores dos testes obtidos via BF ( $p \leq 0,05$ ) e BD ( $p \leq 0,05$ ) quando comparadas com o sistema de referência (TCFC). Dessa forma, todas as regiões digitalizadas pelos aplicativos BF e BD mostraram-se diferentes de zero. (Tabelas 1 e 2).

Complementando a avaliação de cada sistema de digitalização, observamos a tabela 3.

Tabela 3 - Teste de Wilcoxon de amostras pareadas para o sistema Bellus3D Face, comparando os modos *Face+Neck* e *Full Head*

| RAI modo FN | RAI modo FH | p valor |
|-------------|-------------|---------|
| ANAD_FN     | ANAD_FH     | 0,77    |
| ANAE_FN     | ANAE_FH     | 1,0     |
| CLD_FN      | CLD_FH      | 0,55    |
| CLE_FN      | CLE_FH      | 0,55    |
| DN_FN       | DN_FH       | 0,28    |
| FLS_FN      | FLS_FH      | 0,92    |
| PN_FN       | PN_FH       | 0,9     |
| RIOD_FN     | RIOD_FH     | 0,16    |
| RIOE_FN     | RIOE_FH     | 0,23    |
| RGD_FN      | RGD_FH      | 0,84    |
| RGE_FN      | RGE_FH      | 0,55    |
| RPM_FN      | RPM_FH      | 0,53    |
| RSM_FN      | RSM_FH      | 0,55    |
| SML_FN      | SML_FH      | 0,62    |

Legenda: RAI: região anatômica de interesse; ANAD: asa do nariz direita, ANAE: asa do nariz esquerda, CLD: comissura labial direita, CLE: comissura labial esquerda, DN: dorso nasal, FLS: filtro labial superior, PN: ponta do nariz, RPM: região de pogônio mole, RIOD: região infraorbitária direita, RIOE: região infraorbitária esquerda, RGD: região goníaca direita, RGE: região goníaca esquerda, RSM: região submentoniana, SML: sulco mento labial, FN: modo *Face+Neck*, FH: modo *Full Head*, (\*): valor de  $p \leq 0,05$ .

Fonte: A autora, 2022.

Na tabela 3, utilizou-se o teste de Wilcoxon para amostras pareadas para comparar os modos FN e FH e então avaliar se houve diferença entre os métodos do sistema Bellus3D Face. Os modos FN e FH não apresentaram diferença estatística significativa em nenhuma região avaliada, concluindo que os modos FN e FH da técnica BF não são diferentes.

Em relação ao sistema Bellus3D Dental, foi utilizado o teste de ANOVA de Friedman para comparar entre si todos os modos que o sistema apresenta, *Face+Neck* e *Full Head* com movimento de face e/ou de câmera.

Tabela 4 - Teste ANOVA de Friedman para o sistema Bellus3D Dental, comparando os modos *Face+Neck* e *Full Head*, movimento de face e câmera

| RAI modo FN, FH, MF e MC | p valor |
|--------------------------|---------|
| ANAD                     | 0,11    |
| ANAE                     | 0,78    |
| CLD                      | 0,89    |
| CLE                      | 0,94    |
| DN                       | 0,18    |
| FLS                      | 0,84    |
| PN                       | 0,24    |
| RIOD                     | 0,54    |
| RIOE                     | 0,53    |
| RGD                      | 0,51    |
| RGE                      | 0,1     |
| RPM                      | 0,97    |
| RSM                      | 0,89    |
| SML                      | 0,47    |

Legenda: RAI: região anatômica de interesse, ANAD: asa do nariz direita, ANAE: asa do nariz esquerda, CLD: comissura labial direita, CLE: comissura labial esquerda, DN: dorso nasal, FLS: filtro labial superior, PN: ponta do nariz, RPM: região de pogônio mole, RIOD: região infraorbitária direita, RIOE: região infraorbitária esquerda, RGD: região goníaca direita, RGE: região goníaca esquerda, RSM: região submentoniana, SML: sulco mento labial, FN: *Face+Neck*, FH: *Full Head*, MF: movimento de face; MC: movimento de câmera; (\*): valor de  $p \leq 0,05$ .

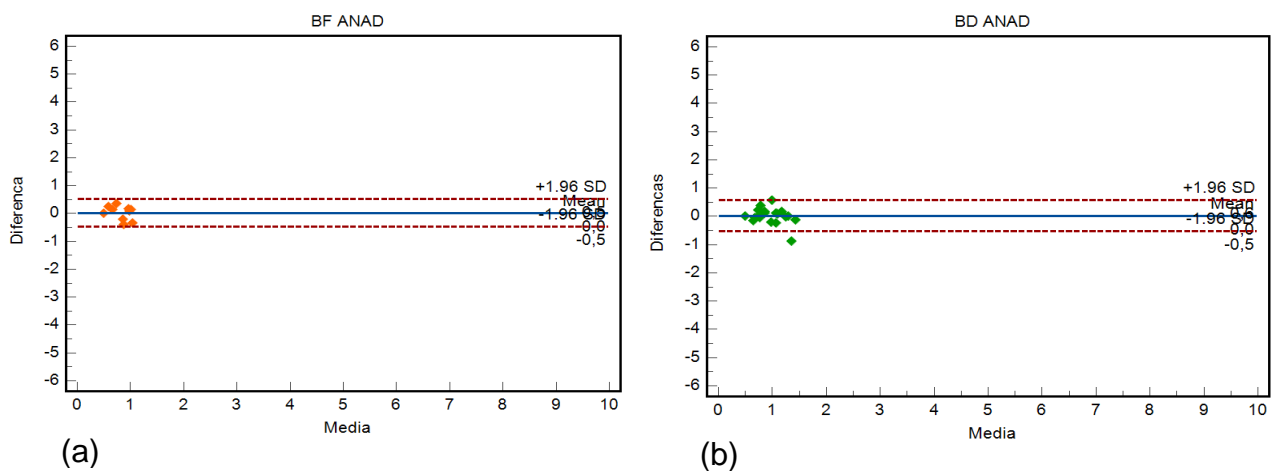
Fonte: A autora, 2022.

De acordo com a tabela 4, não houve diferença estatística significativa em nenhum grupo avaliado, demonstrando que os modos *Face+Neck* e *Full Head* não são diferentes e não há diferença no objeto a ser movimentado, seja o dispositivo de digitalização ou a face.

#### 4.1.1 Gráficos de Bland-Altman dos valores de RMS de acurácia dos sistemas Bellus3D Face e Bellus3D Dental

Os gráficos de Bland-Altman (Figuras 14 a 27) foram usados para complementar a análise estatística da acurácia dos dois sistemas. É possível observar o grau de concordância entre modos dos dois sistemas Bellus3D, sendo que os dados da análise mostram que em determinadas regiões não há concordância de resultados, principalmente na região goníaca direita (RGD), região goníaca esquerda (RGE) e região submandibular (RSM), apresentando grande variabilidade e divergência dos dados nessas regiões, inclusive com algumas medidas fora dos limites de 1,96 de desvio padrão (DP). Além disso, comparando visualmente os gráficos da esquerda, que são os dados do sistema BF, com os da direita, que são os dados do sistema BD, observamos diferenças claras entre os métodos, especialmente nas regiões citadas anteriormente (RGD, RGE e RSM).

Figura 14 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de asa do nariz direita (ANAD)

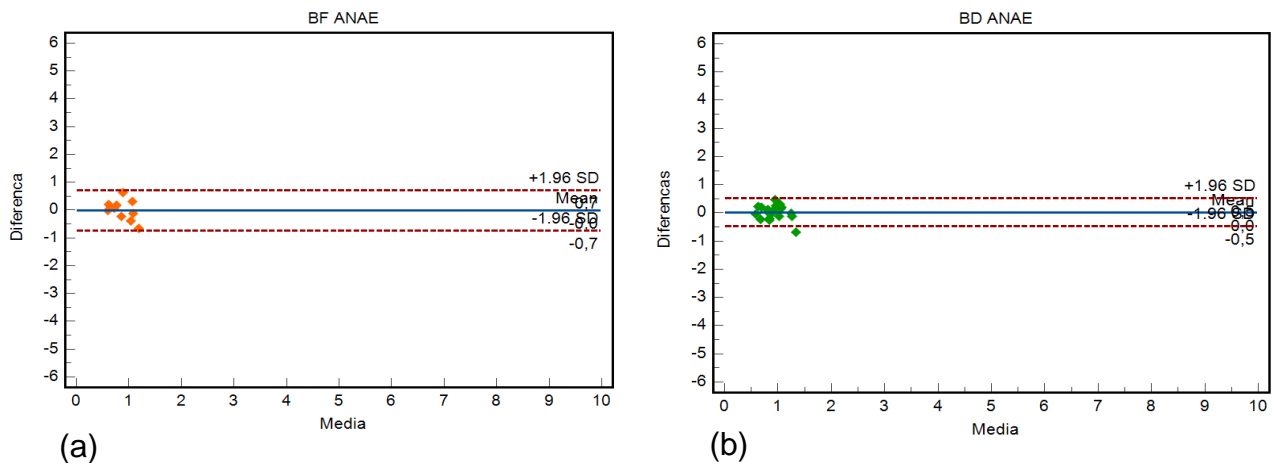


Legenda: (a) e (b) – Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

Fonte: A autora, 2022.



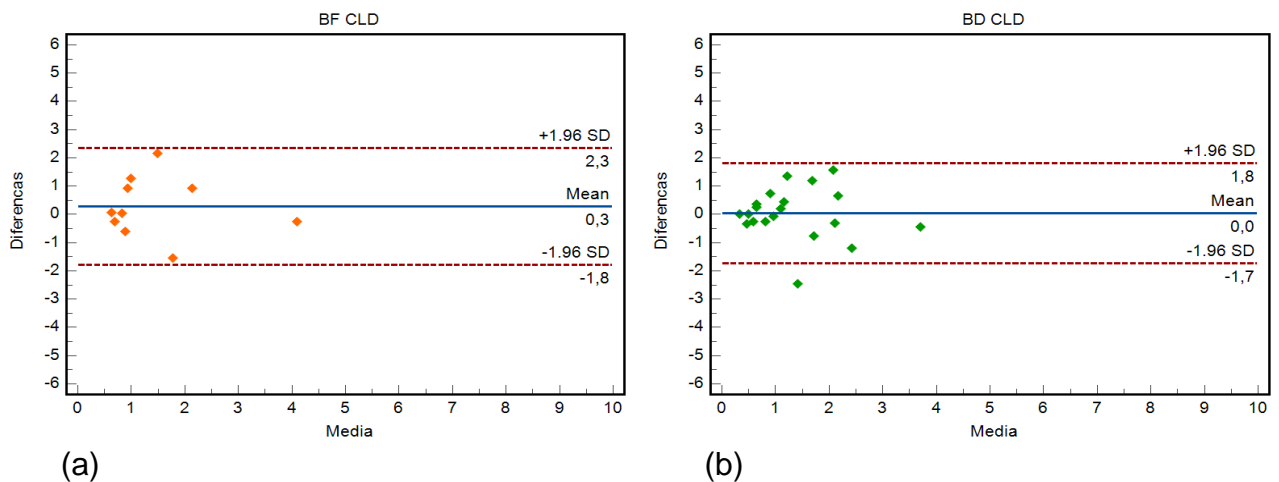
Figura 15 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de asa do nariz esquerda (ANAE)



Legenda: (a) e (b) – Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

Fonte: A autora, 2022.

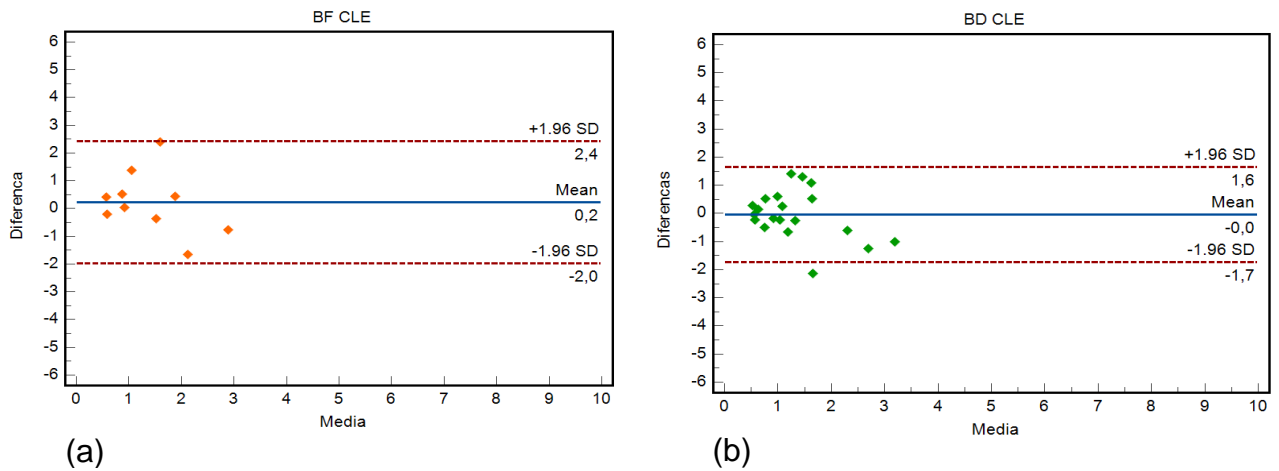
Figura 16 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de comissura labial direita (CLD)



Legenda: (a) e (b) - Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

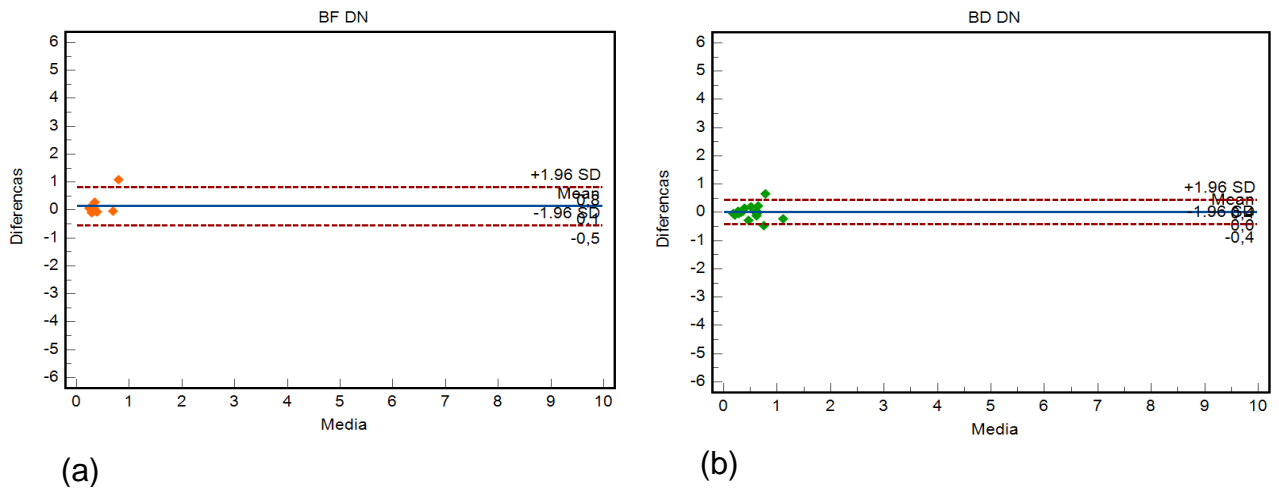
Fonte: A autora, 2022.

Figura 17 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de comissura labial esquerda (CLE)



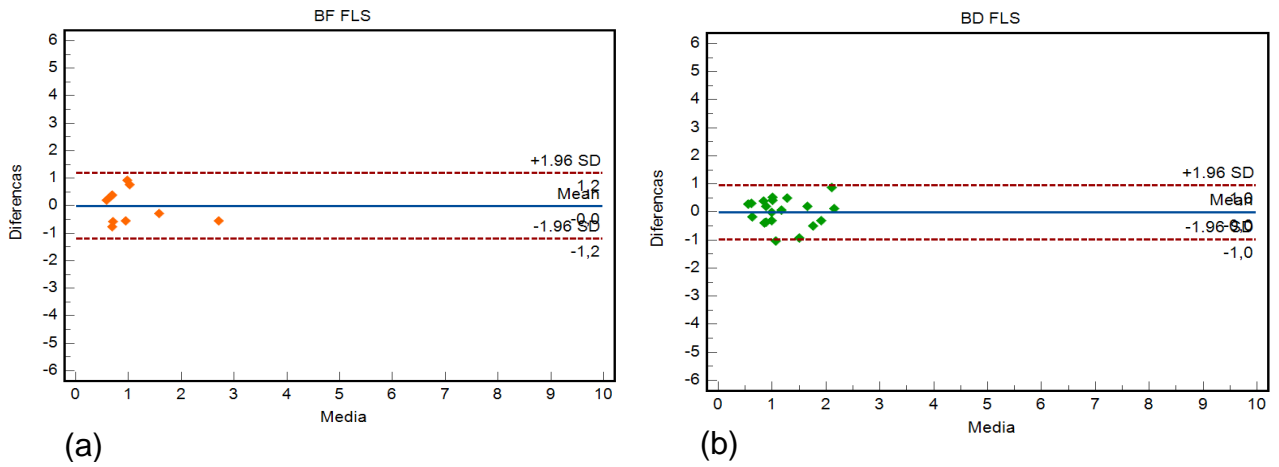
Legenda: (a) e (b) – Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).  
Fonte: A autora, 2022.

Figura 18 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de dorso nasal (DN)



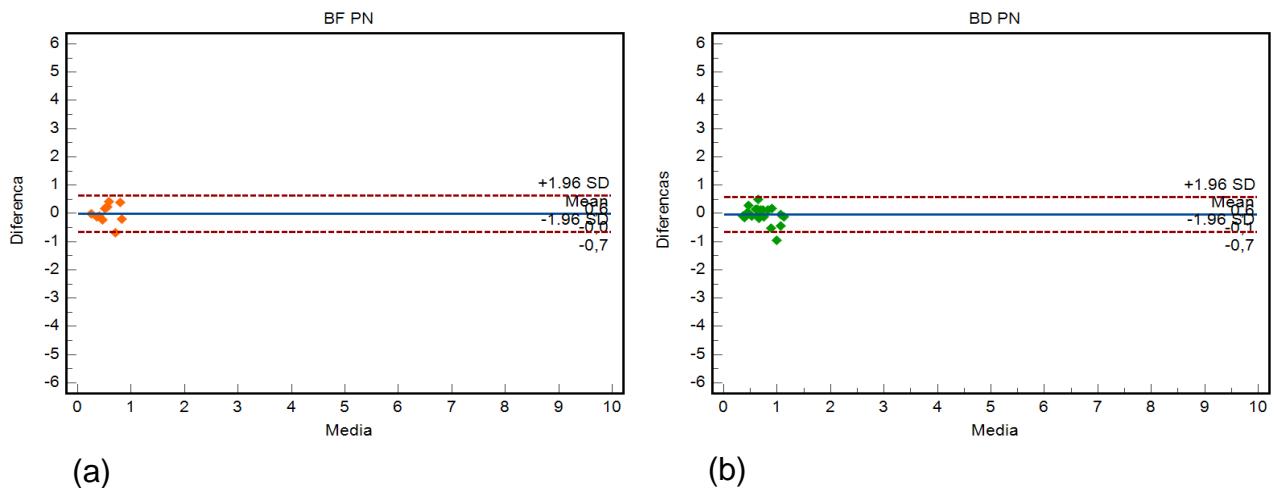
Legenda: (a) e (b) – Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).  
Fonte: A autora, 2022.

Figura 19 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de filtro labial superior (FLS)



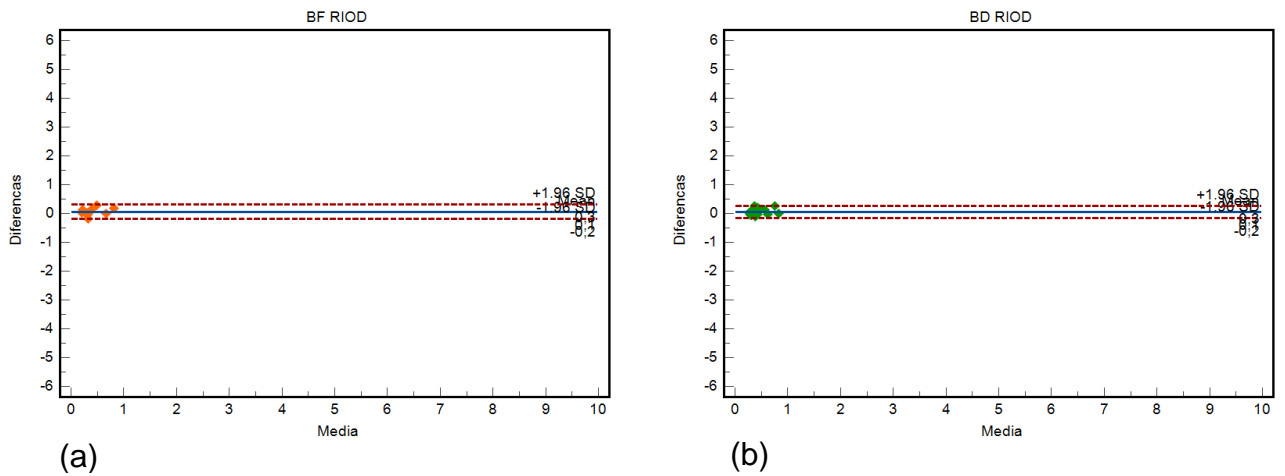
Legenda: (a) e (b) – Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).  
 Fonte: A autora, 2022.

Figura 20 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de ponta nasal (PN)



Legenda: (a) e (b) - Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).  
 Fonte: A autora, 2022.

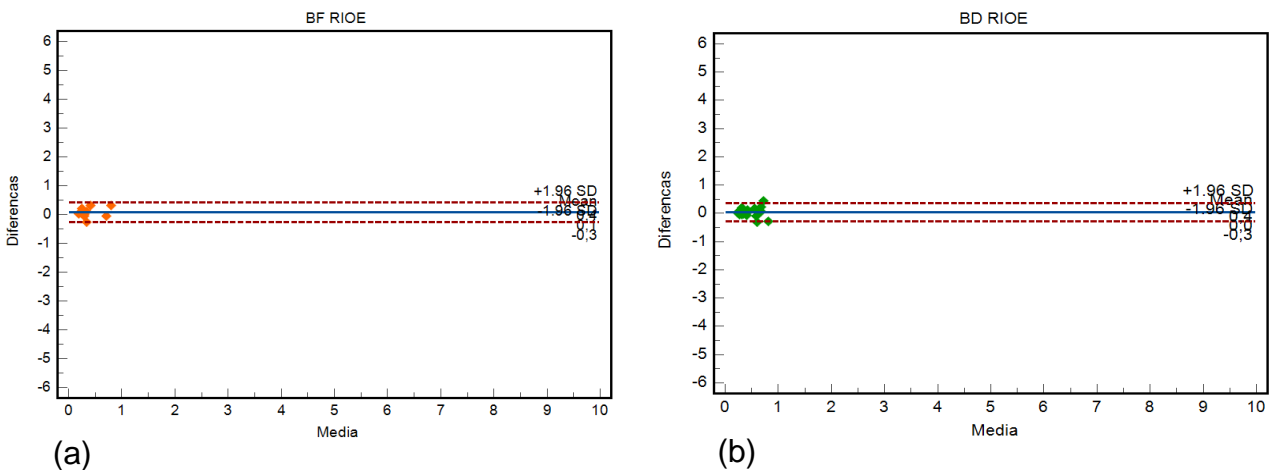
Figura 21 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região infraorbitária direita (RIOD)



Legenda: (a) e (b) - Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

Fonte: A autora, 2022.

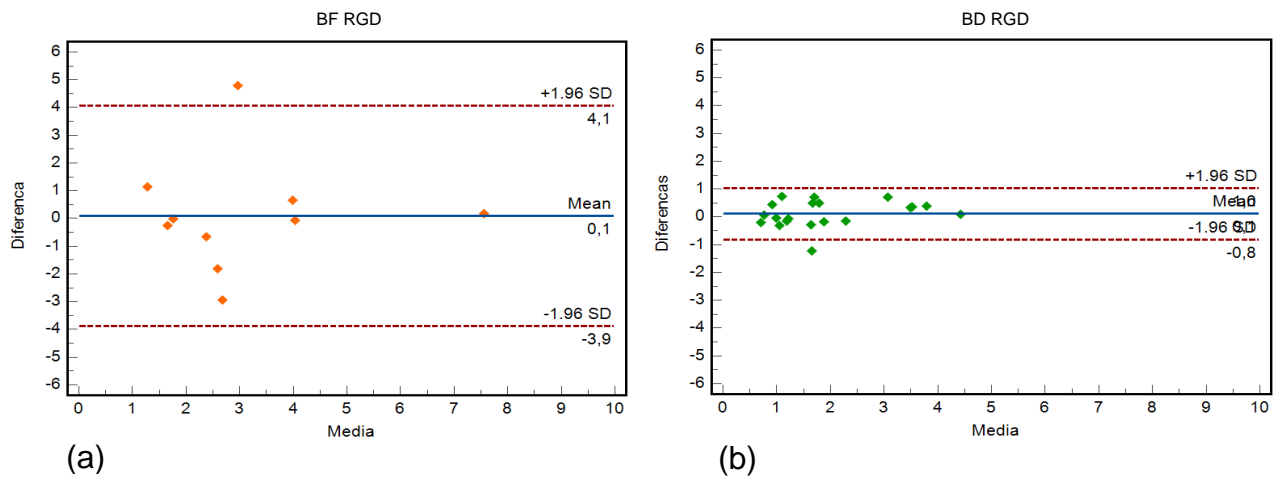
Figura 22 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região infraorbitária esquerda (RIOE)



Legenda: (a) e (b) – Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

Fonte: A autora, 2022.

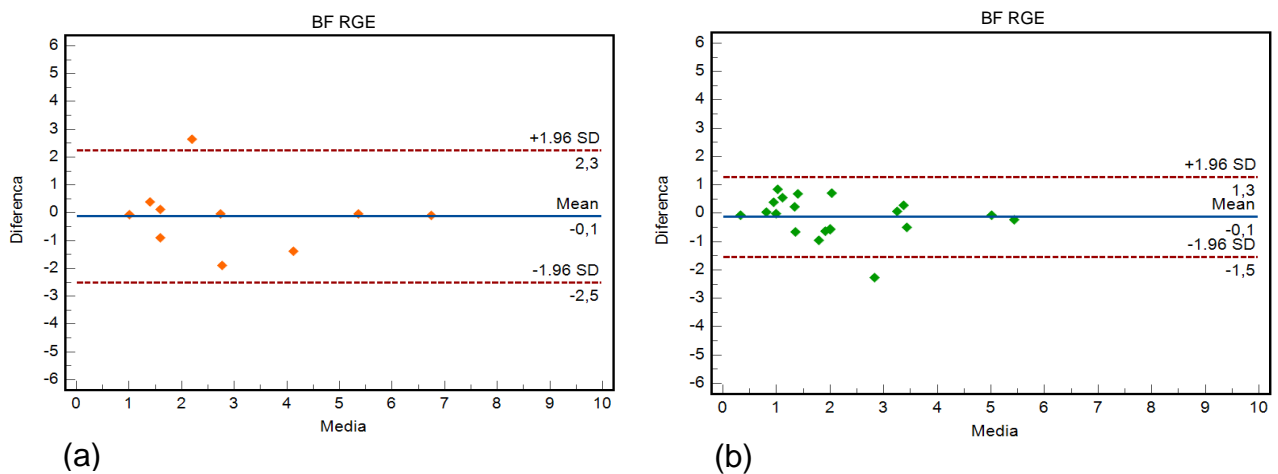
Figura 23 – Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região goníaca direita (RGD)



Legenda: (a) e (b) – Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

Fonte: A autora, 2022.

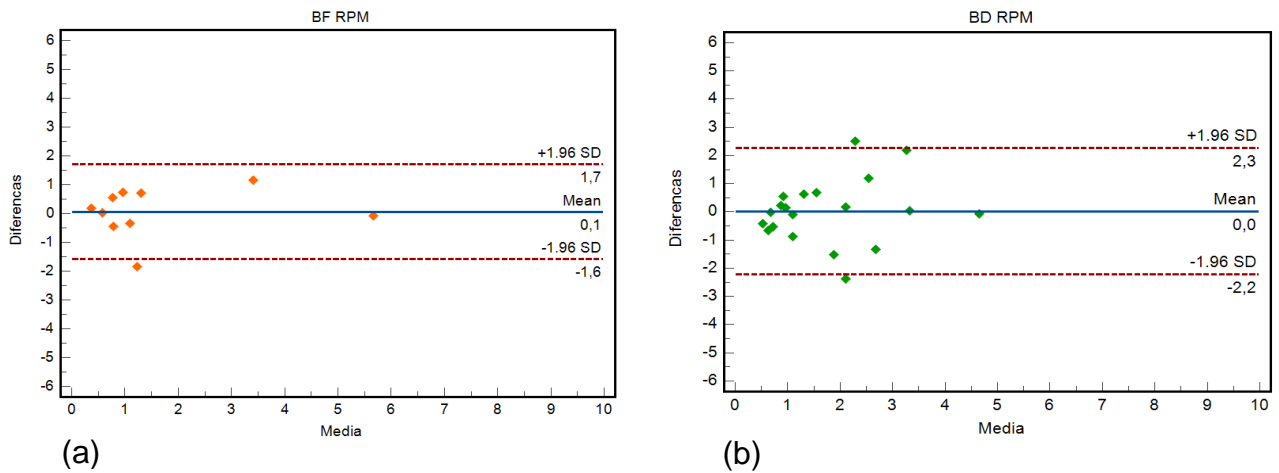
Figura 24 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região goníaca esquerda (RGE)



Legenda: (a) e (b) - Gráficos: Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

Fonte: A autora, 2022.

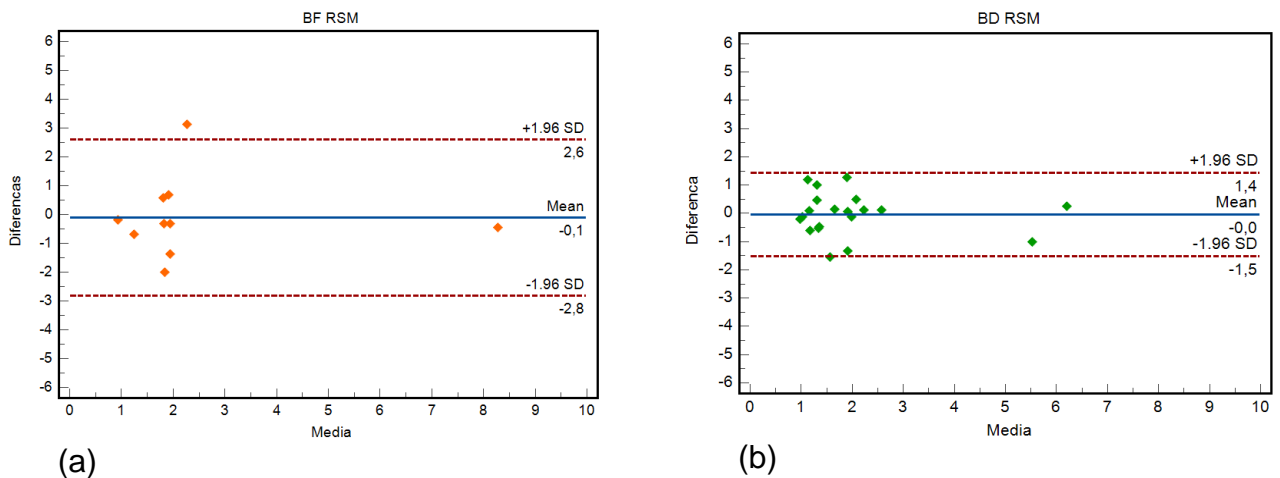
Figura 25 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de pogônio mole (RPM)



Legenda: (a) e (b) - Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

Fonte: A autora, 2022.

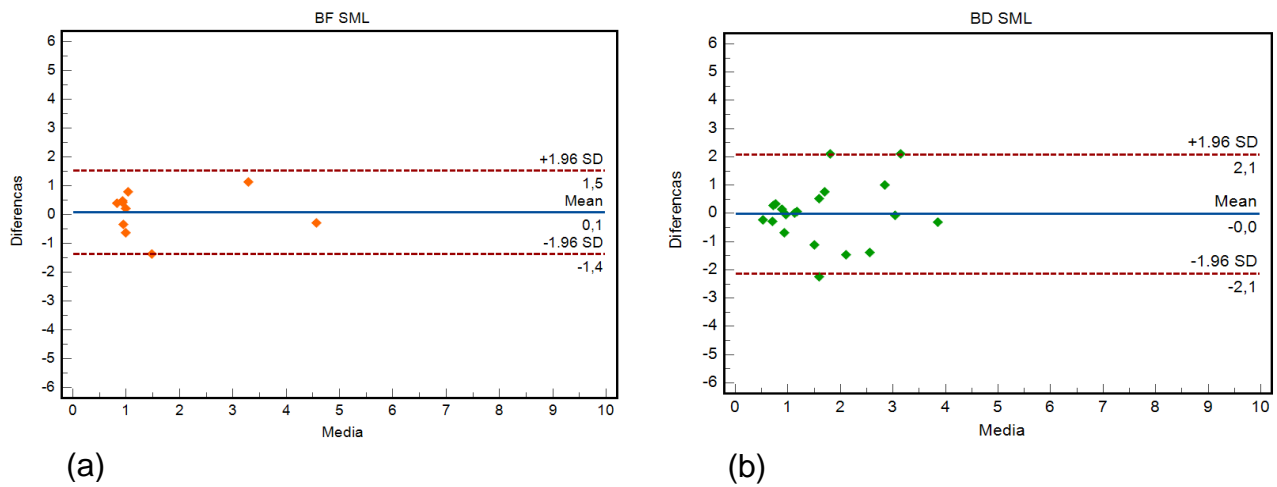
Figura 26 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região submentoniana (RSM)



Legenda: (a) e (b) – Gráficos de Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).

Fonte: A autora, 2022.

Figura 27 - Gráficos de Bland-Altman dos métodos BF e BD, região de sulco mento labial (SML)

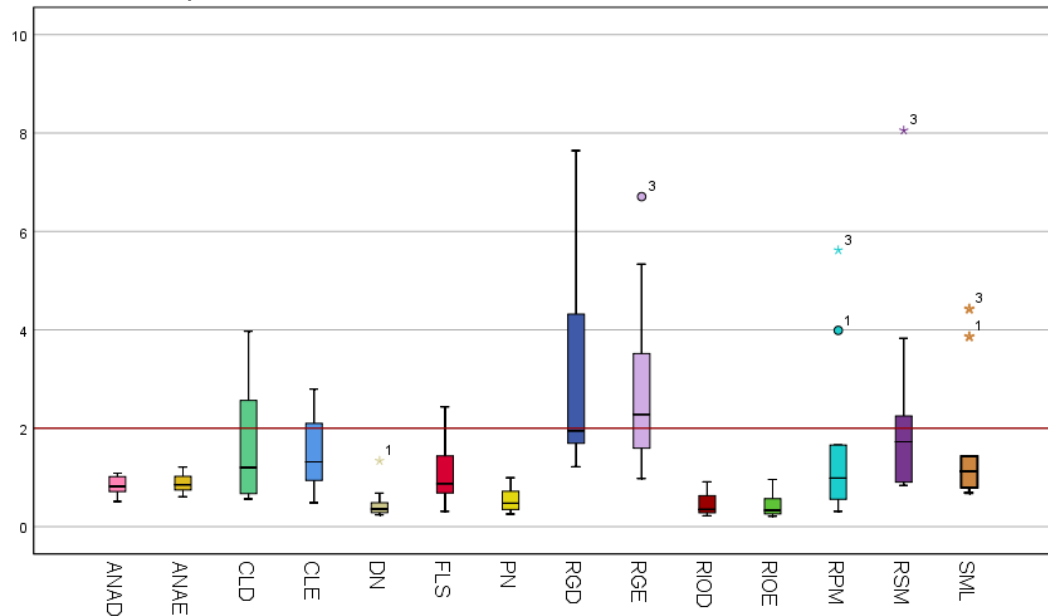


Legenda: (a) e (b) - Bland-Altman apresentando a distribuição das medidas (RMS) das técnicas do Bellus3D Face (BF) e Bellus3D Dental (BD).  
Fonte: A autora, 2022.

#### 4.1.2 Gráficos de *Box Plot* dos valores de RMS de acurácia dos sistemas Bellus3D Face e Bellus3D Dental

Os dados de cada RAI dos sistemas BF e BD em relação à relevância clínica, considerada de 2mm, pode também ser visualizada nos gráficos de *box plot* (Gráficos 1 ao 6). Repetidamente observa-se grande variabilidade em determinadas regiões, porém percebe-se que a maior parte das RAI apresentou valores menores que 2mm.

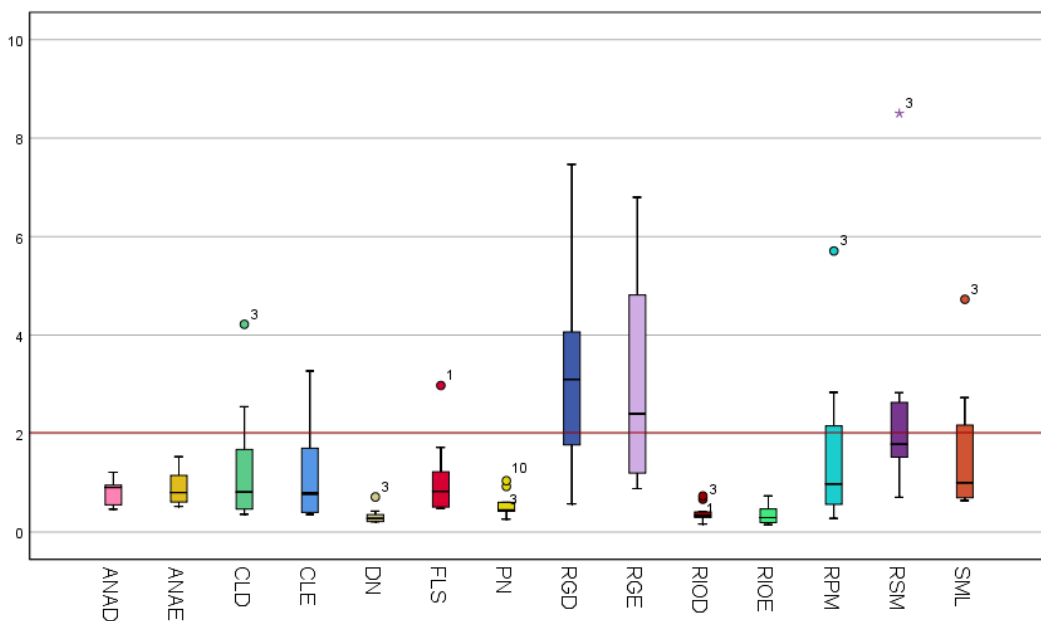
Gráfico 1 – *Box plot* com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Face modo *Face+Neck*



Legenda: *Box plot* de medição de erro (RMS) nas regiões anatômicas de interesse. Os círculos representam outliers e os asteriscos são outliers extremos.

Fonte: A autora, 2022.

Gráfico 2 – *Box plot* com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Face modo *Full Head*

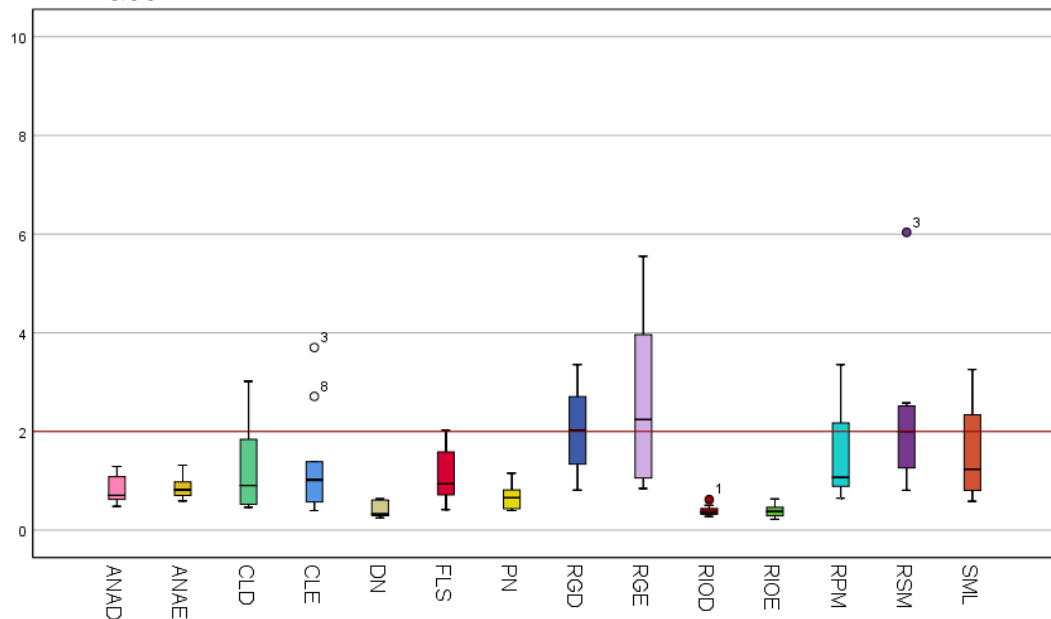


Legenda: *Box plot* de medição de erro (RMS) nas regiões anatômicas de interesse. Os círculos representam outliers e os asteriscos são outliers extremos.

Fonte: A autora, 2022.



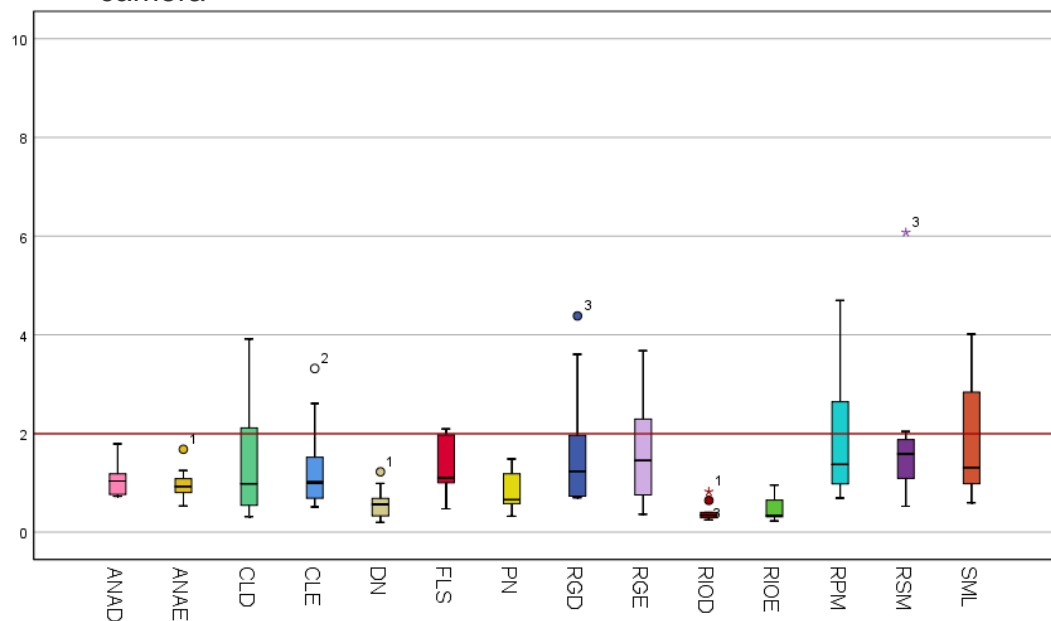
Gráfico 3 – *Box plot* com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Dental modo *Face+Neck*, movimento de face



Legenda: *Box plot* de medição de erro (RMS) nas regiões anatômicas de interesse. Os círculos representam outliers.

Fonte: A autora, 2022.

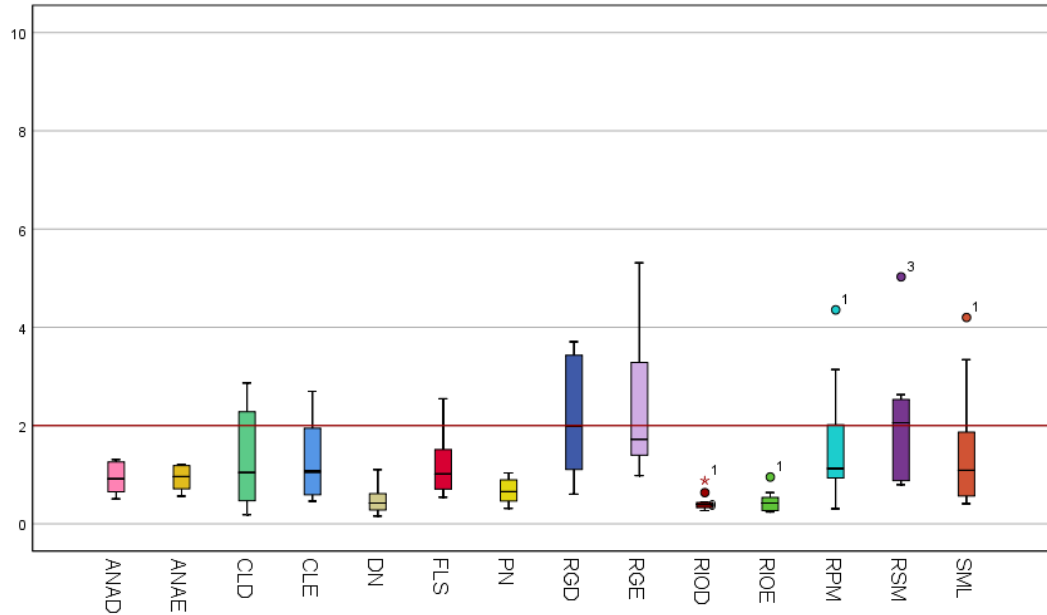
Gráfico 4 – *Box plot* com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Dental modo *Face+Neck*, movimento de câmera



Legenda: *Box plot* de medição de erro (RMS) nas regiões anatômicas de interesse. Os círculos representam outliers e os asteriscos são outliers extremos.

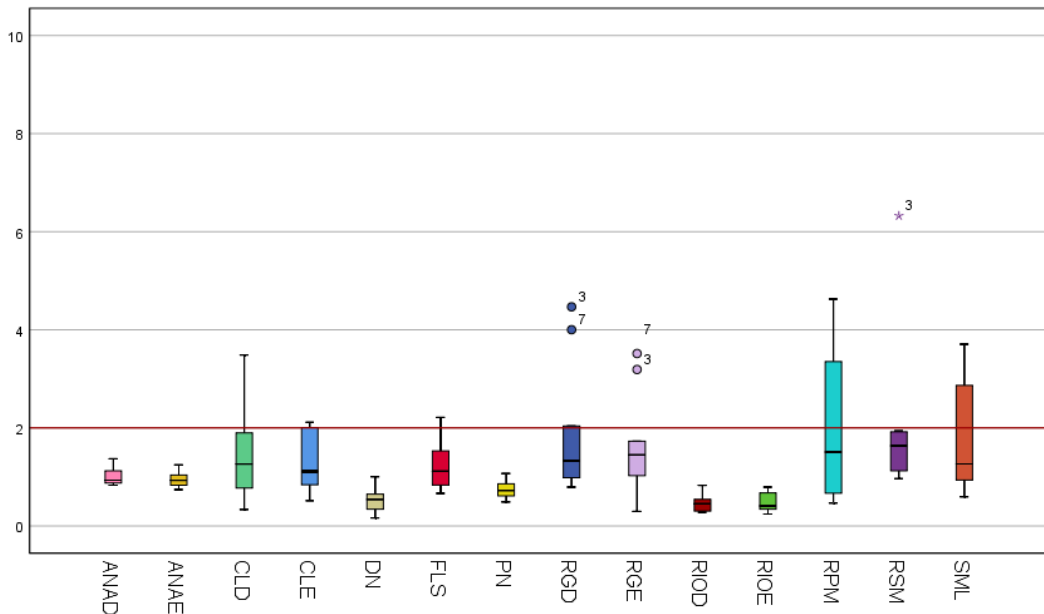
Fonte: A autora, 2022.

Gráfico 5 – *Box plot* com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Dental modo *Full Head*, movimento de face



Legenda: *Box plot* de medição de erro (RMS) nas regiões anatômicas de interesse. Os círculos representam outliers.  
 Fonte: A autora, 2022.

Gráfico 6 – *Box plot* com representação dos valores das diferenças medidas pelo RMS para o sistema Bellus3D Dental modo *Full Head*, movimento de câmera



Legenda: *Box plot* de medição de erro (RMS) nas regiões anatômicas de interesse. Os círculos representam outliers e os asteriscos são outliers extremos.  
 Fonte: A autora, 2022.

#### 4.2 Estatística descritiva, teste de normalidade e análise de precisão

As tabelas 5 e 6 mostram a análise descritiva dos dados de precisão, teste de normalidade de Shapiro-Wilk ( $p > 0,05$ ) e teste de Wilcoxon com nível de significância de 5% ( $p \leq 0,05$ ) para os sistemas Bellus3D Face e Bellus3D Dental, respectivamente. Novamente, parte dos dados apresentou distribuição não normal, por isso foi utilizada mediana, DIQ e teste de Wilcoxon para uma amostra, além dos valores máximo e mínimo.

A avaliação para verificar a precisão do sistema BF e BD foi realizada através dos valores de RMS da diferença entre a sobreposição de duas tomadas semelhantes do mesmo método e se essa discrepância é estatisticamente diferente de zero (Tabela 5 e 6).

Tabela 5 - Estatística descritiva de precisão: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Face, modo *Face+Neck* e *Full Head* (continua)

| RAI     | Mediana | DIQ  | Valor mínimo | Valor máximo | Shapiro-Wilk<br>p valor | Wilcoxon<br>p valor |
|---------|---------|------|--------------|--------------|-------------------------|---------------------|
| ANAD_FN | 0,34    | 0,11 | 0,2          | 0,83         | 0,04*                   | 0,002*              |
| ANAD_FH | 0,29    | 0,05 | 0,11         | 0,5          | 0,27                    | 0,002*              |
| ANAE_FN | 0,37    | 0,24 | 0,09         | 0,69         | 0,79                    | 0,002*              |
| ANAE_FH | 0,25    | 0,12 | 0,15         | 0,52         | 0,17                    | 0,002*              |
| CLD_FN  | 0,65    | 0,8  | 0,15         | 3,8          | 0,001*                  | 0,002*              |
| CLD_FH  | 0,78    | 0,93 | 0,22         | 2,38         | 0,16                    | 0,002*              |
| CLE_FN  | 0,79    | 0,67 | 0,12         | 2,23         | 0,12                    | 0,002*              |
| CLE_FH  | 0,69    | 0,39 | 0,21         | 1,89         | 0,10                    | 0,002*              |
| DN_FN   | 0,22    | 0,12 | 0,11         | 0,62         | 0,03*                   | 0,002*              |
| DN_FH   | 0,18    | 0,1  | 0,14         | 0,38         | 0,1                     | 0,002*              |
| FLS_FN  | 0,5     | 0,76 | 0,14         | 1,85         | 0,11                    | 0,002*              |
| FLS_FH  | 0,41    | 0,29 | 0,2          | 1,17         | 0,02*                   | 0,002*              |
| PN_FN   | 0,23    | 0,24 | 0,13         | 0,81         | 0,04*                   | 0,002*              |
| PN_FH   | 0,25    | 0,1  | 0,19         | 0,58         | 0,01*                   | 0,002*              |
| RGD_FN  | 0,8     | 0,69 | 0,34         | 4,06         | 0,003*                  | 0,002*              |
| RGD_FH  | 0,68    | 0,4  | 0,29         | 1,73         | 0,17                    | 0,002*              |

Tabela 5 - Estatística descritiva de precisão: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Face, modo *Face+Neck* e *Full Head* (conclusão)

| RAI     | Mediana | DIQ  | Valor mínimo | Valor máximo | Shapiro-Wilk | Wilcoxon |
|---------|---------|------|--------------|--------------|--------------|----------|
|         |         |      |              |              | p valor      | p valor  |
| RGE_FN  | 0,8     | 0,54 | 0,2          | 1,63         | 0,47         | 0,002*   |
| RGE_FH  | 0,76    | 0,47 | 0,35         | 1,19         | 0,61         | 0,002*   |
| RIOD_FN | 0,19    | 0,11 | 0,1          | 0,67         | 0,005*       | 0,002*   |
| RIOD_FH | 0,2     | 0,09 | 0,1          | 0,47         | 0,06         | 0,006*   |
| RIOE_FN | 0,19    | 0,13 | 0,12         | 0,59         | 0,01*        | 0,002*   |
| RIOE_FH | 0,2     | 0,09 | 0,13         | 0,45         | 0,14         | 0,002*   |
| RPM_FN  | 1,02    | 1,11 | 0,38         | 4,52         | 0,004*       | 0,002*   |
| RPM_FH  | 0,82    | 0,56 | 0,26         | 2,94         | 0,01*        | 0,002*   |
| RSM_FN  | 1,03    | 0,44 | 0,42         | 5,95         | < ,001*      | 0,002*   |
| RSM_FH  | 0,83    | 0,62 | 0,56         | 2,21         | 0,01*        | 0,002*   |
| SML_FN  | 0,9     | 1,07 | 0,2          | 3,73         | 0,01*        | 0,002*   |
| SML_FH  | 0,61    | 0,65 | 0,24         | 2,5          | 0,03*        | 0,002*   |

Legenda: RAI: região anatômica de interesse; ANAD: asa do nariz direita, ANAE: asa do nariz esquerda, CLD: comissura labial direita, CLE: comissura labial esquerda, DN: dorso nasal, FLS: filtro labial superior, PN: ponta do nariz, RGD: região goníaca direita, RGE: região goníaca esquerda, RIOD: região infraorbitária direita, RIOE: região infraorbitária esquerda, RPM: região de pogônio mole, RSM: região submandibular, SML: sulco mento labial, FN: modo *Face+Neck*; FH: modo *Full Head*; (\*): valor de  $p \leq 0,05$ .

Fonte: A autora, 2022.

Tabela 6 - Estatística descritiva de precisão: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Dental, modo *Face+Neck* e *Full Head*, movimento de face e movimento de cabeça (continua)

| RAI        | Mediana | IQR  | Valor mínimo | Valor máximo | Shapiro-Wilk | Wilcoxon |
|------------|---------|------|--------------|--------------|--------------|----------|
|            |         |      |              |              | p valor      | p valor  |
| ANAD_FN_MF | 0,37    | 0,22 | 0,2          | 0,86         | 0,16         | 0,002*   |
| ANAD_FN_MC | 0,37    | 0,1  | 0,17         | 0,82         | 0,12         | 0,004*   |
| ANAD_FH_MF | 0,42    | 0,34 | 0,23         | 0,85         | 0,32         | 0,002*   |
| ANAD_FH_MC | 0,35    | 0,12 | 0,21         | 0,9          | 0,007*       | 0,006*   |
| ANAE_FN_MF | 0,36    | 0,16 | 0,17         | 0,7          | 0,63         | 0,002*   |
| ANAE_FN_MC | 0,28    | 0,22 | 0,13         | 0,75         | 0,17         | 0,004*   |

Tabela 6 - Estatística descritiva de precisão: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Dental, modo *Face+Neck* e *Full Head*, movimento de face e movimento de cabeça (continua)

| RAI        | Mediana | IQR  | Valor | Valor | Shapiro-Wilk<br>p valor | Wilcoxon<br>p valor |
|------------|---------|------|-------|-------|-------------------------|---------------------|
| ANAE_FH_MF | 0,36    | 0,12 | 0,22  | 0,64  | 0,52                    | 0,002*              |
| ANAE_FH_MC | 0,43    | 0,1  | 0,14  | 0,65  | 0,78                    | 0,002*              |
| CLD_FN_MF  | 0,67    | 0,76 | 0,27  | 2,78  | 0,01*                   | 0,002*              |
| CLD_FN_MC  | 0,5     | 0,22 | 0,44  | 1,61  | <,001*                  | 0,004*              |
| CLD_FH_MF  | 0,69    | 0,55 | 0,16  | 2,79  | 0,009*                  | 0,002*              |
| CLD_FH_MC  | 0,86    | 1,36 | 0,25  | 3,26  | 0,13                    | 0,002*              |
| CLE_FN_MF  | 0,74    | 1,24 | 0,18  | 2,39  | 0,06                    | 0,002*              |
| CLE_FN_MC  | 0,61    | 0,73 | 0,21  | 2,75  | 0,01*                   | 0,004*              |
| CLE_FH_MF  | 0,97    | 1,25 | 0,34  | 2,5   | 0,14                    | 0,002*              |
| CLE_FH_MC  | 0,81    | 0,52 | 0,19  | 3,12  | 0,006*                  | 0,002*              |
| DN_FN_MF   | 0,29    | 0,13 | 0,18  | 0,53  | 0,57                    | 0,002*              |
| DN_FN_MC   | 0,17    | 0,08 | 0,13  | 0,45  | 0,003*                  | 0,004*              |
| DN_FH_MF   | 0,23    | 0,14 | 0,17  | 0,46  | 0,02*                   | 0,002*              |
| DN_FH_MC   | 0,29    | 0,15 | 0,16  | 0,65  | 0,053                   | 0,002*              |
| FLS_FN_MF  | 0,55    | 0,44 | 0,18  | 1,59  | 0,04*                   | 0,002*              |
| FLS_FN_MC  | 0,36    | 0,4  | 0,19  | 1,36  | 0,01*                   | 0,004*              |
| FLS_FH_MF  | 0,63    | 0,34 | 0,20  | 1,64  | 0,16                    | 0,002*              |
| FLS_FH_MC  | 0,6     | 0,62 | 0,15  | 1,72  | 0,46                    | 0,002*              |
| PN_FN_MF   | 0,34    | 0,21 | 0,15  | 0,73  | 0,56                    | 0,002*              |
| PN_FN_MC   | 0,35    | 0,32 | 0,17  | 0,64  | 0,25                    | 0,004*              |
| PN_FH_MF   | 0,42    | 0,3  | 0,24  | 0,8   | 0,22                    | 0,002*              |
| PN_FH_MC   | 0,37    | 0,18 | 0,23  | 0,5   | 0,09                    | 0,002*              |
| RGD_FN_MF  | 0,93    | 0,4  | 0,55  | 2,53  | 0,006*                  | 0,002*              |
| RGD_FN_MC  | 0,6     | 0,22 | 0,32  | 1,19  | 0,24                    | 0,004*              |
| RGD_FH_MF  | 0,79    | 0,87 | 0,33  | 2,34  | 0,16                    | 0,002*              |
| RGD_FH_MC  | 0,86    | 1,0  | 0,34  | 1,93  | 0,14                    | 0,002*              |
| RGE_FN_MF  | 0,81    | 0,51 | 0,42  | 2,33  | 0,03*                   | 0,002*              |
| RGE_FN_MC  | 0,5     | 0,3  | 0,21  | 2,53  | 0,002*                  | 0,004*              |
| RGE_FH_MF  | 0,92    | 1,02 | 0,23  | 1,78  | 0,33                    | 0,002*              |
| RGE_FH_MC  | 0,62    | 0,37 | 0,27  | 2,08  | 0,02*                   | 0,002*              |
| RIOD_FN_MF | 0,29    | 0,14 | 0,11  | 0,5   | 0,99                    | 0,002*              |
| RIOD_FN_MC | 0,2     | 0,11 | 0,09  | 0,32  | 0,68                    | 0,004*              |
| RIOD_FH_MF | 0,24    | 0,24 | 0,12  | 0,51  | 0,17                    | 0,002*              |
| RIOD_FH_MC | 0,37    | 0,23 | 0,11  | 0,66  | 0,92                    | 0,002*              |
| RIOE_FN_MF | 0,29    | 0,23 | 0,15  | 0,56  | 0,27                    | 0,002*              |
| RIOE_FN_MC | 0,16    | 0,19 | 0,09  | 0,35  | 0,03*                   | 0,004*              |

Tabela 6 - Estatística descritiva de precisão: mediana, valores mínimo e máximo em milímetros (mm), teste de normalidade Shapiro-Wilk, teste de Wilcoxon de uma amostra dos valores de RMS das regiões anatômicas de interesse do sistema Bellus3D Dental, modo *Face+Neck* e *Full Head*, movimento de face e movimento de cabeça (conclusão)

| RAI        | Mediana | IQR  | Valor | Valor | Shapiro-Wilk<br>p valor | Wilcoxon<br>p valor |
|------------|---------|------|-------|-------|-------------------------|---------------------|
| RIOE_FH_MF | 0,29    | 0,22 | 0,13  | 0,5   | 0,41                    | 0,002*              |
| RIOE_FH_MC | 0,27    | 0,18 | 0,1   | 0,95  | 0,051                   | 0,002*              |
| RPM_FN_MF  | 0,86    | 0,9  | 0,16  | 3,06  | 0,11                    | 0,002*              |
| RPM_FN_MC  | 0,7     | 0,29 | 0,32  | 2,45  | 0,001*                  | 0,004*              |
| RPM_FH_MF  | 0,95    | 0,75 | 0,29  | 3,42  | 0,04*                   | 0,002*              |
| RPM_FH_MC  | 1,42    | 1,29 | 0,67  | 3,58  | 0,14                    | 0,002*              |
| RSM_FN_MF  | 0,97    | 0,5  | 0,23  | 2,74  | 0,08                    | 0,002*              |
| RSM_FN_MC  | 0,69    | 0,66 | 0,27  | 1,74  | 0,26                    | 0,004*              |
| RSM_FH_MF  | 1,03    | 0,83 | 0,41  | 2,81  | 0,09                    | 0,002*              |
| RSM_FH_MC  | 1,16    | 0,94 | 0,29  | 2,58  | 0,28                    | 0,002*              |
| SML_FN_MF  | 0,69    | 0,73 | 0,19  | 2,78  | 0,07                    | 0,002*              |
| SML_FN_MC  | 0,67    | 0,22 | 0,47  | 2,54  | <,001*                  | 0,004*              |
| SML_FH_MF  | 1,03    | 0,67 | 0,2   | 3,17  | 0,03*                   | 0,002*              |
| SML_FH_MC  | 1,26    | 0,68 | 0,21  | 2,74  | 0,77                    | 0,002*              |

Legenda: RAI: região anatômica de interesse, ANAD: asa do nariz direita, ANAE: asa do nariz esquerda, CLD: comissura labial direita, CLE: comissura labial esquerda, DN: dorso nasal, FLS: filtro labial superior, PN: ponta do nariz, RGD: região goniaca direita, RGE: região goniaca esquerda, RIOD: região infraorbitária direita, RIOE: região infraorbitária esquerda, RPM: região de pogônio mole, RSM: região submandibular, SML: sulco mento labial, FN: modo *Face+Neck*, FH: modo *Full Head*, MF: movimento de face, MC: movimento de câmera, (\*): valor de  $p \leq 0,05$ .

Fonte: A autora, 2022.

Conforme exposto nas tabelas 5 e 6, os sistemas BF e BD não se mostraram precisos, pois todas as medidas foram diferentes de zero, com diferença estatística significativa de  $p \leq 0,05$ . No entanto, apesar dos valores mostrarem relevância estatística, os erros médios foram abaixo de 1,5mm. Portanto, as diferenças entre as tomadas não foram clinicamente relevantes. Para o aplicativo BF, os erros médios foram de 0,18mm  $\pm$  0,1mm, com variação de 0,14mm a 0,38mm,  $p=0,002$  para a região de DN, modo FH a erros médios máximos de 1,03mm  $\pm$  0,44mm, com variação de 0,42mm a 5,95mm,  $p=0,002$  para RSM, modo FN. Para o aplicativo BD, os erros médios foram de 0,16mm  $\pm$  0,19mm, com variação de 0,09mm a 0,35mm,  $p=0,004$ , na RIOE, modo FN, MC a 1,42mm  $\pm$  1,29mm, variando de 0,67mm a 3,58mm,  $p=0,002$  na RPM, modo FH, MC.

### 4.3 Comparação entre os sistemas Bellus3D Face e Bellus3D Dental

A comparação entre os sistemas dos valores de RMS obtidos para cada região facial avaliada foi realizada a partir do teste de ANOVA de Friedman com significância estatística de  $p \leq 0,05$  (Tabela 7). Após a realização do teste de ANOVA de Friedman, foi necessário o teste *post hoc* Durbin-Conover para mostrar precisamente quais as regiões e métodos que apresentaram diferença estatisticamente significativa (Tabela 8).

Tabela 7 - ANOVA de Friedman comparando o sistema Bellus3D Face ao sistema Bellus3D Dental

| RAI  | Valor p |
|------|---------|
| ANAD | 0,06    |
| ANAE | 0,78    |
| CLD  | 0,62    |
| CLE  | 0,9     |
| DN   | 0,31    |
| FLS  | 0,57    |
| PN   | 0,12    |
| RIOD | 0,53    |
| RIOE | 0,36    |
| RGD  | 0,02*   |
| RGE  | 0,03*   |
| RPM  | 0,74    |
| RSM  | 0,81    |
| SML  | 0,78    |

Legenda: RAI: região anatômica de interesse, ANAD: asa do nariz direita, ANAE: asa do nariz esquerda, CLD: comissura labial direita, CLE: comissura labial esquerda, DN: dorso nasal, FLS: filtro labial superior, PN: ponta do nariz, RPM: região de pogônio mole, RIOD: região infraorbitária direita, RIOE: região infraorbitária esquerda, RGD: região goníaca direita, RGE: região goníaca esquerda, RSM: região submandibular, SML: sulco mento labial, (\*): valor de  $p \leq 0,05$ .  
Fonte: A autora, 2022.

Tabela 8 - Teste *post hoc* Durbin-Conover

| RAI_BF | RAI_BD    | p valor |
|--------|-----------|---------|
| RGD_FN | RGD_MC_FN | 0,009*  |
| RGD_FH | RGD_MF_FN | 0,04*   |
| RGD_FH | RGD_MC_FN | 0,01*   |
| RGD_FH | RGD_MF_FH | 0,03*   |
| RGD_FH | RGD_MC_FH | 0,02*   |
| RGE_FN | RGE_MC_FN | 0,02*   |
| RGE_FH | RGE_MC_FN | 0,04*   |
| RGE_FN | RGE_MC_FH | 0,04*   |

Legenda: BF: Bellus3D Face, BD: Bellus3D Dental, FN: *Face+Neck*, FH: *Full Head*, MC: movimento de câmera, MF: movimento de face, RAI: região anatômica de interesse, RGD: região goníaca direita, RGE: região goníaca esquerda, (\*): valor de  $p \leq 0,05$ .

Fonte: A autora, 2022.

De acordo com as tabelas 7 e 8, houve diferença estatisticamente significativa entre os dois métodos de escaneamento BF e BD somente no RGD e RGE, mostrando a grande variação entre as digitalizações nessas áreas. Essas diferenças ficaram bem evidentes nos gráficos de *box plot* em que se pode notar visualmente a variação nas regiões acima mencionadas (Gráficos 1 ao 6).



## 5 DISCUSSÃO

O objetivo do estudo foi avaliar a confiabilidade através da análise de acurácia e precisão do método de digitalização facial pelos aplicativos Bellus3D Face e Bellus3D Dental para iPhone. A avaliação da acurácia foi realizada comparando as diferenças entre os valores de RMS obtidos quando sobrepostos os modelos testes com os modelos de referência, nesse caso a TCFC. A análise da precisão foi realizada comparando as diferenças de RMS de tomadas superpostas semelhantes realizadas pelo mesmo aplicativo e pelo mesmo modo, para verificar a concordância entre elas.

O erro de medição 3D neste estudo utilizou o *software* MeshValmet® para análise de superposições de malhas e mapeamento 3D pelo método ICP (*iterative closest points*). A análise de valores de RMS foi escolhida no nosso estudo, pois os métodos tradicionais de avaliação de técnicas de digitalização facial são análises lineares e/ou antropométricas,<sup>5,10,16,17,35</sup> que costumam ser limitadas, uma vez que estão sujeitas a erros humanos e imprecisões manuais no momento da colocação e mensuração dos pontos de referência feitos pelos avaliadores,<sup>14,19,22,28,29,43,45,47,48</sup> além de possuírem uma quantidade restrita de pontos de medição na face.<sup>8,18,33</sup> Nos estudos com ICP, a análise depende da sobreposição fidedigna feita pelo *software* e cálculos computadorizados, reduzindo a possibilidade de erro do operador e, ainda, medem a diferença entre duas imagens 3D (RMS) com base em todos os pontos de dados presentes. Além dessas vantagens, fornecem uma análise qualitativa através de mapas de cores de regiões da face ou da face total.<sup>14,18,28,29,35,43,45</sup>

Tecnologias portáteis de digitalização forneceram melhorias importantes na pesquisa anatômica da face, com baixo custo, facilidade de acesso e de manuseio dos equipamentos.<sup>15,18,19,22,27-29</sup> No entanto, esses dispositivos precisam ser validados para avaliar sua confiabilidade quando aplicados à imagem 3D facial. O escâner do iPhone destaca-se como uma opção acessível em relação aos escâneres convencionais de digitalização tridimensional no mercado.<sup>18,22,27,28</sup>

Em relação à acurácia, foi observada uma diferença estatisticamente significativa ( $p \leq 0,05$ ) entre os dados adquiridos pelos aplicativos BF e BD quando comparados a TCFC, em todas as regiões anatômicas, ou seja, todas as medidas comparadas mostraram-se diferentes de zero. Já em relação à precisão do

dispositivo, seguiu-se o mesmo padrão em que todas as medidas de todas as regiões anatômicas de interesse, quando comparadas a um modelo semelhante, escaneado em um mesmo aplicativo e no mesmo modo, apresentaram diferenças estatísticas significativas com  $p \leq 0,05$  e diferentes de zero. Portanto, a hipótese nula do estudo foi rejeitada.

No entanto, quando vistos em um contexto mais amplo, esses resultados estatísticos podem ter algumas implicações práticas limitadas. Nossos resultados indicaram que as diferenças entre o aplicativo BF e a TCFC apresentaram erro médio menor que 2mm para a maioria das regiões anatômicas avaliadas (Tabela 1). Esses valores estão dentro dos limites de erro aceitáveis para dados clínicos.<sup>5,15,23,45</sup> Somente as regiões goníacas bilateralmente e região submandibular apresentaram erros médios que chegaram a 3mm. Para o aplicativo BD, a maioria dos erros médios foi menor que 2mm e mostrou-se semelhante ao BF, em que os maiores erros médios foram encontrados nas regiões goníacas bilateralmente e região submandibular (Tabela 2).

As diferenças médias nos erros entre a TCFC e os aplicativos Bellus3D variaram bastante de acordo com cada região anatômica. Para o aplicativo BF, foram observadas médias que variaram de 0,27mm  $\pm$  0,12mm, na região de dorso nasal a 3,1mm  $\pm$  2,18mm, na região goníaca direita. Para o aplicativo BD essas diferenças médias variaram de 0,33mm  $\pm$  0,31mm, na região infraorbitária esquerda e 0,33mm  $\pm$  0,27 no dorso nasal, a 2,24mm  $\pm$  2,56mm, na região goníaca esquerda. Em geral, erros menores que 2 mm são considerados adequados para acurácia e precisão na validação de digitalizações 3D de tecidos moles faciais,<sup>5,15,23,45</sup> embora diferenças de 1 a 2 mm possam ser importantes para medidas que exijam alta acurácia, como avaliação de pacientes com deformidades faciais e em casos de cirurgia ortognática.<sup>6,10,17,44</sup>

Dados relativos à precisão dos sistemas, apresentaram erros médios baixos, para o aplicativo BF, os erros médios variaram de 0,18mm  $\pm$  0,1mm, na região de dorso nasal a 1,03mm  $\pm$  0,44mm, na região submandibular. Para o aplicativo BD, os erros médios variaram de 0,16mm  $\pm$  0,19mm na região infraorbitária esquerda a 1,42mm  $\pm$  0,83mm na região de pogônio mole (Tabelas 5 e 6), demonstrando que apesar de apresentar diferenças estatísticas significantes na avaliação da repetibilidade dos sistemas, as diferenças entre tomadas iguais foram inferiores a

1,5mm. As áreas de maior diferença entre as tomadas foram as regiões submandibular e de pogônio mole.

Os dois métodos de digitalização facial que utilizamos em nosso estudo apresentaram tempo de captura, tempo de processamento das imagens, acurácia e precisão semelhantes. Para a maior parte das regiões faciais analisadas, nossos resultados foram comparáveis a estudos que avaliaram o erro com outros sistemas de escaneamento portátil<sup>15,18,23,43,50</sup> e com o próprio sistema Bellus3D.<sup>22,27,28</sup>

Gallardo et al. realizaram a avaliação de dois sistemas de escaneamento portátil, incluindo o sistema Bellus3D, e compararam com um escâner 3D de luz estruturada ATOS Core. Obtiveram um resultado satisfatório com média global de erro 0,34mm  $\pm$ 0,14 mm, de repetibilidade de  $\pm$ 0,14mm para o sistema Bellus3D e que chegaram a cerca de 1mm nas regiões laterais da face.<sup>28</sup> Contudo, foram inferiores aos erros encontrados em regiões aproximadas de nosso estudo que chegaram a 3,14mm  $\pm$ 2,12mm, na região goníaca direita. Vale ressaltar, no entanto, que o estudo em questão teve uma limitação importante que foi a utilização de manequins para realização da pesquisa e, por isso, não pode simular qualquer tipo de movimentação real da face que possa gerar distorções do tecido mole e, porventura, alterar o resultado da pesquisa.<sup>23</sup> Além disso, embora tenham utilizado a técnica de ICP de medição 3D, o estudo citado subdividiu a face em regiões extensas e realizou o cálculo do erro médio de forma global, o que pode atenuar o erro modular.<sup>14,29</sup> Para evitar esse tipo de viés, dividimos a face em 14 regiões anatômicas de interesse e conseguimos avaliar o resultado real de cada região específica no processo de escaneamento facial.

De maneira semelhante, o estudo de D'Ettorre et al. comparou dois aplicativos de *smartphone* para escaneamento facial baseados na tecnologia TrueDepth® com o sistema 3dMD. Os resultados mostraram que os aplicativos Bellus3D e Capture foram comparáveis ao 3dMD na reprodução de superfícies faciais 3D com erros abaixo de 1mm.<sup>51</sup> Contudo, esse estudo não avaliou as regiões laterais e inferiores da face, como as aéreas goníacas e submandibular, que foram as que mais apresentaram discrepâncias em nosso estudo.

Mai e Lee, realizaram uma revisão sistemática e metanálise que comparou a acurácia dos escâneres faciais compatíveis com dispositivos móveis para digitalização facial com a de sistemas para digitalização facial profissional 3D. Os dispositivos móveis mostraram um erro médio que variou de 0,34mm a 1,40mm nos

artigos selecionados, mostrando-se aceitáveis para uso clínico, embora sua acurácia seja inferior as dos escâneres faciais 3D profissionais.<sup>23</sup> Como foi confirmado no nosso estudo com o uso do escâner do iPhone, quando utilizado o aplicativo Bellus3D, demonstrou uma performance satisfatória em determinadas regiões anatômicas da face. Principalmente nas regiões mediais, em áreas mais estáveis e que não sofrem deformação no momento do escaneamento, como dorso nasal, região infraorbitária e ponta do nariz, com valores médios de erro menores que 1mm em relação a TCFC.<sup>44,45</sup>

O estudo de Liu e Artopoulos relataram que os escâneres faciais compatíveis com os dispositivos móveis são comparáveis aos escâneres faciais 3D profissionais em áreas mais planas do rosto, como testa, bochechas e queixo, e que a precisão da digitalização é inferior quando usados para capturar regiões faciais consideradas mais complexas e periféricas, que exigem um dispositivo de escaneamento de alta precisão para colher dados de profundidade mais confiáveis, como as regiões de orelhas, pálpebras, narinas e dente.<sup>50</sup> Esses resultados corroboram com nosso estudo em que áreas de maior complexidade, mais passíveis de deformação e movimentação apresentaram uma média de erro bem maiores quando comparados as regiões mais estáveis da face.

As regiões mais críticas no nosso estudo, em ambos os sistemas de digitalização, em todos os modos e métodos de movimentação (câmera e face) foram as regiões laterais e inferior, mais especificamente região goníaca bilateral e região submandibular. Apresentaram discrepâncias médias superiores a 2mm, chegando a erros máximos encontrados de até 7,46mm. Esses erros médios excessivos podem ter ocorrido devido à maior deformação do tecido mole nas regiões no momento da digitalização, pois é necessária movimentação da face para um lado e outro e para cima e para baixo no momento da captura. No entanto, o aplicativo BD também foi testado no modo de movimentação de câmera em que a face permanece estacionária. Mesmo nesse modo houve erros médios maiores que 1,5mm. Além disso, quando os métodos de movimentação de câmera e face foram comparados entre si não se mostraram estatisticamente diferentes (Tabela 4).

A tendência de repetição do erro nessas regiões pode ter sido pela maior dificuldade de registro dessas áreas pelos aplicativos.<sup>12</sup> Essa dificuldade pode estar relacionada ao próprio modelo de escaneamento realizado pelos aplicativos que nas regiões mais laterais, superiores e inferiores realizam somente uma única captura,

enquanto as regiões mediais da face, o dispositivo realiza mais de uma varredura na mesma área.<sup>12,48</sup> Segundo Weinberg e Kolar, um fator limitante importante para alguns sistemas 3D é o campo de visão disponível. A partir da posição facial frontal padrão, muitos sistemas 3D não podem produzir dados de qualidade, de orelha a orelha, baseado em uma única captura.<sup>48</sup> Assim, apesar do sistema Bellus3D fornecer informações de que os aplicativos são capazes de escanear extensas regiões, como toda a cabeça e região do pescoço,<sup>25</sup> áreas amplas e periféricas não puderam ser digitalizadas com acurácia e precisão no nosso estudo somente com o campo de visão fornecido pelo sistema.

Embora as câmeras com sensor de profundidade de dispositivos móveis compartilhem sistemas de trabalho semelhantes aos modelos de varredura a laser, os dispositivos profissionais são considerados mais sensíveis em relação à profundidade, pois são construídos com sensores de maior qualidade.<sup>10,18,22,23,29</sup> No estudo de Amornvit e Sanohkan, observaram que o escâner com sensor de profundidade 3D do iPhone X é confiável na medição linear no plano frontal, no entanto, apresenta menor acurácia na medição de profundidade em comparação com os escâneres faciais profissionais, além de reduzido campo de visão, que também pode interferir na captura de uma imagem 3D de qualidade.<sup>27</sup> Essa menor sensibilidade dos sensores de profundidade é mais um fator que pode explicar nossos resultados, que apesar da maioria das medidas de erro, tanto para acurácia como para precisão, apresentarem valores considerados clinicamente irrelevantes, com médias menores que 2mm, foram considerados estatisticamente significativos.

Erros moderados, entre 1 e 2mm, foram observados nas regiões de comissura labial, filtro do lábio superior, pogônio mole e sulco mentolabial (Tabelas 1 e 2). Aparentemente essas diferenças, mesmo na região medial da face, podem estar relacionadas às diferenças posturais do tecido mole e/ou movimentos faciais involuntários no momento da tomada tomográfica em relação a varredura dos aplicativos, mesmo o paciente tendo sido orientado a permanecer na mesma posição e em MIH. Isso pode ter levado a alguma distorção na posição de lábio e/ou mandíbula com conseqüente aumento do erro médio nessas áreas.<sup>14,19,23,47,48</sup>

Outro fator importante no aumento da média dos erros dos sistemas Bellus3D é a acurácia da própria TCFC, que assim como qualquer outro método de escaneamento facial, mesmo sendo considerada padrão ouro e validada para avaliação confiável de tecidos moles, pode sofrer distorções,<sup>4,5,44,47</sup> como

demonstraram Fourier et al, em seu estudo que acharam discrepâncias de 0,76mm  $\pm$ 0,57 mm para TCFC. No mesmo estudo, sistemas de escaneamento a laser (Minolta Vivid 900) e de estereofotogrametria (Di3D), que costumam ser utilizados como referências, apresentaram erros médios maiores que a TCFC.<sup>5</sup>

A abordagem de digitalização dos aplicativos Bellus3D que descrevemos têm as vantagens de baixo custo, não invasividade, possui auto calibração, é de fácil execução, ampla disponibilidade e portabilidade. Associado a isso, com o *software* gratuito, conseguimos realizar a fabricação dos modelos com custos muito baixos quando comparado a outros sistemas de escaneamento, somente necessitando pagar pela exportação dos arquivos. Além disso, outra vantagem é a rapidez e facilidade com que a imagem é gerada.<sup>18,22,28</sup> Contudo, observamos dificuldades em digitalizar áreas mais periféricas, como as regiões laterais da face, orelha e pescoço, que apresentaram baixa acurácia e precisão nos dois sistemas. Outra desvantagem relatada na literatura é a sensibilidade a luz que pode interferir na qualidade do processo de digitalização facial.<sup>11,22,46</sup> As próprias empresas Apple e Bellus3D, fabricantes dos dispositivos e do *software* de escaneamento, respectivamente, não especificam a precisão das tecnologias e do *hardware* dos seus produtos.<sup>20,25,26</sup>

Mesmo com diversos dispositivos de digitalização 3D disponíveis comercialmente, os *smartphones* foram escolhidos para este estudo devido a sua portabilidade, custo relativo baixo e acessibilidade. Os *smartphones* modernos são equipados com câmeras, processadores e redes de alta qualidade, disponíveis a um preço razoável ao consumidor e estão evoluindo a cada dia.<sup>14,22,23,28,51</sup> O próprio sistema do iPhone agregou outra tecnologia de captura de imagens 3D, além do TrueDepth®, a partir do iPhone 12 Pro, que é o sistema LIDAR (*Light Detection And Ranging*).<sup>26</sup> No entanto, ainda são necessários mais estudos com distintos aplicativos para avaliar se os novos *softwares* e *hardwares* disponíveis são mais confiáveis para avaliação facial 3D que a geração anterior.

Embora os resultados do nosso estudo apresentem limitações na confiabilidade dos sistemas Bellus3D para iPhone, estudos clínicos para validar sistemas de escaneamento facial por dispositivos portáteis precisam progredir para que essas tecnologias tenham um papel fundamental na avaliação de tecidos moles ao longo do tratamento, sem a necessidade de expor o paciente à radiação desnecessária, com baixo custo e com acesso facilitado por um dispositivo móvel.

## CONCLUSÃO

Foram encontradas diferenças estaticamente significativas ao comparar superfícies 3D entre os aplicativos Bellus3D e a TCFC em todas as regiões anatômicas de interesse.

Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ao comparar as superfícies 3D entre o sistema Bellus3D Face e Bellus3D Dental em todas as regiões anatômicas de interesse.

Aplicativos para *smartphones* baseados na tecnologia TrueDepth® são promissores para aquisição de imagens faciais tridimensionais, embora a utilização dos aplicativos Bellus3D Face e Bellus3D Dental avaliados não demonstrarem acurácia e precisão adequadas para obtenção de um modelo 3D facial confiável, principalmente em regiões mais periféricas e laterais da face.

## REFERÊNCIAS

1. Arnett GW, Bergman RT, Barbara S. Facial keys to orthodontic planning: diagnosis and treatment. Part I. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1915;103(4):299–312. Available from: [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(93\)70010-L](https://doi.org/10.1016/0889-5406(93)70010-L)
2. Arnett GW, Bergman RT. Facial keys to orthodontic diagnosis and treatment planning. Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103(5): 395-411. Available from: [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)81791-3](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)81791-3)
3. Angle EH Treatment of malocclusion of the teeth: Angle's system. 7th ed. Philadelphia: S. S. White; 1907.
4. Bianchi A, Muyldermans L, Di Martino M, Lancellotti L, Amadori S, Sarti A, et al. Facial Soft Tissue Esthetic Predictions: Validation in Craniomaxillofacial Surgery with Cone Beam Computed Tomography Data. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(7):1471-9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2009.08.006>
5. Fourie Z, Damstra J, Gerrits PO, Ren Y. Evaluation of anthropometric accuracy and reliability using different three-dimensional scanning systems. *Forensic Sci Int.* 2011;207(1–3):127–34. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2010.09.018>
6. Kuijpers MAR, Chiu YT, Nada RM, Carels CEL, Fudalej PS. Three-dimensional imaging methods for quantitative analysis of facial soft tissues and skeletal morphology in patients with orofacial clefts: A systematic review. *PLoS One.* 2014;9(4):6–9. Available from: [10.1371/journal.pone.0093442](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0093442)
7. Alshammery FA. Three dimensional (3D) imaging techniques in orthodontics-An update. *J Family Med Prim Care* 2020;9(6):2626-30. Available from: doi: [10.4103/jfmprc.jfmprc\\_64\\_20](https://doi.org/10.4103/jfmprc.jfmprc_64_20)
8. Al-Saleh MAQ, Punithakumar K, Jaremko JL, Alsufyani NA, Boulanger P, Major PW. Accuracy of magnetic resonance imaging-cone beam computed tomography rigid registration of the head: An in-vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2016;121(3):316–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2015.10.029>
9. Papadopoulos MA, Christou PK, Athanasiou AE, Boettcher P, Zeilhofer HF, Sader R, et al. Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;93(4):382–93. Available from: <https://doi.org/10.1067/moe.2002.121385>
10. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;122(4):342–8. Available from: <https://doi.org/10.1067/mod.2002.128219>



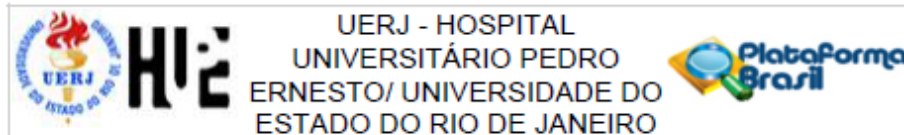
11. Kovacs L, Zimmermann A, Brockmann G, Baurecht H, Schwenzer-Zimmerer K, Papadopulos NA, et al. Accuracy and precision of the three-dimensional assessment of the facial surface using a 3-D laser scanner. *IEEE Trans Med Imaging*. 2006;25(6):742–54. Available from: [10.1109/TMI.2006.873624](https://doi.org/10.1109/TMI.2006.873624).
12. Zhao YJ, Xiong YX, Wang Y. Three-dimensional accuracy of facial scan for facial deformities in clinics: A new evaluation method for facial scanner accuracy. *PLoS One*. 2017;12(1):1–13. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169402>
13. Petrides G, Clark JAR, Low H, Lovell N, Eviston TJ. Three-dimensional scanners for soft-tissue facial assessment in clinical practice. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg*. 2021;74(3):605–14. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2020.08.050>
14. Verhulst A, Hol M, Vreeken R, Becking A, Ulrich D, Maal T. Three-Dimensional Imaging of the Face: A Comparison between Three Different Imaging Modalities. *Aesthetic Surg J*. 2018;38(6):579–85. Available from: doi: [10.1093/asj/sjx227](https://doi.org/10.1093/asj/sjx227)
15. Modabber A, Peters F, Kniha K, Goloborodko E, Ghassemi A, Lethaus B, et al. Evaluation of the accuracy of a mobile and a stationary system for three-dimensional facial scanning. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2016;44(10):1719–24. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2016.08.008>
16. Plooiij JM, Swennen GRJ, Rangel FA, Maal TJJ, Schutyser FAC, Bronkhorst EM, et al. Evaluation of reproducibility and reliability of 3D soft tissue analysis using 3D stereophotogrammetry. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(3):267–73. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2008.12.009>
17. Ayoub AF, Garrahy A, Hood C, White J, Bock M, Siebert JP, et al. Validation of a vision-based, three-dimensional facial imaging system. *Cleft Palate-Craniofacial J*. 2003;40(5):523–9. Available from: <https://doi.org/10.1597/02F02-067>
18. Maués CPR, Casagrande MVS, Almeida RCC, Almeida MAO, Carvalho FAR. Three-dimensional surface models of the facial soft tissues acquired with a low-cost scanner. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2018;47(9):1219–25. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2018.03.028>
19. Gibelli D, Pucciarelli V, Cappella A, Dolci C, Sforza C. Are Portable Stereophotogrammetric Devices Reliable in Facial Imaging? A Validation Study of VECTRA H1 Device. *J Oral Maxillofac Surg*. 2018;76(8):1772–84. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joms.2018.01.021>
20. Verdaasdonk R M, Liberton N, The Iphone X as 3D scanner for quantitative photography of faces for diagnosis and treatment follow-up (Conference Presentation), *Proc. SPIE 10869, Optics and Biophotonics in Low-Resource Settings V*, 1086902, 4 Mar 2019). Available from: <https://doi.org/10.1117/12.2511167>

21. Joda T, Bragger U, Gallucci G. Systematic Literature Review of Digital Three-Dimensional Superimposition Techniques to Create Virtual Dental Patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):330–7. Available from: DOI:10.11607/jomi.3852
22. Rudy HL, Wake N, Yee J, Garfein ES, Tepper OM. Three-Dimensional Facial Scanning at the Fingertips of Patients and Surgeons: Accuracy and Precision Testing of iPhone X Three-Dimensional Scanner. *Plast Reconstr Surg*. 2020;1407–17. Available from: DOI:10.1097/PRS.00000000000007387
23. Mai HN, Lee DH. Accuracy of Mobile Device–Compatible 3D Scanners for Facial Digitization: Systematic Review and Meta-Analysis. *J Med Internet Res*. 2020;22(10). Available from: DOI: 10.2196/22228
24. Mangano C, Luongo F, Migliario M, Mortellaro C, Mangano FG. Combining intraoral scans, cone beam computed tomography and face scans: The virtual patient. *J Craniofac Surg*. 2018;29(8):2241–6. Available from: DOI: 10.1097/SCS.00000000000004485
25. Bellus, Inc. Available from: <https://www.bellus3d.com/dental/>
26. Apple, Inc. About face ID advanced technology. Available from: : <https://support.apple.com/pt-br/guide/iphone/welcome/ios>. Acesso em: 29 março 2022.
27. Amornvit P, Sanohkan S. The accuracy of digital face scans obtained from 3D scanners: An in vitro study. *Int J Environ Res Public Health*. 2019;16(24). Available from: DOI: 10.3390/ijerph16245061
28. Gallardo YNR, Salazar-Gamarra R, Bohner L, De Oliveira JI, Dib LL, Sesma N. Evaluation of the 3D error of 2 face-scanning systems: An in vitro analysis. *J Prosthet Dent*. 2021;1–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.06.049>
29. Knoop PGM, Beaumont CAA, Borghi A, Rodriguez-Florez N, Breakey RWF, Rodgers W, et al. Comparison of three-dimensional scanner systems for craniomaxillofacial imaging. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg*. 2017;70(4):441–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bjps.2016.12.015>
30. Wang, W. *Reverse Engineering Technology of Reinvention*. V1. London: CRC Press. 2011.
31. Sousa J F C. *Scanner a 3D*. 2015. 162f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrônica Industrial e Computadores) – Escola de Engenharia, Universidade do Minho. 2015.
32. Wang Z. Review of real-time three-dimensional shape measurement techniques. *Meas J Int Meas Confed*. 2020;156:107624. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.107624>

33. Treleaven P, Wells J. 3D body scanning and healthcare applications. *Computer (Long Beach Calif)*. 2007;40(7):28–34. Available from: <https://doi.org/10.1109/MC.2007.225>
34. Lartigue C, Contri A, Bourdet P. Digitised point quality in relation with point exploitation. *Meas J Int Meas Confed*. 2002;32(3):193–203. Available from: [https://doi.org/10.1016/S0263-2241\(02\)00008-8](https://doi.org/10.1016/S0263-2241(02)00008-8)
35. Kapila SD, Nervina JM. CBCT in orthodontics: Assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2015;44(1). [https://doi.org/10.1016/S0263-2241\(02\)00008-8](https://doi.org/10.1016/S0263-2241(02)00008-8)
36. Dornelles, RFV. Avaliação volumétrica da face: validação do sistema de captação de imagem facial tridimensional pela tecnologia de luz estruturada, estudo em cadáver. São Paulo. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2019.
37. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results. *Eur Radiol*. 1998;8(9):1558–64. Available from: <https://doi.org/10.1007/s003300050586>
38. Arai Y, Tammsisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiol*. 1999;28(4):245–8. Available from: <https://doi.org/10.1038/sj/dmfr/4600448>
39. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*. 2006 Feb;72(1):75-80.
40. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: Physical principles. *Am J Neuroradiol*. 2009;30(6):1088–95. Available from: <https://doi.org/10.3174/ajnr.A1653>
41. Karatas OH, Toy E. Three-dimensional imaging techniques: A literature review. *Eur J Dent*. 2014;8(1):132–40. Available from: <https://dx.doi.org/10.4103%2F1305-7456.126269>
42. Manson, A. Making 3D Models with Photogrammetry. Getting Started with Agisoft PhotoScan. Carleton College. 2013.
43. Ma L, Xu T, Lin J. Validation of a three-dimensional facial scanning system based on structured light techniques. *Comput Methods Programs Biomed*. 2009;94(3):290–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2009.01.010>
44. Zhao Z, Xie L, Cao D, Izadikhah I, Gao P, Zhao Y, et al. Accuracy of three-dimensional photogrammetry and cone beam computed tomography based on linear measurements in patients with facial deformities. *Dentomaxillofac Radiol*. 2021;50(2):20200001. Available from: <https://dx.doi.org/10.1259%2Fdmfr.20200001>

45. Artopoulos A, Buytaert JAN, Dirckx JJJ, Coward TJ. Comparison of the accuracy of digital stereophotogrammetry and projection moiré profilometry for three-dimensional imaging of the face. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(5):654–62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2013.10.005>
46. Pojda D, Tomaka AA, Luchowski L, Tarnawski M. Integration and application of multimodal measurement techniques: Relevance of photogrammetry to orthodontics. *Sensors.* 2021;21(23). Available from: <https://doi.org/10.3390/s21238026>
47. Lübbers HT, Medinger L, Kruse AL, Grätz KW, Obwegeser JA, Matthews F. The influence of involuntary facial movements on craniofacial anthropometry: A survey using a three-dimensional photographic system. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012;50(2):171–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2010.12.002>
48. Weinberg SM Kolar JC. Three-Dimensional Surface Imaging: Limitations and considerations from the Anthropometric perspective, *Journal of Craniofacial Surgery.* 2005;16(5):847-51. Available from: doi:10.1097/01.SCS.0000164330.96675.0C
49. Otranto de Britto Teixeira A, Almeida MA de O, Almeida RC da C, Maués CP, Pimentel T, Ribeiro DPB, et al. Three-dimensional accuracy of virtual planning in orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2020;158(5):674–83. Available from: doi: 10.1016/j.ajodo.2019.09.023
50. Liu C, Artopoulos A. Validation of a low-cost portable 3-dimensional face scanner. *Imaging Sci Dent.* 2019;49(1):35–43. Available from: <https://doi.org/10.5624/isd.2019.49.1.35>
- 51 D’Ettorre G, Farronato M, Candida E, Quinzi V, Grippaudo C. A comparison between stereophotogrammetry and smartphone structured light technology for three-dimensional face scanning. *Angle Orthod.* 2022;92(3):358–63. Available from: <https://doi.org/10.2319/040921-290.1>

## ANEXO A - Parecer do comitê de ética em pesquisa



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Avaliação de método para aquisição de imagens tridimensionais dos tecidos moles faciais a partir de aplicativo de celular.

**Pesquisador:** LORENA BASILIO CHAVES

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 17316019.9.0000.5259

**Instituição Proponente:** Faculdade de Odontologia da UERJ

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 3.460.302

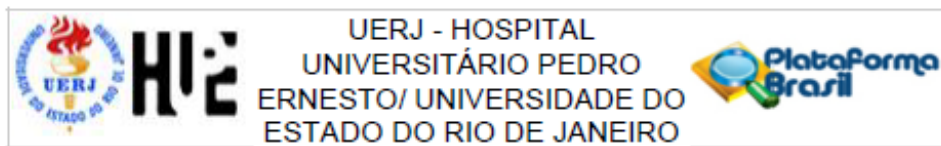
#### Apresentação do Projeto:

Transcrição editada do conteúdo do registro do protocolo e dos arquivos anexados à Plataforma Brasil.

A análise facial está inserida na Ortodontia principalmente quando se realizam as etapas de diagnóstico e planejamento dos casos. Para uma avaliação menos limitada, métodos de aquisição de modelos virtuais tridimensionais dos tecidos moles faciais, como o escaneamento 3D, estão disponíveis e são efetivos, entretanto, apresentam um custo financeiro elevado. Uma opção viável para popularizar esse tipo de análise durante o diagnóstico ortodôntico é a reconstrução 3D da face do paciente a partir da utilização de aplicativo instalado no próprio celular do profissional.

Métodos de escaneamento facial que utilizam a fotogrametria já estão sendo incorporados como parte da documentação ortodôntica, porém, o custo e a baixa disponibilidade no mercado fazem com que esse recurso seja preterido às tomografias. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar se o método de reconstrução 3D a partir de escaneamento facial pelo aplicativo de celular Bellus3D FaceApp possui precisão e acuracidade similar à tomografia computadorizada de feixe cônico. Para isso, 10 pacientes serão escaneados

**Endereço:** Avenida 28 de Setembro 77 - Térreo  
**Bairro:** Vila Isabel **CEP:** 20.551-030  
**UF:** RJ **Município:** RIO DE JANEIRO  
**Telefone:** (21)2668-8253 **E-mail:** cep.hupe.interno@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.460.302

correspondentes entre as superfícies a serem superpostas. A face será analisada como um todo, e subdividida em regiões anatômicas de interesse que serão analisadas individualmente, sendo elas: ponta do nariz, asa do nariz direita, asa do nariz esquerda, dorso nasal, filtro labial superior, sulco mento labial, região de pogônio mole, região infra-orbitária direita e região infra-orbitária esquerda. Será usado o valor de RMS para a avaliação das diferenças de posicionamento entre os fragmentos e o módulo da maior distância entre os pontos avaliados, o que corresponde à média absoluta das distâncias de uma forma normalizada. As alterações registradas serão visualizadas de forma quantitativa através dos mapas de codificação coloridos, os quais podem diferenciar entre movimento para dentro de uma superfície em relação à outra (cor azul) ou para fora (cor vermelha). A ausência de deslocamento é codificada pela cor verde.

A pesquisa está bem estruturada e o referencial teórico e metodológico estão explicitados, demonstrando aprofundamento e conhecimento necessários para sua realização. As referências estão adequadas e a pesquisa é exequível.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Os documentos de apresentação obrigatória foram enviados a este Comitê, estando dentro das boas práticas e apresentando todos dados necessários para apreciação ética e tendo sido avaliadas as informações contidas na Plataforma Brasil e as mesmas se encontram dentro das normas vigentes e sem riscos iminentes aos participantes envolvidos de pesquisa.

**Recomendações:**

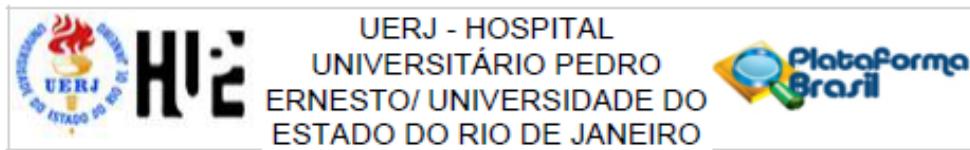
De acordo com a Resolução 448/12 do Conselho Nacional de Saúde/CNS, o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), que deverá seguir os seguintes itens:

- Os campos de assinatura devem seguir o seguinte padrão:

|                      |                            |                |
|----------------------|----------------------------|----------------|
| _____                | _____                      | ____/____/____ |
| Nome do Participante | Assinatura do Participante | Data           |
| _____                | _____                      | ____/____/____ |
| Nome do Pesquisador  | Assinatura do Pesquisador  | Data           |

Acrescentar:

|  |                                  |  |
|--|----------------------------------|--|
| Endereço: Avenida 28 de Setembro 77 - Térreo |                                  |  |
| Bairro: Vila Isabel                          | CEP: 20.551-030                  |  |
| UF: RJ                                       | Município: RIO DE JANEIRO        |  |
| Telefone: (21)2868-8253                      | E-mail: cep.hupe.lerno@gmail.com |  |



Continuação do Parecer: 3.460.302

Contado do Comitê de Ética em Pesquisa - Caso seja necessário você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do HUPE para esclarecimentos ou informações quanto a validade da pesquisa: Av. 28 de setembro, 77 térreo Vila Isabel – CEP 20551-030 - Tel: 21-2868.8253 – Email: cep-hupe@uerj.br.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

O projeto pode ser realizado da forma como está apresentado. Diante do exposto e à luz da Resolução CNS nº466/2012, o projeto pode ser enquadrado na categoria – APROVADO.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Em consonância com a resolução CNS 466/12 e a Norma Operacional CNS 001/13, o CEP recomenda ao Pesquisador: Comunicar toda e qualquer alteração do projeto e no termo de consentimento livre e esclarecido, para análise das mudanças; Informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa; O Comitê de Ética solicita a V. S<sup>a</sup>., que encaminhe relatórios parciais de andamento a cada 06 (seis) Meses da pesquisa e ao término, encaminhe a esta comissão um sumário dos resultados do projeto; Os dados individuais de todas as etapas da pesquisa devem ser mantidos em local seguro por 5 anos para possível auditoria dos órgãos competentes.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

| Tipo Documento  | Arquivo                                       | Postagem               | Autor                 | Situação |
|---|---|------------------------|-----------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto                            | PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1388051.pdf | 18/06/2019<br>13:01:04 |                       | Aceito   |
| Declaração de Instituição e Infraestrutura                | declaracao_de_ciencia.jpg                     | 18/06/2019<br>12:02:17 | LORENA BASILIO CHAVES | Aceito   |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador                 | projeto_plataforma_brasil.docx                | 18/06/2019<br>12:00:27 | LORENA BASILIO CHAVES | Aceito   |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE.docx                                     | 13/06/2019<br>19:36:48 | LORENA BASILIO CHAVES | Aceito   |
| Folha de Rosto  | folha_de_rosto.pdf                            | 10/06/2019<br>18:09:57 | LORENA BASILIO CHAVES | Aceito   |

**Situação do Parecer:**

Endereço: Avenida 28 de Setembro 77 - Térreo  
 Bairro: Vila Isabel CEP: 20.551-030  
 UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO  
 Telefone: (21)2868-8253 E-mail: cep.hupe.interno@gmail.com



Continuação do Parecer: 3.460.302

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIO DE JANEIRO, 18 de Julho de 2019

---

Assinado por:  
WILLE OIGMAN  
(Coordenador(a))

Endereço: Avenida 28 de Setembro 77 - Térreo  
Bairro: Vila Isabel CEP: 20.551-030  
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO  
Telefone: (21)2868-8253 E-mail: oep.hupe.interno@gmail.com



## ANEXO B - Termo de consentimento livre e esclarecido

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pelo presente instrumento que atende às exigências legais, o Sr.(a) \_\_\_\_\_, portador da cédula de identidade \_\_\_\_\_, após leitura minuciosa deste documento, devidamente explicado pelos profissionais em todos os seus detalhes, ciente dos serviços e procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** concordando em participar da pesquisa: “**Confiabilidade de um aplicativo de celular para aquisição de modelos 3D dos tecidos moles faciais**”, sob a responsabilidade de Renata de Oliveira Santos que tem por objetivo avaliar a viabilidade técnica de utilização de um método de baixo custo para aquisição de imagem facial 3D, realizado na Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro – Área de Ortodontia.

Você realizará um exame de Tomografia Computadorizada Cone Beam (TCCB), na Clínica de Radiologia do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE). O exame é simples, rápido e não provoca dor. É importante mencionar que o exame de tomografia computadorizada substituirá o conjunto de exames radiográficos, extra e intrabucais, requisitados antes do tratamento ortodôntico. Durante o exame você ficará sentado em um aparelho chamado tomógrafo. Você só precisará ficar parado enquanto o aparelho está em funcionamento. Após a aquisição da tomografia, você será submetido ao escaneamento facial, realizado por aplicativo de celular. As imagens obtidas pelo exame serão arquivadas em um computador e usadas para planejamentos ortodônticos.

Na divulgação dos dados da pesquisa sua identidade será mantida em sigilo. Qualquer dúvida poderá ser esclarecida pessoalmente ou pelo telefone (21)2868-8286. Caso você queira apresentar reclamações em relação a sua participação na pesquisa, poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do HUPE, no endereço Boulevard 28 de Setembro, 77 – Vila Isabel ou pelo telefone (21)2868.8253 ou Email: cep-hupe@uerj.br.

Fica claro que o sujeito da pesquisa ou seu representante legal pode, a qualquer momento, retirar seu **CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO** e deixar de participar desta pesquisa e que todas as informações prestadas serão confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional.

Por estarem de acordo assinam o presente termo.

Rio de Janeiro, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Sujeito da Pesquisa  
(ou responsável)

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador Responsável

**Pesquisador Responsável:** Renata de Oliveira Santos  
**Endereço Institucional:** Boulevard 28 de setembro, 157 – Vila Isabel  
**Cidade:** Rio de Janeiro **Estado:** RJ **CEP:** 20551-030 **Telefone:** (21) 2868-8286

**Formulário de Permissão para uso de registros para fins científicos**