



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



**Giovanni Cunha**

**Influência do volume ósseo no padrão de separação da osteotomia sagital do  
ramo mandibular**

**Araraquara**

**2022**



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



**Giovanni Cunha**

**Influência do volume ósseo no padrão de separação da osteotomia sagital do  
ramo mandibular**

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

**Orientador: Prof<sup>a</sup> Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli**

**Araraquara**

**2022**

C972i Cunha, Giovanni  
Influência do volume ósseo no padrão de separação da osteotomia sagital do ramo mandibular / Giovanni Cunha. -- Araraquara, 2022  
82 p. : il., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp),  
Faculdade de Odontologia, Araraquara  
Orientadora: Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli

1. Cirurgia ortognática. 2. Análise de Elementos Finitos. 3.  
Anatomia. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

**Giovanni Cunha**

**Influência do volume ósseo no padrão de separação da osteotomia sagital do ramo mandibular**

**Comissão julgadora**

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

Presidente e orientador Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli

2º Examinador Profº Drº Marcelo Gonçalves

3º Examinador Profº Drº Marcelo Monnazzi

4º Examinador Profº Drº Cássio Edvard Sverzut

5º Examinador Profº Dr<sup>a</sup> Carla Renata Sanomya Ikuta

Araraquara, 29 de Julho de 2022.

## **DADOS CURRICULARES**

### **Giovanni Cunha**

**NASCIMENTO:** 19/11/1992 – Jundiaí – São Paulo

**FILIAÇÃO:** Luiz Américo da Cunha e Maria Aparecida Faca Cunha

2000/2004

Ensino fundamental I Escola Municipal de Ensino Fundamental José Odair Montelatto, Louveira-SP.

2005/2008

Ensino fundamental II Escola Estadual Odilon Leite Ferraz, Louveira-SP.

2008/2010

Ensino médio Escola Técnica Estadual Vasco Antônio Venchiarutti, Jundiaí-SP

2009/2010

Ensino técnico em informática Escola Técnica Estadual Vasco Antônio Venchiarutti, Jundiaí-SP.

2011/2015

Graduação em odontologia, Faculdade de Odontologia de Araraquara Unesp, Araraquara-SP.

2016-2018

Pós-graduação em Ciências Odontológicas – Área de diagnóstico e cirurgia, nível de mestrado acadêmico, Faculdade de Odontologia de Araraquara Unesp, Araraquara-SP.

2017-2019

Especialização em implantodontia e prótese sobre implantes Faculdade Avantis, São Carlos-SP.

2020-2021

Especialização em Imaginologia e Radiologia Odontológica – Faculdade do Centro Oeste Paulista - FACOP, Bauru-SP.

2021-2021

Research fellowship Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie Universitätsspital Basel e Swiss MAM - Departamento de Engenharia Biomédica - Universidade de Basel

2022-2023

Treinamento em cirurgia plástica periodontal e periimplantar – AORP – Ribeirão Preto

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, o autor da vida.

Aos meus pais Luiz e Maria, bem como minha irmã Bruna pelo apoio e dedicação nessa etapa tão importante da minha formação profissional.

À CAPES: O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001. O qual permitiu financiamento nacional (Bolsa DS) e internacional por meio do CAPES PRInt processo: 88887.467578/2019-00.

À minha orientadora, prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Marisa A. C. Gabrielli pela excelente orientação e contribuição ímpar a esse trabalho e aos supervisores estrangeiros Prof. Dr. Florian Markus Thieringer e Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Neha Sharma– Universidade de Basel e Hospital Universitário de Basel.

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr-UNESP), na pessoa do Diretor, Prof<sup>o</sup>. Dr<sup>o</sup>. Edson Campos, pela oportunidade de minha formação desde a graduação, deste curso e deste trabalho.

Ao Programa de Pós-graduação em ciências odontológicas, na pessoa de sua coordenadora, a Profa. Dra. Fernanda Lourenção Briguenti.

Às Prof<sup>as</sup>. Dr<sup>as</sup>. Livia Dovigo Nordi, Juliana Alvares Duarte Bonini Campos e Dr<sup>a</sup> Marina Reis Oliveira pelo conhecimento transmitido de estatística, fundamentais para a realização desse estudo.

Aos Professores da disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Profs. Drs. Mario Francisco Real Gabrielli, Eduardo Hochuli Vieira, Valfrido Antonio Pereira Filho. De igual modo aos docentes da área de diagnóstico e cirurgia, em especial aos Prof<sup>o</sup> Dr<sup>o</sup> Marcelo Gonçalves, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Andreia Gonçalves e Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Andrea Buffalino. Muito obrigado pelos ensinamentos durante esses anos.

Ao Dr. Fued Salmir Salmen, pela contribuição dispensada para execução deste trabalho.

Aos colegas de pós-graduação e residentes do Serviço de Cirurgia e traumatologia Buco-Maxilo-Facial da FOAr-UNESP e ao grupo de pesquisa Swiss MAM, pelo convívio e cooperação clínica e em pesquisa, muito obrigado.

Aos funcionários do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, Marcos, Edneide, Priscila, Silvana, Antônio, Thelma e Suleima pela amizade, por me tratarem com muito respeito e pela ajuda prestada.

Aos pacientes incluídos neste trabalho, pela contribuição e por permitir todo o aprendizado. Pela paciência em cooperar e nos fornecer dados que possam ser realizados nas pesquisas. Sem vocês não haveria formação profissional.

“Se o Senhor não constrói a casa em vão edificam os construtores, se o Senhor não guarda a cidade em vão vigia a sentinela. Salmos 127.1\*

---

\*Bíblia. A Bíblia Sagrada. Rei Salomão. Barueri: Sociedade Bíblica do Brasil; 2009.

Cunha G. Influência do volume ósseo no padrão de separação da osteotomia sagital do ramo mandibular [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

## RESUMO

A anatomia óssea tem sido estudada e descrita como um dos fatores de risco para a ocorrência de padrões de separação (fratura) indesejados entre os seguimentos proximal (contendo o côndilo) e distal (contendo o processo alveolar) após a osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM). Considerando as metodologias empregadas na literatura, esse estudo teve por premissa avaliar a proporção óssea cortical e medular além da do volume ósseo na região da OSRM, bem como aplicar a mecânica da fratura a um modelo anatômico. Para tal, tomografias pré e pós-operatórias de 82 pacientes foram utilizadas, totalizando 164 análises de deformidade dento-esquelética-facial. Com o pesquisador devidamente calibrado, as tomografias foram avaliadas utilizando os softwares *Dolphin 11.95* e *3D Slicer 4.13*. Nos exames pré-operatórios determinou-se: a proporção em área ( $\text{mm}^2$ ) de tecido ósseo além o volume ( $\text{mm}^3$ ) na região entre a face distal do 1º molar inferior até a incisura da mandíbula. Nas tomografias pós-operatórias, o padrão de fratura entre os segmentos foi verificado, atribuindo-lhes 4 tipos possíveis, sendo I (mais desejado), II, III ou IV (totalmente indesejado) resultando em 4 grupos: G1 G2 G3 e G4 de acordo com o padrão gerado, nos quais os valores de volume e proporção do tipo ósseo foram comparados. Uma terceira análise foi conduzida aplicando os conceitos da mecânica da fratura a um modelo anatômico na região da OSRM. Dois modelos (*Pre Meshed* e *Arbitrary*) foram utilizados para investigar o início e propagação da trinca por meio de elementos finitos. A análise paramétrica ANOVA one way com posterior aplicação do pós-teste de Tukey foi utilizada. Observou-se que o volume ósseo ( $\text{mm}^3$ ) foi geralmente maior para o padrão Hunsuck verdadeiro (tipo I) e aparentemente menor em casos de fraturas não ideais (tipo III). Além disso menores proporções de medular foram encontradas no padrão tipo IV em regiões-chave para a clivagem. Ademais, maior área de osso cortical foi observada na língua, região retromolar e entre molares nas ocorrências de *bad split*. Finalmente, observou-se a aplicabilidade da mecânica da fratura com o algoritmo XFEM em modelos anatômicos.

**Palavras – chave:** Cirurgia ortognática. Análise de elementos finitos. Anatomia.

Cunha G. The influence of bone volume on the sagittal split osteotomy [Tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

### **ABSTRACT**

Bone anatomy has been studied and described among the variables related to the undesired fractures after sagittal split osteotomy (SSO). Based on the current findings, this study aimed to access the influence of cortical/medullar proportion and bone volume on the SSO. A parallel analysis targeted to evaluate two types of fracture mechanics through an anatomical model. Preoperative and postoperative CT scans of 82 patients have been used, resulting in a total of 164 SSO. The pre-operative CT scans were evaluated using Dolphin 11.95 for bone proportion and 3D *Slicer* 4.13 to measure the volume. On post-operative CT scans, a fracture pattern was assigned in 4 possible types, I (True Hunsuck), II, III, or IV (totally undesired) resulting in 4 groups: G1 G2 G3, and G4. A parallel analysis was performed to access the fracture mechanics in an anatomical model. Two models (Pre-Meshed and Arbitrary) were used to investigate crack initiation and propagation by using finite element analysis. One-way ANOVA parametric analysis with subsequent Tukey's post-test has been chosen. It was observed that bone volume (mm<sup>3</sup>) was generally higher for the true Hunsuck pattern (type I) and lower in non-ideal cases (type III). Furthermore, smaller medullary proportions were found in type IV - mainly in key regions of SSO. Moreover, a higher area of cortical bone was noticed in the lingula, retromolar region, and between molars in bad split occurrences. At last, the fracture mechanics analysis with the XFEM algorithm brings over an option to simulate surgical parameter in anatomic models.

**Keywords:** Orthognathic surgery. Finite element analysis. Anatomy.

## SUMÁRIO

|                                                                                      |           |
|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA</b> .....                                    | <b>11</b> |
| 1.1 Fatores que Influenciam a Fratura Indesejada na Osteotomia Sagital do Ramo ..... | 11        |
| 1.2 Introdução a Mecânica da Fratura .....                                           | 15        |
| <b>2 PROPOSIÇÃO</b> .....                                                            | <b>20</b> |
| <b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....                                                   | <b>21</b> |
| 3.1 Descrição da Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular .....                         | 22        |
| 3.2 Análise Tomográfica Pré-Operatória: Proporção Óssea .....                        | 23        |
| 3.3 Análise Tomográfica Pré-Operatória: Volume ósseo .....                           | 25        |
| 3.4 Análise Tomográfica Pós-Operatória: Padrão de Fratura.....                       | 37        |
| 3.5 Otimização do Modelo Anatômico Previamente a Análise .....                       | 40        |
| 3.6 Mecânica da Fratura: Análise em Elementos Finitos .....                          | 44        |
| 3.6.1 Aquisição de geometria .....                                                   | 44        |
| 3.6.2 Otimização da geometria .....                                                  | 44        |
| 3.6.3 Ansys Workbench: <i>engineering data</i> .....                                 | 45        |
| 3.6.4 Ansys Mechanical: <i>boundary conditions</i> .....                             | 45        |
| 3.7 Modelos de Geração da Fratura: <i>Pre Meshed e Arbitrária</i> .....              | 46        |
| 3.7.1 Ansys mechanical: análise da fratura .....                                     | 46        |
| 3.7.2 Iniciação da fratura: <i>pre meshed crack</i> .....                            | 47        |
| 3.7.3 Iniciação da fratura: <i>arbitrary crack</i> .....                             | 49        |
| 3.7.4 Propagação de fratura: <i>S.M.A.R.T Crack Growth</i> .....                     | 51        |
| 3.8 Análise Estatística.....                                                         | 52        |
| <b>4 RESULTADOS</b> .....                                                            | <b>53</b> |
| 4.1 Calibração .....                                                                 | 53        |
| 4.2 Proporção Óssea Total .....                                                      | 54        |
| 4.3 Proporção Óssea Medular .....                                                    | 55        |
| 4.4 Proporção Óssea Cortical .....                                                   | 56        |
| 4.5 Volume Ósseo .....                                                               | 56        |
| 4.5.1 CT classe II.....                                                              | 56        |
| 4.5.2 CT classe III.....                                                             | 57        |
| 4.5.3 CBCT classe II .....                                                           | 58        |
| 4.5.4 CBCT classe III .....                                                          | 59        |
| 4.6 Análise da Fratura: Fator de Intensificação do Estresse (SIF).....               | 59        |
| 4.7 Análise da Fratura: Estresse Equivalente .....                                   | 60        |
| 4.8 Análise da Fratura: Deformação .....                                             | 61        |
| <b>5 DISCUSSÃO</b> .....                                                             | <b>63</b> |
| 5.1 CBCT x CT.....                                                                   | 63        |
| 5.2 A Análise da Proporção e Volume Ósseo .....                                      | 64        |
| 5.3 FEA e a Mecânica da Fratura.....                                                 | 67        |
| <b>6 CONCLUSÃO</b> .....                                                             | <b>72</b> |
| <b>REFERÊNCIAS</b> .....                                                             | <b>73</b> |

**ANEXO A.....79**  
**APÊNDICE A .....81**

## **1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA**

A análise do volume ósseo e mais recentemente as simulações computacionais na temática da cirurgia ortognática podem ser consideradas um tema relativamente novo na literatura. A compreensão do cenário científico desses temas exige uma descrição detalhada que deve ser iniciada com o histórico da cirurgia dos maxilares perpassando pela evolução da técnica, fatores que podem gerar resultados indesejados além de descrever as recentes técnicas para o estudo e entendimento da mecânica da fratura em modelos anatômicos.

### **1.1 Fatores que Influenciam a Fratura Indesejada na Osteotomia Sagital do Ramo**

Considerando a evolução descrita por Bockmann et al.<sup>1</sup> o conceito de tratar cirurgicamente os ossos da face com a finalidade de correção das deformidades dento-esqueléticas se originou com o cirurgião Hüllihen<sup>2</sup> em 1849, entretanto a primeira publicação oficial deste tipo de cirurgia ocorreu em 1907, descrito por Blair<sup>3</sup> um relato de caso em região de corpo mandibular, inclusive com tratamento ortodôntico associado.

A técnica de osteotomia em mandíbula com finalidade de correção de deformidade dento-esquelética-facial, sofreu várias modificações ao longo dos anos. Em 1955, Trauner e Obwegeser<sup>4</sup> descreveram uma abordagem mais aprimorada para cirurgias mandibulares, com a nomenclatura de osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM). Essa técnica inovadora, possuía o intuito de corrigir problemas dento-esqueléticos da região mandibular, tanto nas deficiências como nos excessos ântero posteriores.

Outros pesquisadores também sugeriram modificações ao desenho original da osteotomia como Dal Pont<sup>5</sup> 1961, Hunsuck<sup>6</sup> 1968, Epker<sup>7</sup> 1977 e Wolford<sup>8,9</sup> 1987 e 2015 e Verweij et al.<sup>10</sup> (2015) visando aumentar a quantidade de contato ósseo no avanço ou no recuo mandibular, o que facilitaria a instalação de fixação interna, além de melhorar a estabilidade dos seguimentos proximal (contendo o côndilo) e distal (contendo região alveolar), além de obter maior controle do posicionamento do côndilo e diminuir as complicações pós operatórias, como por exemplo, disestesia ou parestesia permanente do nervo alveolar inferior.

Embora as diversas evoluções tenham apresentado sua particularidade, todas objetivaram facilitar a correta separação (fratura) entre os segmentos ósseos. No

entanto, o desenho das osteotomias abrange certas regiões mandibulares que não são diretamente visualizadas no ato cirúrgico, como por exemplo, a face medial do ramo. Apesar de existirem estudos que busquem pontos de referência para maior segurança<sup>11</sup>, nesse local o cirurgião realiza a osteotomia baseando-se principalmente em seus conhecimentos anatômicos<sup>11</sup>. De forma que a dificuldade de visualização dessa região pode gerar osteotomias inadequadas e padrões de separação indesejáveis<sup>12</sup>.

Além da dificuldade do acesso cirúrgico em alguns locais, como descrito, a anatomia tem sido investigada como um importante fator na predisposição da fratura indesejada, seja representada pela qualidade, quantidade, morfologia, ou como pretende nosso estudo, volume ósseo na área que recebe a OSRM. O padrão ósseo com maior proporção de trabéculas entre as corticais facilita a separação dos seguimentos e diminui as chances de fraturas indesejadas<sup>13-17</sup>, além de mandíbulas menos espessas estarem associadas a padrões indesejados<sup>18-20</sup>.

No trabalho de Muto et al.<sup>17</sup> é possível analisar como a anatomia na região de base mandibular permite um plano de separação adequado para toda a extensão da osteotomia. Quando o corte ósseo basal entre molares se localiza em área sem fusão de corticais vestibular e lingual, ou seja, em área em que há presença de osso medular e conseqüente rompimento de ambas corticais, os padrões de fratura predominantes serão ideais, de outra forma há predominância de padrões indesejados.

Witherow et al.<sup>21</sup> considerando possíveis fatores para a ocorrência de separações indesejadas após OSRM, analisaram 7 casos dentre 52 sítios cirúrgicos, com 2 histórias progressivas de leucemia e anorexia nervosa. Dentre as variáveis estudadas, considerou-se a altura do osso mandibular na área da OSRM, mensurando-se as distâncias da crista alveolar, na região retromolar, e ápice do último molar, ambos à base mandibular. Menores quantidades de osso nas áreas avaliadas foram descritas como um fator de risco para o desenvolvimento de separações indesejadas, além da influência das doenças sistêmicas na qualidade óssea.

Falter et al.<sup>22</sup> também abordando o tema, investigaram a incidência de fraturas indesejadas após a OSRM, com 14 casos em 2005 OSRM, com média de idade de 33 anos, enquanto que no restante da amostra foi de 25. Ao analisar a variável idade, houve maior ocorrência de fraturas indesejadas nas mulheres após os 40 anos.

Concluindo-se que a idade é uma variável relevante para a ocorrência de fraturas indesejáveis, possivelmente pela variação na qualidade óssea.

Melsink et al.<sup>23</sup> e Hou et al.<sup>24</sup> investigaram a possível influência de estruturas anatômicas e a morfologia mandibular sobre o padrão de fratura. O primeiro verificou se o canal mandibular e o sulco milo-hióideo exercem influência sobre a linha de fratura entre os seguimentos. Embora as referidas áreas sejam regiões de menor resistência óssea, não há correlação significativa entre a presença destas e padrões indesejáveis<sup>12</sup>. O segundo identificou que o formato do ramo pode gerar traços de fraturas diferentes. Quando os ramos se apresentavam em formato “meia lua” ou triangular (região anterior mais espessa) os padrões foram ideais (tipo I do nosso estudo), enquanto ramos “bem distribuídos”, ou seja, espessura semelhante entre região posterior e inferior, apresentavam traços de fratura mais posteriorizados (tipo II) possivelmente pela menor resistência criada frente a considerável quantidade de osso medular.

Aarabi et al.<sup>18</sup>, estudaram a anatomia de maneira quantitativa avaliando 96 sítios cirúrgicos divididos em dois grupos, G1 com fratura indesejável e G2 sem. A espessura vestíbulo-lingual na região retromolar e no ramo (na altura da língula); a altura da mandíbula que compreende desde a crista alveolar até a borda mandibular; a distância entre a incisura da mandíbula e a borda inferior e a largura ântero posterior do ramo foram mensuradas. As variáveis da incisura da mandíbula, espessura vestíbulo-lingual do ramo mandibular e região retromolar foram significantes a análise estatística. Os pacientes com menor espessura vestíbulo-lingual no corpo mandibular, além de menor altura e espessura no ramo foram mais susceptíveis às fraturas indesejadas.

Wang et al.<sup>19</sup>, corroborando com os estudos de Aarabi et al.<sup>18</sup> analisaram em exames 3D fatores de risco para a ocorrência de fraturas indesejadas. Os parâmetros analisados em tomografias pré-operatórias foram: largura ântero posterior do ramo na altura da língula, distância entre linha oblíqua externa e a língula, distância entre a incisura da mandíbula e a borda inferior, o ângulo mandibular em graus, distância da cortical inferior do canal mandibular e a borda inferior na região abaixo do segundo molar, largura vestíbulo-lingual do ramo na altura da língula, distal ao primeiro e segundo molar. Com essas medidas, os autores encontraram somente variações das medidas na distal do segundo molar e na incisura mandibular que foram significantes para a ocorrência de fraturas incorretas. Os autores concluíram que pacientes cujas

medidas foram significantes são candidatos a maior ocorrência de fraturas indesejadas, uma vez que a anatomia precisa ser considerada como um dos fatores de risco.

Zamiri et al.<sup>25</sup> investigaram se além da espessura óssea, o tipo de osteotomia medial: curta (atrás na línula) ou longa (3 a 4 mm da línula) influenciaria o padrão de fratura. Com 92 OSRM mediu-se na altura da línula, a largura do ramo no sentido ântero posterior, a distância do término da osteotomia medial até a base mandibular; a espessura vestibulo-lingual da porção anterior do ramo; além da distância entre a línula até o local de separação dos segmentos. A análise dos dados revelou que padrões de fratura indesejados estavam associados a ramos menos espessos e não ao desenho da osteotomia medial

Cunha et al.<sup>20</sup> baseados dos estudos de Aarabi e Wang também analisaram a espessura óssea, porém em outros locais da OSRM sob uma amostra de 62 sítios cirúrgicos e tomografias pré e pós-operatórias. Nos exames pré-operatórios consideraram 4 áreas-chave no sentido vestibulo-lingual: Região A - 1,5mm acima da línula mandibular, Região B - 1mm distante da borda anterior de ramo (Região A e B na altura da osteotomia medial), Região C - 5mm distalmente ao segundo molar e 5mm a partir da borda superior (região retromolar) Região D - região de entre as raízes distal e mesial do 1º e 2º molares inferiores, distando 5 mm da base inferior da mandíbula. Nos exames pós-operatórios, o padrão de fratura foi analisado e classificado em I (desejado/ideal), II, III ou IV (indesejado), conforme classificação de Plooi et al.<sup>12</sup>. Em todos os locais maiores médias foram encontrados para o padrão ideal e menores médias para o padrão indesejado, sendo a região A estatisticamente significativa, com diferença entre os padrões de fratura tipo I e IV. Concluiu-se que mandíbulas menos espessas na região do ramo mandibular apresentam maior probabilidade de fratura indesejada.

Em relação a maneira com que se avalia e tipifica os possíveis padrões de fratura, classificações foram sugeridas para estudar o tema<sup>17,24,26</sup>. Dentre elas, Plooi et al.<sup>12</sup> descreveram quatro tipos possíveis de separações dos segmentos mandibulares baseado na direção do traço de fratura. Sendo o tipo I, o padrão ideal, no qual não se atinge o trajeto do nervo alveolar inferior ou a região condilar. Seguida pelos tipos II e III, as quais normalmente não causam grandes complicações pós-cirúrgicas e a classificação IV, totalmente indesejada, que abrange fraturas de maior risco na recuperação do paciente. Sendo essa categorização adotada pela fácil e

objetiva reprodutibilidade, além da considerável quantidade de citações em estudos que compreendem a mesma linha de pesquisa.

Quando uma separação indesejada entre os seguimentos ocorre, a literatura descreve-a como uma das intercorrências mais danosas após a OSRM, pois existe grande chance do desenvolvimento de outras complicações pós-operatórias ainda mais deletérias, desde distúrbios neurosensoriais permanentes<sup>27-29</sup>, má oclusão dentária<sup>28</sup>, infecção óssea<sup>27-29</sup>, reabsorção e dificuldade de fixação dos segmentos ósseos<sup>29</sup>, não união óssea<sup>27</sup> alterações importantes do posicionamento e função condilar<sup>28,29</sup>, assimetria facial<sup>28</sup> a hemorragias importantes<sup>27,28</sup>.

Considerando o apresentado, é possível verificar a quantidade de estudos que objetivaram avaliar regiões específicas da OSRM associando-as a fraturas indesejadas. Seja quanti ou qualitativamente, a anatomia tem sido estudada e relacionada como um forte fator de risco dentre aqueles que precipitam a ocorrência de padrões indesejados. Dessa forma, é importante buscar o aprimoramento de metodologias que melhor a estudem e interpretem seu real papel no mecanismo da fratura. Além disso, em se tratando do volume das estruturas ósseas mandibulares, encontram-se análises realizadas a partir de ferramentas específicas no software Dolphin no qual a reconstrução tridimensional é adotada para avaliação da região cônica<sup>30,31</sup>. No entanto, uma metodologia semelhante aplicada a região da OSRM associando-a a possíveis padrões de fratura não foi encontrada nas recentes buscas bibliográficas. Dessa forma este trabalho irá compor a segunda parte da nossa investigação sobre o tema, na qual o primeiro estudo analisou a espessura (mm) e o terceiro se propõe a avaliar a área de osso cortical e medular (mm<sup>2</sup>). Embora este estudo não se propõe a modificar a maneira com que o cirurgião realiza a técnica, espera-se que os resultados possam auxiliar na redução de complicações irreversíveis ao paciente<sup>28</sup> que sobrecarregam os sistemas de saúde (principalmente públicos)<sup>32</sup>. Além disso, fraturas indesejadas e suas consequências podem ser motivo de acionamentos judiciais<sup>33,34</sup>.

## **1.2 Introdução a Mecânica da Fratura**

A compreensão da mecânica da fratura em ortopedia e cirurgia maxilofacial é um tema relevante enquanto é uma rotina no cuidado hospitalar diário em todo o mundo. Independentemente da etiologia, seja por trauma ou após uma osteotomia, ela tem sido alvo de estudos ao longo das últimas décadas.

O osso é o resultado de uma rede orquestrada composta de partículas minerais, conjuntos de colágeno e água<sup>35</sup>. Como órgão estrutural, semifriável, híbrido e adaptativo, de origem em tecido conjuntivo e natureza composta, o osso é um material relativamente complexo<sup>36</sup> que exibe características anisotrópicas, viscoelásticas e heterogêneas<sup>37</sup>. Essas propriedades advêm do ato de neoformação ao invés de ser fabricadas, o que cria um material dinâmico adaptado à demanda fisiológica<sup>35</sup>. Esta afinação é função dependente. Isto implica que a estrutura e as propriedades mecânicas são influenciadas e determinadas pela respectiva função.

Embora a função estrutural e protetora do osso, a forma (isto é, longa, curta ou em chata) também determina características peculiares. Por exemplo, um osso longo protege o esqueleto contra a flexão e um osso curto oferece resistência sob cargas compressivas<sup>35</sup>.

Várias características estão envolvidas na resistência óssea. Como fator externo, medicamentos como os bifosfonatos e a dieta desempenham um papel importante na diminuição da resistência óssea. Como fatores intrínsecos são destacados a idade, doenças (por exemplo, diabetes e osteoporose) arquitetura trabecular, estrutura cortical, a capacidade de renovação (turnover), além do conteúdo mineral e orgânico<sup>35,37</sup>. A densidade mineral óssea (BMD) mede a proporção de partículas inorgânicas (quantidade de tecido mineralizado)<sup>35</sup> e embora seja um teste importante para orientar o padrão a conduta clínica, no entanto, esse dado não prevê por si só a resistência óssea de forma completa, ao passo que a alta rigidez óssea torna o material friável, o que o torna quebradiço. Além disso O BMD não considera a rede e a quantidade de fibras de colágeno, que por sua vez, desempenham um papel importante na resistência óssea. Esse conteúdo orgânico é responsável por absorver a energia conferindo ductilidade ao material<sup>37,38</sup>.

Em associação com os fatores intrínsecos e extrínsecos, a ciência dos materiais descreve vários princípios para a resistência óssea. Por exemplo, parâmetros como Módulo de elasticidade, *Poisson's Ratio*, *Tensile* e *Yield Ultimate Strength*, rigidez (resistência à deformação elástica), resistência propriamente dita (resistência à deformação plástica) e tenacidade (resistência à fratura) são alguns dos conceitos básicos que orientam uma análise de início e propagação da trinca<sup>35</sup>. Além disso, variáveis externas, como intensidade e direção da força, de igual modo estão relacionados à resistência do material.

A mecânica da fratura no osso cortical e medular tem um vasto conteúdo de dados, uma vez que é um tema estudado há muito tempo. Este conceito abrange a análise da carga, direção, tamanho da trinca e resistência à fratura<sup>39</sup>. Diferentes modelos foram publicados para avaliar o comportamento da trinca: A Resistência dos Materiais, a Mecânica dos Danos Contínuos e a Mecânica das Fraturas. O último é amplamente utilizado enquanto considera a resistência à fratura ao longo da análise e divide-a em meso, micro e nano escala, o que traz resultados mais fidedignos<sup>39</sup>. Entretanto, a fratura, por ser um acontecimento complexo, é explicada pela sinergia dos modelos descritos anteriormente, onde o dano interno ao redor da trinca promove o trajeto da fratura enquanto a resistência do material resiste à propagação<sup>35</sup>. Não obstante, considerando a dificuldade de mesclar tais modelos ao longo de uma mesma análise, parte dos estudos publicados foram concluídos em termos teóricos (analíticos), devido à escassez tecnológica.

Uma melhor compreensão e avaliação da mecânica da fratura tornou-se viável com o aprimoramento da tecnologia, considerando que uma simulação computacional é exigida. É possível introduzir vários dos parâmetros necessários além de considerar diferentes modelos de análise usando o recurso dos Elementos Finitos (FEA). A FEA é uma técnica eficaz que funciona como um solucionador de problemas matemáticos. A simulação pode dividir as variáveis e testar os parâmetros separadamente, eliminando ao mesmo tempo os fatores de confusão. Além disso, a FEA é útil para criar hipóteses quando as propriedades do material ou a carga sofrerem alterações.<sup>39</sup>

Atualmente, três modelos são descritos para construir uma análise em FEA: O convencional, também conhecido como modelo de Malha<sup>40</sup>. Neste modelo, a superfície do objeto é feita por um número finito de geometrias (por exemplo, triângulos) e estas são conectadas por pontos (nós). O segundo é descrito como NURBS (*Non-uniform rational basis spline*), na qual a superfície é dividida em várias faces e cada uma delas é elegível para aplicação de carga e, finalmente, há uma terceira modalidade descrita, aparentemente sendo utilizada com menos frequência, chamada modelo sem malha (*Meshless*). Ela traz o modelo como um objeto único, ou seja, sem triângulos ou faces<sup>41</sup>. Em todos eles, o objetivo é receber e espalhar a carga sobre a estrutura.

Antes do teste computacional, a estrutura alvo precisa ser convertida em um arquivo de geometria. Nos casos de modelos anatômicos, Essas geometrias são provenientes da tomografia computadorizada (CT), que fornece os detalhes e volume

adequado, que uma vez transformadas em geometrias podem são reconhecidas pelo software de FEA. Além disso, os modelos não homogêneos, ou seja, que seguem a variação da calcificação óssea ao longo de determinada estrutura para atribuição do Módulo de elasticidade também podem ser transformados em geometrias, obviamente com um maior nível de complexidade no que tange a processamento computacional e interpretação <sup>41,42</sup>.

O software de FEA *ANSYS* disponibilizou uma tecnologia para análise de fraturas, que abrange tanto o início como a propagação de trincas. Publicado em 1999 por Belytschko & Benko<sup>43</sup> e aprimorado ao longo dos anos, o Método dos Elementos Finitos Estendidos (XFEM ou XFEA) facilita a simulação, visto que o algoritmo atualiza automaticamente a malha do objeto de acordo com a trajetória de crescimento da trinca<sup>42-44</sup>. Em outras palavras, além do usuário não precisar gerar novas malhas ao longo da simulação, o recurso prevê o início e a propagação da trinca sem um pré-conhecimento de sua trajetória, o que representaria de forma mais fidedigna o que ocorre clinicamente<sup>42</sup>. Neste método a trinca se propaga ao longo do objeto enquanto a malha se auto modifica instantaneamente sem a intervenção do usuário, porém respeitando as características do material. Esta ferramenta tem sido introduzida na ciência dos materiais elásticos lineares com diferentes abordagens, tais como o Crescimento da Fadiga em feixe metálico <sup>45</sup>, a interferência de furos na propagação da fenda<sup>44</sup>, e a previsão de vida útil de um espécime<sup>46</sup>.

Contudo, a literatura tem um número restrito de estudos avaliando parâmetros da cirurgia ortognática com o método FEA. Aparentemente, a maioria destas análises se concentra na geometria e posição das placas além do número e diâmetro dos parafusos, ou seja na biomecânica entre implante e osso<sup>47</sup>. Isso pode ser em parte ser explicado pela tendência no design e fabricação de implantes paciente-específico devido a sua precisão e superioridade em termos de resistência e demais propriedades mecânicas<sup>48</sup>. Entretanto, esses estudos são conduzidos sobre a mandíbula pré-fraturada e resultados usualmente avaliam parâmetros básicos como a tensão-deformação e o deslocamento do implante de acordo com a força aplicada. Esse tipo de análise não considera o início e a propagação da trinca<sup>39</sup>. Por isso, para o melhor de nosso conhecimento, não há dados disponíveis aplicando a mecânica da fratura em modelos anatômicos, principalmente da região maxilofacial, sendo este possivelmente o primeiro estudo conduzido para entender a iniciação da fratura em

um modelo mandibular utilizando o método XFEM.

## 2 PROPOSIÇÃO

Avaliar se existe influência dos fatores a seguir sobre o padrão de separação da OSRM:

- A. A proporção de osso cortical e medular (em  $\text{mm}^2$ )
- B. O volume ósseo ( $\text{mm}^3$ )

Ademais, utilizar a técnica de elementos finitos para:

- C. Aplicar dois modelos de mecânica de fratura a um modelo anatômico utilizando-se o algoritmo XFEM.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para avaliação do volume ósseo na região da OSRM foram utilizados exames tomográficos pré e pós-operatórios mediatos (até 30 dias após a cirurgia) referentes aos anos de 2015 a 2021 de pacientes submetidos ao tratamento ortodôntico-cirúrgico para correção de deformidade dento-esquelética-facial com realização da OSRM, conforme descrita por Hunsuck<sup>6</sup> 1968 e Epker<sup>7</sup> 1977 (Figura 1).

O tomógrafo utilizado para confecção das imagens de TC espiral (CT) (Somatom Perspective, Siemens, BR) e de TC de feixe cônico (CBCT), tomógrafo i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) em cortes de 1mm de espessura sem espaçamento. Os seguintes parâmetros foram adotados para a CT: 120 KVp, mA 110, FOV 256x165 mm, voxel 0,25 mm; e a CBCT: 90 KVp, mA 48, FOV 240x165 mm, voxel 0,3. Ambos com a obtenção de imagens no formato DICOM.

Os exames tomográficos da amostra seguem os protocolos de controle de dose com uso do avental plumbífero, menor tempo possível de exposição e máxima kVp permitida, miliamperagem (mais MA menor granulação) e kVp.

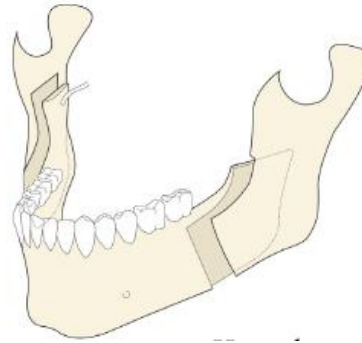
Critérios de inclusão da amostra:

- Portadores de deformidade dento-esquelética classe II ou III com necessidade de procedimento cirúrgico em mandíbula que inclua a OSRM;
- Não sindrômicos;
- Sem alterações importantes nos côndilos mandibulares (como ausência/diminuição dos seus tamanhos);
- Ausência de doenças/medicamentos que alteram a qualidade óssea;
- Com imagem tomográfica de face pré e pós-operatória;
- Presença do primeiro e segundo molar inferior.
- Agenesia ou exodontia do terceiro molar inferior (mínimo de 6 meses)
- Assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

O presente estudo foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos (CEP) obteve o número CAAE 01520618.6.0000.5416.

### 3.1 Descrição da Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular

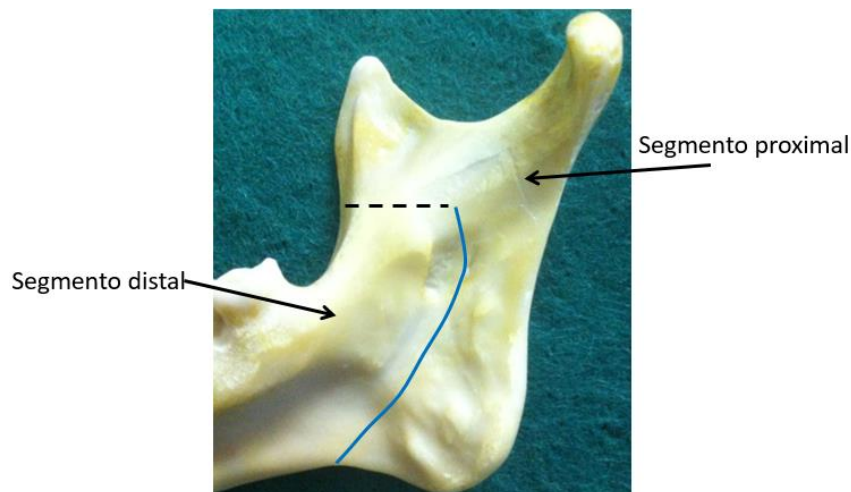
**Figura 1** – Ilustração da OSRM segundo a técnica descrita por Hunsuck



Fonte: Steenen e Becking<sup>49,p.9</sup>.

Todos os procedimentos cirúrgicos foram conduzidos em ambiente hospitalar, sob anestesia geral com intubação nasotraqueal. A OSRM compreende as corticotomias medial, sagital, vertical e basal. Na região lingual do ramo, inicia-se na borda anterior seguindo em linha reta até 1 a 2 mm superior e posterior a língua. A essa primeira liga-se a corticotomia vertical, por meio da sagital, a qual se estende até a distal do primeiro molar inferior (Figura 1 e 2). Na região mais inferior do corte é realizada a corticotomia basal<sup>9,50</sup> com serra recíproca (Striker do Brasil, São Paulo-SP) até o rompimento da cortical externa. Separadores sagitais (Quinelato, Rio Claro, Brazil) posicionados na borda inferior da corticotomia vertical e outro no corpo/ângulo mandibular finalizam o OSRM, gerando uma linha de fratura que estende pela face lingual da base e ramo da mandíbula (Figura 2).

**Figura 2** – Ilustração da corticotomia medial (tracejado), traço de fratura desejado (linha azul) e seguimentos após a OSRM



Fonte: Elaboração própria.

### 3.2 Análise Tomográfica Pré-Operatória: Proporção Óssea

O examinador foi calibrado por meio do teste do Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) com cerca de 20% da amostra, em dois momentos distintos, em um intervalo de 15 dias. Um segundo pesquisador empregará o teste supracitado buscando verificar se houve calibração. Após esta etapa haverá duas medições da amostra completa, com intervalo de 30 dias.

Para a análise da área de osso medular e cortical será utilizada a ferramenta *Digitize and Measure 2D* do software *Dolphin 3D* versão 11.95 (Dolphin Imaging, Chatsworth, CA, USA). A região considerada para a análise compreende três locais cruciais para o correto desenho da OSRM<sup>20</sup>, sendo eles: Região A: Língua, Região B: 3 mm distal ao segundo molar e Região C: Entre primeiro e segundo molares inferiores. (Figura 3).

O osso cortical (AC) foi considerado da seguinte forma:

$$AT - AM = AC$$

Onde:

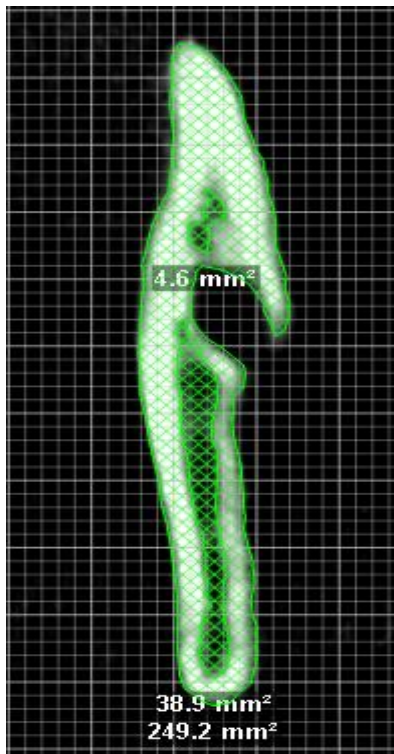
AT: Área total do osso

AM: Área de osso medular

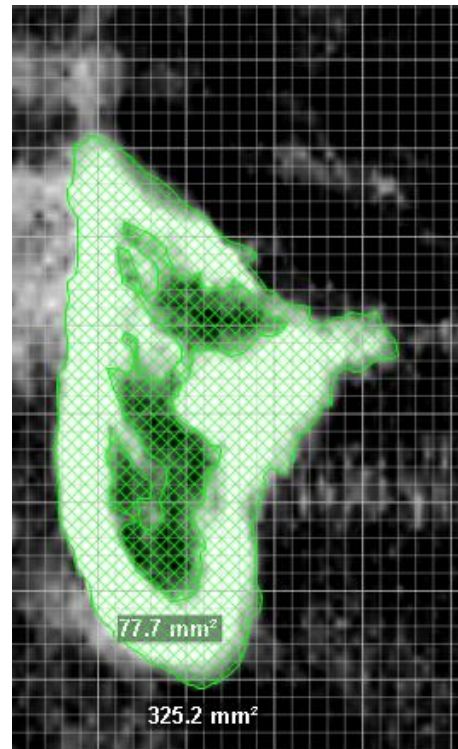
AC: Área de osso cortical

Os valores da área (em mm<sup>2</sup>) do osso cortical e medular constarão no fim deste trabalho, no tópico Apêndice.

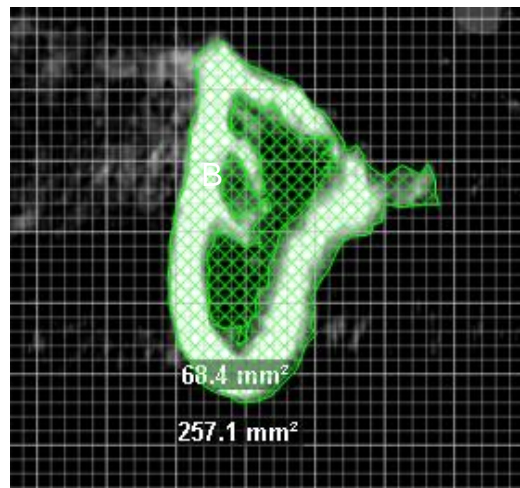
**Figura 3** – Região anatômica de interesse para a avaliação de volume ósseo



Região A



Região B



Região C

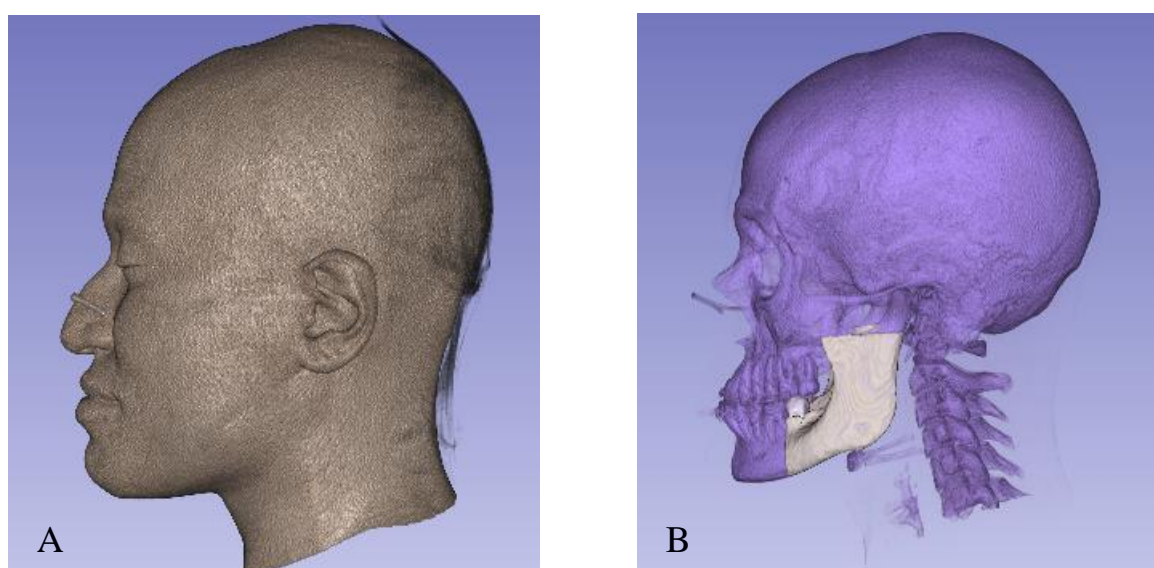
Fonte: Elaboração própria.

### 3.3 Análise Tomográfica Pré-Operatória: Volume Ósseo

O examinador também foi calibrado para esta etapa de forma semelhante ao descrito para a análise pré-operatória da proporção óssea.

Após a importação das imagens no formato DICOM pelo software gratuito, código aberto e multiplataforma *3D Slicer* 4.11 (NA-MIC, NAC, BIRN, NCGIT) os arquivos são submetidos ao processo de segmentação das estruturas de interesse, no caso em questão a região que compreende a OSRM (Figura 4)

**Figura 4** – Visualização da região de interesse em relação ao FOV



Fonte: Arquivo próprio. Software. *3D Slicer*.

A segmentação de imagem é o processo pelo qual o software reconhece e distingue determinadas estruturas anatômicas baseando-se no valor da escala de cinza de cada elemento da imagem, seja ele pixel (2D) ou voxel (3D). Uma vez que se define a escala de cinza a ser utilizada, o aplicativo considerará cada elemento ou não baseado em seu valor numérico de cinza. A todos os elementos cobertos pelo critério descrito acima, teremos o que se denomina como máscara. O processo de transformação da máscara em estrutura volumétrica dá-se o nome de renderização.

Para tomografias espirais a nomenclatura *Hounsfield Unit* é utilizada enquanto para a tomografia de feixe cônico o termo mais apropriado sugerido na literatura é Escala de Cinza (ou *Gray Scale*). Considerando os diversos equipamentos disponíveis e as nomenclaturas que certamente se tornam confusas em determinado momento, decidiu-se adotar o segundo nome para ambos os tipos de tomografias para este estudo.

Para proceder com a segmentação das imagens os seguintes recursos são de interesse para análise do volume ósseo:

*Segment Editor*. Essa função permite fornecer ao operador diversas opções para segmentação, dentre elas destacam-se o *Threshold*, *Islands*, *Scissors*, *Draw tube*, *Watershed* and *Wrap Solidify*. Outrossim é possível criar quantos segmentos (ou máscaras) forem necessários além de alterar a abrangência desta ao se utilizar valores pré-determinados em escala de cinza para diferentes estruturas anatômicas – mas que também podem ser personalizados levando em conta por exemplo as diferentes configurações de KVp e, mAs utilizadas pelos equipamentos. Para essa análise a faixa de cinza adotada foi determinada com o recurso *Threshold* (ou limiar de cinza) e respeitou as diferenças entre os dispositivos de tomografia espiral e feixe cônico para a identificação do osso cortical e medular, dente e canal mandibular (Tabela 1). No entanto algum grau de pós processamento manual faz-se necessário.

**Tabela 1** – Valores adotados para diferentes estruturas de acordo com tipo de tomografia e os valores de kVp e mAs

| Tomografia   | Aparelho   | kVp | mA  | Intervalo em escala de cinza |         |            |
|--------------|------------|-----|-----|------------------------------|---------|------------|
|              |            |     |     | Cortical                     | Medular | Dente      |
| Espiral      | Somaton    | 120 | 110 | 500-371                      | 0-3071  | 1200-3071* |
|              | Siemens    |     |     |                              |         |            |
| Feixe cônico | Xoran ICat | 120 | 48  | 226-3071                     | 0-3071  | 800-3071*  |

\*Limites máximos podem variar devido a estruturas metálicas como aparelhos ortodônticos e restaurações metálicas.

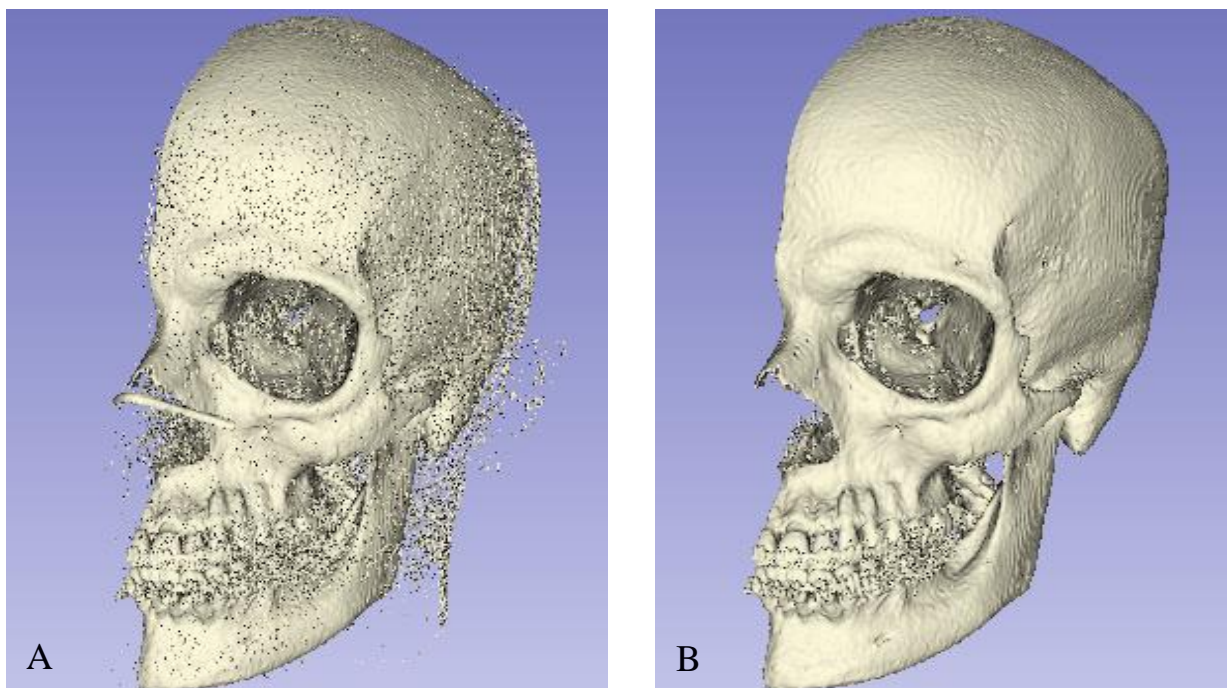
Fonte: Elaboração própria.

Em determinados casos, mesmo ao aplicar a faixa de cinza recomendada ou sugerida para determinadas estruturas, outras regiões não-alvo também são identificadas e sua remoção pode demandar um tempo considerável. Seja causado por parâmetros inerentes ao equipamento, estruturas inerentes/presentes no paciente ou artefatos de técnica, o algoritmo da ferramenta *Islands* é capaz de classificar cada parte não contígua da imagem tomográfica como uma estrutura separada, denominada Ilha. Dessa forma os objetos renderizados podem ser facilmente removidos baseando-se tão somente no tamanho da estrutura, uma vez que o recurso permite, dentre outras funções, manter a maior ou a menor ilha, além de remover/manter aquelas específicas ao toque do clique. Como resultado,

pequenas estruturas que por vezes não são alvo de interesse e demandam tempo para remoção manual, são descartadas automaticamente (Fig 5).

Em se tratando de modelos anatômicos esse recurso pode manter/remover a maxila, mandíbula ou o crânio como um todo por meio da opção *Keep Largest Island*.

**Figura 5** – Segmentação do hemicrânio



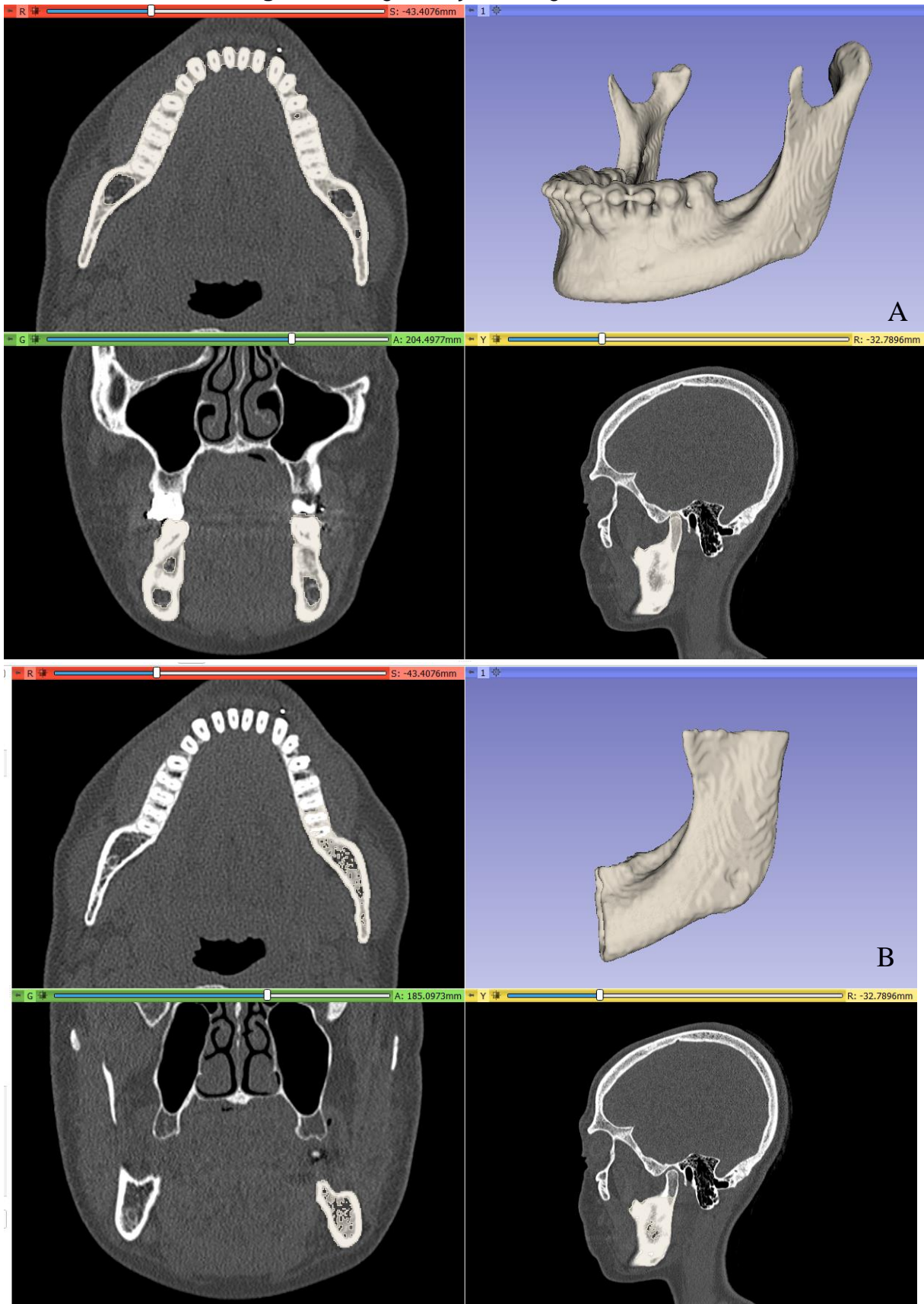
A: Segmentação do crânio e mandíbula com *Threshold* de 226-3071. Nota-se inúmeras estruturas ao redor do objeto principal. B: Aplicação do recurso *Island >Keep the largest*.

Fonte: Arquivo próprio. Software. 3D *Slicer*.

A ferramenta *Scissors* permite que o usuário recorte apenas a área de interesse no segmento (máscara) a qual será considerada pelo software para renderização do volume. Além disso o recurso também prevê que o usuário recorte a área de interesse diretamente no plano 3D (Figura 6). Importante salientar que o arquivo que contém a tomografia nos planos coronal, sagital e axial permanece inalterada, as alterações são aplicadas somente a máscara.

O recorte da imagem (2D) ou do Objeto (3D) pode ser feito concomitantemente a remoção de pequenas estruturas com a opção *Island*.

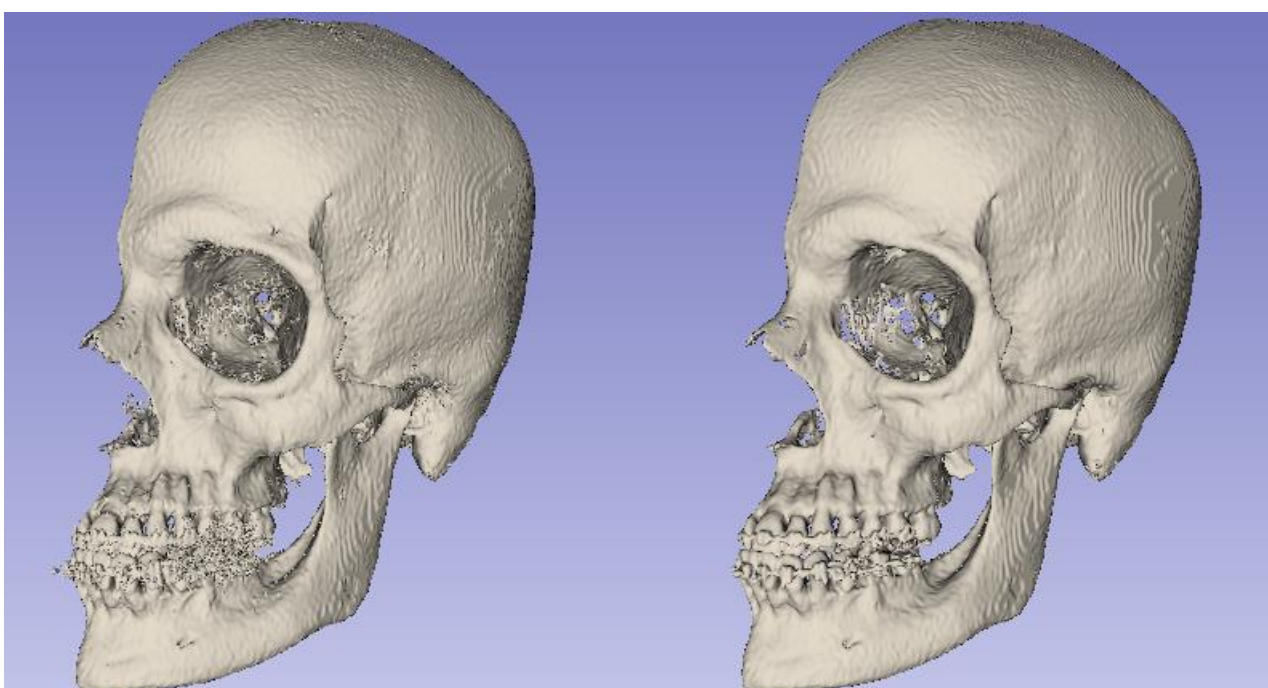
**Figura 6 – Segmentação da região de interesse**



**A:** Segmentação da região de interesse aplicando-se o princípio do *Threshold* na escala de cinza de 226-3071. **B:** Uso da ferramenta *Scissor* diretamente na reconstrução 3D. Notar que a máscara nos planos axial, coronal e sagital são editadas simultaneamente  
 Fonte: Arquivo próprio. Software 3D *Slicer*.

O Objeto gerado pode apresentar artefatos (também denominados ruídos) e preenchimentos que não são parte da imagem real. Isso pode ser causado, dentre outras variáveis, por restaurações dentárias metálicas, placas e parafusos de titânio e/ou equipamentos de baixa resolução. A função *Smoothing* utiliza o algoritmo do tipo Gaussiano<sup>51</sup> (Gaussian elimination algorithm) para corrigir imperfeições em todo o objeto, inclusive na superfície. Para as segmentações desse estudo utilizou-se o valor de *Smoothing* entre 0,5 a 1 mm.

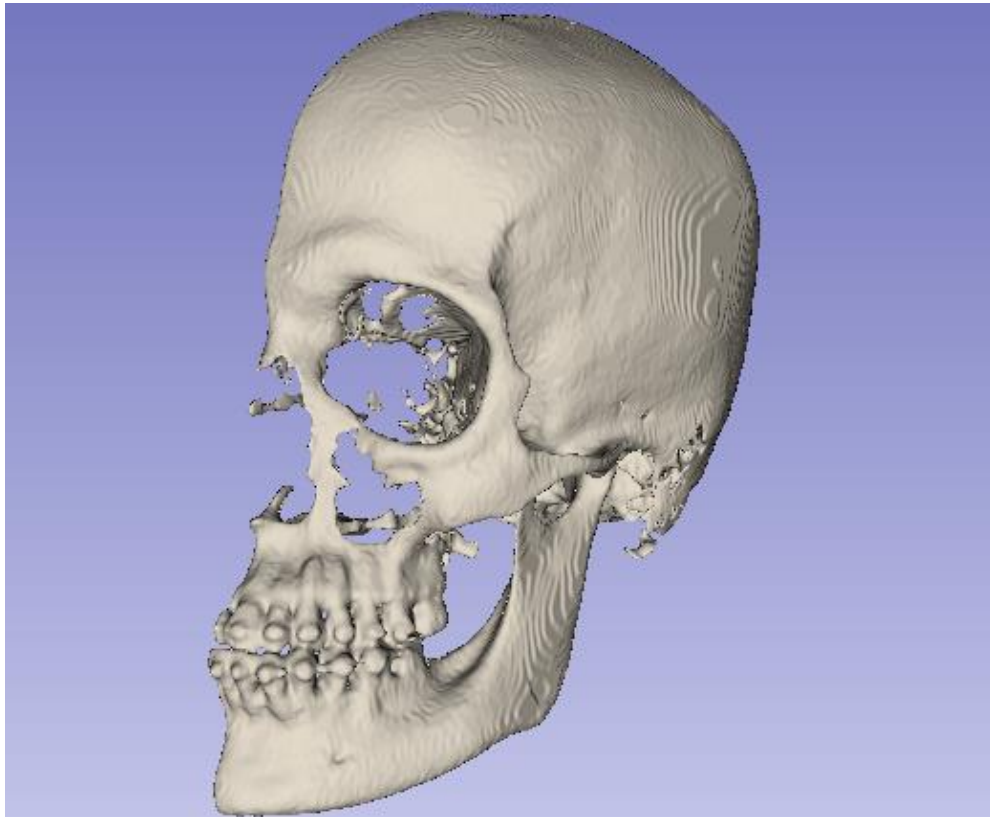
**Figura 7** – Segmentação do hemicrânio antes e após aplicação de *Smoothing* de 0,5



Fonte: Arquivo próprio. Software. *3D Slicer*.

Cautela deve ser depreendida no uso dessa ferramenta, pois esse método aplicado repetidas vezes pode causar o *Shrinkage* (ou encolhimento) excessivo do objeto e conseqüente alteração na anatomia, principalmente de estruturas finas como trabéculas ósseas. Como resultado o volume ósseo certamente será menor (Figura 8). Para correções pontuais, nos quais apenas regiões específicas demandam pós-processamento adicional, o recurso *Smoothing Brush* pode ser utilizado diretamente na estrutura renderizada (3D).

**Figura 8** – Segmentação de hemicrânio com *Smoothing* aplicado repetidas vezes. Áreas com *Shrinkage* em excesso



Fonte: Arquivo próprio. Software. *3D Slicer*.

Cabe ressaltar que em determinados casos a opção *Islands* pode ser associada a técnica *Smoothing*.

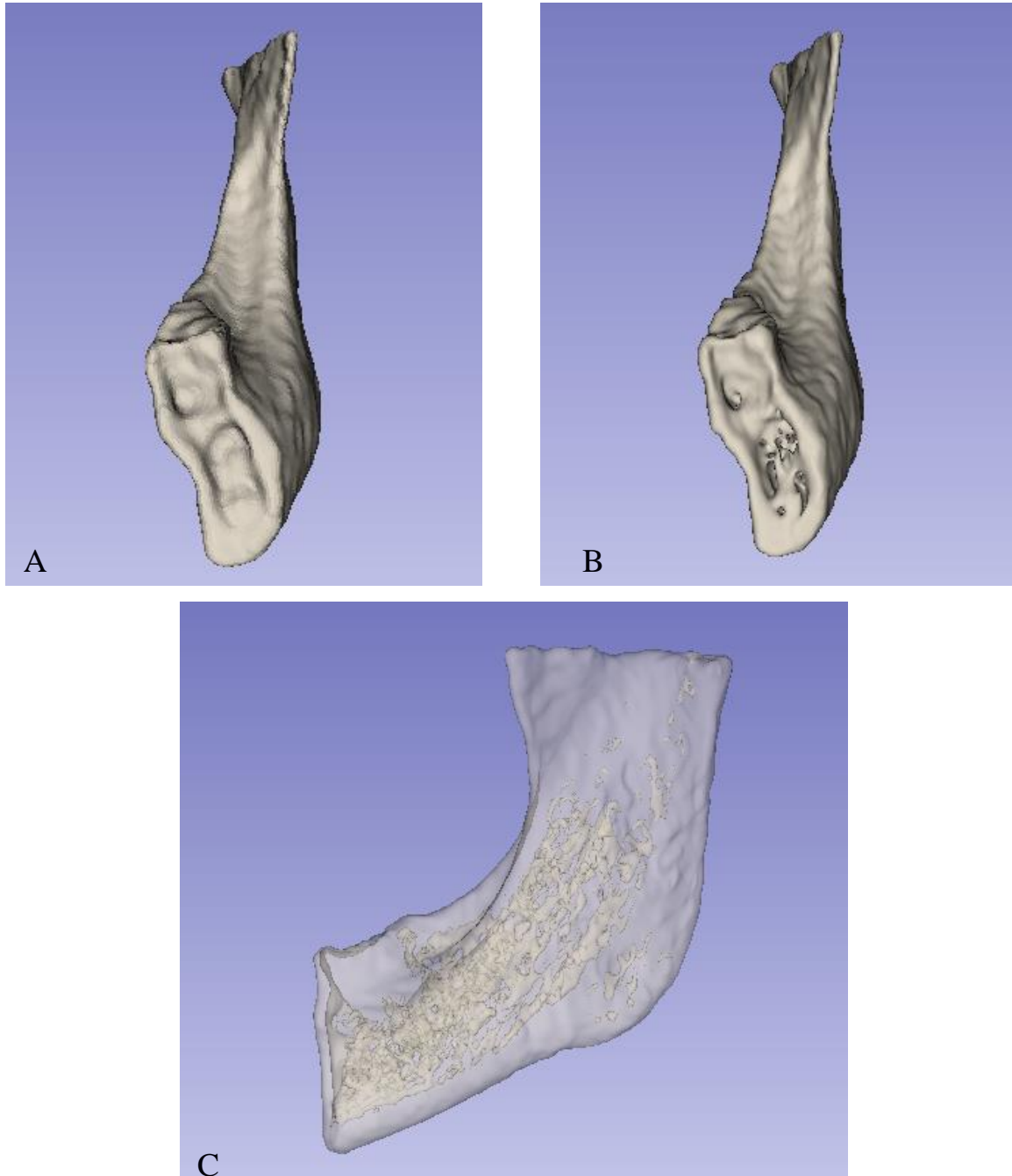
Ao aplicar a ferramenta de superfície é possível obter uma imagem refinada da área que se pretende analisar. No entanto, se mesmo assim houver regiões nas quais o operador necessita de alguma correção adicional, é possível retornar à máscara e selecionar o(os) *slice(s)* que ainda apresentam irregularidades e corrigi-los. Após isso o operador pode realizar nova renderização sobre a superfície previamente gerada.

A duplicação das máscaras ao longo do processo de segmentação é recomendada pois isso evita a perda do segmento criado em caso travamento do software - Considerando a alta exigência de recursos computacionais. Para tal, uma nova máscara precisa ser gerada e o conteúdo adicionado a ela por meio do comando *Logical Operations>Add*.

Após a renderização, recorte da região alvo e aplicação do *Smoothing*, procede-se o preenchimento do objeto para que seja possível a distinção de osso medular e cortical. A ferramenta *Wrap Solidify* utiliza um algoritmo que torna o objeto

3D completamente sólido (Figura 9A). Dessa forma esse recurso é um passo prévio importante que permite a aplicação de uma escala de cinza personalizada ao objeto de forma que haja a distinção entre os dois tipos ósseos. *Wrap Solidify>Editable Area* (Figura 9B; C).

**Figura 9** – Segmentação da região OSRM



**A:** Região de interesse sólida. **B:** Distinção entre osso medular e cortical utilizando o princípio *Threshold* na escala de cinza entre 0-3071. **C:** Objeto 3D transparente demonstrando a extensão de osso medular de acordo com os critérios aplicados. Fonte: Arquivo próprio. Software. *3D Slicer*.

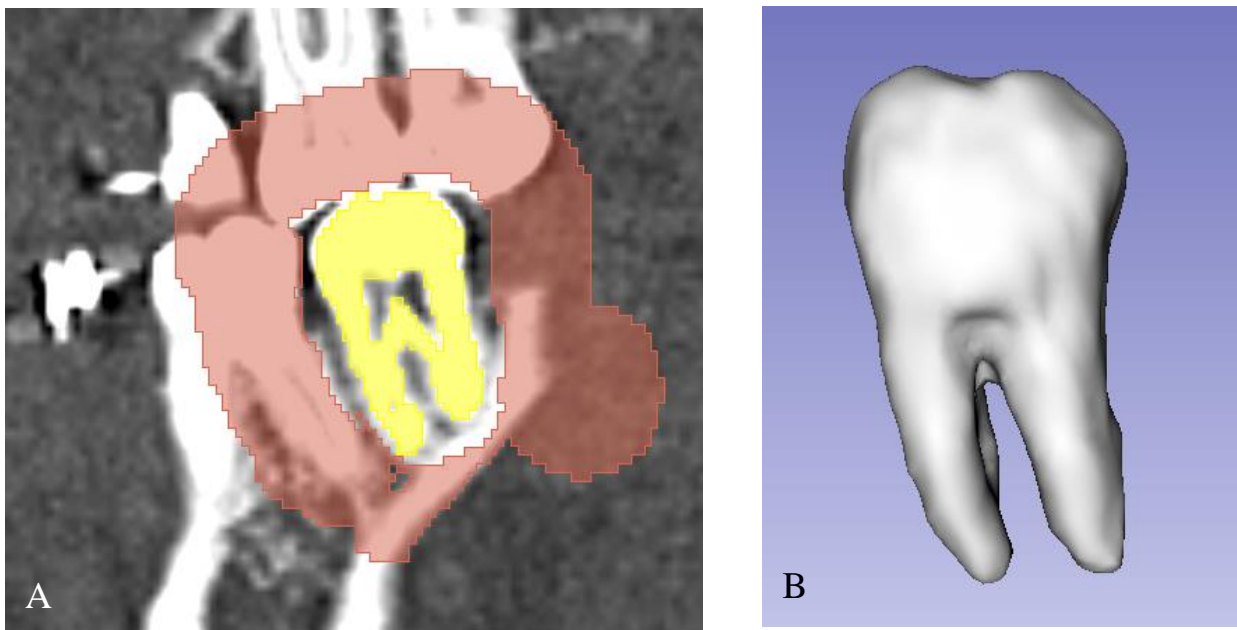
Uma vez que a segmentação da região alvo e a distinção entre osso cortical se encontram finalizadas, segue-se a próxima etapa, na qual há a separação do dente segundo molar e nervo alveolar inferiores. A remoção de tais estruturas almeja obter a região da ORSM essencialmente com tecido ósseo.

O recurso *Watershed* (ou Bacia Hidrográfica em uma tradução literal), traz um algoritmo que “preenche” a estrutura alvo como um rio, a partir da identificação desta com uso do pincel. A ferramenta requer que usuário crie duas máscaras: Na primeira deve-se pincelar, dentro da escala de cinza selecionada, a estrutura de interesse (nesse caso o dente) enquanto na segunda identifica-se as estruturas circunjacentes com coloração diferente: osso, dente antagonista e cavidade oral por exemplo (Figura 10). Em suma, o objetivo desse método é identificar a estrutura bem como seus limites para que o software preencha a região.

Por se tratar de um algoritmo com alto poder de compreensão e resolução matemática apenas três ou quatro slices precisam ser identificados para a segmentação do dente. Outrossim pode-se utilizar os planos sagital, axial e coronal simultaneamente.

Cabe ressaltar que tomografias com baixa resolução de imagem ou grande quantidade de artefato de técnica podem requerer um número maior de slices identificados manualmente e algum grau de pós processamento pode ser requerido.

**Figura 10 – Ferramenta Watershed**



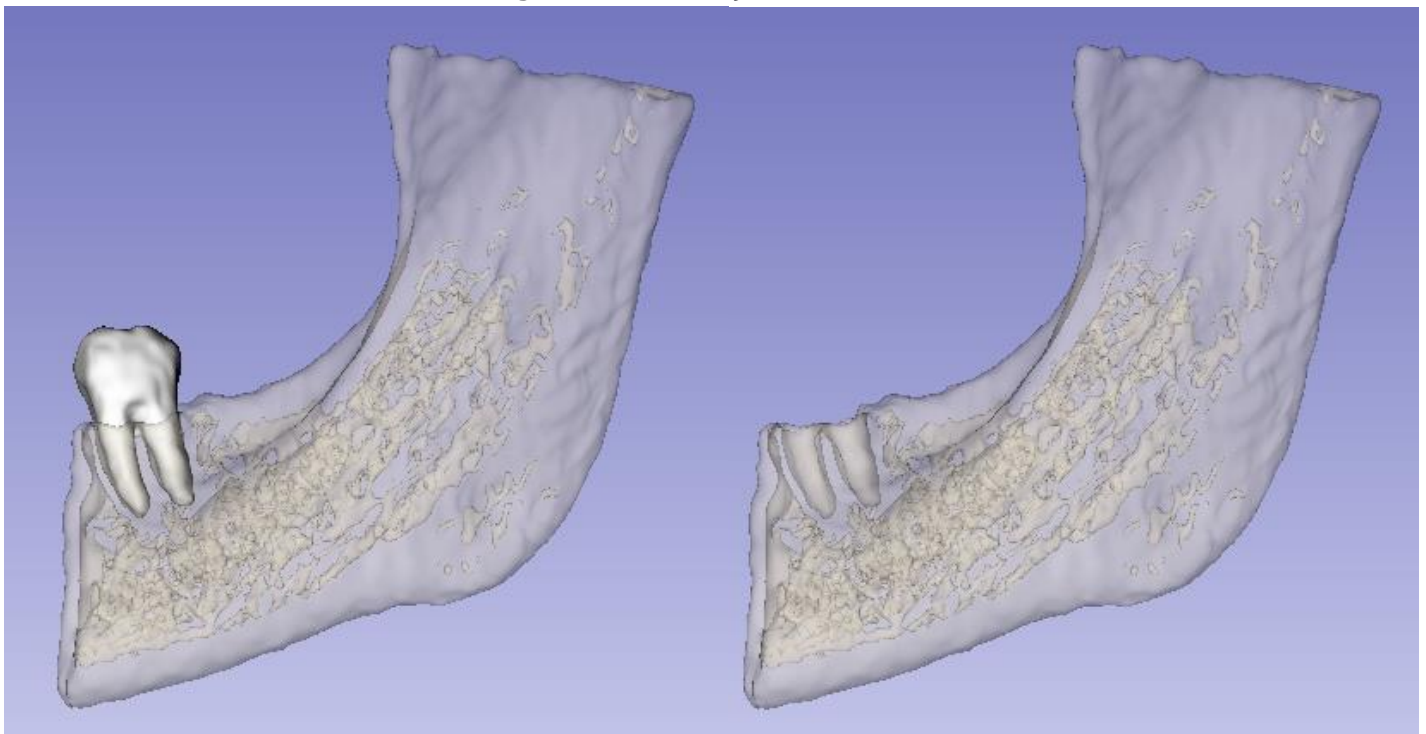
**A: Amarelo:** Máscara que identifica a estrutura de interesse na escala de cinza de 1200- 3071. **Vermelho:** máscara utilizada como *Background* ou limite externo com faixa de cinza livre. **B:** Estrutura gerada a partir do recuso *Watershed* na escala de cinza de 1200- 3071.

Fonte: Arquivo próprio. Software. 3D *Slicer*.

\*O parâmetro *Object Scale* deve permanecer em 0,2 mm considerando o tamanho da estrutura e o detalhamento requerido.

Após a segmentação do segundo molar inferior, este deve ser removido/extraído do modelo previamente gerado (mandíbula) para a criação de um alvéolo dentário. O recurso *Logical Operators* oferece operações booleanas como adição, intersecção de subtração entre máscaras. Este último pode ser utilizado nesse caso, subtraindo-se o segmento dente 37 da mandíbula (Figura 11).

**Figura 11 – Remoção do dente 37**



Comando realizado a partir do recurso *Logical Operations>Subtract*  
 Fonte: Arquivo próprio. Software: 3D Slicer.

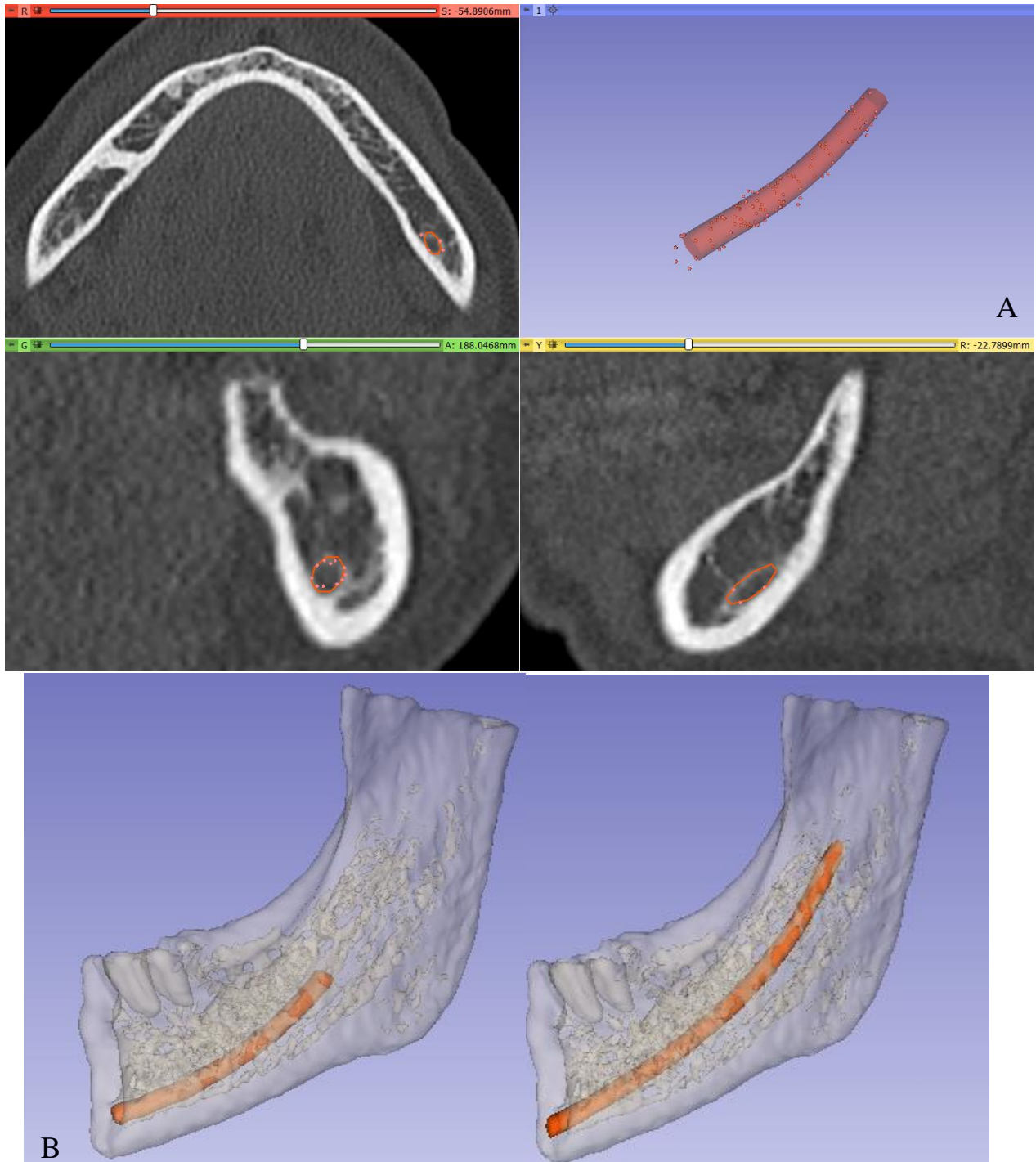
A segmentação do nervo alveolar inferior compõe a última estrutura a ser removida antes da aferição do volume ósseo. Por apresentar, na maioria dos casos, um trajeto contínuo de forma cilíndrica, a ferramenta *Draw Tube* permite a demarcação do nervo nos planos sagital, coronal e axial bem como diretamente na reconstrução 3D. O método de interpolação recomendado *Global Polinomial* permite a homogeneidade de superfície, isso significa que pequenas imperfeições ao longo do trajeto do canal são automaticamente corrigidas pelo algoritmo.

A ferramenta solicita como informação de entrada o raio (metade do diâmetro) do canal, e esse valor deve ser expresso em milímetros. Considerando o diâmetro médio da população brasileira em torno de 2,8mm<sup>52</sup>, o número do raio pode ser ajustado em 1,4mm. No entanto, ao longo do trajeto, pequenas variações diametrais

são esperadas<sup>53</sup>, sendo possível seguir as dimensões reais de cada paciente ao se demarcar os limites externos do canal mandibular nas respectivas tomografias (Figura 12).

Igualmente utilizado para o molar inferior, o novo segmento gerado pode ser removido da mandíbula com a função *Logical Operations>Subtract*.

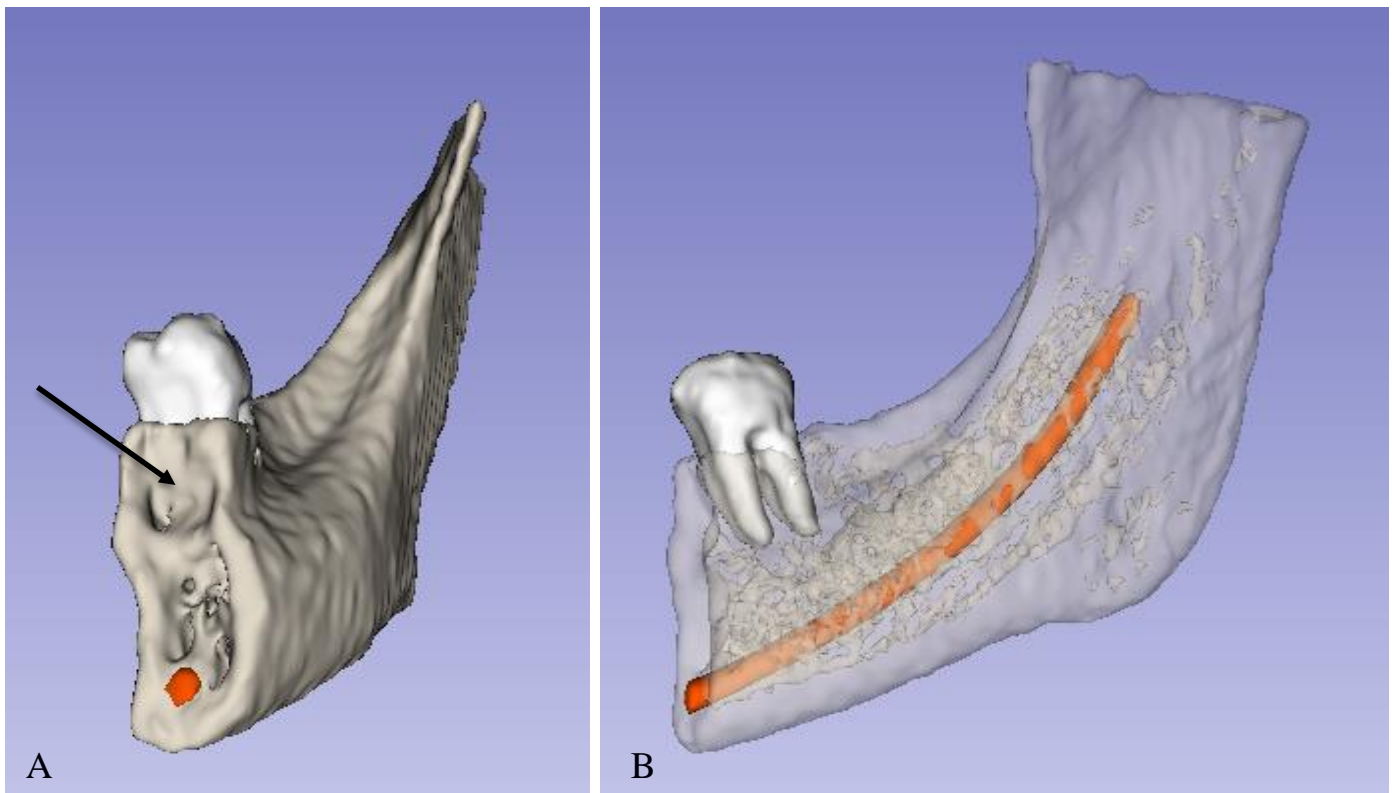
**Figura 12 – Ferramenta Draw Tube**



**A** Demarcação do canal mandibular com ferramenta *Draw Tube* nos três planos com reconstrução simultânea. **B**: Verificação do trajeto do nervo dentro do segmento mandibular. Fonte: Arquivo próprio. Software. *3D Slicer*.

Uma vez que as máscaras se encontram delineadas com as respectivas imperfeições removidas seguido da geração dos objetos 3D, procede-se para o cálculo do volume ósseo, que de acordo com as etapas prévias, desconsidera o valor das raízes do segundo molar inferior, o volume do canal mandibular e os espaços preenchidos por tecido mole entre as trabéculas ósseas. Ademais, a raiz distal do primeiro molar também foi removida do cálculo final. (Figura 13).

**Figura 13** – Segmentação da região OSRM

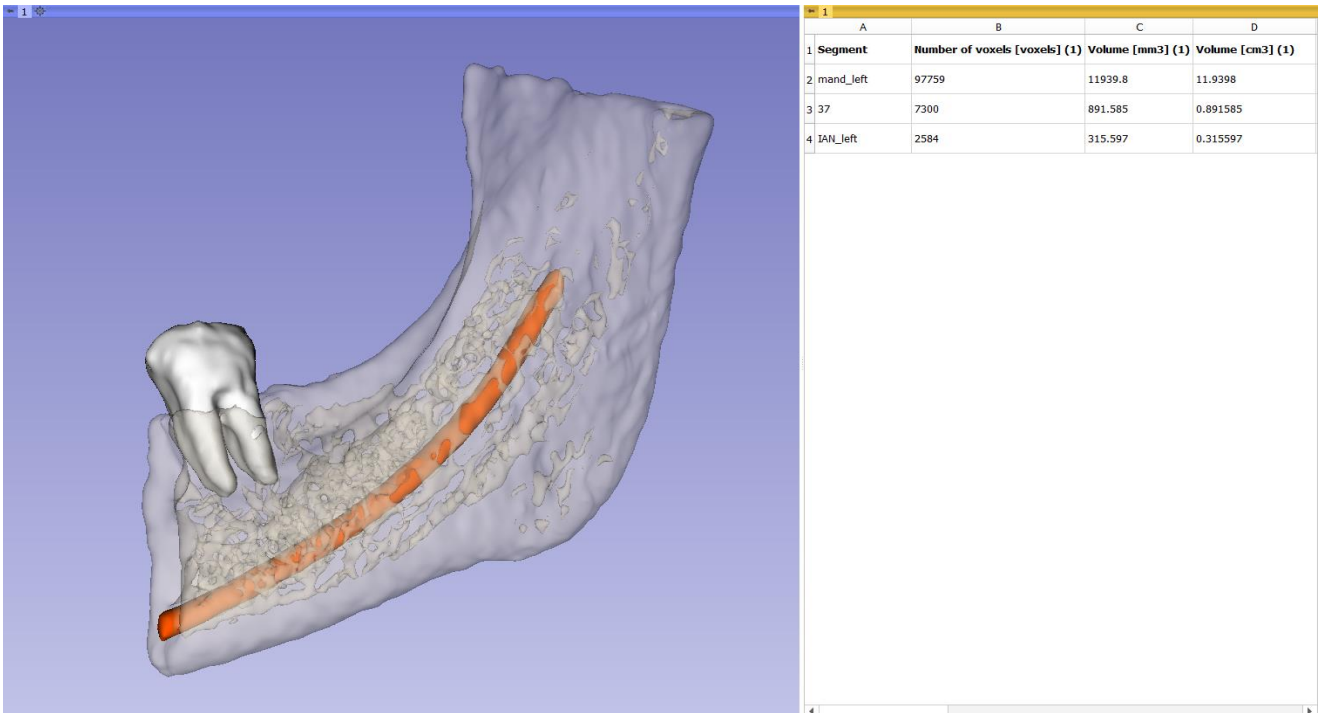


A: Seta: Alvéolo da raiz distal do primeiro molar inferior. B: Mandíbula finalizada com distinção de estruturas

Fonte: Arquivo próprio. Software. *3D Slicer*.

O recurso *Quantification>Segment Statistics* calcula o volume ( $\text{mm}^3$ ) de cada estrutura além de analisar o número de *voxels*, o menor e maior valor da escala de cinza e a superfície do objeto em área ( $\text{mm}^2$ ) (Figura 14). As mensurações em  $\text{mm}^3$  constam no fim deste trabalho, no tópico Apêndice.

**Figura 14** – Cálculo do volume da mandíbula, segundo molar inferior esquerdo e canal mandibular

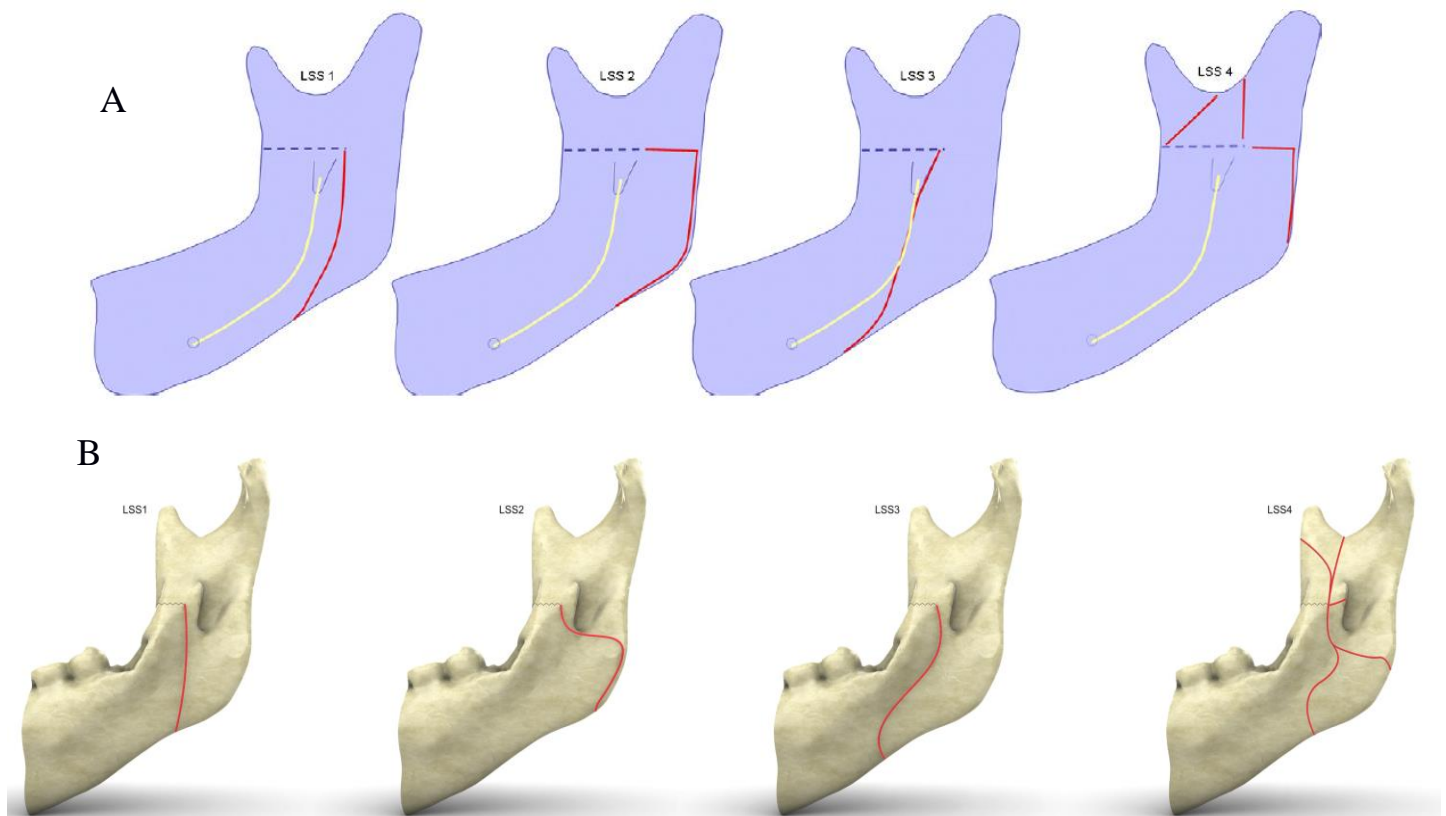


Fonte: Arquivo próprio. Software. *3D Slicer*.

### 3.4 Análise Tomográfica Pós-Operatória: Padrão de Fratura

Os exames pós-operatórios foram analisados com o intuito de analisar o padrão de separação óssea gerado entre os seguimentos, com base na classificação de Plooij et al.<sup>12</sup>. Antes da análise, o mesmo examinador das tomografias pré-operatórias foi calibração utilizando-se o método Kappa, com atuação de um segundo pesquisador de maneira semelhante descrita anteriormente. Os possíveis padrões de fratura estão representados nas Figuras 15 A e B além da descrição objetiva na Tabela 2.

**Figura 15** – Classificação segundo Plooij et al dos padrões de fratura lingual



**A:** Vista lingual dos padrões de separação das corticais ósseas após OSRM. A linha pontilhada em azul: osteotomia medial, linha amarela: trajeto do nervo alveolar inferior e a linha vermelha: fratura com o padrão de separação óssea. **B:** Modificação da classificação de acordo com a amostra utilizada, na qual a osteotomia lingual inicia-se abaixo da língula da mandíbula.

LSS 1-4: Lingual Split Scale.  
Fonte: Plooij et al.<sup>12</sup>, pág. 1246.

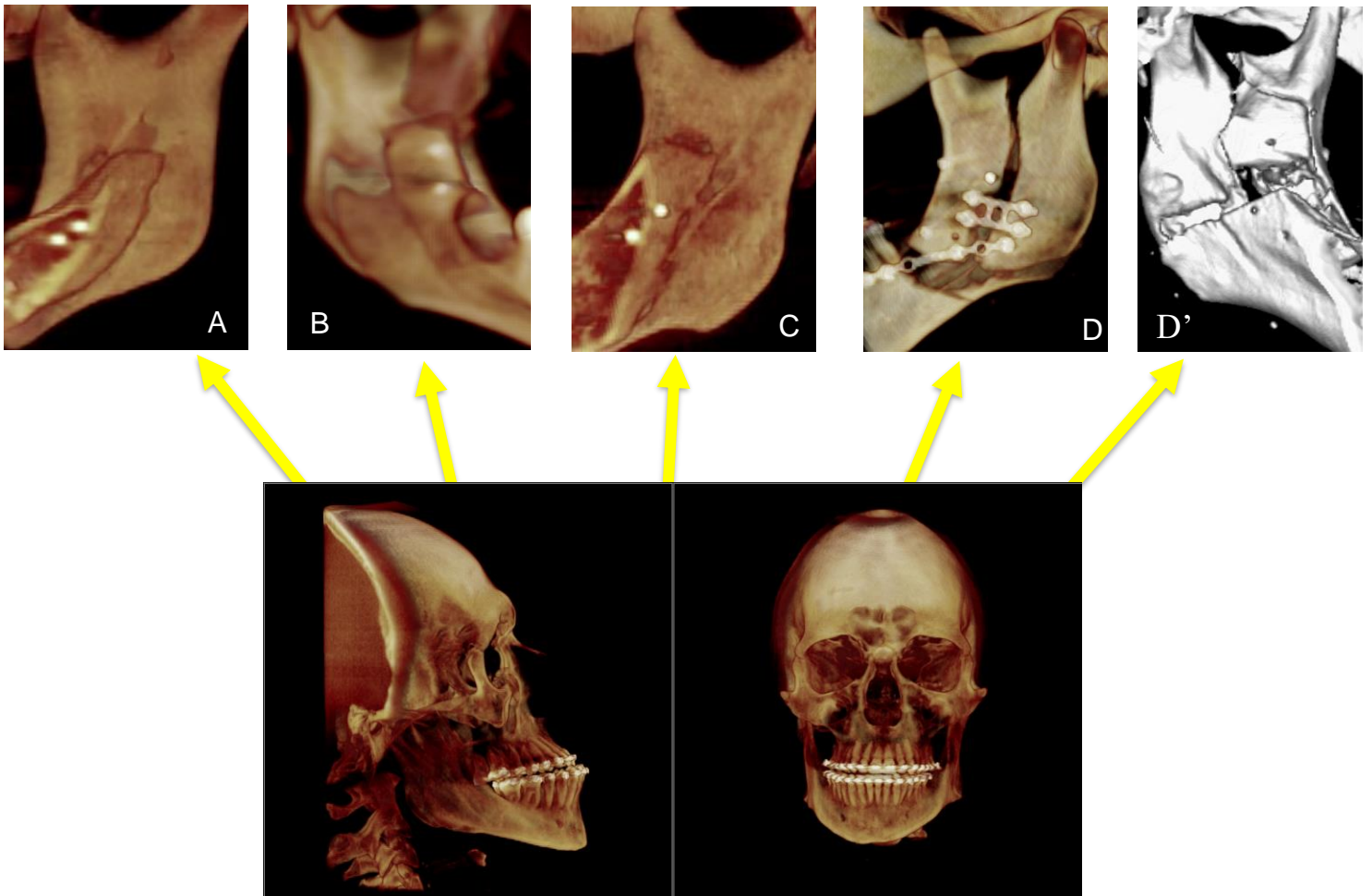
**Tabela 2** - Escala de fratura óssea (EFO) da OSRM. Holanda. 2009

| Escala de Fratura | Padrões de fratura óssea                                                                                                                         |
|-------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| EFO 1             | Padrão vertical de fratura em direção a borda mandibular inferior (Hunsuck verdadeira). Padrão ideal.                                            |
| EFO 2             | Padrão horizontal de fratura em direção a borda posterior do ramo. Padrão aceitável.                                                             |
| EFO 3             | Padrão de fratura com trajeto através do canal mandibular em direção a borda inferior da mandíbula. Padrão não ideal                             |
| EFO 4             | Outros padrões: Fraturas da tábua óssea vestibular ou lingual em vários segmentos ósseos (fratura do tipo <i>bad Split</i> ). Padrão indesejado. |

Fonte: Plooij et al.<sup>12</sup>, pág. 1246.

Concluídas as análises, 82 avaliações (164 tomografias bilateralmente) constam no Apêndice. A alocação dos dados se baseia em 4 grupos de acordo com o tipo da tomografia (CT ou CBCT) e classificação da deformidade dento-esquelética Classe II ou III de *Angle*. Dessa forma foi possível comparar as médias entre os grupos em mm<sup>3</sup> pelo método estatístico descrito adiante verificando se o volume mandibular na região da OSRM varia substancialmente entre os padrões de fratura analisados.

**Figura 16** – Reconstrução 3D do ramo mandibular dos possíveis padrões de separação 1, 2, 3 e 4, respectivamente A, B, C, D e D' após a OSRM



Fonte: Elaboração própria.

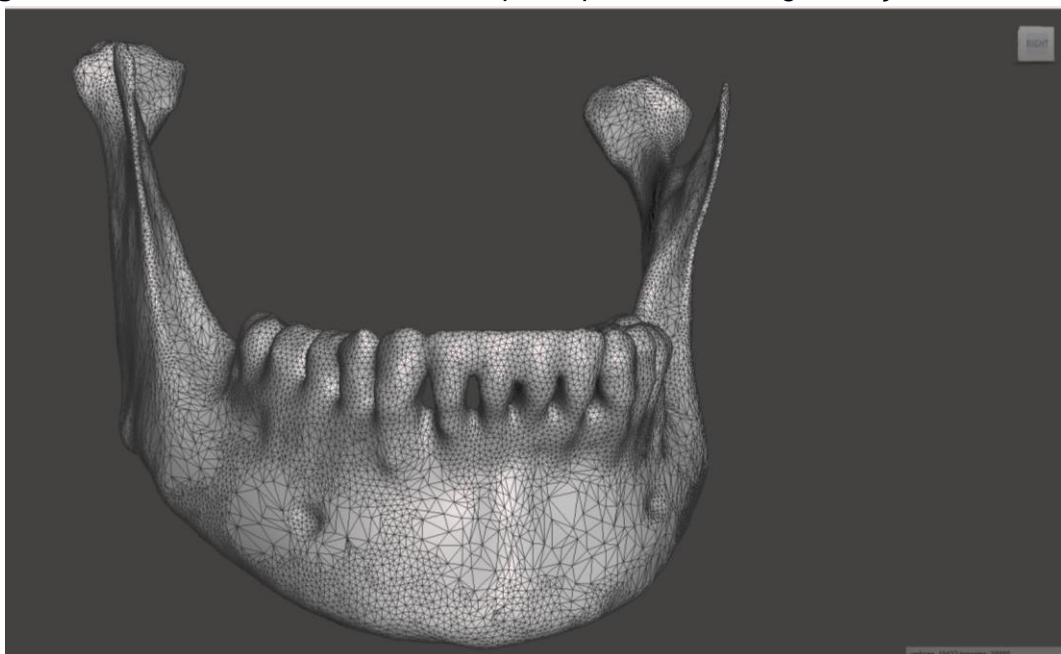
### 3.5 Otimização do Modelo Anatômico Previamente a Análise

A figura 14 que descreve a finalização do processo de segmentação pode ser interpretada de forma errônea quanto a sua estrutura de superfície, pois no que tange a simulação por FEA o objeto renderizado não necessariamente possui uma superfície geometricamente regular, em outras palavras a estrutura está visualmente adequada enquanto os diversos elementos geométricos que a compõem são irregulares e possuem bordas ruins (Figura 17).

Isso ocorre pois os objetos são formados pela união de grande quantidade de formas geométricas unidas (elementos), comumente triângulos, e a essa estrutura conectada denomina-se Malha de Superfície (ou simplesmente *Mesh*). Enquanto a conexão interna de elementos é denominada Malha volumétrica.

Estruturas que possuem grande detalhamento, como em modelos anatômicos da região maxilofacial com é o caso da mandíbula, maxila e dentes, usualmente apresentam grande quantidade de triângulos e estes por vezes são gerados de forma não uniforme para acompanhar cada detalhe do objeto. (Figura 17).

**Figura 17** – Mandíbula em. STL obtida após o processo de segmentação e renderização



Nota-se que os triângulos que compõe a superfície são irregulares.

Total de triângulos: 38.888.

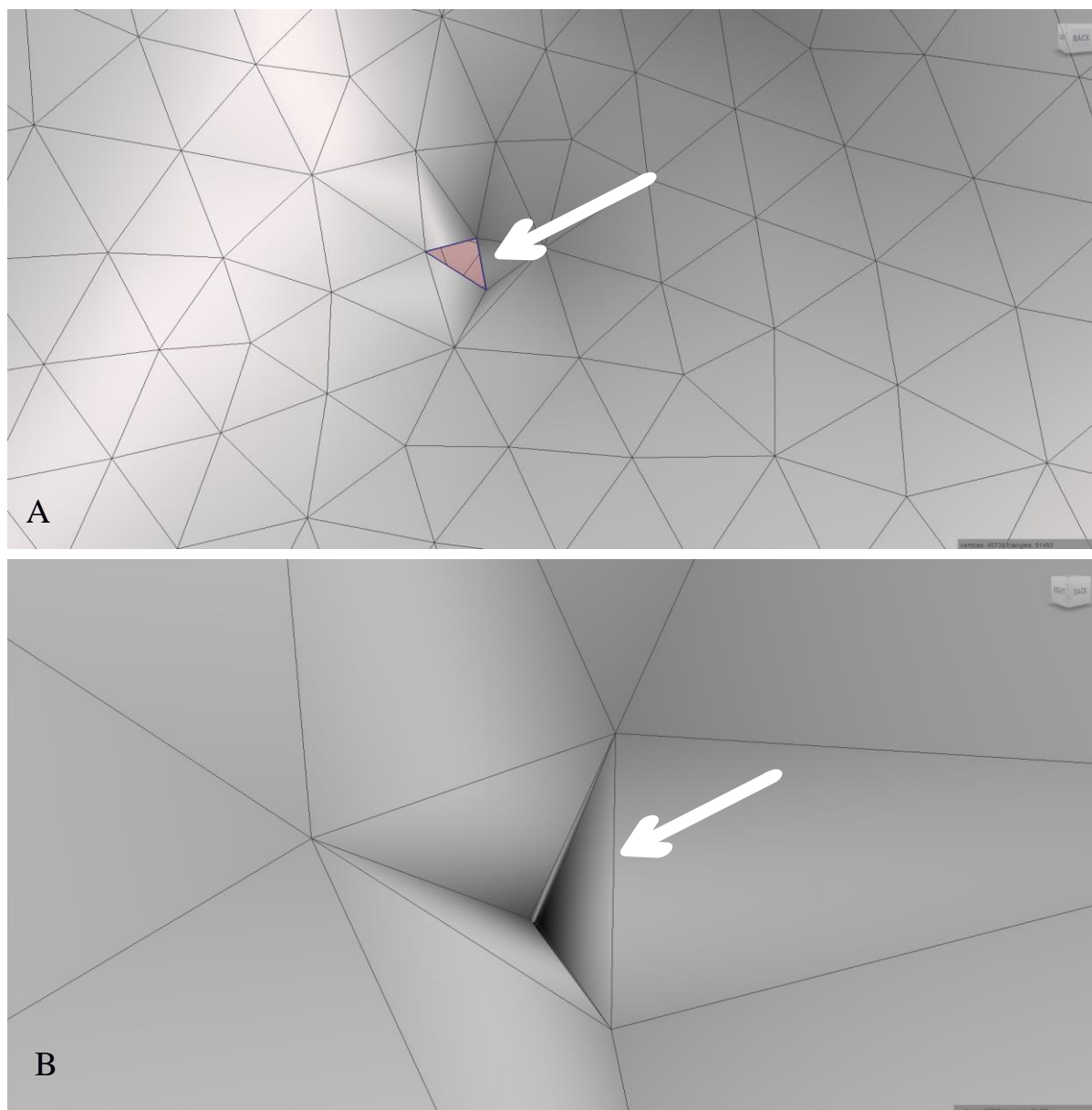
Fonte: Arquivo próprio. Software: Meshmixer.

Considerando o princípio de que malhas uniformes e com o menor número possível de triângulos reduzem a complexidade do modelo, requerem menor tempo de análise bem como evitam erros na simulação, é imperativo que o objeto seja otimizado previamente a sua exportação para o software de FEA. Ou seja, após a segmentação e renderização da estrutura faz se necessário um passo adicional denominada otimização.

O software livre, de código não aberto, para edição de malhas, *Meshmixer 3.5* (Autodesk, California, EUA) possui três recursos úteis na otimização do objeto: *Inspector*, *Reduce* e *Remesh*.

A função *Inspector* realiza uma inspeção no modelo 3D em busca de erros que impedem a simulação, como furos (ou *Holes*) ou triângulos com formato extremamente irregular (*Bad edges/Bad triangles*). O recurso *Autorepair* corrige os erros e torna o objeto apto para as próximas etapas (Figura 18). Importante salientar que segmentações malconduzidas podem gerar diversos furos e imperfeições em triângulos o que não torna possível o reparo.

**Figura 18** – A ferramenta *Inspector* identifica falhas no objeto.



**A:** Malha da figura 17 composta por triângulos apresenta furo na geometria e **B:** Vértices irregulares (*Bad edges*)

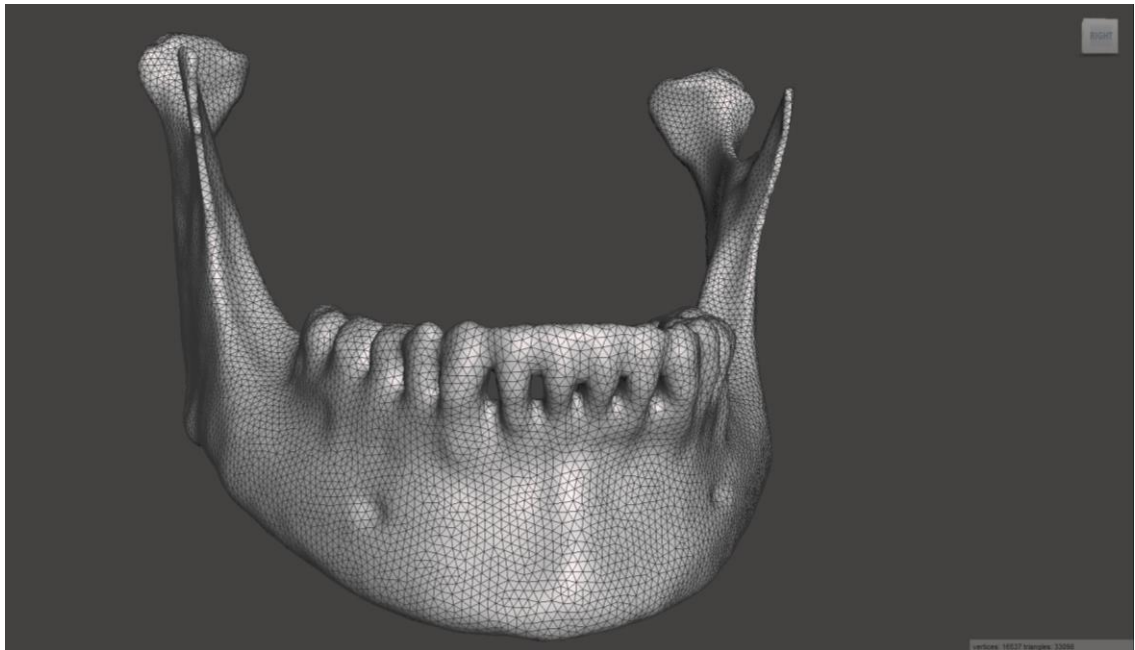
Fonte: Arquivo próprio. Software: Meshmixer.

O recurso *Reduce* pode ser utilizado em situações nas quais o objeto possui grande quantidade de triângulos. Usualmente para os máximos valores acima de 100 mil demandam grande tempo de processamento e geram arquivos muito grandes. No entanto essa opção não deve ser utilizada após o uso da ferramenta *Remeshed* pois a uniformidade dos triângulos pode ser prejudicada.

O algoritmo *Remeshed* é extremamente útil para tornar os triângulos que compõem o objeto o mais uniforme possível. Atenção deve ser depreendida a esse recurso pois ao mesmo tempo que uniformiza a malha, reduz a quantidade dos

elementos. O resultado clínico é a diminuição do detalhamento, nesse caso a anatomia, o que pode resultar em uma simplificação excessiva, com resultados que pouco se aproximam da condição clínica investigada. No exemplo a seguir, o modelo apresentou redução de elementos de 38.888 para 33.098, sem, contudo, alteração substancial da anatomia (Figura 19)

**Figura 19** – Objeto após a uso da ferramenta *Remesh*



Total de triângulos: 33.098

Fonte: Arquivo próprio. Software: *Meshmixer*.

### 3.6 Mecânica da Fratura: Análise em Elementos Finitos

A análise em elementos finitos requer que algumas etapas prévias sejam realizadas antes da simulação propriamente dita. Esses passos podem sofrer pequenas variações de acordo com o software utilizado, para esse trabalho uma sequência é descrita a seguir considerando o FEA aplicativo *Ansys*.

#### 3.6.1 Aquisição de geometria

A geometria para modelos anatômicos provém de uma aquisição de imagem tomográfica (CT ou CBCT) ou de um escaneamento oral (STL). Embora uma diretriz sobre dose de exposição continue ausente, as configurações podem ser delineadas sobre o mais alto kVp (Voltagem do tubo), mAs (Corrente do tubo), e o menor tempo de exposição possível para obter imagens de alta qualidade. Esses parâmetros estão em conformidade com o princípio do ALARA<sup>54</sup>.

Considerando este estudo descrever a técnica de mecânica da fratura em um experimento piloto, a geometria baseada no modelo anatômico foi gerada e simplificada no software CAD *Space Claim Student. 2022 R1* (Ansys, Canonsburg, Pennsylvania, EUA).

Apesar da diferença nos modelos mecânicos, as propriedades do objeto foram definidas em 8,5mm de largura, 10mm de altura e 10mm de comprimento.

Esses parâmetros representam uma CBCT genuína de um paciente Classe III de Angle com os seguintes parâmetros: 1 mm em cada *slice*, sem espaçamento entre eles, 90 kVp, 48 mA, FOV 240x165 mm, voxel 0,3 mm. O plano do *Camper* paralelo ao solo sem o uso de mentoneira<sup>20</sup>.

#### 3.6.2 Otimização da geometria

A pacote para manipulação de imagens médicas *Mimics e 3-Matic (Materialise, Bélgica)* visa segmentar um exame tomográfico, além de criar e otimizar a geometria.

Um limiar de escala de cinza pré-estabelecido para o Osso Compacto Adulto (226-3071 *Grayscale*) permitiu o delineamento da mandíbula sendo algum grau de pós-processamento manual requerido.

A otimização tem como objetivo aprimorar o objeto, uniformizando o tamanho dos triângulos que compõem a geometria além de remover aqueles com formato não simétrico e ângulos acentuados.

Adicionalmente, o pacote trás o recurso *AutoFix*, o qual é encorajado para verificar e corrigir as imprecisões (degraus) da geometria.

### 3.6.3 Ansys Workbench: *engineering data*

As propriedades do material atribuídas nos dados no *Engineering data* estão disponíveis na Tabela 2. Onde a geometria apresenta um comportamento sólido, homogêneo, isotrópico e linearmente elástico.

Além disso a simulação é classificada como uma Análise Estrutural Estática.

**Tabela 2** – Propriedades mecânicas para o osso cortical

| Propriedade                   | Valor em Unidade Métrica  |
|-------------------------------|---------------------------|
| Modulo de elasticidade        | 13,7 GPA                  |
| Poisson's ratio               | 0,3                       |
| Yield strength                | 114 MPa                   |
| Ultimate strength             | 133 MPa                   |
| Stress Intensity factor (SIF) | 200 MPa.mm <sup>0,5</sup> |

Fonte: Elaboração com dados extraídos de Black e Hastings<sup>55</sup>, 1998, Kutz, Hill<sup>56</sup>, 2003.

### 3.6.4 Ansys Mechanical: *boundary conditions*

A respeito das *Boundary Conditions* (condições limite) para proceder com a simulação em modelo anatômico, encontram-se a Area de Restrição, o Músculo (local, carga e direção) além da força.

A restrição visa manter o modelo estável junto com a simulação. Isto se baseia nas zonas anatômicas que sustentam a mandíbula, geralmente é definida na região dos côndilos e nos incisivos inferiores<sup>48</sup>. Considerando que este estudo utiliza uma geometria menor do que mandíbula, nenhum músculo foi atribuído. Dessa forma, a restrição foi direcionada para a base do objeto, sem graus de liberdade (movimentação ausente no eixo x, y e z) o que em tese, simularia a contenção promovida pela mão do cirurgião durante o momento da fratura.

A característica Força atribui a carga necessária para iniciar a fratura sendo aplicada aos lados da trinca (Figura 20). Ao contrário da mecânica da fratura, que pede uma seleção nodal (nós da geometria), a Força pode ser atribuída sobre uma das faces do modelo.

Com base em análise mecânica experimental, a força foi fixada em 200 N em uma direção vetorial látero-inferior, igualmente dividida em ambos os lados da trinca.

Esta força pode representar o instrumento (por exemplo, o separador de Smith) para iniciar a fratura dentro do entalhe.

### 3.7 Modelos de Geração de Fratura: *Pre Meshed e Arbitrária*

O pacote computacional utilizado por esse estudo contém em seu rol de recursos três modelos para o início da trinca e um para a propagação desta. Os motivos de indicação e não indicação para modelos anatômicos, bem como a descrição técnica de cada um é apresentada a seguir.

#### 3.7.1 Ansys Mechanical: análise da fratura

O pacote Ansys dispõe de uma funcionalidade denominada *Fracture Analysis*. Esta opção está disponível através de um clique com o botão direito do mouse no Modelo, que normalmente é a primeira opção na Árvore do Projeto. A pasta contém três alternativas para a iniciação da fratura: *Pre Meshed*, Arbitrária e Semi-Elíptica. Para modelos anatômicos, especialmente mandíbula, que exhibe uma geometria não-regular, a última deve ser evitada.

A fenda inicial precisa ser determinada, o que significa que este modelo não prevê as fraturas de início espontâneo (*free-standing fractures*), o que poderia ser útil em cenários de trauma ósseo.

Uma vez que o início da trinca foi determinado, o modelo (por exemplo, a mandíbula ou maxila) precisa dos seguintes ajustes da malha: Seleção do método *Tetrahedron*, algoritmo *Patch Conforming* (método de preservação da anatomia), e ordem dos Elementos como Quadrático. Ambas as características estão disponíveis através de um clique com o botão direito do mouse sobre o *Mesh*, que mostrará o Método. O ajuste do tamanho do elemento torna uma malha refinada e pode ser alcançado em *Mesh>Size*. O tamanho do elemento foi ajustado em 1 mm em todo o modelo e 0,25 mm nas faces da adjacentes da trinca<sup>45</sup>. Um total de 19.797 e 61.819 nós associado a 11.329 e 42.138 elementos foram criados respectivamente para a mecânica *Pre Meshed e Arbitraria*.

Importante ressaltar: A medida que o número de elementos aumenta, os detalhes e o tempo de cálculo aumentam<sup>41</sup>.

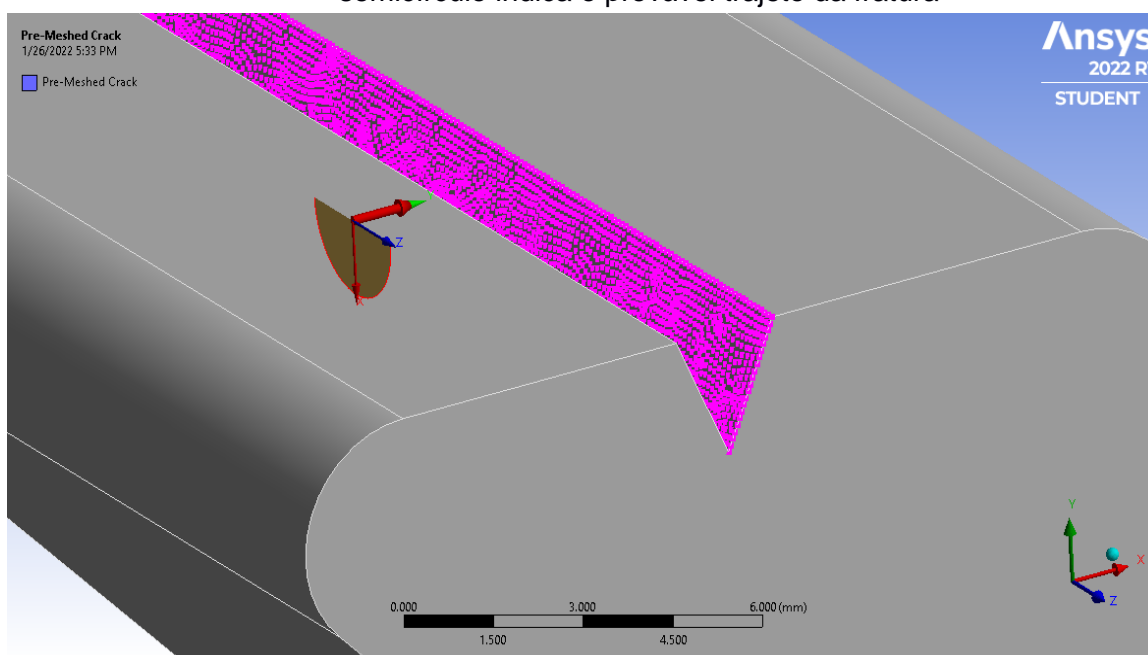
### 3.7.2 Iniciação da fratura: *pre meshed crack*

A mecânica *Pre Meshed* requer um entalhe(fenda) prévia na malha do objeto. Por exemplo, na cirurgia maxilofacial, este entalhe preliminar no modelo poderia representar o desenho inicial do BSSO (fenda de superfície) de acordo com a técnica de Hunsuck <sup>6</sup>. Uma vez superada esta etapa, os lados superior e inferior (ou látero-laterais) além da frente de fratura (aresta do entalhe) podem ser atribuídos.

No modo de visualização *Mesh*, a seleção da geometria mostra os nós(pontos) do objeto enquanto a visualização do tipo *NURBS* permite a seleção das faces dele. No entanto, os modelos de fratura presentes no software *Ansys* requerem que a seleção de qualquer face seja convertida em nós para ser atribuída como um lado de fenda. (Figura 20). Além disso, o algoritmo exige um sistema de coordenadas com o eixo X em direção ao provável crescimento da trinca (aresta frontal) e o eixo Y em um dos lados da fenda. (Figura 21).

O entalhe não deve ser arredondado nem tampouco apresentar ângulos acentuados devido a possíveis imprecisões na superfície quando a malha for criada (Figura 22). Dessa forma, o entalhe do tipo triangular é encorajado para modelos anatômicos. (Figura 23).

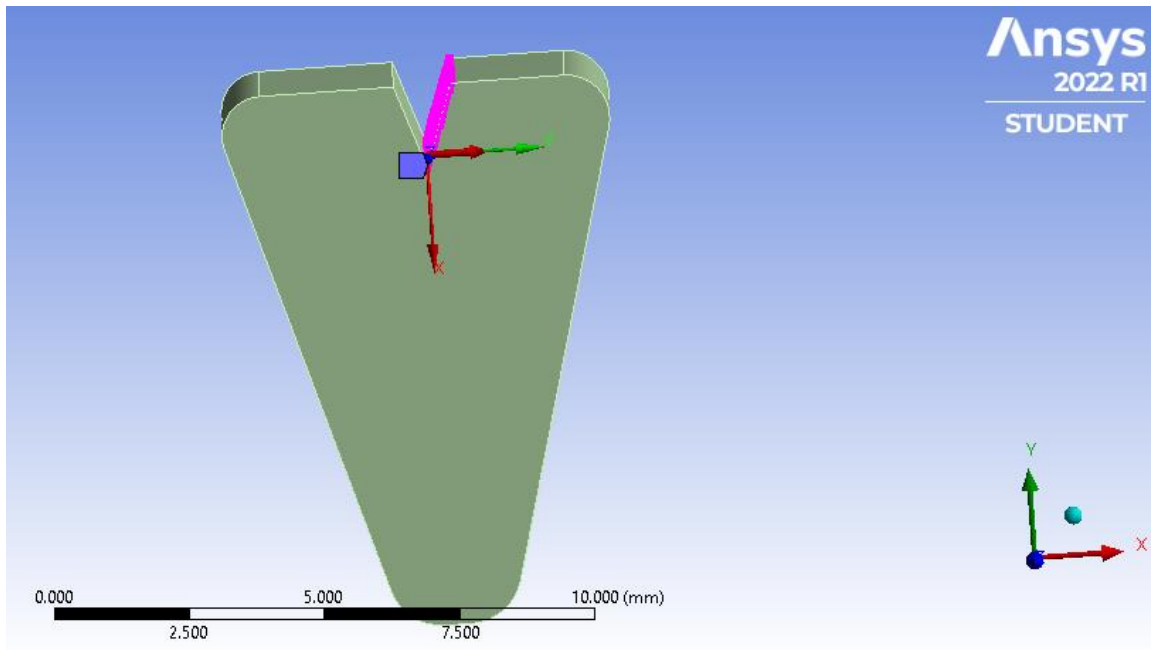
**Figura 20** - A face do entalhe selecionada e convertida em seleção nodal (de pontos). O semicírculo indica o provável trajeto da fratura



Nota: A conversão de face para nós pode ser alcançada da seguinte maneira: Seleção da face> botão direito do mouse> "Create Named selection". Na seção em árvore do projeto>Named selection> botão direito do mouse> Create Nodal Name Selection.

Fonte: Arquivo pessoal. Software: *Ansys Mechanical*.

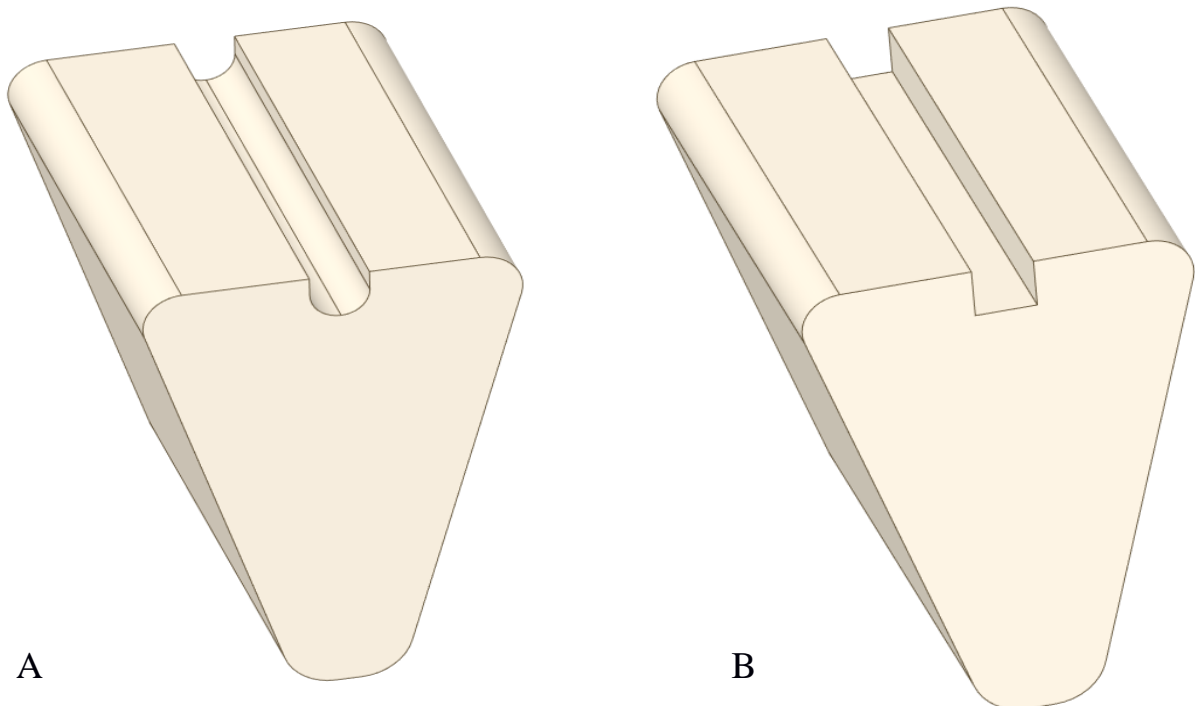
**Figura 21:** Sistema de coordenadas criado a partir da aresta da fenda.



O eixo X deve ser posicionado em direção ao provável crescimento da trinca e o eixo Y em direção a um dos lados da fratura.

Fonte: Arquivo pessoal. Ansys *Mechanical*.

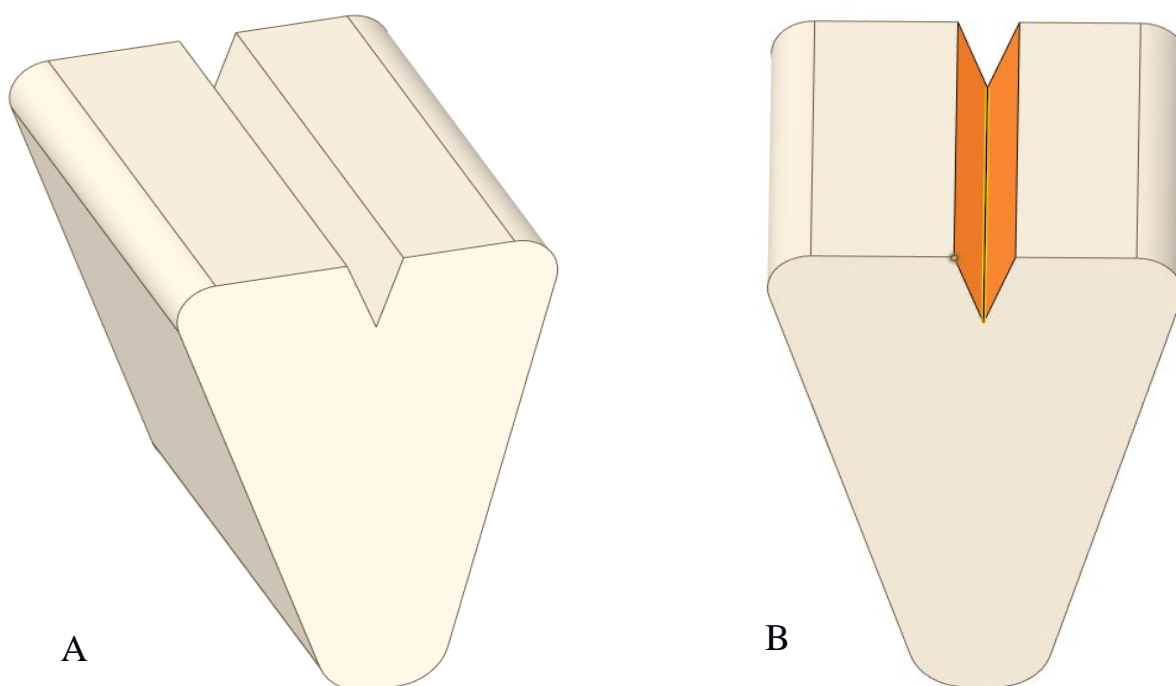
**Figura 22:** Tipos de entalhe para iniciação da fratura.



A: Entalhe arredondado. B: Entalhe com angulação interna acentuada. Ambos não são recomendados para modelos anatômicos.

Fonte: Arquivo pessoal. Ansys *SpaceClaim*.

**Figura 23:** Tipo de entalhe triangular. de *Pre Meshed*.



A: Entalhe triangular. B: Internamente a ranhura apresenta duas faces para aplicação de força e uma aresta para iniciar a fenda. Mecânica  
 Fonte: Arquivo pessoal. Ansys *SpaceClaim*

### 3.7.3 Iniciação da fratura: *arbitrary crack*

A mecânica *arbitrary crack* pode configurar uma trinca planar ou não além de ser aplicável a modelos anatômicos. Este recurso para início da fratura difere do modelo *Pre Meshed* porque não requer um entalhe prévio ao modelo, ao invés disso, uma superfície adicional necessita ser criada e posteriormente ligeiramente introduzida na superfície do modelo. (Figura 25). O aplicativo *Space Claim* tem os comandos *Pull* e *Move* que são úteis para criar e mover, respectivamente, uma nova superfície a partir de uma das arestas do objeto.

Em uma análise oral e maxilofacial, esta superfície suplementar poderia mimetizar a serra recíprocante dentro do osso para iniciar o entalhe<sup>1</sup>; sendo possível inclusive, definir a espessura da superfície. Além disso, essa superfície adicional só pode ser posicionada ao longo das arestas do objeto, motivo pelo qual o modelo criado a partir da *NURBS* (faces) é de passível de erros.

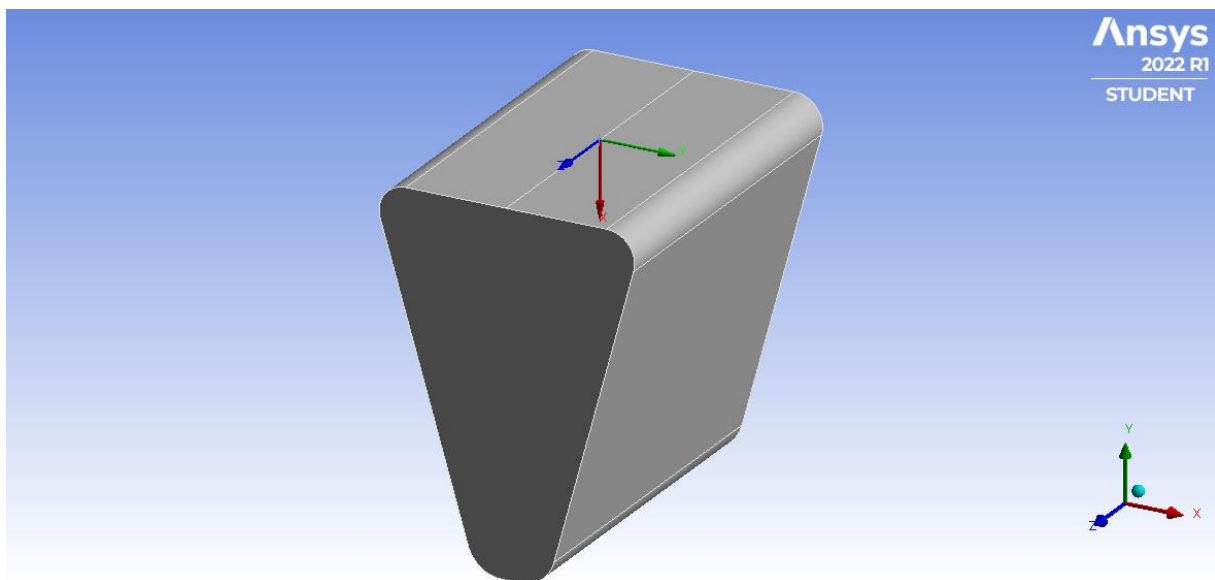
Ao contrário do *Pre Meshed crack*, o *Arbitrary* não necessita de seleção dos lados da trinca, pois o algoritmo não apenas identifica os lados automaticamente como refina a malha circunjacente, ou seja, esse modelo de análise aumenta o número de

elementos e o detalhamento em ambos os lados da fratura. Portanto, a frente da trinca (o ponto para iniciar a fratura) e a superfície da trinca (superfície extra) (Figura 25) são os únicos parâmetros a serem configurados: A atribuição do tipo de material deve ser ajustada para aço com 1 mm de espessura. De forma que a superfície suplementar não requer a geração malha.

O parâmetro *Largest Contour Radius* define a área de influência a ser refinada junto com a simulação. Foi ajustado para 3 mm considerando o tamanho total do modelo.

Em relação aos parâmetros para o sistema de coordenadas seguem os mesmos princípios de posicionamento configurados para a mecânica *Pre Meshed crack* exceto pelo fato de não existir entalhe no modelo Arbitrário, sendo assim o eixo Y é ajustado para um dos lados da fratura projetada (Figura 24).

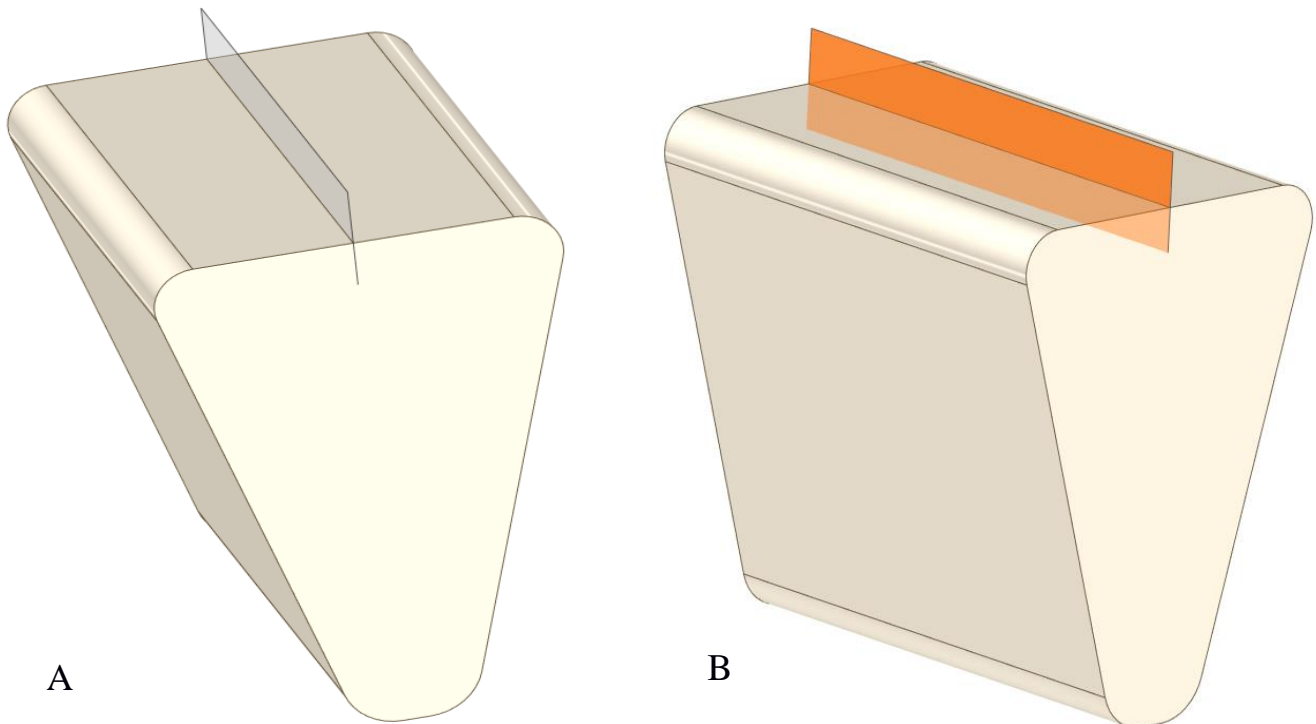
**Figura 24:** A posição das coordenadas na mecânica Arbitrária



O eixo X entrando na geometria pela aresta frontal e o eixo Y em um lado da região que se pretende iniciar a fratura.

Fonte: Arquivo pessoal. Ansys *Mechanical*.

**Figura 25:** Superfície suplementar sobre o modelo.



A superfície extra deve entrar na geometria, simulando uma serra para iniciar a fenda. Mecânica arbitrária.

Fonte: Arquivo pessoal. Ansys *SpaceClaim*

#### 3.7.4 Propagação de fratura: **S.M.A.R.T Crack Growth**

Além da mecânica para o início da trinca, o pacote também disponibiliza o recurso para a propagação da fratura. Esta etapa é passível de ser configurada ao se utilizar o recurso *SMART Mechanics* (Separating Morphing and Adaptive Remeshing Technology) que separa e atualiza a malha do objeto automaticamente, além de exibir um comportamento elástico linear<sup>44</sup>. Esta característica demanda a configuração dos seguintes parâmetros: *Initial Crack*, *Crack Growth Option*, e *Failure Criteria Option*. O primeiro conjunto se refere ao modo de iniciação de trinca escolhido, que conforme supracitado pode ser do tipo *Pre Meshed* ou Arbitrário. O segundo pode ser configurado para análise de Fadiga ou Estática. Para aplicações maxilofaciais, o Estático é encorajado porque pode simular a fratura óssea após uma cirurgia ortognática ou um trauma. Neste modo, uma força progressiva é aplicada durante um período definido para propagar a fratura. Possivelmente o modo Fadiga seria útil para o estudo de falha em placas e parafusos ao longo do tempo, ao passo que esse tipo de análise utiliza a Lei de Paris<sup>44,46</sup> para o crescimento da trinca e traz a opção *Life*

*Cycles Prediction*. Nesta opção, a força entra em ciclos não necessariamente progressivos, mas uma carga cíclica ao longo de um período.

A opção *Failure Criteria Option* tem como padrão o *Stress Intensity Factor (SIF)* para a análise Estática. Isso significa que a concentração de tensão na ponta da trinca é mensurada em  $\text{MPa}\cdot\text{mm}^{0,5}$ <sup>57</sup>. Este valor de tensão é atribuído sob a opção *Critical Rate* (também conhecida como K Crítico) e tem a seguinte definição: acima deste limite de resistência o material não tolera mais a carga e a propagação da trinca é iminente. O software imprime os valores de *SIF* ao longo da trajetória da fratura. A aba Tabular Data exhibe estas informações.

Considerando a heterogeneidade dos modelos anatômicos, o *SIF* poderia ter um valor variável ao longo da fratura quando ela corre para zonas menos rígidas, como o trabeculado do osso esponjoso<sup>58</sup>.

O SMART não permite atribuir mais de uma trinca inicial tampouco outro K crítico. Para configurar um modelo com múltiplas trincas iniciais, tais como uma fratura cominutiva ou *bad split* em OGS, é necessário configurar um *S.M.A.R.T.* diferente para cada trinca. Em relação ao K Crítico, o algoritmo simulará o crescimento da fratura com um único tipo de material. De forma que segundo a referência para o início da fratura em osso cortical, esta deve-se iniciar quando a tensão atingir  $200 \text{ MPa}\cdot\text{mm}^{0,5}$

### **3.8 Análise Estatística**

Todos os dados coletados foram armazenados em planilha (Microsoft Office Excel 365 – Microsoft, EUA) A calibração intra-examinador foi conduzida pelo método do Coeficiente de Correlação Intraclasse. Posteriormente, os dados foram submetidos ao teste de Shapiro-Wilk para avaliação da normalidade seguido do teste Anova One-Way e pós-teste de Tukey, se necessário. Em ambos os casos o software BioStat (AnalystSoft Inc, CA, USA) analisará os dados. O nível de significância empregado será de 5%.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Calibração

Previamente ao início das análises, a calibração intra-examinador foi realizada para as variáveis quantitativas independente: proporção e volume ósseo. O método utilizado foi o Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI). O referido teste possui uma escala estabelecida segundo Fermian, no qual classifica a reprodutibilidade entre diferentes momentos em nula, medíocre, moderada, boa e excelente<sup>59</sup>. Para a primeira parte da análise dez exames tomográficos foram selecionados para a calibração (25% da amostra) sendo mensurados duas vezes com intervalo de 30 dias entre as análises.

Na língua da mandíbula os valores de calibração apresentaram os seguintes valores:

Osso total: CCI=0,9984 (IC95%=0,9958-0,9994)

Osso cortical: CCI=0,9902 (IC95%=0,9749-0,9962)

Osso medular: CCI=0,9940 (IC95%=0,9845-0,9977)

Segundo a escala utilizada os valores significam reprodutibilidade excelente, ou seja, estatisticamente os momentos 1 e 2 foram iguais, o que demonstra a calibração do examinador.

A região retromolar registrou como referência os valores que seguem:

Osso total: CCI=0,9971 (IC95%=0,9924-0,9989)

Osso cortical: CCI=0,9911 (IC95%=0,9770-0,9965)

Osso medular: CCI=0,9970 (IC95%=0,9923-0,9989)

De igual modo representam calibração do tipo excelente por parte do pesquisador.

A última região analisada, entre primeiro e segundo molares inferiores, obteve para as três mensurações os seguintes valores:

Osso total: CCI=0,9978 (IC95%=0,9942-0,9991)

Osso cortical: CCI=0,9907 (IC95%=0,9762-0,9964)

Osso medular: CCI=0,9974 (IC95%=0,9933-0,9990).

Para o padrão de fratura, por se tratar de uma variável dependente qualitativa, optou-se pelo teste Kappa<sup>60</sup>. As tabelas 3 e 4 demonstram os resultados obtidos durante a análise.

**Tabela 3** – Avaliação do momento 1 e 2 do padrão de fratura lado direito segundo Plooij et al.

| Momento 1<br>Padrão de fratura lado D | Momento 2<br>Padrão de fratura lado D |          |          |          | Total (Momento 2) |
|---------------------------------------|---------------------------------------|----------|----------|----------|-------------------|
|                                       | 1                                     | 2        | 3        | 4        |                   |
| 1                                     | 3                                     |          |          |          | 3                 |
| 2                                     |                                       | 1        |          |          | 1                 |
| 3                                     |                                       |          | 4        |          | 4                 |
| 4                                     |                                       |          |          | 2        | 2                 |
| <b>Total (Momento 1)</b>              | <b>3</b>                              | <b>1</b> | <b>4</b> | <b>2</b> | <b>10</b>         |

Fonte: Elaboração própria.

**Tabela 4** – Avaliação do momento 1 e 2 do padrão de fratura lado esquerdo segundo Plooij et al.

| Momento 1<br>Padrão de fratura lado E | Momento 2<br>Padrão de fratura lado E |          |          |          | Total (Momento 2) |
|---------------------------------------|---------------------------------------|----------|----------|----------|-------------------|
|                                       | 1                                     | 2        | 3        | 4        |                   |
| 1                                     | 3                                     |          |          |          | 3                 |
| 2                                     |                                       | 1        |          |          | 1                 |
| 3                                     |                                       |          | 4        |          | 4                 |
| 4                                     |                                       |          |          | 1        | 2                 |
| <b>Total (Momento 1)</b>              | <b>3</b>                              | <b>1</b> | <b>6</b> | <b>1</b> | <b>10</b>         |

Fonte: Elaboração própria.

Em ambos os momentos o Kappa foi de 1,0, o que representa calibração do tipo perfeita segundo essa escala para a variável analisada.

Considerando a variável volume ósseo, 24 OSRM foram analisadas em dois momentos com o intervalo preconizado de quatro semanas. Cabe ressaltar que dentre os exames avaliados metade foi obtida pela técnica CBCT e a outra parte pelo método Multislice.

A reprodutibilidade intraobservador obtida foi considerada excelente, sendo o CCI=0,9881 (IC95%=0,9722-0,9940). A média de volume ósseo obtida foi de 13303,85 mm<sup>3</sup> ( $\pm 2981,33$ ) e 13179,22 mm<sup>3</sup> ( $\pm 3022,57$ ) para os momentos 1 e 2, respectivamente

#### 4.2 Proporção Óssea Total

Uma vez identificada a calibração intra examinador para as variáveis qualitativa e quantitativa, o restante da amostra (30 pacientes: 60 OSRM) foi mensurada em duplicata com o mesmo intervalo de 30 dias entre o primeiro e segundo momento. A

amostra foi composta por deformidades maxilofaciais do tipo classe II e III sem distinção entre os grupos.

De acordo com o padrão de fratura, o estudo demonstrou as seguintes médias:

**Tabela 5** – Área total de osso em mm<sup>2</sup> em regiões estratégicas da OSRM.

| Grupo | Língua         | Retromolar     | Interproximal 1º e 2º molar |
|-------|----------------|----------------|-----------------------------|
| G1    | 235,18 ± 41,98 | 282,64 ± 57,55 | 293,89 ± 54,24              |
| G2    | 243,01 ± 42,82 | 294,56 ± 48,96 | 298,15 ± 38,20              |
| G3    | 255,51 ± 28,41 | 287,98 ± 40,84 | 297,08 ± 56,02              |
| G4    | 255,56 ± 37,61 | 284,29 ± 59,50 | 287,39 ± 68,59              |

Fonte: Elaboração própria.

Na região de língua, os padrões III e IV, aceitável e totalmente indesejável respectivamente, apresentaram as maiores áreas totais de osso em mm<sup>2</sup>.

Para a área retromolar, o padrão do tipo II apresentou o maior valor seguido pelo tipo III. O padrão ideal obteve o menor valor para essa mensuração.

Posterior ao 1º molar, o padrão de separação indesejável (IV) apresentou a menor média, enquanto o tipo III foi o que demonstrou maior área de osso total.

### 4.3 Proporção Óssea Medular

**Tabela 6** – Área de osso medular em mm<sup>2</sup> em regiões estratégicas da OSRM.

| Grupo | Língua        | Retromolar     | Interproximal 1º e 2º molar |
|-------|---------------|----------------|-----------------------------|
| G1    | 38,92 ± 19,98 | 104,37 ± 33,36 | 107,47 ± 38,72              |
| G2    | 59,12 ± 28,81 | 116,12 ± 29,53 | 111,01 ± 31,43              |
| G3    | 41,54 ± 20,28 | 104,83 ± 32,62 | 110,42 ± 39,33              |
| G4    | 52,73 ± 28,16 | 100,09 ± 29,48 | 92,72 ± 45,63               |

Fonte: Elaboração própria.

Na avaliação da área de osso medular para os diferentes tipos de fratura, na região de língua o padrão aceitável tipo II apresentou a maior média e de igual modo a maior variabilidade da amostra. O tipo indesejável obteve a segunda maior média e o padrão ideal com a menor área de osso medular.

Na região retromolar, a sequência encontrada em ordem decrescente foi padrão II, III, I enquanto IV evidenciou o menor valor em mm<sup>2</sup>.

Entre os molares inferiores, a menor quantidade de osso medular foi novamente encontrada no padrão considerado Bad Split além de apresentar o maior

desvio padrão. Os padrões aceitáveis II e III apresentaram maiores quantidades de osso medular, segundo seguidos pelo padrão I.

#### 4.4 Proporção Óssea Cortical

**Tabela 7** – Área total de osso cortical em mm<sup>2</sup> em regiões estratégicas da OSRM

| Grupo | Língua         | Retromolar     | Interproximal 1º e 2º molar |
|-------|----------------|----------------|-----------------------------|
| G1    | 196,23 ± 35,41 | 178,27 ± 40,87 | 186,42 ± 38,49              |
| G2    | 183,89 ± 25,24 | 178,44 ± 42,94 | 187,13 ± 27,83              |
| G3    | 183,98 ± 24,85 | 183,15 ± 34,79 | 186,66 ± 34,98              |
| G4    | 202,83 ± 30,51 | 184,20 ± 66,07 | 194,67 ± 41,35              |

Fonte: Elaboração própria.

Na região de língua, o osso cortical foi discretamente maior para o padrão indesejável tipo IV.

Nas regiões distal ao segundo molar e entre molares o padrão indesejado IV de igual modo apresentou maior área de osso corticalizado com valores de 184,20 ± 66,07 e 194,67 ± 41,35 mm<sup>2</sup>. Por outro lado, o padrão ideal I obteve os menores valores de osso cortical na região de retromolar e entre molares.

#### 4.5 Volume Ósseo

O volume ósseo é composto por uma amostra de 82 pacientes, dos quais, 40 homens e 42 mulheres, idade média de 28,60 anos (21,1 - 47 anos) e 27,90 anos (19 - 50 anos) respectivamente. Devido OSRM ser realizada bilateralmente, um total de 164 hemi-mandíbulas foram consideradas para análise.

Para esta etapa da análise, a amostra foi dividida de acordo com o tipo de tomografia e com a deformidade dento esquelética, totalizando 4 frentes de avaliação: CT classe II, CT classe III, CBCT classe II e CBCT classe III.

##### 4.5.1 CT classe II

Um conjunto de 16 pacientes (32 OSRM) dos quais, 04 homens e 12 mulheres, idade média de 23,32 anos (21,3 - 26 anos) e 28,51 anos (19 - 50 anos) respectivamente, foram submetidos ao exame de tomografia Multislice com os dados brutos disponíveis na aba apêndice.

A distribuição dos padrões de fratura seguiu a seguinte disposição: Classe I apresentou 21 ocorrências (65,62%) enquanto as classes II, III e IV obtiveram 4 (12,5%), 6 (18,75%) e 1(3,12%) casos respectivamente.

Considerando que apenas uma fratura do tipo IV foi observada, esta foi excluída da análise para comparação do volume ósseo devido à ausência de média.

Quanto as medidas, o padrão I, apresentou o maior volume ósseo na região da OSRM: 11.960,89 mm<sup>3</sup> ( $\pm$  3300,55). Por outro lado, o menor volume foi identificado no padrão de fratura do tipo III 11404,06 mm<sup>3</sup> ( $\pm$ 2415,33), seguido pelo II 11954,92mm<sup>3</sup> ( $\pm$ 2943,66).

No entanto ao teste estatístico de ANOVA não foi observada diferença significativa entre os padrões I, II e III para os pacientes classe II submetidos a tomografia Multislice (p=0,9252).

#### **4.5.2 CT classe III**

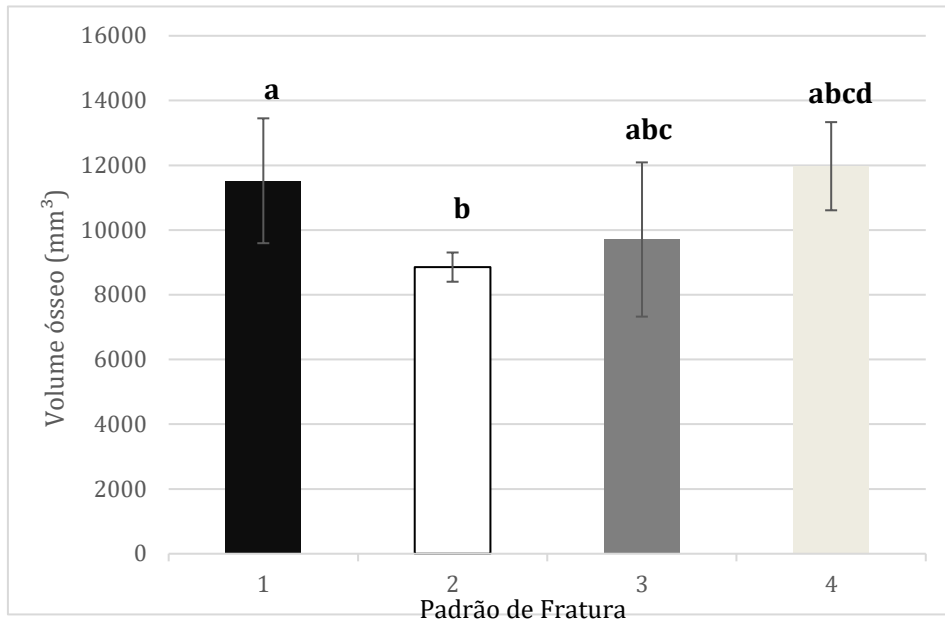
Para a análise desse conjunto de exames, um total de 20 pacientes (40 OSRM) dos quais, 10 homens e 10 mulheres, idade média de 26,8 anos (26,8 - 47 anos) e 29,42 anos (23 – 42 anos) respectivamente, foram submetidos ao exame de tomografia Multislice com os dados brutos disponíveis na aba apêndice.

A distribuição dos padrões de fratura seguiu a seguinte disposição: Classe I apresentou 29 ocorrências (72,5%) enquanto as classes II e III obtiveram 2 (5 %), 6 (15%) casos respectivamente. A classificação IV obteve 3 casos, representando 7,5% desta amostra.

Quanto as medidas, o padrão I, apresentou o maior volume ósseo na região da OSRM: 11.521,43 mm<sup>3</sup> ( $\pm$  1928,43). Enquanto um volume numericamente menor volume foi atribuído ao padrão de fratura do tipo III 9706,04 mm<sup>3</sup> ( $\pm$  2382,14) seguido pelo padrão II 8854,13 mm<sup>3</sup> ( $\pm$  451,583)

A diferença numérica foi confirmada pelo teste estatístico de ANOVA, com valor de p=0,088, e confirmado pela análise de Tukey P<0,05. Dessa forma o padrão de fratura I tem volume ósseo maior para os pacientes classe III submetidos a tomografia Multislice.

**Gráfico 1** - Média e desvio-padrão da variável volume ósseo avaliado por meio de CT segundo o padrão de fratura, na deformidade dento-facial. Classe II. Araraquara, 2022.



Letras diferentes indicam médias estatisticamente diferentes de acordo com o teste de Tukey ( $p < 0.05$ ).

#### 4.5.3 CBCT classe II

Os pacientes classe II submetidos ao exame tomográfico de feixe cônico totalizaram uma amostra de 15 pacientes (30 OSRM) dos quais, 06 homens e 09 mulheres, idade média de 32,21 anos (23,2 – 45,4 anos) e 29,50 anos (22,2 – 48 anos) respectivamente, foram submetidos ao exame de tomografia de feixe cônico com os dados brutos disponíveis na aba apêndice.

A distribuição dos padrões de fratura seguiu a seguinte disposição: Classe I apresentou 19 ocorrências (63,33%) enquanto as classes II, III e IV obtiveram 2 (6,66%), 8 (26,66%) e 1 (3,33%) casos respectivamente.

Considerando que apenas uma fratura do tipo IV foi observada, este dado foi excluído da análise inferencial devido à ausência de média.

Em relação as mensurações, o padrão II, apresentou o maior volume ósseo na região da OSRM: 13.099,75 mm<sup>3</sup> ( $\pm$  190,38). Enquanto o volume do padrão I apresentou numericamente o menor valor 10.960,46 mm<sup>3</sup> ( $\pm$  2741,02). Por sua vez, o padrão III obteve medida intermediária de 11.567,35 mm<sup>3</sup> ( $\pm$  2945,71).

Contudo, ao teste estatístico de ANOVA não houve confirmação estatística da diferença observada entre os padrões I, II e III para os pacientes classe II submetidos a tomografia de feixe cônico ( $p=0,274$ ).

#### 4.5.4 CBCT classe III

Para a análise da técnica supracitada, um rol de exames contendo 31 pacientes (62 OSRM) dos quais, 20 homens e 11 mulheres, idade média de 29,29 anos (21,1 – 40,3 anos) e 27 anos (20,4 – 39,9 anos) respectivamente, foram submetidos ao exame de tomografia de feixe cônico com os dados brutos disponíveis na aba apêndice.

A distribuição dos padrões de fratura seguiu a seguinte disposição: Classe I apresentou 44 ocorrências (70,96%) enquanto as classes II e III e IV obtiveram 5 (8,06%), 11 (17,74%) e 2 (3,22%), casos respectivamente.

Em concordância com as demais análises, o padrão de fratura do tipo IV foi observado em menor quantidade dentre a amostra.

Quanto as medidas, o padrão I, apresentou o maior volume ósseo na região da OSRM: 13.166,91 mm<sup>3</sup> ( $\pm 2875,13$ ). Enquanto um volume numericamente menor foi atribuído ao padrão de fratura do tipo III e IV 11.726,69mm<sup>3</sup> ( $\pm 2250,79$ ) e 11.441,8mm<sup>3</sup> ( $\pm 352,13$ ) respectivamente.

A diferença numérica, contudo, não pôde ser confirmada pelo teste estatístico de ANOVA, com valor de  $p=259$ . No entanto o padrão de fratura tipo I corroborou com a amostra classe III analisada pela tomografia de Feixe Cônico e apresentou volume numericamente maior que o padrão III.

#### 4.6 Análise da Fratura: Fator de Intensificação do Estresse (SIF)

O presente estudo utilizou duas mecânicas para o início da fratura e uma terceira para a propagação. As combinações resultaram em modelos de análise:

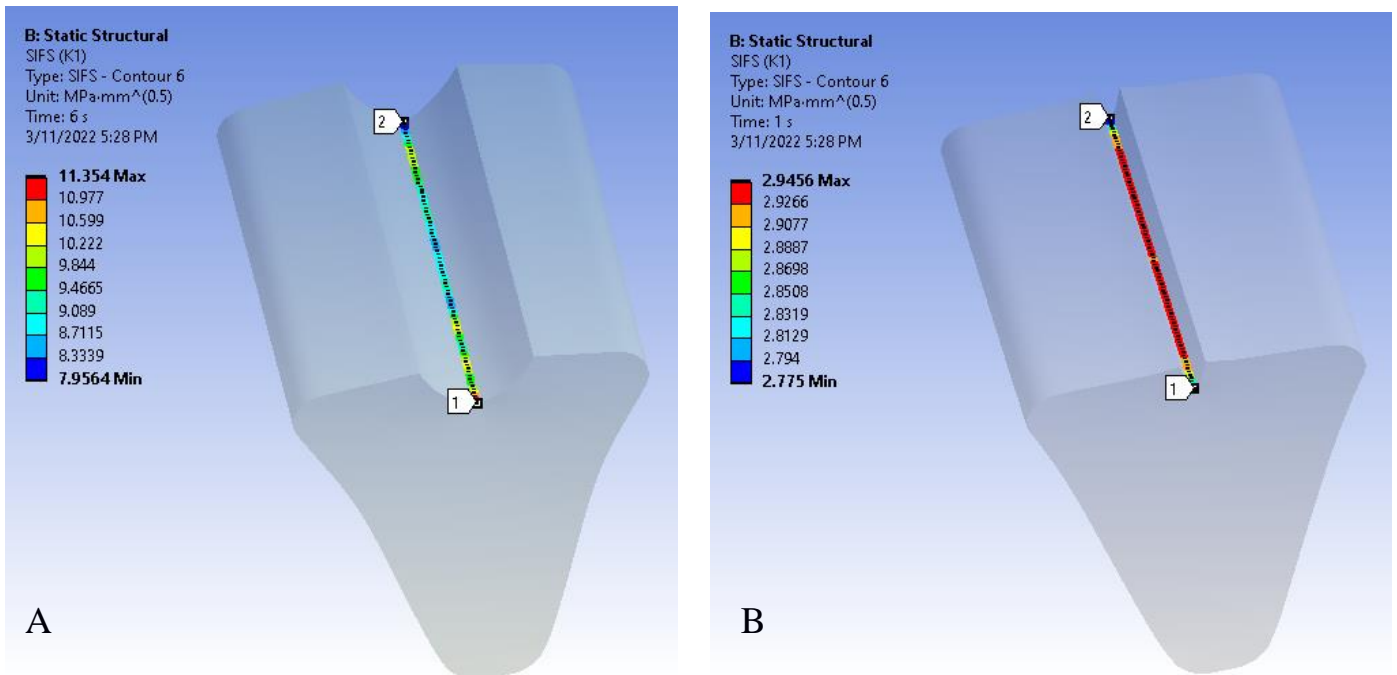
- 1) *Pre Meshed* + SMART;
- 2) *Arbitrary* + SMART.

No total, dois modelos sólidos e simplificados, que representam uma pequena área do BSSO, foram criados. O modelo *Pre Meshed* foi concebido com um entalhe, enquanto o *Arbitrary* obteve uma superfície externa para iniciar a trinca, a qual adentrou ao modelo.

Foi identificado um SIF(K1) máximo superior para o modelo de *Pre Meshed* de 11,35 MPa.mm<sup>0,5</sup>. No entanto, esta concentração do SIF representou uma pequena área, uma vez que a tensão se dividiu ao longo da frente da fenda. Na sua maior parte, atinge 10,599 MPa.mm<sup>0,5</sup>.

Embora o modelo arbitrário tenha mostrado uma tensão máxima de 2,94 MPa.mm<sup>0,5</sup> esta abrangeu quase toda a aresta da fenda.

**Figura 26:** A solução da Fratura demonstra  $SIF$  ( $MPa \cdot mm^{0,5}$ ) ao longo do início da trinca



A: Mecânica *Pre Meshed*. B: Mecânica *Arbitrary*.  
 Fonte: Arquivo pessoal. Ansys *Mechanical*.

#### 4.7 Análise da Fratura: Estresse Equivalente

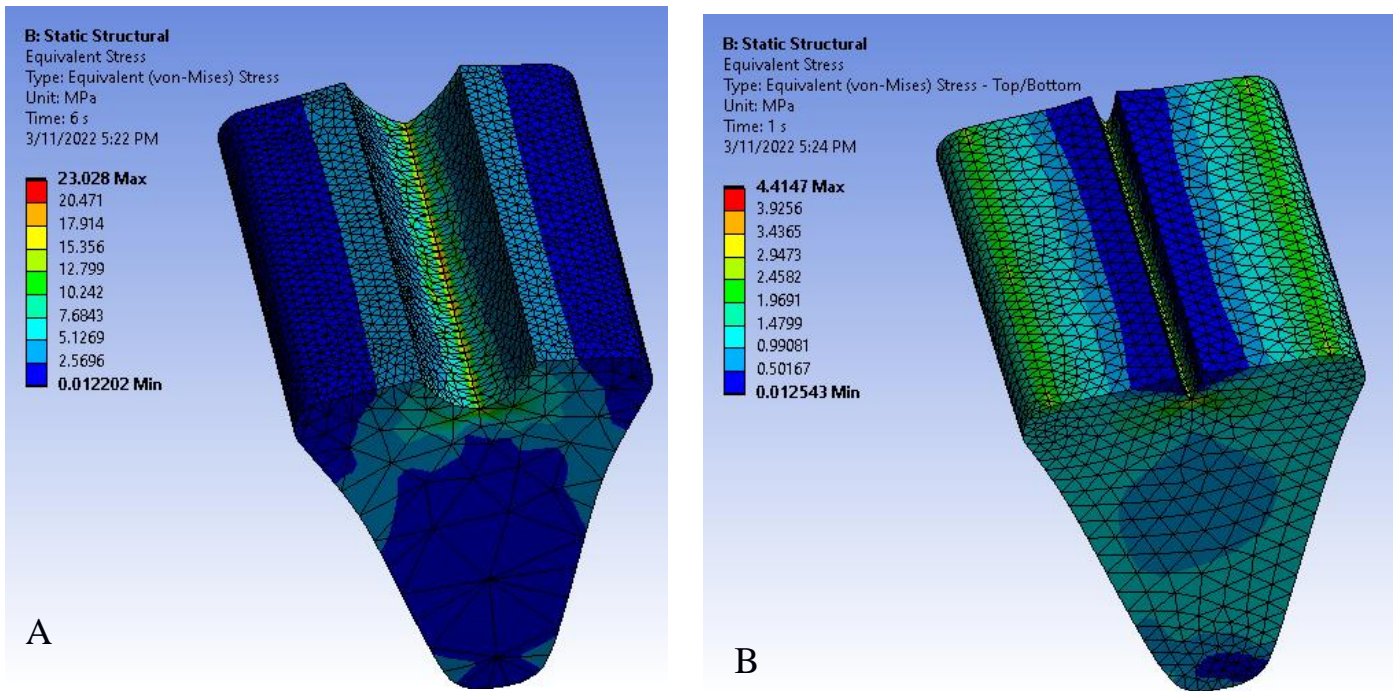
Em relação ao Estresse Equivalente, gerado nesses modelos, o valor máximo para o *Pre Meshed* atingiu 27,08 von Mises e semelhante ao valor SIF, o estresse máximo cobriu apenas uma pequena área. Por outro lado, em torno das extremidades do entalhe, foi observada a extensão de 17,91 von Mises.

Ambos os lados da fenda apresentavam valores mais baixos, aproximando-se de 5 von Mises, enquanto o lado oposto da fenda apresentava valores ligeiramente superiores a 0. Por outras palavras, nenhuma concentração de tensão.

Para a mecânica Arbitrária a simulação demonstrou valores de 4,4 von Mises como concentração máxima de tensão e, diferente dos resultados da *SIF*, mas este modelo, foi identificado para uma área limitada. Além disso, em ambos os lados da fenda, a tensão estava próxima de 0. No lado oposto, os valores máximos atingiram até 2,5 von Mises.

Percebe-se que ao longo do modelo, essa última mecânica espalha o stress mais uniformemente além de apresentar certas ilhas de menor tensão. Por outro lado, o *Pre Meshed* praticamente não teve uma dissipação do stress.

**Figure 27:** O início da trinca demonstra o Estresse Equivalente (von-Misses)



A: *Pre-Meshed crack*. B: *Arbitrary crack*.  
Fonte: Arquivo pessoal. Ansys Mechanical.

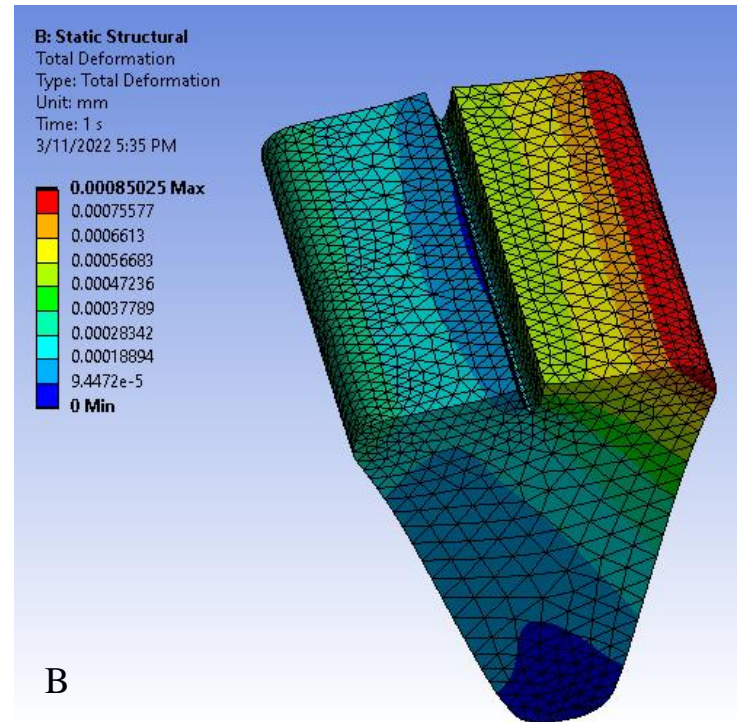
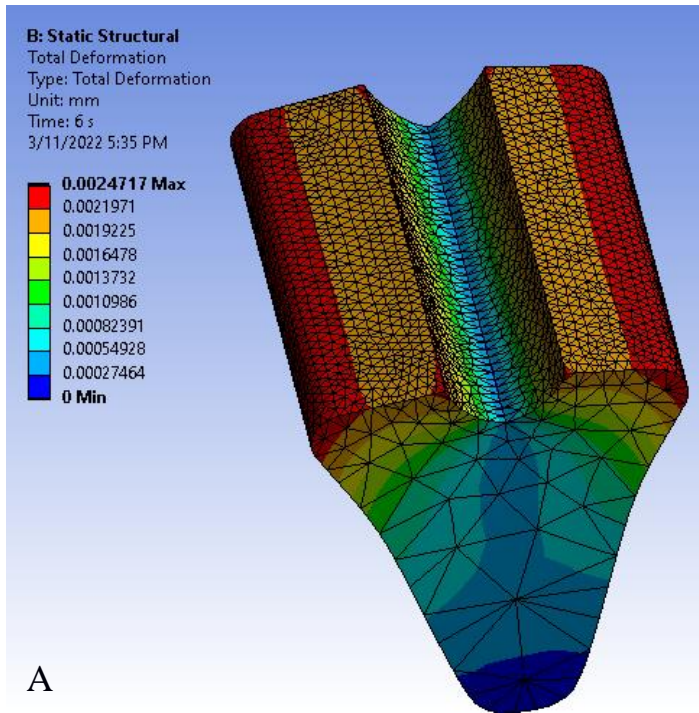
#### 4.8 Análise da Fratura: Deformação

Na análise da deformação, os modelos submetidos ao teste para verificar, em milímetros, as alterações de forma. Considerando que ambos representam o tecido osso, a deformação em associação com SIF e Estresse Equivalente, prediz se as alterações na geometria poderiam ser posteriormente correlacionadas com a perspectiva clínica, ou, em última análise representam uma análise irreal.

O *Pre Meshed* registou os valores mais elevados para ambos os lados oposto da frente da trinca, ao passo que o *Arbitrary* exibiu deformação máxima apenas no lado interno (lingual) do modelo. No entanto, essas deformações foram substancialmente baixas.

Ao longo das demais áreas para as duas geometrias, foram registados valores ainda mais baixos. Isto sustenta que a deformação óssea de ambos os modelos foi próxima de 0mm ao longo da fratura.

**Figure 28: A:** Deformação Total do modelo após início da trinca(mm)



A: Pre-Meshed crack. B: Arbitrary crack.  
Fonte: Arquivo pessoal. Ansys Mechanical.

## 5 DISCUSSÃO

As fraturas indesejadas são alvo de investigação pois quando ocorrem podem gerar consequências de ainda maior gravidade, desde distúrbios neurosensoriais permanentes<sup>27-29</sup>, má oclusão dentária<sup>28</sup>, infecção óssea<sup>27-29</sup>, reabsorção e dificuldade de fixação dos segmentos ósseos<sup>29</sup>, não união óssea<sup>27</sup> alterações importantes do posicionamento e função condilar<sup>28,29</sup>, assimetria facial<sup>28</sup> a hemorragias importantes<sup>27,28</sup>, compilados e descritos por Cunha et al. 2020<sup>20</sup>. Dessa forma três frentes de discussão foram propostas para abranger o tópico de fraturas indesejadas nas cirurgias ortognáticas.

### 5.1 CBCT x CT

É importante salientar que os resultados desses estudos precisam ser interpretados com cautela, visto que os parâmetros radiológicos para os dois tipos de tomografias utilizadas na amostra são distintos, com ampla variação da miliamperagem e kVp entre ambas. Dessa forma fatores como a densidade e o contraste da imagem foram afetados, motivos pelo qual houve a separação dos tipos de exame no momento na análise estatística. Os vários níveis de atenuação do feixe principal de raios-x nas tomografias do tipo CT são mensurados por meio das HU, por serem proporcionais. Nas tomografias de feixe cônico a atenuação é avaliada por meio da escala de cinza<sup>61</sup>. Diversos softwares descrevem a escala de cinza em HU, informação esta que pode trazer resultados incorretos<sup>61,62</sup>. Embora a diferença entre aparelhos deva ser considerada para a obtenção dos valores da escala de cinza, Razi et al. 2014<sup>61</sup> utilizaram 3 equipamentos diferentes nas tomografias CBCT, com valores de kVp entre 84 e 110 e mAs variando de 4.71 a 16 sem contudo apresentar diferenças significantes.

No entanto o tema sobre GSV e HU tem se mostrado consideravelmente controverso na literatura. Um revisão proposta por Pauwels et al. 2015<sup>63</sup> utilizou 35 artigos que haviam comparado as duas unidades de mensuração nos equipamentos de CBCT e CT. Os autores analisaram diversos fatores, dentre eles a impossibilidade em se extrapolar dados de um equipamento de CBCT para os demais. Além disso os trabalhos que apresentaram correlação positiva entre as duas unidades possivelmente cometeram falhas da distinção entre Coeficiente de Correlação (R) e coeficiente de determinação (R<sup>2</sup>), o que significa que mesmo quando existe alta

variabilidade numérica nos estudos os resultados expressos declaram correção positiva entre GVS e HU.

Devido o limitado FOV promovido pelos tomógrafos CBCT, existem diferenças consideráveis nos valores GVS se comparado o centro com a periferia da imagem<sup>63</sup>. Alguns autores defendem que a localização na análise pode sofrer variações consideráveis<sup>64</sup>. Um estudo publicado em 2008<sup>65</sup> demonstrou diferenças de até 214 GVS dependendo do material utilizado. Em 2014<sup>66</sup> foi evidenciado diferenças médias entre o centro e periferia de 209 GVS com valores máximos de até 240 GVS. No entanto em ambos os estudos não houve confirmação estatística sobre a discrepância apresentada embora valores dessa magnitude poderiam interferir na identificação dos limites anatômicos na região da OSRM. Enquanto maiores FOV's poderiam trazer menores variações periféricas<sup>67</sup>, os artefatos seriam aumentados<sup>68</sup>. Os valores mencionados precisam ser considerados de acordo com a evolução dos equipamentos de CBCT da última década, o que poderia trazer menores diferenças.

Considerando as evidências descritas, é plausível em que se considere que a existe diferença entre GVS e HU e, portanto, tais dados devem ser tratados de maneira distinta, assim como abordado nesse estudo.

## **5.2 A Análise da Proporção e Volume Ósseo**

A despeito na análise do volume ósseo, Hee et. al<sup>69</sup> investigaram-no na região medular da OSRM como um preditor para o padrão de separação lingual. Houve significância estatística entre a quantidade de osso medular no ramo da mandíbula e o padrão de fratura lingual, em mandíbulas com menor volume o padrão evidenciado foi do tipo 3, ou seja, aquele no qual a linha de fratura se estende no através do canal mandibular. Embora houve maior quantidade fraturas do tipo 4 (totalmente desfavoráveis) não houve confirmação estatística. Esta análise concorda com esses dados, uma vez que se identificou menores médias de volume para pacientes classe III submetidos a técnicas de CT e CBCT. Além disso cabe ressaltar que os autores utilizaram a mesma escala de fratura lingual selecionada para este estudo<sup>12</sup>.

Na reconstrução do volume ósseo pelo software, foi adotado como local de análise a região mandibular da OSRM, excluindo-se os processos coronóide e côndilos mandibulares, por não pertencerem a região cirúrgica bem como no caso no côndilo, o qual pode apresentar variação de volume de acordo com patologias condilares ou o tipo de deformidade dento-esquelética<sup>30</sup>. Dessa forma, considerando

a necessidade de padronização do estudo o alvéolo do segundo molar inferior foi contabilizado na análise visto que esse estudo se baseia na osteotomia descrita por Hunsuck. No entanto, de acordo com a preferência do cirurgião<sup>69</sup> o desenho da osteotomia pode ser finalizado na região distal do segundo molar, o que faria com que o referido alvéolo não fosse englobado pela osteotomia.

Na amostra utilizada todos os pacientes foram submetidos a remoção do terceiro molar mandibular pelo menos 06 meses antes da OSRM. Esse assunto foi debatido na literatura de forma mais pronunciada entre a primeira década do século XXI. Entre as justificativas para a manutenção do dente até o momento da cirurgia estão a diminuição da disfunção neurosensorial por trauma aos nervos mandibulares, menor comorbidade uma vez que apenas um procedimento será necessário e redução em certos casos da remoção desnecessária de osso ao redor do terceiro molar<sup>70</sup>. Por outro lado, exodontias complexas podem dificultar a utilização da OSRM na região retromolar e ramo, principalmente se houver bad splits<sup>71</sup>. Além disso o volume ósseo mandibular logo após a exodontia é menor se comparado a uma mandíbula com no mínimo 06 meses de reparo.

Priyadarshini et al.<sup>72</sup> analisaram a quantidade de osso medular e cortical por meio de medidas lineares. Os autores dividiram a mandíbula em diferentes alturas de 5 em 5 milímetros. Maior quantidade de cortical foi encontrada por volta dos 20 mm de altura enquanto para o osso medular maiores proporções estavam presentes cerca de 5 mm do osso basal. No entanto essa informação precisa ser interpretada com cautela, uma vez que diferentes padrões de fratura pós-operatória podem evidenciar diferenças na proporção de ambos os ossos. Em nosso estudo, o qual também analisou a região mandibular por área (mm<sup>2</sup>) o padrão IV apresentou menores médias de osso medular na região de língula e interproximal. Adicionalmente maiores valores de cortical óssea foram identificados para esse padrão ao longo de toda a extensão da BSSO. O que poderia fomentar a discussão em torno das diferenças de qualidade óssea para padrões desfavoráveis. Em tese, o osso mais corticalizado estaria mais propenso a um plano de clivagem insatisfatório. Enquanto o contrário – maior medularização - poderia favorecer a separação dos segmentos. Cautela, sobretudo deve ser admitida a esse achado. Uma vez que esse dado representa somente três áreas da mandíbula. Além de ter revelado variabilidade relativamente alta (vide valores de desvio padrão).

Um estudo investigou a ocorrência de SBM (*shortest bone marrow*) do lado vestibular do canal<sup>73</sup>. Os pacientes classe III apresentaram maior ocorrência do estreitamento medular na região vestibular do canal quando comparados aos pacientes classe II. Devido a importância dessa faixa mínima de osso medular na proteção do complexo neurovascular e no favorecimento da correta linha de fratura, pacientes classe III, teoricamente, estariam mais propensos a fraturas indesejadas. Corroborando com esse dado, este estudo evidenciou poucos casos de fraturas indesejadas, com um total de 7 ocorrências em 164 osteotomias, o que representa menos de 5% de toda a amostra. Destes, a maioria ocorreu em pacientes classe III totalizando 5 casos. Adicionalmente as análises dos pacientes com deformidade classe III submetidos tanto ao método CT como ao CBCT obtiveram menores volumes numéricos em fraturas que se estendiam ao longo do canal mandibular, ou seja, padrão III.

A fratura que se estendia ao longo do canal da mandíbula, borda posterior do ramo e em direções desfavoráveis (*bad split*) apresentou, em geral, menores volumes do tecido ósseo. Contrariamente os pacientes CBCT Classe II obtiveram menores médias inclusive no padrão ideal tipo I. Dois fatores poderiam explicar esses achados: Pacientes com retrognatia provocada pela diminuição do osso mandibular em tese possuem menores volumes, o que por fim acarretaria valores diminuídos independente do padrão de fratura pós-operatório obtido. Ademais, a amostra reduzida para esse grupo poderia interferir na interpretação dos resultados.

Sob uma casuística maior, os pacientes Classe III submetidos a modalidade de imagem Multislice (CT) apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os diferentes padrões de fratura de acordo com o volume ósseo. Corroborando com a literatura, o padrão ideal apresentou maior volume, mesmo que numérico, em detrimento daqueles menos favoráveis – borda posterior e canal mandibular.

Em tese, os achados corroboram em parte com dados previamente publicados, onde a redução de volume mandibular diminuiria o osso medular e cortical em proporções não uniformes, tornando pouco previsível o trajeto de separação entre os seguimentos, motivo pelo qual mandíbulas menos volumosas não obtiveram um padrão definido, ora tipo II, ora III. Há de se considerar que a íntima relação entre volume e proporção não deve ser negligenciada, pois mandíbulas com menor volume poderiam apresentar adequada clivagem desde que o osso medular estivesse em quantidade suficiente.

Além disso a baixa casuística do tipo IV – o que por um lado advoga sobre a segurança do procedimento– por outro não permite que mais inferências sejam conduzidas. Possivelmente aumentos expressivos da amostra poderiam elucidar mais informações acerca desse padrão.

Finalmente, é controverso o uso do *threshold* para identificar osso medular. Trabéculas ósseas podem ser extremamente finas e de acordo com os parâmetros de mAs (densidade) e kVp (contraste) estes podem não ser visíveis. Escalas pré-definidas para a identificação de osso medular geralmente falham pois não consideram a variação entre equipamentos e pacientes. Nesse trabalho após o uso de valores pré-definidos adotou-se o preenchimento manual das estruturas não abordadas pelo intervalo GVS, ou seja, parte das trabéculas ósseas visíveis, que permaneceram em “aberto” mesmo com os critérios aplicados. Além disso, os valores de GVS menores que 0 foram considerados como tecido não mineralizado dentro das trabéculas e não sendo considerados para análise do volume. Embora os algoritmos tenham sido otimizados para distinguir estruturas anatômicas de forma a reduzir o a segmentação manual, algum grau de pós processamento por parte do radiologista ainda se faz necessário.

### **5.3 FEA e a Mecânica da Fratura**

Em relação a análise FEA para modelos anatômicos, estas tem apresentado o interesse da comunidade científica, principalmente no que tange aos estudos sobre biomecânica<sup>47</sup>.

Dessa forma a análise em FEA para modelos anatômicos deve começar com a adequada aquisição da imagem, o que significa que os protocolos como o KiloVoltagem (kVp) Miliamperagem por segundo (mAs), a posição do paciente, e a presença de aparelhos metálicos ou restaurações devem ser observados previamente. Simulações com módulo de elasticidade atribuído de acordo com o valor da HU (modelo heterogêneo)<sup>40</sup> poderiam exibir picos de densidade devido ao ruído nos dados de TC, como resultado de artefatos de imagem, e alterando assim HU, o que leva a uma rigidez do material não confiável. A atribuição de apenas um E-módulo (modelo homogêneo) minimizaria esse problema bem como facilitaria a simulação, tal como utilizado no presente estudo.

Para minimizar erros/imprecisões além da complexidade deste estudo piloto, a geometria da mandíbula foi convertida para um objeto regular e uniforme. Essa técnica

segue uma abordagem simplificada baseada na mecânica da fratura que não inclui todo o corpo, tal como é utilizada na análise baseada na resistência do material<sup>39,74</sup>.

Apesar dos entalhes arredondado e/ou ângulo acentuado mimetizarem a broca e uma serra respectivamente, esses modelos trazem mais imprecisões do que a configuração triangular à mecânica de *Pre Meshed*. Isto ocorre porque o algoritmo requer os lados da trinca além da aresta frontal (região para iniciar a fratura). Com o entalhe redondo, a aresta central é visível, mas os lados da trinca geralmente contêm mais do que uma face cada, e uma delas tem a forma de uma curva. Enquanto o entalhe afiado tem os lados evidentes e planos, mas uma aresta frontal inexistente.

Originalmente, o algoritmo arbitrário solicita a direção do eixo Y em direção à face superior da fenda. No entanto, no modelo BSSO, não há lado superior e inferior, uma vez que ambos estão à mesma altura. Além disso, a fratura propaga-se para baixo e para trás na direção da zona lingual. Assim, o eixo Y foi colocado em direção ao lado lingual. Ademais, este mecanismo requer a definição de uma zona de influência para refinar a malha (*Largest Contour Radius*) que foi ajustada para 3 mm, considerando o tamanho da geometria. Todavia, este valor pode mudar de acordo com a forma do modelo para abranger ao menos ambos os lados da trinca.

Considerando o algoritmo na mecânica Arbitrária, a quantidade de elementos e nós observados para este modelo é maior do que os identificados para a *Pre Meshed*. Apesar da ausência do entalhe, o modelo arbitrário refina automaticamente a malha e torna o modelo mais detalhado, o que aumenta a quantidade de elementos e as respectivas ligações entre eles. Adicionalmente estes métodos poderiam mostrar diferentes vias de fratura e explicar parcialmente as discordâncias em stress, SIF, e tensão observadas entre os dois modelos de fratura<sup>44</sup>.

A Resistência à Fratura para o osso cortical ( $K$  Crítico), que é um fator chave para a resistência contra trincas<sup>39</sup>, uma vez que este parâmetro prevê a quantidade de energia que um material pode dissipar antes de propagar uma fenda<sup>35</sup>, apresenta um intervalo de valores que variam de 200,4 a 500,3 para a orientação longitudinal e de 600,4 para  $\text{MPa}\cdot\text{m}^{(0,5)}$  transversal<sup>75</sup>. A diferença entre ambas as orientações é demonstrada por Rahman et al. 2021<sup>36</sup>. Os autores descobriram que uma faixa de energia 26% superior foi identificada no local da fenda para fraturas transversais. Associado a resistência, o valor do *Tensile Ultimate Strength* (TUS) deve ser considerado. Este está disponível em *Engineering data* e varia de 125 a 133 para osso cortical<sup>55,56</sup>. O valor TUS deve ser associado ao SIF<sup>39</sup>. O TUS e o SIF influenciam-se

um ao outro: O primeiro diz respeito ao osso intacto e o segundo ao stress no início da fenda (ponta). Contudo, esta informação deve considerar a direção fisiológica da carga, que segue a orientação do sistema Haversiano, podendo apresentar valores ainda maiores de força<sup>76</sup>.

Um fato que deve ser considerado ao se usar tais valores é que esses intervalos são calculados em ossos longos, como por exemplo o Fêmur, uma vez que se considera a sua uniformidade em comprimento e diâmetro além de possuir grande área para testes de carga<sup>75</sup>. Neste estudo foi considerado o valor de 200 MPa.mm<sup>0,5</sup>, contudo, a variabilidade na anatomia da mandíbula poderia apresentar um valor diferente em situação clínica. Da mesma forma, o módulo de Young muda significativamente para o osso cortical, variando de 13,7 a 20GPa<sup>74,77-79</sup>. As diferenças entre amostras, anatomia, e direção da carga podem explicar essas alterações. Da mesma forma, as amostras secas poderiam subestimar a tenacidade óssea em comparação aquelas in vivo<sup>77</sup>. Foram descritas pelo menos duas razões: A medida que a saturação líquida aumenta a tenacidade a fratura proporcionalmente aumenta, levando a deformação plástica a ter um comportamento de dissipação, o que faria com o que o material suportasse mais carga previamente a ruptura<sup>80</sup>. Enquanto que o colágeno contribui para a tenacidade óssea, aumentando a absorção mineral<sup>37</sup>. Assim, esta análise considerou estudos anteriores na mandíbula que utilizava 13,7 GPa, e o comportamento do objeto poderia ser classificado como um modelo seco<sup>74,81</sup>. Motivo pelo qual a presente análise deva ser interpretada dentro das devidas proporções. O recurso S.M.A.R.T como ferramenta de propagação tem a vantagem de simular a trinca com base na resistência à fratura. No entanto, esse comando traz pelo menos duas limitações para modelos anatômicos (até à versão 2022 R1): A atribuição de apenas um K Crítico e comportamento elástico linear. A primeira evita estabelecer valores diferentes para o osso cortical (um material semifrável) e medular (menos compacto e mais dúctil). Como resultado, a propagação da fratura não considera a estrutura trabecular (porosidade) que é distinta do osso cortical<sup>39</sup>. Além disso, o *SIF* no tecido medular é dependente da densidade<sup>58</sup>. Assim, ossos com grandes lacunas medulares podem ter *SIFs* distintos. Ademais, a rede de colágeno que confere ductilidade ao osso, não é passível de ser calculada<sup>38</sup>.

A mecânica da fratura do tipo linear elástico-plástico<sup>36,44,80</sup> facilita a simulação enquanto que este parâmetro tem sido utilizado para modelos humanos na FEA. No entanto, a anatomia não uniforme dos maxilares pode levar a comportamentos não

lineares e anisotrópicos<sup>37,58</sup> além de diferenças significantes entre a energia necessária para a deformação elástica e plástica. Portanto os resultados devem ser devidamente avaliados de acordo com a aplicação. Por conseguinte, a validação mecânica é encorajada.

Certas limitações ocorrem em relação ao local e à quantidade de aplicação de carga, além da restrição do modelo. Os modelos anatómicos não têm um comportamento estático, pelo contrário, observa-se uma sinergia entre diversos fatores. Embora os nós sejam elegíveis para a atribuição de força isso poderia apresentar algum desvio da perspectiva clínica. Nessa metodologia a força é considerada apenas sob os "pontos" que ligam os elementos, em vez de toda a face do modelo; e de acordo com a engenharia de materiais, a força deve ser direcionada num local específico para obter o efeito máximo<sup>82</sup> além disso a distribuição de forças não permanece restrita somente ao local da BSSO<sup>47</sup>.

Paralelamente ao local, a magnitude da força deve considerar a carga aplicada tal como é aplicada durante todo o período trans-pós-operatório. Teoricamente, durante a separação dos seguimentos na BSSO, os músculos elevadores da mandíbula não estão sob carga máxima e valores mais baixos poderiam ser considerados<sup>48</sup>. De maneira que, mesmo para o momento pós-operatório a força total é menor. Tate 94 et al.<sup>83</sup> encontraram uma redução significativa na força de mordida até 6 semanas de acompanhamento de fraturas mandibulares. O que corrobora com outros estudos nos quais com valores entre 120N a 200 N são descritos<sup>84</sup>. Dados consideravelmente inferiores aos registrados em pacientes não cirúrgicos entre 400-500N<sup>78</sup>. Estes parâmetros salientam que a carga aplicada deve ser reduzida para modelos anatómicos fraturados.

Enquanto a maior parte do volume da mandíbula é constituída por osso medular, e a mecânica *Pre Meshed* requer um modelo com a "cortical rompida" talvez o uso do valor SIF para o osso trabecular teria teoricamente um resultado digno de confiança. No entanto, foi demonstrado que as cavidades juntamente com a geometria (por exemplo, trabéculas em modelos anatómicos) influenciam o crescimento da fenda devido a tensão não uniforme<sup>44</sup> e poderiam alterar o ângulo de propagação e a velocidade da trinca<sup>46</sup>. Ademais, a rotação e flexão das trabéculas aumenta a deformação plástica-elástica<sup>58</sup>. Os conceitos da engenharia relativos ao comportamento da fenda na presença de furos tornam este material complexo de prever. Contudo, este estudo simplificou o modelo para facilitar a simulação, mudando

o modelo para um padrão sólido, assim, a influência trabecular não foi considerada.

Finalmente, ressalta-se que geometrias oriundas de uma segmentação inconsistente levam a inexatidões no modelo anatômico, afetando, por conseguinte a propagação da fratura. Portanto, a otimização da geometria ao longo de todo o fluxo de trabalho é imperativa.

## 6 CONCLUSÃO

Com os dados obtidos por meio da metodologia aplicada observou-se que:

- Menores proporções de osso medular foram encontradas no padrão tipo IV em regiões chave de clivagem (entre molares inferiores). De igual modo, maior área de osso cortical foi observada na línula, região retromolar e entre molares nas ocorrências de bad split.
- O volume ósseo ( $\text{mm}^3$ ) na região da OSRM é geralmente maior para o padrão Hunsuck verdadeiro (tipo I) e aparentemente menor em casos de fraturas não ideais (tipo II e III) além daquelas totalmente indesejadas (bad split);
- O algoritmo XFEM permitiu a análise de dois tipos de mecânica da fratura aplicados a modelos anatômicos.

## REFERÊNCIAS\*

- 1 Böckmann R, Meyns J, Dik E, Kessler P. The modifications of the sagittal ramus split osteotomy: a literature review. *Plast Reconstr surgery Glob open*. 2014; 2(12): e271.
- 2 Hullihen SP. Case of elongation of the underjaw and distorsion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. *Am J Dent Sci*. 1849; 9: 157–61.
- 3 Blair V. Operations on the jaw-bone and face. *Surg Gynecol Obs* 1907; 4: 67–78.
- 4 Trauner, R; Obwegeser H. Zur Operationstechnik bei der Progenia und anderen Unter kieferanomalien. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd*. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 1955; 23: 11–25.
- 5 DAL PONT G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv* 1961; 19: 42–7.
- 6 Hunsuck EE. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. *J Oral Surg* 1968; 26: 250–3.
- 7 Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 1977; 35: 157–9.
- 8 Wolford LM, Bennett MA, Rafferty CG. Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1987; 64: 146–55.
- 9 Wolford LM. Influence of osteotomy design on bilateral mandibular ramus sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 2015; 73(?): 1994–2004.
- 10 Verweij JP, Mensink G, Houppermans PNWJ, van Merkesteyn JPR. Angled Osteotomy Design Aimed to Influence the Lingual Fracture Line in Bilateral Sagittal Split Osteotomy: A Human Cadaveric Study. *J Oral Maxillofac Surg* 2015; 73: 1983–93.
- 11 Yu IH, Wong YK. Evaluation of mandibular anatomy related to sagittal split ramus osteotomy using 3-dimensional computed tomography scan images. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37: 521–8.
- 12 Plooij JM, Naphausen MTP, Maal TJJ, Xi T, Rangel FA, Swennen G et al. 3D evaluation of the lingual fracture line after a bilateral sagittal split osteotomy of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; 38: 1244–9.
- 13 Tom WK, Martone CH, Mintz SM. A study of mandibular ramus anatomy and its significance to sagittal split osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997; 26: 176–8.
- 14 Scomparin L, Soares M-Q-S, Rubira C-M-F, Yaedú R-Y-F, Imada T-S-N, Centurion B-S et al. CBCT location of the fusion between the buccal and lingual cortical in the mandibular ramus: importance to sagittal split osteotomy. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2017; 22: e500–e505.

---

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

- 15 Fernandes AC de S, Cardoso PM, Fernandes IS, de Moraes M. Anatomic study for the horizontal cut of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2013; 71: 1239–44.
- 16 Muto T, Shigeo K, Yamamoto K, Kawakami J. Computed tomography morphology of the mandibular ramus in prognathism: effect on the medial osteotomy of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 89–93.
- 17 Muto T, Takahashi M, Akizuki K. Evaluation of the mandibular ramus fracture line after sagittal split ramus osteotomy using 3-dimensional computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 2012; 70: e648-52.
- 18 Aarabi M, Tabrizi R, Hekmat M, Shahidi S, Puzesh A. Relationship between mandibular anatomy and the occurrence of a bad split upon sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2014; 72: 2508–13.
- 19 Wang T, Han JJ, Oh H-K, Park H-J, Jung S, Park Y-J et al. Evaluation of Mandibular Anatomy Associated With Bad Splits in Sagittal Split Ramus Osteotomy of Mandible. *J Craniofac Surg* 2016; 27: e500-4.
- 20 Cunha G, Oliveira MR, Salmen FS, Gabrielli MFR, Gabrielli MAC. How does bone thickness affect the split pattern of sagittal ramus osteotomy? *Int J Oral Maxillofac Surg* 2020; 49: 218–223.
- 21 Witherow H, Offord D, Eliahoo J, Stewart A. Postoperative fractures of the lingual plate after bilateral sagittal split osteotomies. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2006; 44: 296–300.
- 22 Falter B, Schepers S, Vrielinck L, Lambrichts I, Thijs H, Politis C. Occurrence of bad splits during sagittal split osteotomy. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* 2010; 110: 430–435.
- 23 Mensink G, Gooris PJJ, Bergsma EJ, Frank MH, van Gemert JTM, van Merkesteyn JPR. Is the Lingual Fracture Line Influenced by the Mandibular Canal or the Mylohyoid Groove During a Bilateral Sagittal Split Osteotomy? A Human Cadaveric Study. *J Oral Maxillofac Surg* 2014; 72: 973–979.
- 24 Hou M, Yu T-P, Wang J-G. Evaluation of the Mandibular Split Patterns in Sagittal Split Ramus Osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2015; 73: 985–993.
- 25 Zamiri B, Tabrizi R, Shahidi S, Pouzesh A. Medial cortex fracture patterns after sagittal split osteotomy using short versus long medial cuts: can we obviate bad splits? *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015; 44: 809–15.
- 26 Song JM, Kim YD. Three-dimensional evaluation of lingual split line after bilateral sagittal split osteotomy in asymmetric prognathism. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2014; 40: 11–6.
- 27 Teltzrow T, Kramer F-J, Schulze A, Baethge C, Brachvogel P. Perioperative complications following sagittal split osteotomy of the mandible. *J Cranio-Maxillofacial Surg* 2005; 33: 307–313.
- 28 Panula K, Finne K, Oikarinen K. Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery: a review of 655 patients. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59: 1128–36; discussion 1137.

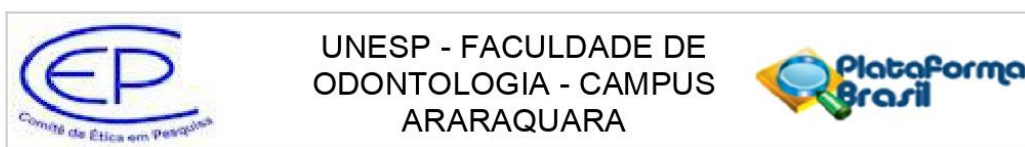
- 29 Friscia M, Sbordone C, Petrocelli M, Vaira LA, Attanasi F, Cassandro FM et al. Complications after orthognathic surgery: our experience on 423 cases. *Oral Maxillofac Surg* 2017; 21: 171–177.
- 30 Goulart DR, Muñoz P, Cantín López MG, de Moraes M, Olate S. Comparative Evaluation of Condylar Volume Between Patients With Unilateral Condylar Hyperplasia and Class III Dentofacial Deformity. *J Oral Maxillofac Surg* 2017; 75: 180–188.
- 31 da Silva RJ, Valadares Souza CV, Souza GA, Ambrosano GMB, Freitas DQ, Sant’Ana E et al. Changes in condylar volume and joint spaces after orthognathic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2018; 47: 511–517.
- 32 Vieira Junior WM, Martins M. Idosos e planos de saúde no Brasil: análise das reclamações recebidas pela Agência Nacional de Saúde Suplementar. *Cien Saude Colet* 2015; 20: 3817–3826.
- 33 Melani, Rodolfo Francisco Haltenhoff; Oliveira, Rogério Nogueira de; Oliveira, Silvia Virginia Tedeschi; Juhás R. Dispositivos jurídicos e argumentos mais utilizados em processos civis: análise de casuística em Odontologia. *RPG Rev Pós Gr* 2010; 17: 46–53.
- 34 Zanin AA, Herrera LM, Melani RFH. Civil liability: characterization of the demand for lawsuits against dentists. *Braz Oral Res* 2016; 30. doi:10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0091.
- 35 Launey ME, Buehler MJ, Ritchie RO. On the Mechanistic Origins of Toughness in Bone. <http://dx.doi.org/101146/annurev-matsci-070909-104427> 2010; 40: 25–53.
- 36 Ur Rahman W, Khan R, Rahman N, Alrowaili ZA, Bibi B, Us Sama N. Experimental evaluation of fracture properties of bovine hip cortical bone using elastic-plastic fracture mechanics. *Biomed Mater Eng* 2021; : 1–10.
- 37 Viguet-Carrin S, Garnero P, Delmas PD. The role of collagen in bone strength. *Osteoporos Int* 2006; 17: 319–336.
- 38 Puustjärvi K, Nieminen J, Räsänen T, Hyttinen M, Helminen HJ, Kröger H et al. Do more highly organized collagen fibrils increase bone mechanical strength in loss of mineral density after one-year running training? *J Bone Miner Res* 1999; 14: 321–329.
- 39 Ural A. Advanced Modeling Methods-Applications to Bone Fracture Mechanics. *Curr Osteoporos Rep* 2020; 18: 568–576.
- 40 Liu Y feng, Fan Y ying, Jiang X feng, Baur DA. A customized fixation plate with novel structure designed by topological optimization for mandibular angle fracture based on finite element analysis. *Biomed Eng Online* 2017; 16. doi:10.1186/s12938-017-0422-z.
- 41 Rivera AF, Magalhães F de C, Moreno A, Rubio JC. Assessment of the highest stress concentration area generated on the mandibular structure using meshless finite elements analysis. *Bioengineering* 2020; 7: 1–11.
- 42 Ali AA, Cristofolini L, Schileo E, Hu H, Taddei F, Kim RH et al. Specimen-specific modeling of hip fracture pattern and repair. *J Biomech* 2014; 47: 536–543.
- 43 Belytschko T, Black T. Elastic crack growth in finite elements with minimal remeshing. *Int J Numer Methods Eng* 1999; 45: 601–620.

- 44 Alshoaibi AM, Fageehi YA. Finite Element Simulation of a Crack Growth in the Presence of a Hole in the Vicinity of the Crack Trajectory. *Materials (Basel)* 2022; 15. doi:10.3390/MA15010363.
- 45 Fageehi YA. Fatigue Crack Growth Analysis with Extended Finite Element for 3D Linear Elastic Material. *Met* 2021, Vol 11, Page 397 2021; 11: 397.
- 46 Alshoaibi AM, Fageehi YA. Numerical Analysis of Fatigue Crack Growth Path and Life Predictions for Linear Elastic Material. *Mater (Basel, Switzerland)* 2020; 13: 1–15.
- 47 Chang LR, Chen CC, Jeng SF, Chen YR, Hwang LC, Lin TS. Investigation of a Modified Novel Technique in Bilateral Sagittal Splitting Osteotomy Fixation: Finite Element Analysis and in Vitro Biomechanical Test. *Biomed Res Int* 2020; 2020. doi:10.1155/2020/8707389.
- 48 Pavlychuk T, Chernogorskyi D, Chepurnyi Y, Neff A, Kopchak A. Biomechanical evaluation of type p condylar head osteosynthesis using conventional small-fragment screws reinforced by a patient specific two-component plate. *Head Face Med* 2020; 16. doi:10.1186/s13005-020-00236-0.
- 49 Steenen SA, Becking AG. Bad splits in bilateral sagittal split osteotomy: systematic review of fracture patterns. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016; 45: 887–97.
- 50 Böckmann R, Schön P, Neuking K, Meyns J, Kessler P, Eggeler G. In Vitro Comparison of the Sagittal Split Osteotomy With and Without Inferior Border Osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2015; 73: 316–323.
- 51 Roy V, Shukla S, Shukla PK, Rawat P. Gaussian Elimination-Based Novel Canonical Correlation Analysis Method for EEG Motion Artifact Removal. *J Healthc Eng* 2017; 2017. doi:10.1155/2017/9674712.
- 52 Lopes CCA, David EF, Costa G V, Bernardino Junior R. P-o23G - Análise do diâmetro do canal mandibular humano do gênero masculino e feminino através de tomografias computadorizada. *Arch Heal Investig* 2013; 2. <https://www.archhealthinvestigation.com.br/ArchHI/article/view/558>.
- 53 Suazo Galdames IC, Morales Herrera CA, Cantín López MG, Zavando Matamala DA. Aspectos Biométricos del Canal Mandibular . *Int. J. Morphol.* . 2007; 25: 811–816.
- 54 Siiskonen T, Gallagher A, Bjelac OC, Novak L, Merce MS, Farah J et al. A European perspective on dental cone beam computed tomography systems with a focus on optimisation utilising diagnostic reference levels. *J Radiol Prot* 2021; 41: 442–451.
- 55 Black J, Hastings G. *Handbook of Biomaterial Properties*. Springer US: Boston, MA, 1998 doi:10.1007/978-1-4615-5801-9.
- 56 Kutz M. *Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design*. 2003.
- 57 Irwin GR. Analysis of Stresses and Strains Near the End of a Crack Traversing a Plate. *J Appl Mech* 1957; 24: 361–364.
- 58 Cook RB, Zioupos P. The fracture toughness of cancellous bone. *J Biomech* 2009; 42: 2054–2060.
- 59 Fermanian J. Measure de l'accord entre deux juges: cas quanti tati f. *Rev Epidemiol Sante Publique* 1984; 32: 408–413.

- 60 Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; 33: 159–74.
- 61 Razi T, Niknami M, Alavi Ghazani F. Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBCT. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2014; 8: 107–10.
- 62 Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; 39: 323–335.
- 63 Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: Are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofacial Radiol.* 2015; 44. doi:10.1259/dmfr.20140238.
- 64 Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Walker A, Michielsen K, Bosmans H et al. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. *J Appl Clin Med Phys* 2011; 12: 245–260.
- 65 Lagravère MO, Carey J, Ben-Zvi M, Packota G V., Major PW. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofacial Radiol* 2008; 37: 305–308.
- 66 Plachtovics M, Bujtar P, Mommaerts M, Nagy K. High-quality image acquisition by double exposure overlap in dental cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2014; 117: 760–767.
- 67 Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E et al. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology* 2007; 104: 829–836.
- 68 Molteni R. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.* 2013; 116: 105–119.
- 69 van der Hee JG, Verweij JP, de Jonge HKT, Fiocco M, Mensink G, van Merkesteyn JPR. Density of the mandibular ramus (cancellous:cortical bone volume ratio) as a predictor of the lingual fracture pattern in bilateral sagittal split osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2020. doi:10.1016/j.bjoms.2020.01.026.
- 70 JC D, AD M, BR D, CG R, R G, DS P. Concomitant removal of mandibular third molars during sagittal split osteotomy minimizes neurosensory dysfunction. *J Oral Maxillofac Surg* 2012; 70: 2153–2163.
- 71 JP V, G M, M F, JP van M. Presence of mandibular third molars during bilateral sagittal split osteotomy increases the possibility of bad split but not the risk of other post-operative complications. *J Craniomaxillofac Surg* 2014; 42: e359–e363.
- 72 Priyadarshini S, Sahoo P, Niyogi S, Patnaik S, Bhuyan S. Qualitative and morphological evaluation of the mandibular bone using computed tomography. *Indian J Dent Res* 2020; 31: 899–903.
- 73 Chen C-M, Liang S-W, Chou S-T, Hwang D-S, Kim U-K, Tseng Y-C. Importance in the occurrence rate of shortest buccal bone marrow distance (<1 mm) for sagittal split ramus osteotomy. *J Formos Med Assoc* 2021; 120: 697–704.

- 74 Ueki K, Okabe K, Miyazaki M, Mukozawa A, Moroi A, Marukawa K et al. Skeletal stability after mandibular setback surgery: comparisons among unsintered hydroxyapatite/poly-L-lactic acid plate, poly-L-lactic acid plate, and titanium plate. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69: 1464–1468.
- 75 Koester KJ, Ager JW, Ritchie RO. The true toughness of human cortical bone measured with realistically short cracks. *Nat Mater* 2008; 7: 672–677.
- 76 Heřt J, Fiala P, Petrářl M. Osteon orientation of the diaphysis of the long bones in man. *Bone* 1994; 15: 269–277.
- 77 Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993; 26: 111–119.
- 78 Tanaka E, Tanne K, Sakuda M. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching. *Med Eng Phys* 1994; 16: 316–322.
- 79 Gregolin RF, Zavaglia CA de C, Tokimatsu RC, Pereira JA. Biomechanical Stress and Strain Analysis of Mandibular Human Region from Computed Tomography to Custom Implant Development. *Adv Mater Sci Eng* 2017; 2017: 7525897.
- 80 Franks G V., Sesso ML, Lam M, Lu Y, Xu L. Elastic plastic fracture mechanics investigation of toughness of wet colloidal particulate materials: Influence of saturation. *J Colloid Interface Sci* 2021; 581: 627–634.
- 81 Ueki K, Moroi A, Yoshizawa K. Stability of the chin after advancement genioplasty using absorbable plate and screws with template devices. *J Craniomaxillofac Surg* 2019; 47: 1498–1503.
- 82 Böckmann R, Neuking K, Kessler P. An In Vitro Comparison Study of the Use of a Drill or a Saw in the Hunsuck-Dal Pont Modification of the Obwegeser Sagittal Split Osteotomy in Pig Mandibles. *J Oral Maxillofac Surg* 2017; 75: 1742.e1-1742.e9.
- 83 Tate GS, Ellis E, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: Implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg* 1994; 52: 734–736.
- 84 Joshi U, Kurakar M. Assessment of Lingual Stability in Mandible Fracture: Monocortical Versus Bicortical Fixation Using FEM Analysis. *J Maxillofac Oral Surg* 2018; 17: 514–519.

## ANEXO A – TERMO DE APROVAÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERS HUMANOS



Continuação do Parecer: 3.077.944

de fratura obtido após a separação dos seguimentos proximal e distal.

### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

- Exposição da identidade dos pacientes. Para evitar este fator os pesquisadores manterão sigilo da identidade dos pacientes.
- Exposição a radiação para os participantes da amostra prospectiva. Para minimizar este risco os protocolos internacionais de radioproteção serão adotados (controle de dose com uso do avental plumbífero, menor tempo possível de exposição e máxima kilovoltagem permitida)

Benefícios:

- Entendimento da anatomia mandibular no mecanismo de fratura durante a cirurgia ortognática;
- Evitar e ou minimizar complicações pós-operatórias;
- Agregar ao conteúdo existente de forma a responder questões legais sobre o tema.

### Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem escrito, apresenta relevância clínica e contribuirá significativamente para a área.

### Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos obrigatórios foram apresentados.

### Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não existem pendências.

### Considerações Finais a critério do CEP:

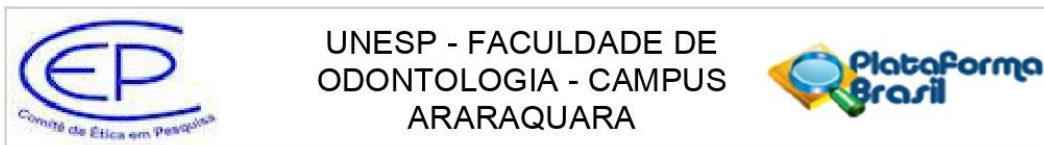
Protocolo APROVADO em reunião de 11 de Dezembro de 2018.

O pesquisador deverá encaminhar relatórios parciais a cada 01 (um) ano até o prazo final da pesquisa, quando deverá encaminhar o relatório final.

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

| Tipo Documento                                            | Arquivo                                       | Postagem               | Autor                              | Situação |
|-----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|------------------------|------------------------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto                            | PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1169617.pdf | 07/11/2018<br>19:18:14 |                                    | Aceito   |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | modelo_TCLE.pdf                               | 07/11/2018<br>19:17:27 | Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli | Aceito   |

Endereço: HUMAITA 1680  
 Bairro: CENTRO CEP: 14.801-903  
 UF: SP Município: ARARAQUARA  
 Telefone: (16)3301-6459 E-mail: cep@foar.unesp.br



Continuação do Parecer: 3.077.944

|                                                                    |                    |                        |                                       |        |
|--------------------------------------------------------------------|--------------------|------------------------|---------------------------------------|--------|
| Outros                                                             | aut_dpto.PDF       | 07/11/2018<br>19:12:37 | Marisa Aparecida<br>Cabrini Gabrielli | Aceito |
| Outros                                                             | carta_resposta.pdf | 07/11/2018<br>17:42:33 | Marisa Aparecida<br>Cabrini Gabrielli | Aceito |
| Projeto Detalhado /<br>Brochura<br>Investigador                    | giovanni_cunha.pdf | 07/11/2018<br>17:14:34 | Marisa Aparecida<br>Cabrini Gabrielli | Aceito |
| Declaração de<br>Pesquisadores                                     | resol.PDF          | 07/11/2018<br>17:11:18 | Marisa Aparecida<br>Cabrini Gabrielli | Aceito |
| Orçamento                                                          | custos.PDF         | 07/11/2018<br>17:06:29 | Marisa Aparecida<br>Cabrini Gabrielli | Aceito |
| TCLE / Termos de<br>Assentimento /<br>Justificativa de<br>Ausência | dispensa_TCLE.PDF  | 07/11/2018<br>17:06:06 | Marisa Aparecida<br>Cabrini Gabrielli | Aceito |
| Folha de Rosto                                                     | 001.pdf            | 29/06/2018<br>12:15:31 | Marisa Aparecida<br>Cabrini Gabrielli | Aceito |

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

ARARAQUARA, 12 de Dezembro de 2018

---

**Assinado por:**  
**Andréa Gonçalves**  
**(Coordenador(a))**

**Endereço:** HUMAITA 1680

**Bairro:** CENTRO

**CEP:** 14.801-903

**UF:** SP

**Município:** ARARAQUARA

**Telefone:** (16)3301-6459

**E-mail:** cep@foar.unesp.br

**APÊNDICE A – DADOS BRUTOS SEGUNDO A DEFORMIDADE DENTOFACIAL  
E MODALIDADE DE AQUISIÇÃO TOMOGRÁFICA**

| ID   | Padrão | Direito | Esquerdo | Padrão | Modalidade | Deformidade maxilofacial |
|------|--------|---------|----------|--------|------------|--------------------------|
| 1170 | 3      | 9588,99 | 9174,72  | 1      | CT         | II                       |
| 1237 | 1      | 13829,7 | 13459    | 1      | CT         | II                       |
| 1280 | 1      | 11040   | 12315,2  | 4      | CT         | II                       |
| 1328 | 1      | 12345,3 | 11209,4  | 1      | CT         | II                       |
| 1513 | 2      | 7082,38 | 7212,47  | 1      | CT         | II                       |
| 1755 | 1      | 10849,4 | 11678,5  | 1      | CT         | II                       |
| 1372 | 3      | 8871,15 | 9870,92  | 3      | CT         | II                       |
| 1401 | 2      | 14316   | 12164,1  | 2      | CT         | II                       |
| 1402 | 1      | 17326   | 19593,3  | 1      | CT         | II                       |
| 1405 | 1      | 15259,7 | 14257,2  | 2      | CT         | II                       |
| h001 | 1      | 16039,1 | 15241,4  | 3      | CT         | II                       |
| h002 | 1      | 7429,51 | 6962,16  | 1      | CT         | II                       |
| 1457 | 1      | 12823   | 12010,7  | 1      | CT         | II                       |
| 1462 | 1      | 12323,9 | 12536,5  | 1      | CT         | II                       |
| 1486 | 1      | 9578,85 | 8497,54  | 1      | CT         | II                       |
| 1532 | 3      | 12041,9 | 12810    | 3      | CT         | II                       |

|      |   |         |          |   |    |     |
|------|---|---------|----------|---|----|-----|
| 1196 | 2 | 8215,5  | 7791,89  | 3 | CT | III |
| 1289 | 1 | 11828,8 | 12561,4  | 3 | CT | III |
| 1299 | 1 | 9362,5  | 9391,3   | 1 | CT | III |
| 1309 | 1 | 14003,7 | 12500,6  | 1 | CT | III |
| 1340 | 1 | 10203,3 | 10282,2  | 1 | CT | III |
| 1349 | 3 | 7703,82 | 7332,46  | 3 | CT | III |
| H009 | 1 | 10872,6 | 10711    | 3 | CT | III |
| 1400 | 1 | 12122   | 11063,9  | 1 | CT | III |
| 1403 | 1 | 12601,9 | 12685,4  | 1 | CT | III |
| 1432 | 1 | 11083,3 | 12205,4  | 1 | CT | III |
| H003 | 4 | 12741,3 | 13829,02 | 1 | CT | III |
| H004 | 1 | 13989   | 13869,3  | 1 | CT | III |
| H005 | 1 | 8160,03 | 9779,06  | 4 | CT | III |
| H006 | 1 | 7490,62 | 7695,68  | 1 | CT | III |
| H007 | 1 | 11917,2 | 11402,4  | 1 | CT | III |
| H008 | 1 | 12714,4 | 12135,7  | 3 | CT | III |
| 1447 | 1 | 10686,2 | 11657,5  | 1 | CT | III |
| 1470 | 2 | 9492,77 | 9451     | 1 | CT | III |
| 1474 | 1 | 14169,8 | 13738,9  | 1 | CT | III |
| 1494 | 4 | 13392,3 | 13143,5  | 1 | CT | III |

|      |   |         |         |   |      |    |
|------|---|---------|---------|---|------|----|
| 921  | 3 | 13757,9 | 11753,5 | 4 | CBCT | II |
| 1085 | 1 | 15890,4 | 15234,6 | 3 | CBCT | II |
| 1160 | 1 | 7801,48 | 8333,76 | 1 | CBCT | II |
| 1243 | 1 | 13187,3 | 11682,9 | 3 | CBCT | II |
| 1292 | 1 | 12868,7 | 11391,4 | 1 | CBCT | II |
| 1294 | 1 | 10423,3 | 11324,5 | 1 | CBCT | II |
| 1302 | 2 | 13369   | 14259   | 3 | CBCT | II |
| 1334 | 1 | 11089   | 10390,8 | 1 | CBCT | II |
| 1368 | 1 | 11055,5 | 11330,5 | 1 | CBCT | II |
| 1747 | 3 | 7217,01 | 7533,77 | 3 | CBCT | II |
| 1786 | 2 | 12830,5 | 12507,1 | 1 | CBCT | II |
| 1798 | 1 | 14987,3 | 15127,1 | 1 | CBCT | II |
| 4102 | 3 | 11415,8 | 11437,8 | 3 | CBCT | II |
| H010 | 1 | 8685,35 | 8428,46 | 1 | CBCT | II |
| H011 | 1 | 7317,63 | 6109,13 | 1 | CBCT | II |

|      |   |         |         |   |      |     |
|------|---|---------|---------|---|------|-----|
| 784  | 1 | 14559,4 | 14295,3 | 1 | CBCT | III |
| 1026 | 1 | 12295,6 | 14019,8 | 1 | CBCT | III |
| 1046 | 1 | 15149,3 | 14479,7 | 2 | CBCT | III |
| 4358 | 1 | 9564,28 | 8781,34 | 3 | CBCT | III |
| 1069 | 1 | 13922,7 | 13383,5 | 1 | CBCT | III |
| 1083 | 1 | 8980,32 | 8949,47 | 3 | CBCT | III |
| 1108 | 3 | 11259,7 | 11818,7 | 1 | CBCT | III |
| 1120 | 3 | 10197,7 | 11785,5 | 1 | CBCT | III |
| 1141 | 3 | 11937,3 | 14281,3 | 1 | CBCT | III |
| 1143 | 1 | 13513,8 | 12251,8 | 2 | CBCT | III |
| 1148 | 1 | 11885,6 | 12479,7 | 1 | CBCT | III |
| 1174 | 1 | 14921   | 16250,6 | 1 | CBCT | III |
| 1213 | 1 | 15618,6 | 15021,9 | 1 | CBCT | III |
| 1229 | 1 | 12959,1 | 13175,9 | 3 | CBCT | III |
| 1284 | 1 | 9061,26 | 8927,87 | 1 | CBCT | III |
| 1364 | 1 | 11747,1 | 11982,3 | 1 | CBCT | III |
| 1382 | 2 | 10070,4 | 9783,33 | 3 | CBCT | III |
| 1707 | 1 | 16459,2 | 16806,4 | 1 | CBCT | III |
| 1717 | 1 | 17263,7 | 16808,9 | 1 | CBCT | III |
| 1756 | 1 | 11974,1 | 11040,9 | 1 | CBCT | III |
| 1768 | 1 | 15422,2 | 15789,2 | 1 | CBCT | III |
| 1808 | 1 | 11596,1 | 11939,8 | 4 | CBCT | III |
| 4249 | 1 | 20267   | 18254,1 | 1 | CBCT | III |
| 4342 | 1 | 8670,14 | 8408,83 | 1 | CBCT | III |
| 4292 | 3 | 15581,9 | 17349,5 | 1 | CBCT | III |
| H012 | 3 | 11489   | 11529   | 1 | CBCT | III |
| H013 | 3 | 14714   | 9911,13 | 1 | CBCT | III |
| H015 | 2 | 11958,3 | 10943,8 | 4 | CBCT | III |
| H016 | 2 | 13466,8 | 11178,8 | 1 | CBCT | III |
| 1448 | 3 | 13124   | 11708,2 | 1 | CBCT | III |
| 1459 | 1 | 9721,95 | 10760,3 | 1 | CBCT | III |

**Não autorizo a reprodução deste trabalho até 29/07/2024**

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

**Araraquara, 29 de julho de 2022.**

**Giovanni Cunha**