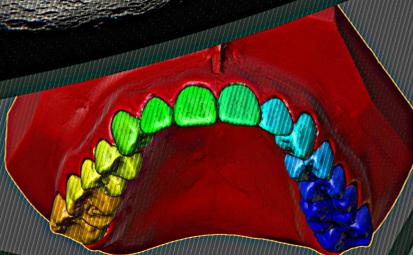
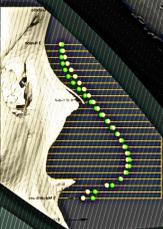
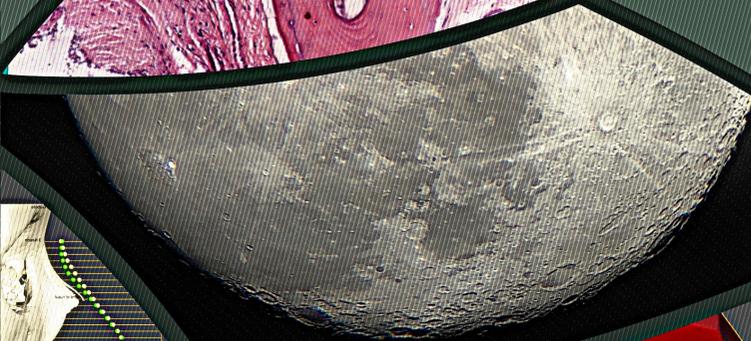
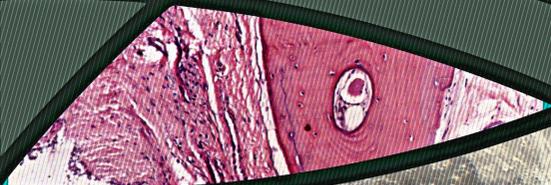
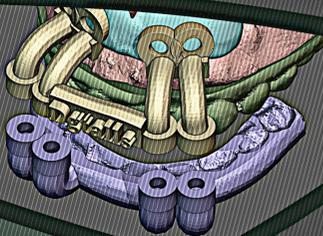


# OrtogOnLineMag

Vol. 3



- Options
- Upgrade Script
  - Video to Images
  - Images to CT-Scan
  - 3D Object to CT-Scan
  - Cut Planes
  - Vein and Nerves
  - Offset Splint
  - Setup Model to Print
  - Project Root as
  - Assign Poly
  - Surface
  - En

Cicero Moraes

Everton da Rosa

Rodrigo Dornelles



CICERO MORAES EVERTON DA ROSA RODRIGO DORNELLES

# OrtogOnlineMag

VOLUME 3

SINOP-MT  
Cicero André da Costa Moraes  
2021

MORAES, Cicero  
DA ROSA, Everton  
DORNELLES, Rodrigo.  
OrtogOnLineMag #3  
-- 1. ed. -- Sinop-MT:  
CICERO ANDRÉ DA COSTA MORAES, 2021.  
148 p.: il.

**ISBN 978-65-00-29233-6**

**DOI 10.6084/m9.figshare.17634689**

# Sumário

<b>1</b>	<b>Reconstrução de Tomografias com o VTK Python, o SimpleITK e o Multiprocessing</b>	<b>1</b>
1.1	Apresentação . . . . .	2
1.2	Como Funciona . . . . .	3
1.3	Tempo de Reconstrução em Sistemas Operacionais Diferentes . . . . .	6
1.4	Resultados . . . . .	7
1.5	Conclusão . . . . .	9
1.6	Agradecimentos . . . . .	10
<b>2</b>	<b>Conversão de Imagens em Arquivos DICOM com o OrtoGOn-Blender</b>	<b>11</b>
2.1	Apresentação . . . . .	12
2.2	Como Funciona . . . . .	13
2.3	Estudo de Caso . . . . .	16
2.4	Conclusão . . . . .	23
2.5	Galeria . . . . .	23
<b>3</b>	<b>Melhoramentos na Conversão de Objetos 3D em Arquivos DICOM no OrtoGOnBlender</b>	<b>27</b>
3.1	Contato com os Desenvolvedores . . . . .	28
3.2	Como Foram Efetuados os Testes . . . . .	29
3.3	Conclusão . . . . .	31
3.4	Agradecimentos . . . . .	31
<b>4</b>	<b>Guia Prático de Astrofotografia Amadora com Software Livre</b>	<b>33</b>
4.1	introdução . . . . .	34
4.2	Os Desafios da Astrofotografia . . . . .	35
4.2.1	Exemplos Capturas em Vídeo . . . . .	37
4.3	Astrofotografia na Prática . . . . .	38
4.3.1	A Lua . . . . .	38
4.3.2	Planetas . . . . .	49
4.4	Conclusão . . . . .	51
<b>5</b>	<b>Segmentação Automática dos Dentes com o MeshSegNet e o</b>	

<b>OrtogOnBlender</b>	<b>53</b>
5.1 Introdução . . . . .	54
5.2 Como Funciona - Conceito . . . . .	55
5.3 Como Funciona - Na Prática . . . . .	56
5.4 Teste de Desempenho . . . . .	59
5.5 Conclusão . . . . .	61
<b>6 Análise de Desempenho do OrtogOnBlender no Windows, Linux e Mac OS X</b>	<b>63</b>
6.1 Apresentação . . . . .	64
6.2 Resultados . . . . .	66
6.3 Conclusão . . . . .	67
<b>7 Composição de um Mosaico em Alta Resolução a partir de Capturas Microscópicas</b>	<b>69</b>
7.1 Apresentação . . . . .	70
7.2 Criando o Mosaico . . . . .	71
7.3 Conclusão . . . . .	73
<b>8 Manejo do Sorriso Gengival através de Enxertia com Cimento Ortópédico Planejada Digitalmente</b>	<b>77</b>
8.1 Introdução . . . . .	78
8.2 Planejamento Digital . . . . .	79
8.3 Impressão 3D . . . . .	83
8.4 Procedimento Cirúrgico . . . . .	86
8.5 Conclusão . . . . .	89
<b>9 Sistema Complementar de Projeção Nasal em Reconstruções/Aproximações Faciais Forenses</b>	<b>91</b>
9.1 Apresentação . . . . .	92
9.2 Desenvolvimento da Técnica . . . . .	93
9.2.1 Primeira Etapa . . . . .	94
9.2.2 Segunda Etapa . . . . .	101
9.2.3 Terceira Etapa . . . . .	108
9.3 Reconstruindo a Região do Nariz no ForensicOnBlender	112
9.4 Discussão . . . . .	122
9.5 Conclusão . . . . .	123
9.6 Agradecimentos . . . . .	123
<b>10 Complementação de Paredes Finas em Biomodelos 3D Reconstruídos a partir de Arquivos DICOM</b>	<b>125</b>

10.1	Apresentação . . . . .	126
10.2	Desenvolvimento da Técnica . . . . .	127
10.3	Reconstrução do Modelo 3D . . . . .	128
10.4	Conclusão . . . . .	139
<b>Referências Bibliográficas</b>		<b>141</b>



# Reconstrução de Tomografias com o VTK Python, o SimpleITK e o Multiprocessing

**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

**Issam Dakir**

*Cirurgião Dentista, Marrocos*

**Rodrigo Dornelles**

*Cirurgião Plástico, Núcleo de Plástica Avançada - NPA, São Paulo-SP*

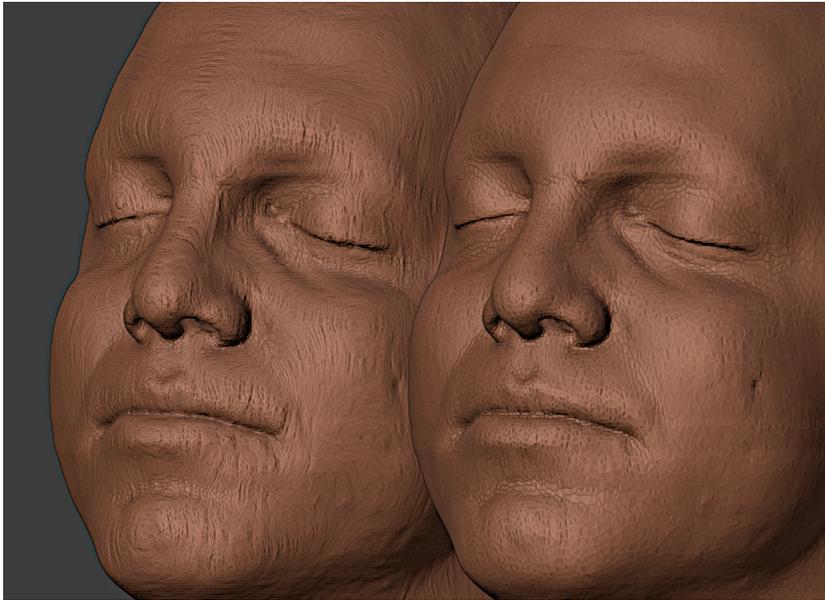
**Everton da Rosa**

*Cirurgião BMF, Hospital de Base, Brasília-DF*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14370902>

O presente capítulo tem por objetivo apresentar a conversão de arquivos DICOM em malhas 3D através do uso dos módulos VTK, SimpleITK e Multiprocessing, todos presentes no Python 3, a linguagem de programação predominante no OrtoGOnBlender.

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.



## 1.1 Apresentação

A reconstrução de tomografias em malhas 3D é uma etapa essencial no planejamento cirúrgico digital. Há muito que o OrtogOnBlender (OOB) oferece essa opção aos usuários, permitindo que todo o processo seja feito dentro da interface do Blender. Uma das grandes dificuldades encontradas no processo é oferecer uma ferramenta que reconstrua as malhas sem apresentar erros, algo bastante desafiador dada a heterogeneidade de biblioteca e tomógrafos utilizados para a geração dos arquivos DICOM. Com a evolução do OOB os usuários foram apresentados a várias abordagens diferentes, que compreendem desde a reconstrução manual (MANUAL, CUSTOM e **BDENTAL**<sup>1</sup>) até as automáticas ou semi-automáticas (SLICER, AUTOMATIC, DEFAULT, etc.). No entanto, mesmo diante de tantas opções o OOB carecia de um processo que fosse efetivamente rápido. Para contemplar essa demanda foi inserido no desenvolvimento dos reconstrutores uma série de ferramentas que diminuiriam significativamente o tempo do processamento.

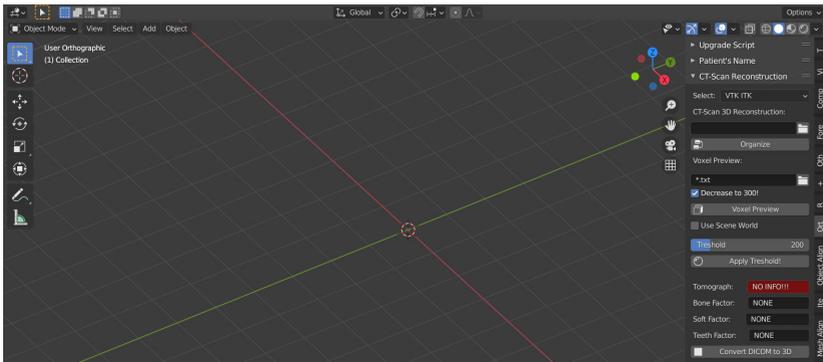
---

<sup>1</sup> <https://github.com/issamdakir/BDENTAL>

São elas o [VTK<sup>2</sup>](https://pypi.org/project/vtk/), o [SimpleITK<sup>3</sup>](https://pypi.org/project/SimpleITK/) e o [Multiprocessing<sup>4</sup>](https://docs.python.org/3/library/multiprocessing.html). Todos os módulos estão disponíveis nos repositórios pip do Python e no caso do Multiprocessing, já se encontra presente nativamente na instalação do mesmo.

**Atenção:** O objetivo deste capítulo não é discorrer acerca dos aspectos técnicos da programação, mas o uso prático dos módulos na reconstrução das malhas tridimensionais e seu impacto no fator tempo.

## 1.2 Como Funciona



Figural: Interface da ferramenta VTK ITK.

O conjunto de ferramentas **3D Object to CT-Scan** se encontra disponível na aba **Ortog** ao lado direito da 3D View (fig.1).

**Aviso:** A ferramenta não está disponível no Blender 2.80, utilize o Blender 2.91 para rodá-la.

<sup>2</sup> <https://pypi.org/project/vtk/>

<sup>3</sup> <https://pypi.org/project/SimpleITK/>

<sup>4</sup> <https://docs.python.org/3/library/multiprocessing.html>

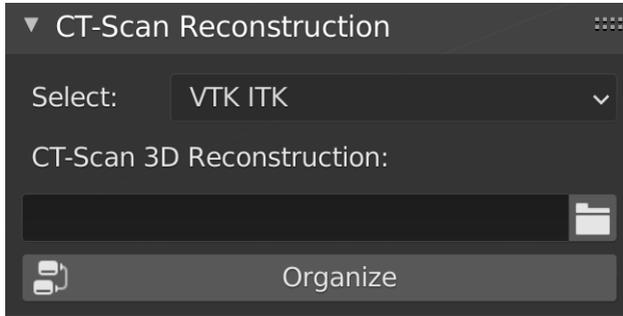


Figura2: Organização do DICOM.

Assim que o usuário expandir o **CT-Scan Reconstruction** é necessário clicar no menu **Select** e selecionar a opção **VTK ITK** (fig. 2).

O funcionamento da ferramenta é muito semelhante a opção **SLICER**<sup>5</sup>, inicialmente é necessário indicar a localização do diretório DICOM e em seguida clicar em **Organize** para que seja feita a listagem de grupos de fatias.

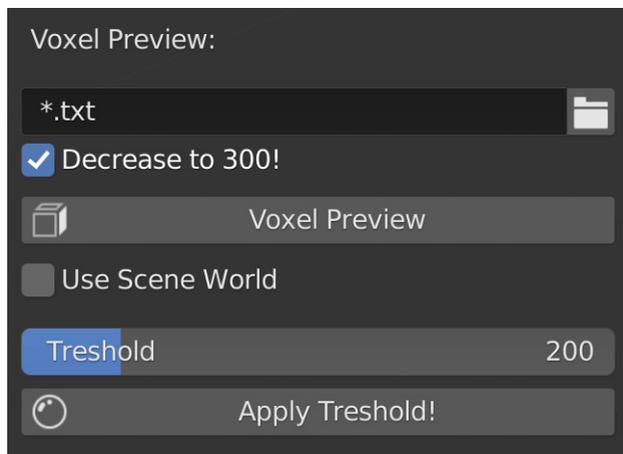


Figura3: Visualização do *voxel data*.

Caso o usuário decida testar os valores do *threshold* há a possibili-

---

<sup>5</sup> [http://ortogonline.com/doc/pt\\_br/OrtogOnLineMag/2/Slicer.html#como-funciona](http://ortogonline.com/doc/pt_br/OrtogOnLineMag/2/Slicer.html#como-funciona)

dade de pré visualizar a malha através do **Voxel Preview**. Assim que os grupos forem listados, basta clicar no botão **Voxel Preview** que os *slices* da tomografia serão importados à cena. O controle do valor é feito na barra *Threshold* clicando e arrastando o mouse ou clicando e preenchendo com um valor. Para aplicar e renderizar o *voxel* com valores atualizados é necessário clicar em **Apply Threshold!** (fig. 3).

A opção **Use Scene World** pode ser utilizada caso o *voxel* seja observado pela parte inferior, posto que a cena ficará escurecida. Ao ativar a opção a iluminação será a mesma em todas as direções, mas o *background* se tornará branco, o que pode causar maior sensibilidade visual a alguns usuários e esse é o motivo de estar desabilitada por padrão.



Figura4: Valor padrão ou não reconhecimento do tomógrafo.

Por padrão o valor do campo **Tomograph** é NO INFO!!! e NONE nos campos **Bone Factor**, **Soft Factor** e **Teeth Factor** (fig. 4). Mas se mesmo depois do usuário clicar em **Organize**, os valores permanecerem os mesmos, isso significa que o tomógrafo não foi reconhecido pelo OOB e será necessário o preenchimento manual dos campos.

Quando o tomógrafo é reconhecido automaticamente o valor do primeiro campo é alterado para **YES, AUTOMATIC!** e os fatores ao *threshold* de cada tecido (fig. 5).

Uma vez que tudo está definido o usuário poderá clicar em **Convert DICOM to 3D** e aguardar até que as malhas sejam reconstruídas.

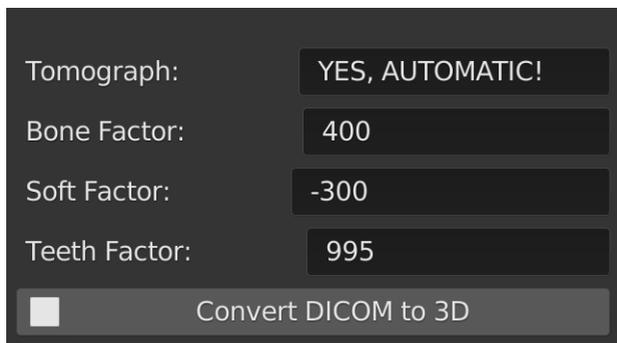


Figura5: Tomógrafo reconhecido.

### 1.3 Tempo de Reconstrução em Sistemas Operacionais Diferentes

Os autores selecionaram aleatoriamente 10 tomografias computadorizadas, de modo a testar uma amostra heterogênea e apresentar uma média geral do tempo necessário para a reconstrução em três sistemas operacionais diferentes. A configuração do notebook e dos sistemas operacionais utilizados estão presentes no capítulo intitulado **Fotogrametria 3D - Desempenho nos Sistemas Operacionais: Windows, Linux e Mac OS X [A22]**, mais precisamente na [Descrição Técnica](#)<sup>6</sup>.

Em linhas gerais trata-se de um notebook com processador i7 de 1.80 GHz, 20 GB de memória RAM com armazenamento SSD SATA de 480 GB.

Os autores optaram por comparar o tempo da ferramenta VTK ITK com a SLICER, ambas presentes no seletor de reconstrução de tomografias do OOB.

---

<sup>6</sup> [http://ortogonline.com/doc/pt\\_br/OrtogOnLineMag/2/Fotogrametria.html#descricao-tecnica](http://ortogonline.com/doc/pt_br/OrtogOnLineMag/2/Fotogrametria.html#descricao-tecnica)

## 1.4 Resultados

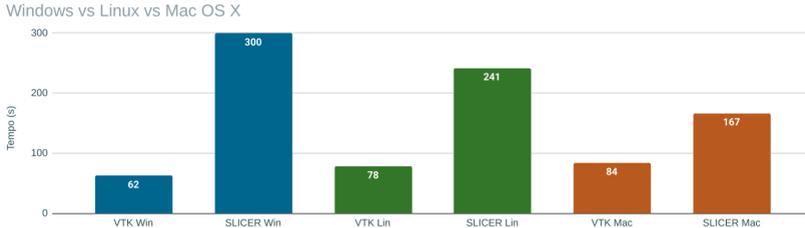


Figura6: Comparação de tempo entre sistemas operacionais.

O sistema que apresentou o melhor desempenho foi o Windows (fig. 6) onde, em média, uma reconstrução levou pouco mais de um minuto para ser feita (62 segundos). O Linux teve um desempenho 26% inferior, com 78 segundos e em seguida o Mac com um desempenho 35% inferior ao Windows ao levar 84 segundos em média para gerar os modelos.

Quando comparados com o modo SLICER, a diferença dentro dos sistemas foi ainda maior. No Windows a reconstrução do VTK ITK foi 4,84 vezes mais rápida que a do SLICER (62 vs 300), no Linux a diferença foi de 3,09 vezes (78 vs 241) e no Mac foi de praticamente 2 vezes (84 vs 167).

O modo SLICER passou por algumas melhorias desde que parte dos autores publicaram um estudo de comparação intitulado **Sistema de Reconstrução de Tomografia Computadorizada Baseado no Slicer 3D e no DicomToMesh** [A27]. Naquela feita os resultados do desempenho *eram mais favoráveis ao Linux*<sup>7</sup> em relação ao Mac OS X, no entanto, provavelmente por conta das alterações e adaptações do código desde aquela versão, a ferramenta passou a funcionar de modo mais rápido no Mac (167 vs 241).

O elemento preponderante no desempenho do VTK ITK em relação ao SLICER é o módulo Multiprocessing do Python, que permite a reconstrução paralela de três malhas ao mesmo tempo, cada uma em uma *thread* diferente do processador. Quando a comparação foi feita, o

<sup>7</sup> [http://ortogonline.com/doc/pt\\_br/OrtogOnLineMag/2/Slicer.html#resultados](http://ortogonline.com/doc/pt_br/OrtogOnLineMag/2/Slicer.html#resultados)

SLICER procedia com uma reconstrução por vez e essa processada em apenas uma *thread*, o que que explica parte da lentidão.

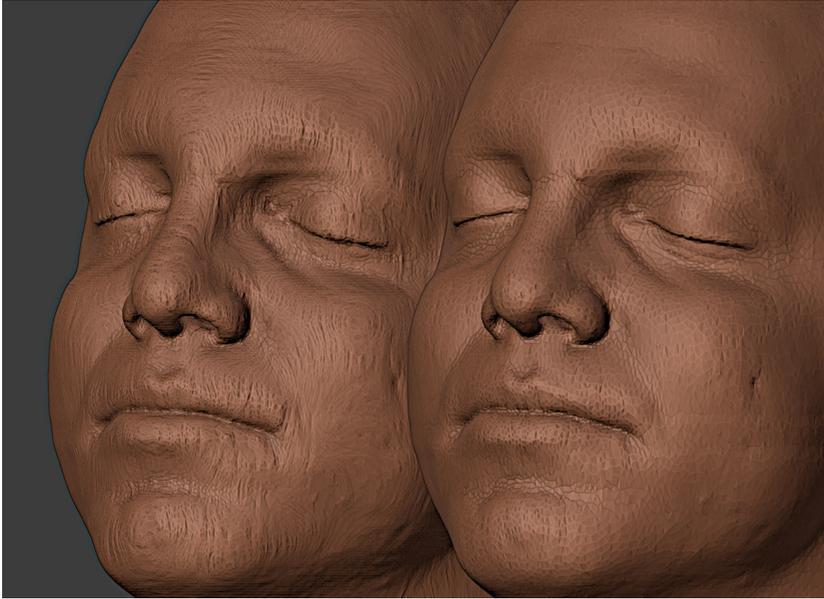


Figura7: Comparação entre as malhas - VTK ITK (à esquerda) e SLICER + DicomToMesh (à direita).

Outro aspecto que torna o SLICER mais lento em relação ao VTK ITK é a qualidade superior da malha gerada pelo primeiro, mérito da ferramenta [DicomToMesh](#)<sup>8</sup> e da configuração do seu reconstrutor (fig. 7).

Um fato notório a ser pontuado é que a malha gerada no modo SLICER, além de contar com uma qualidade superior, tem ainda pouco mais da metade do tamanho gerado no VTK ITK, a média dos arquivos foi de 113 MB (VTK ITK) vs 64 MB (SLICER).

Em face da robustez, da familiaridade dos usuários e dos resultados animadores promovidos pelo uso do Multiprocessing, o desenvolvedor (e um dos autores do estudo) optou por ajustar o código e inserir o processamento paralelo também na ferramenta SLICER. Em se-

---

<sup>8</sup> <https://github.com/AOT-AG/DicomToMesh>

guida as 10 tomografias foram reconstruídas nos três sistemas operacionais abordados e uma nova comparação foi efetuada.

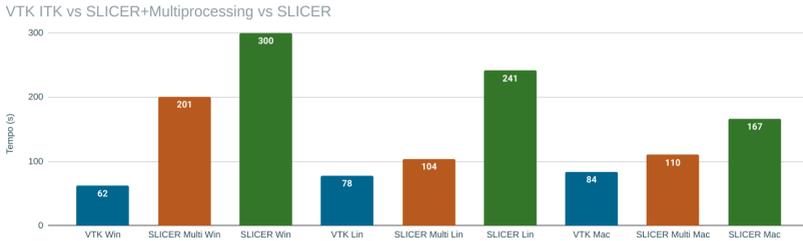


Figura8: Comparação de tempo entre sistemas operacionais.

Grosso modo, o tempo da reconstrução se mostrou muito compatível com o VTK ITK no Linux e no Mac, mas isso não se refletiu no Windows (fig. 8 SLICER Multi.). Cabe ao usuário do último sistema citado, optar pela ferramenta que melhor se adequar aos seus propósitos, seja a qualidade ou a rapidez e no caso dos outros dois, a pouca diferença torna o SLICER a melhor escolha.

**Aviso:** Para que o VTK IVK e o SLICER (multi) funcionem no Windows, é necessário que os usuários do sistema façam a instalação do Python e de bibliotecas complementares. Para tal, basta acessar o passo-a-passo disponível na [documentação oficial do OOB](#)<sup>9</sup>.

## 1.5 Conclusão

A ferramenta VTK ITK vem somar-se a ampla gama de alternativas oferecidas pelo OrtogOnBlender. Os maiores contemplados com o seu surgimento são os usuários do Windows, cujas soluções anteriores apresentavam um desempenho claramente inferior aos demais sistemas.

Com a inserção do Multiprocessing os usuários do Linux e do Mac contam agora com uma opção compatível em relação ao desempe-

<sup>9</sup> [http://www.ciceromoraes.com.br/doc/pt\\_br/OrtogOnBlender/Instalacao\\_Windows.html#como-atualizar-manualmente-em-caso-de-erro](http://www.ciceromoraes.com.br/doc/pt_br/OrtogOnBlender/Instalacao_Windows.html#como-atualizar-manualmente-em-caso-de-erro)

nho do VTK ITK, mas com uma qualidade de malha amplamente superior e arquivos com praticamente a metade do tamanho.

O modo VTK ITK está apenas no início do seu desenvolvimento e melhoramentos na malha e no tamanho dos arquivos podem ser implementados no futuro, o fato é que a diferença de qualidade, ainda que seja evidente no aspecto da apresentação das imagens, pouco influencia no planejamento cirúrgico e na confecção de guias por parte de usuários preparados e experientes. Sendo assim, em linhas gerais, não há muita diferença prática entre as ferramentas abordadas neste capítulo.

## **1.6 Agradecimentos**

Ao Dr. Davi Sandes Sobral por ceder a tomografia utilizada neste capítulo.

# Conversão de Imagens em Arquivos DICOM com o OrtoGOnBlender

**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

**Eduardo Dallazen**

*Cirurgião BMF, Mestrando FOA/UNESP, Araçatuba-SP*

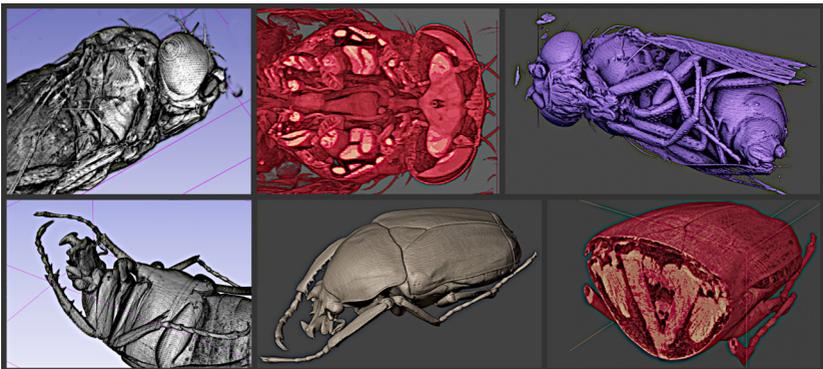
**Rodrigo Dornelles**

*Cirurgião Plástico, Núcleo de Plástica Avançada - NPA, São Paulo-SP*

**Everton da Rosa**

*Cirurgião BMF, Hospital de Base, Brasília-DF*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14445366>



O presente capítulo tem por objetivo apresentar a conversão de imagens .JPG em arquivos DICOM utilizando interface gráfica disponível no OrtogOnBlender.

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.

## 2.1 Apresentação

As tomografias computadorizadas permitem ao usuário acessar digitalmente as regiões internas de um corpo ou objeto. Há uma grande oferta de serviços principalmente voltados a clínicas de tratamento humano, mas a cada dia aumenta o número de campos que se beneficiam da tomografia computadorizada e suas novas tecnologias, como por exemplo a arqueologia e a biologia. No caso da biologia, as micro tomografias ou *micro CT-Scan*, permitem a digitalização de pequenos animais e a observação detalhada de suas anatomias. Não são todos os centros de pesquisa que possuem o acesso a esses equipamentos, mas graças à internet e a portais como o [YouTube](#) ou o [Digimorph](#)<sup>10</sup>, é possível analisar materiais gerados por terceiros. Os vídeos disponibilizados de modo online podem ser baixados e convertidos em imagens e estas por sua vez, em arquivos DICOM, o que pode evoluir para uma reconstrução 3D da estrutura.

Há também um número significativo de exames tomográficos que são disponibilizados como imagens .JPG ou .TIF e ainda aqueles mais antigos cuja a única fonte é uma impressão em folha ou filme. Em ambos os casos o material pode ser escaneado, segmentado (recortado) e convertido em arquivo DICOM.

**Aviso:** Este capítulo é direcionado a usuários contumazes do OrtogOnBlender, de modo que não serão explanados conceitos básicos relacionados ao *add-on*, focando principalmente nos resultados do desempenho.

---

<sup>10</sup> <http://digimorph.org/>

## 2.2 Como Funciona

As ferramentas de conversão de vídeo em imagens e de imagens em DICOM já estão disponíveis no OrtogOnBlender há um bom tempo, no entanto, a solução apresentava uma série de *bugs* e não funcionava no sistema operacional Mac OS X, apenas no Linux e no Windows.

O problema foi resolvido ao se utilizar para o conversão o aplicativo `img2dcm`<sup>11</sup>, as biblioteca `Pydicom`<sup>12</sup> e `Python SimpleITK`<sup>13</sup> e também substituindo o VolView, já defasado, pelo `Slicer`<sup>14</sup>, uma solução efetivamente multiplataforma.

**Atenção:** A substituição do `VolView`<sup>15</sup> se deveu exclusivamente ao fato do mesmo não oferecer instalação para sistemas Mac OS X mais modernos, comprometendo o uso multiplataforma do OrtogOnBlender. A ferramenta é robusta e pode ser muito útil na conversão de uma série de arquivos de tomografias digital, principalmente aqueles pertencentes a máquinas mais antigas. O programa ainda se faz presente na instalação do OrtogOnBlender para o Linux e o Windows, podendo ser acessado no diretório de principal.

A ferramenta se encontra na seção **Images to CT-Scan** na aba **Others** posicionada à direita na 3D View. Ao expandir a seção a primeira parte é composta pelo campo onde o usuário indicará o diretório com a sequência de imagens (Fig. 1). Em **Dimensions** é informado o valor de cada *pixel*, por padrão é 1mm, ou seja, se for reconstruída um voxel de 100x100x100 o tamanho da matriz será de 10cmx10cmx10cm.

Ao clicar em **Convert Images to CT-Scan** o arquivo de tomografia é gerado e aberto pelo `Slicer`.

Quase sempre é necessário adequar o valor dos eixos para colocar a tomografia na escala (Fig. 2). Essa parte da ferramenta permite ao

<sup>11</sup> <https://support.dcmTK.org/docs/img2dcm.html>

<sup>12</sup> <https://pydicom.github.io/>

<sup>13</sup> <https://pypi.org/project/SimpleITK/>

<sup>14</sup> <https://www.slicer.org>

<sup>15</sup> <https://www.kitware.com/volview/>

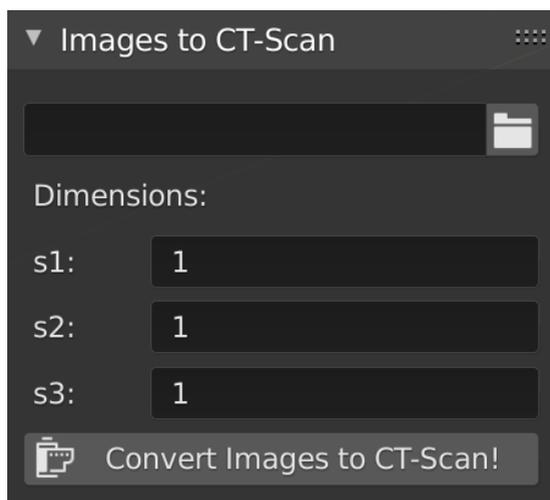


Figura1: Dimensões do *voxel*.

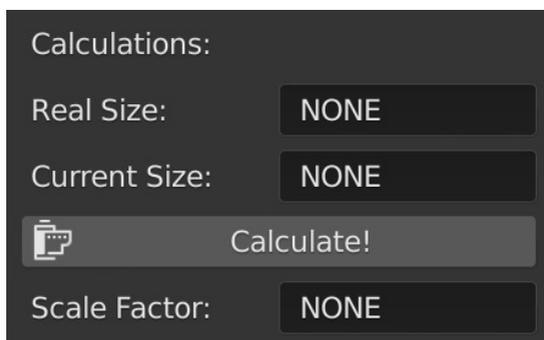


Figura2: Cálculo do valor do *pixel*.

usuário informar o valor real do objeto (Real Size), o valor atual da medida (Current Size), e através de um cálculo (Calculate!) receber o valor do pixel no eixo (Scale Factor).

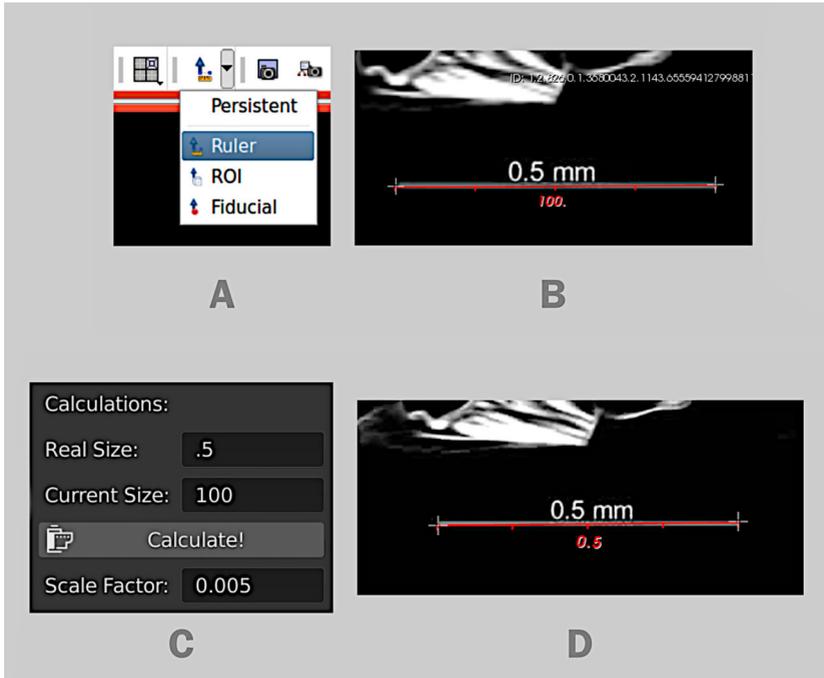


Figura3: Passo-a-passo do cálculo do valor do *pixel*.

Como exemplo, o usuário gera a tomografia que é aberta no Slicer. Naquele software há a ferramenta Ruler (régua) na parte superior da interface (Fig. 3, A). Assim que a ferramenta é acionada, basta clicar em dois pontos de uma medida conhecida. O exemplo conta com uma escala apresentando 0.5 mm, que ao ser medida revela-se na verdade 100 mm (Fig. 3, B). No OrtogOnBlender o cálculo do fator é feito, colocando o Real Size, ou seja, o tamanho real que é 0.5, em seguida o Current Size, que é o tamanho atual, ou seja 100 mm. Ao clicar em Calculate! o valor resultante é 0.005 (Fig. 3, C). O usuário então fechará o Slicer, voltará ao OrtogOnBlender, corrigirá esse valor na parte superior da interface (ver Fig. 1), rodará novamente o gerador de DICOM (Convert Images to CT-Scan) e ao fazer novamente

a medida, se tudo der certo o valor resultante será o mesmo da escala (Fig. 3, D).

---

**Dica:** Há um material amplamente explanativo disponível na documentação oficial do OrtogOnBlender, trata-se do capítulo intitulado **Convertendo um Vídeo em um Arquivo DICOM** [A20]. Lá é descrito todo o processo de conversão, desde o download de um vídeo no YouTube, passando pela conversão em uma sequência de imagens, a conversão da imagens em arquivos DICOM e finalmente a reconstrução 3D da captura.

---

**Aviso:** Recomenda-se fortemente utilizar a ferramenta **VTK + ITK** [A18] para a reconstrução 3D dos arquivos DICOM gerados a partir de imagens.

## 2.3 Estudo de Caso

Uma pequena peça óssea foi digitalizada e disponibilizada como uma série de 1696 arquivos .JPG de 1528x1528 *pixels*. A informação prévia é de que se tratava de uma tomografia de proporção 1x1x1, ou seja, o *voxel* apresenta o mesmo fator em todos os eixos.

**Aviso:** Os nomes dos arquivos de imagens **não podem conter espaços** sob pena de gerar erro no momento da conversão. Em face disto, recomenda-se ao usuário renomear a sequência, caso seja necessário, evitando além dos espaços, caracteres especiais como o ç, ã, í, etc.

Foi efetuada uma medida nas extremidades mais distantes e sólidas da peça, de modo a extrair um valor conhecido. O resultado foi 5.33 mm (Fig. 4).

Gerou-se uma tomografia mantendo os valores padronizados da ferramenta (Fig. 5, A). Assim que a tomografia foi aberta no Slicer, com



Figura4: Medida dos pontos mais extremos da peça.

a ferramenta régua, mensurou-se as extremidades da peça, resultando no valor  $1.45 \times 10^3$  mm (Fig. 5, B), que corresponde a 1,45m, ou seja, 1450mm. Para corrigir a distância, que corresponde a 1,45m, recorreu-se a parte inferior da ferramenta, onde foram indicadas a distância real (5.33) e a distância atual (1450), resultando no fator 0.00368 após o cálculo (Fig. 5, C). Gerada novamente a tomografia e procedida a medida, atestou-se que o *voxel* estava na escala (Fig.5, D).

Ainda no Slicer e recorrendo ao módulo Data, é possível acessar os dados da tomografia e nesse caso, tem-se uma matriz de **1528 x 1528 x 1696**, ou seja, trata-se de 1696 imagens sobrepostas, cada uma com as dimensões de 1528x1538px. Em seguida aparecem três outros valores, **0.00368mm x 0.00368mm x 0.00368mm** (Fig. 6). Isso significa que o *voxel*, grosso modo, o “*pixel 3D*” da imagem tem essas três dimensões. Então, se temos 1528px de um lado, vezes o fator do *voxel* naquele lado, ou seja 0,00368, resultará em 5,62 mm. É possível aferir que cada imagem tem 5,62 x 5,62 mm, mas ainda falta o altura da tomografia, composta pelas 1696 fatias. Se já conta-se com o valor do espaço, basta multiplicar, nesse caso:  $1696 \times 0,00368 = 6,24$  mm. Logo, temos uma tomografia de 5,62 x 5,62 x 6,24 mm.

As dimensões da tomografia são muito pequenas, mas a resolução da mesma é muito grande, se multiplicados todos os lados

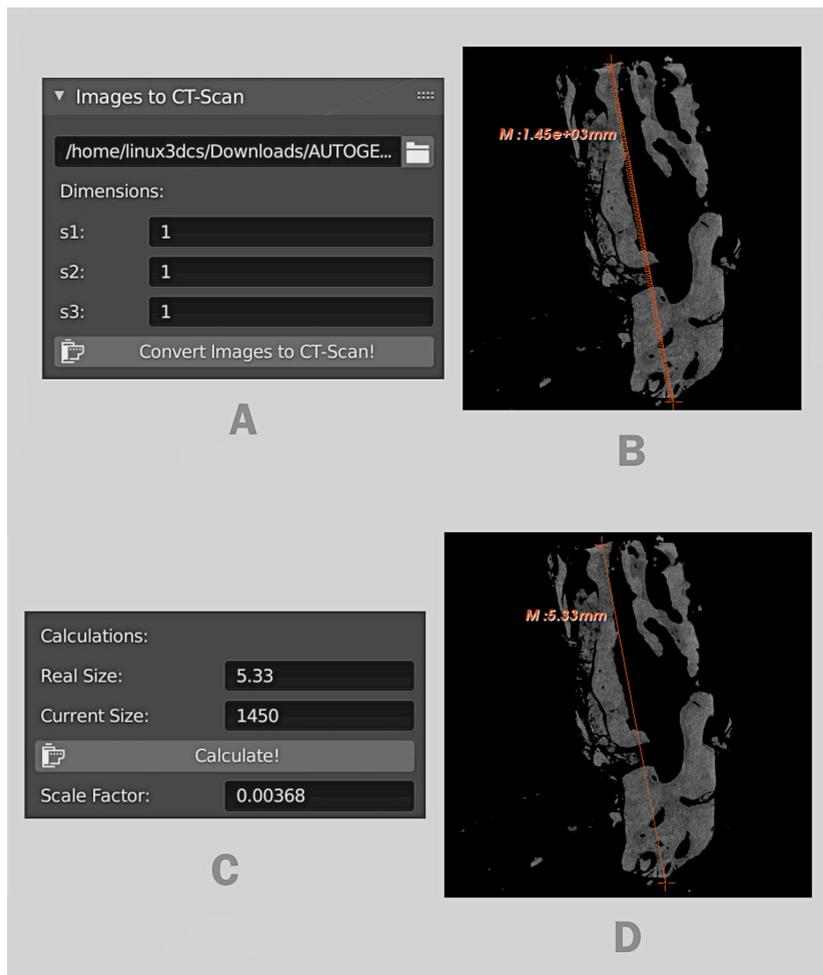


Figura5: Correção da escala.

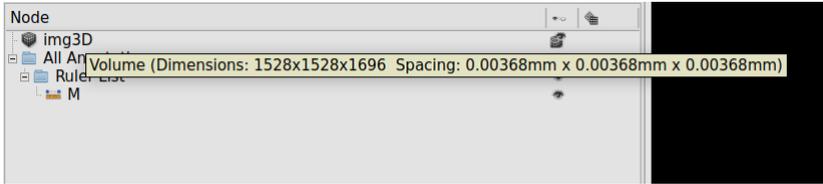


Figura6: Dados da matriz 3D.

( $1.528 \times 1.528 \times 1.696 = 3.959.793.664$ ) o resultado será quase 4 trilhões de *voxels*!

Por padrão o OrtogOnBlender trabalha com matrizes limitadas em 512 *pixels*, multiplicando todos os lados ( $512 \times 512 \times 512 = 134.217.728$ ) chaga-se ao valor de pouco mais de 134 milhões de *voxels*, ou seja, 3,39% do volume da tomo aqui abordada. Isso certamente vai permitir que o computador processe a informação de modo muito mais rápido. A questão é como reduzir a resolução?

O cálculo para reduzir a resolução é simples, basta tomar o valor atual dos *pixels* em um eixo, dividir pelos *pixels* pretendidos e depois multiplicar o resultado pela dimensão atual do eixo do *voxel*. Se tomarmos, por exemplo, o eixo com 1528 px teremos o seguinte resultado para o fator de redução:  $1528 \div 512 = 2,9844$ . O valor de 2,9844 trata-se do fator que será utilizado para aumentar o tamanho do *voxel* em um eixo, se atualmente o valor dele é 0,00368 basta multiplicá-lo pelo fator em questão:  $2,9844 * 0,00368 = 0,01099$ .

Pode parece confuso em um primeiro momento para aqueles que não estão acostumados com o uso de matrizes de *voxels*, mas o que procedeu foi simplesmente manter o mesmo volume e aumentar o tamanho dos *voxels* dentro dele, logo, manter as mesmas dimensões gerais e diminuir a resolução, como pode ser visto nas imagens de exemplo ATUAL e PRETENDIDO (Fig. 7)

O mesmo acontece se o cálculo for aplicado nos demais eixos, teremos então os seguintes resultados para as dimensões do *voxel*: **0,01099 x 0,01099 x 0,01219 mm.**

Cabe reforçar que as dimensões da tomografia permaneceram as mesmas, ou seja: 5,62 mm x 5,62 mm x 6,24 mm. O que mudou foi o tamanho de cada *voxel* em milímetro. Anteriormente cada *voxel* contava com as seguintes dimensões: 0,00368 mm x 0,00368 mm x

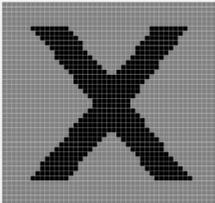
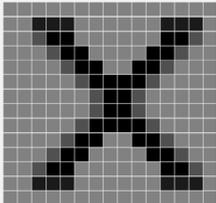
			
Dimensão atual (px)	<b>1528</b>	<b>1528</b>	<b>1696</b>
	÷	÷	÷
Dimensão pretendida (px)	512	512	512
	=	=	=
Fator de redução	2.9844	2.9844	3.3125
	*	*	*
Dimensão do voxel atual (eixo)	0.00368	0.00368	0.00368
	=	=	=
Dimensão do voxel pretendido (eixo)	0.01099	0.01099	0.01219
	<b>ATUAL</b>		<b>PRETENDIDO</b>
			

Figura7: Cálculo de redução da resolução.

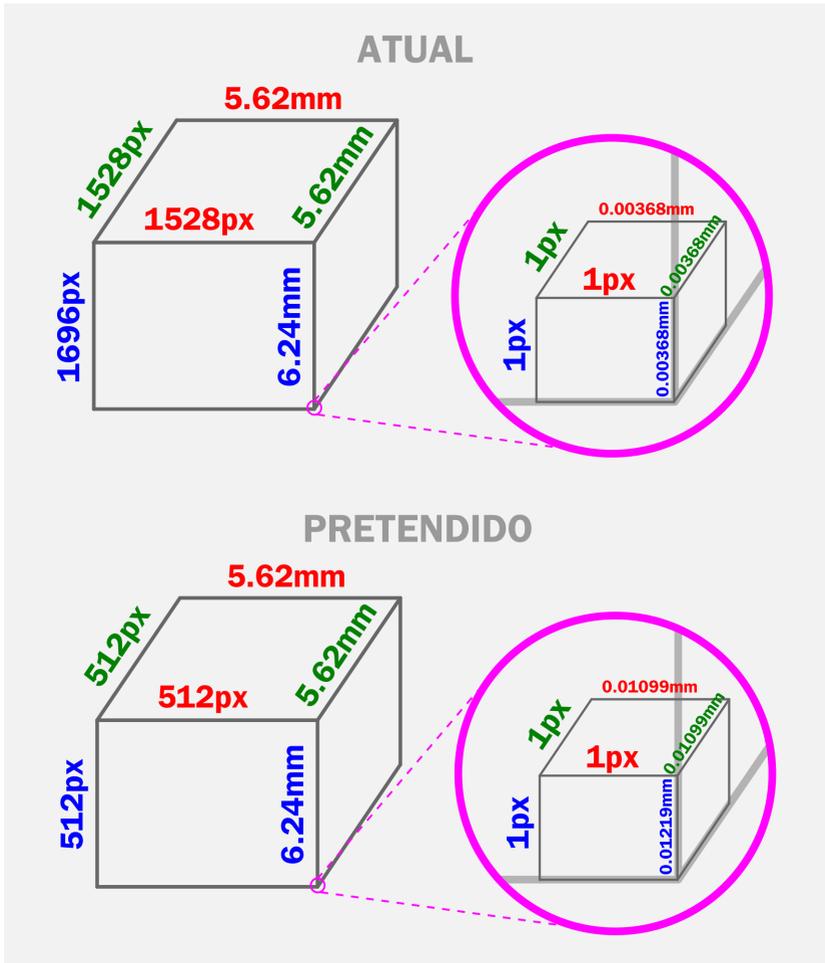


Figura8: Dimensões em pixels e voxels.

0,00368. Depois do redimensionamento passaram a ter as seguintes dimensões: 0,01099 x 0,01099 x 0,01219 mm. Os pixels permaneceram os mesmos, ou seja 1 x 1 x 1 px (Fig. 8).

A diferença do último eixo se deveu a uma redução maior no mesmo, posto que anteriormente a matriz do voxel era de 1528 x 1528 x 1696 px, ou seja o último eixo continha um valor diferente. Já a matriz posterior igualou os três eixos em 512 x 512 x 512 px.

**Aviso:** A dimensão da imagem em pixels não está atrelada necessariamente a dimensão em milímetros da mesma, isso é definido pelas milímetros do *voxel*. A microtomografia descrita aqui é um bom exemplo, posto que a resolução das fatias era grande, mas as dimensões das mesmas são reduzidíssimas quando comparadas com a matriz de uma tomografia médica.

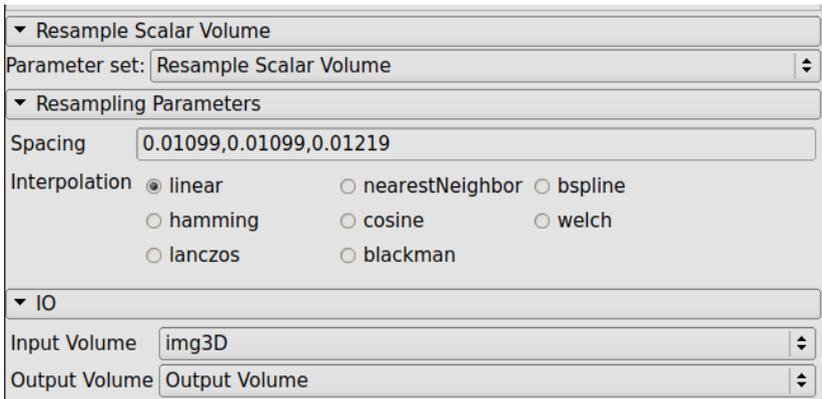


Figura9: Redimensionamento.

Para mudar a resolução da tomografia no Slicer é necessário clicar no menu dos módulos, e em seguida **Legacy** -> **Filtering** -> **Resample Scalar Volume**. Em **Spacing**, preencher com as dimensões do *voxel*, usando o ponto como delimitador decimal e a vírgula para separar os valores, mantendo selecionada logo abaixo a opção **linear** (Fig. 9).

Em **Input Volume** é selecionada a tomografia que sofrerá a altera-

ção e em **Output Volume** o usuário pode selecionar a opção de igual nome.

A clicar em **Apply** uma nova matriz com menor resolução será criada.

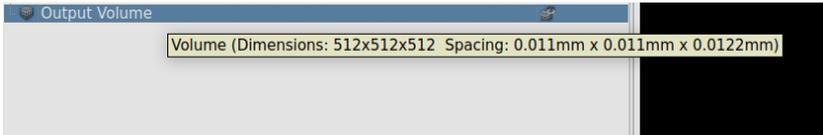


Figura10: Redimensionamento.

Ao se observar as informações da tomografia gerada, atesta-se que a mesma conta agora com novas dimensões no *voxel* e foi reduzida para 512x512x512 *pixels* (Fig. 10).

## 2.4 Conclusão

A ferramenta de conversão de imagens em arquivos DICOM se mostrou robusta e funcional, principalmente quando utilizada em conjunto com a reconstrução de tomografias pela opção VTK ITK no OrtoGOnBlender.

## 2.5 Galeria

Alguns exemplos foram selecionados de modo a apresentar as possibilidades oferecidas pelas ferramentas.

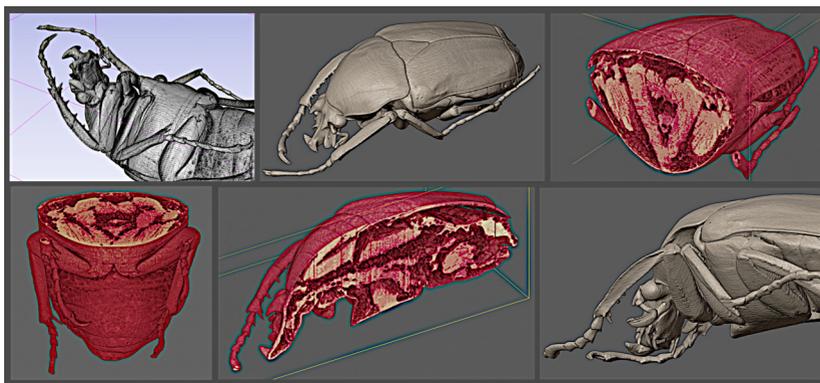
<sup>16</sup> <https://askabiologist.asu.edu/micro-ct-beetle-navigator>

<sup>17</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=jy4TQq6ur44>

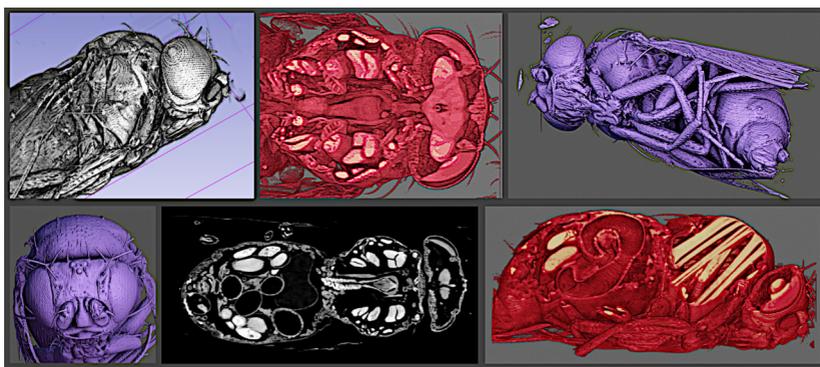
<sup>18</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=2ohWmpj-0a8>

<sup>19</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=bGIUomyLBP8>

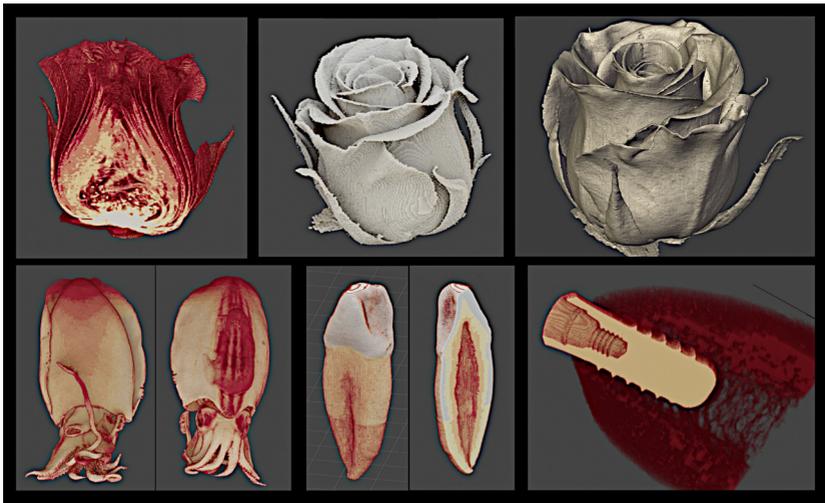
<sup>20</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=HRJTKSyRHTQ>



Figural1: Microtomografia de um *Dicronorrhina derbyana* a partir de vídeo disponível na página<sup>16</sup> da Universidade do Estado do Arizona.



Figural2: Microtomografia de uma *Drosophila melanogaster* a partir de vídeo disponível na em artigo publicado por Schoborg et al. [A37].



Figural3: Conjunto de exemplos contendo a microtomografia de uma rosa<sup>17</sup>, ressonância magnética de uma lula<sup>18</sup>, microtomografia de um dente<sup>19</sup> e de uma prótese de titânio<sup>20</sup>.



# Melhoramentos na Conversão de Objetos 3D em Arquivos DICOM no OrtogOnBlender

**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

**Rodrigo Dornelles**

*Cirurgião Plástico, Núcleo de Plástica Avançada - NPA, São Paulo-SP*

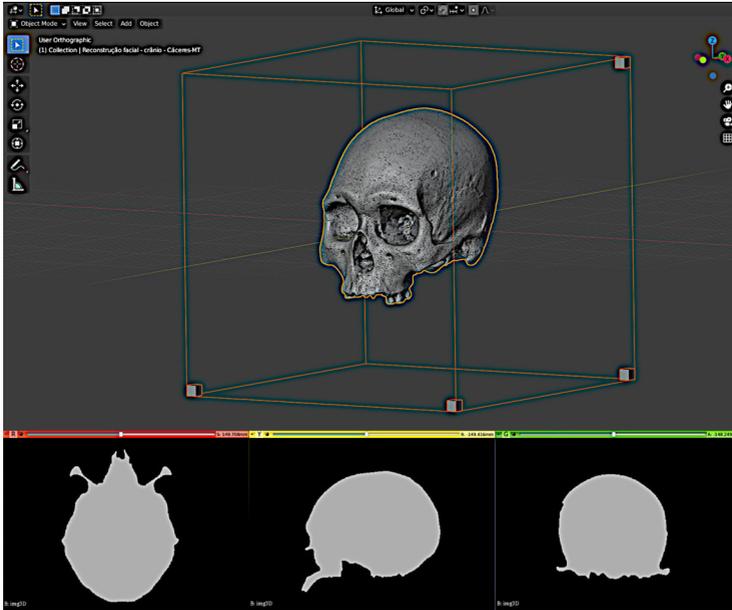
**Everton da Rosa**

*Cirurgião BME, Hospital de Base, Brasília-DF*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14816274>

O OrtogOnBlender é desenvolvimento majoritariamente utilizando recursos livres e gratuitos, o que permite aos desenvolvedores lançar mão de inúmeras soluções disponíveis na internet e, ao passo que o add-on absorve as mesmas, também contribui para o desenvolvimento delas. No presente capítulo serão apresentados os melhoramentos na ferramenta **3D Object to CT-Scan**, em especial aquele relacionado ao tempo necessário para a geração de *voxel data*, posto que nesta versão a geração do arquivo DICOM é notoriamente mais rápida do que na anterior.

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.



**Dica:** No capítulo **Conversão de Malhas 3D em Arquivos DICOM com o OrtogOnBlender [A16]** é apresentado o uso da ferramenta na criação de uma tomografia falsa a partir de uma reconstrução facial forense.

### 3.1 Contato com os Desenvolvedores

O aplicativo responsável pela conversão de objetos 3D em imagens é o [stl-to-voxel](#)<sup>21</sup>, disponível abertamente no GitHub. Existem outras interações e bibliotecas no processo de conversão de um objeto 3D em um conjunto de arquivos DICOM, mas o [stl-to-voxel](#) é marcadamente o mais importante do processo.

Assim que a ferramenta **3D Object to CT-Scan** foi implementada e os primeiros trabalhos utilizando-a foram efetuados, houve um aumento de demanda e um visível desconforto dos usuários em relação

<sup>21</sup> <https://github.com/cpederkoff/stl-to-voxel/>

ao tempo necessário para a conversão do modelo 3D em uma série de fatias em forma de imagens (.png).

Em face daquele problema, o desenvolvedor do OrtogOnBlender (OOB) entrou em contato com os desenvolvedores do stl-to-voxel relatando a questão do longo tempo necessário para a conversão e inquirindo acerca de possibilidades de melhoramento.

A resposta não tardou a aparecer, o desenvolvedor [@youngkiu](#)<sup>22</sup> rapidamente implementou melhorias no código, baseado em uma série de novas bibliotecas Python, com destaque para a biblioteca [ray](#)<sup>23</sup>.

Testes iniciais foram implementados no Linux e no Mac revelando uma grande redução de tempo, mas o novo código apresentou problemas ao ser executado no Windows, gerando um novo reporte ao desenvolvedor e uma nova adaptação, agora baseada na biblioteca [multiprocessing](#)<sup>24</sup> do Python, o que permitiu um efetivo funcionamento nos três sistemas operacionais supracitados.

## 3.2 Como Foram Efetuados os Testes

Um crânio tridimensional [disponível na Wikimedia Commons](#)<sup>25</sup> foi escolhido como modelo base para os testes.

Inicialmente foi rodado um cálculo com o código antigo (**Old**) do stl-to-voxel, posteriormente com a primeira alteração (**New**) e finalmente com o código final (**New 2**).

O tempo total não considera apenas a conversão do stl-to-voxel, mas outros comandos como a conversão de imagens com características específicas (imagemagick) a e conversão das imagens em arquivos DICOM (Python VTK). O único comando que se alterou entre um teste e outro foram aqueles contidos no stl-to-voxel, as demais estruturas foram mantidas.

---

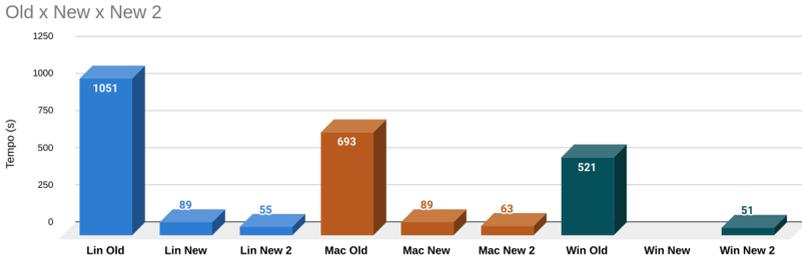
<sup>22</sup> <https://github.com/youngkiu>

<sup>23</sup> <https://pypi.org/project/ray/>

<sup>24</sup> <https://pypi.org/project/multiprocessing/>

<sup>25</sup> [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Reconstru%C3%A7%C3%A3o\\_facial\\_-\\_cr%C3%A2nio\\_-\\_C%C3%A1ceres-MT.stl#/media/File:Reconstru%C3%A7%C3%A3o\\_facial\\_-\\_cr%C3%A2nio\\_-\\_C%C3%A1ceres-MT.stl](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Reconstru%C3%A7%C3%A3o_facial_-_cr%C3%A2nio_-_C%C3%A1ceres-MT.stl#/media/File:Reconstru%C3%A7%C3%A3o_facial_-_cr%C3%A2nio_-_C%C3%A1ceres-MT.stl)

Os testes foram rodados em um mesmo notebook contendo três sistemas operacionais diferentes (Windows, Linux e Mac OS X). Uma descrição detalhada da abordagem tomada para o teste no mesmo computador pode ser lida no capítulo **Fotogrametria 3D - Desempenho nos Sistemas Operacionais: Windows, Linux e Mac OS X [A22]**. Basicamente trata-se de um notebook contendo um processador i7-8565U com 20 GB de RAM.



Figural: Resultados dos testes em 3 sistemas operacionais diferentes.

Os resultados apresentam ausência da primeira modificação do stl-to-voxel no Windows (New) pelo motivo já abordado da incompatibilidade de algumas bibliotecas Python naquele sistema operacional. No entanto, ao se substituir o ray pelo multiprocessing o stl-to-voxel passou a rodar nos três sistemas com resultados muito parecidos (Fig. 1).

No Linux houve uma redução de **19,10 vezes** (1051 vs. 55 segundos). No Mac OS X houve uma redução de **11 vezes** (693 vs. 63 segundos). No Windows houve uma redução de **10,22 vezes** (521 vs. 51 segundos).

Os testes certificam uma evolução significativa entre a versão New baseada na biblioteca ray (89 segundos no Linux e no Mac) em relação a New 2 baseada no multiprocessing (55 no Linux e 63 no Mac).

### 3.3 Conclusão

O presente capítulo buscou apresentar um caso de evolução de ferramenta baseado nas relações de troca de informações e experiências entre os desenvolvedores, frente às demandas dos usuários. Graças em parte a realidade do software aberto ou livre, onde há amplo acesso aos códigos e aos desenvolvedores destes, é possível melhorar uma solução em questão de dias, como no caso aqui apresentado.

Além da claríssima e inequívoca redução de tempo entre o código anterior e o presente, também houveram outras evoluções paralelas em relação a como o Python é implementado no OOB. Durante o melhoramento do conversor de 3D para DICOM, verificou-se que o executável do Python presente na instalação do Blender pode ser chamado via script, tornando desnecessária a instalação do Python pela Microsoft Store, o que é significativamente importante, posto que houveram muitos relatos negativos por parte dos usuários do OOB ao tentarem acessar a central de instalação de programas presentes no Windows. Uma vez que é possível rodar nativamente, os usuários terão uma etapa a menos para se preocuparem no processo de instalação, tornando a versão daquele sistema operacional a mais fácil a ser instalada e uma das mais rápidas em relação as ferramentas.

### 3.4 Agradecimentos

Agradecimentos especiais aos desenvolvedores do stl-to-voxel em especial ao @youngkiu que fora tão solícito e eficaz na correção e melhoramento do código em tão curto espaço de tempo.



# **Guia Prático de Astrofotografia Amadora com Software Livre**

**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14816274>



O presente capítulo tem por objetivo abordar de modo sucinto e prático a tomada de fotografias de astros utilizando um telescópio e uma série de softwares livres disponíveis gratuitamente na internet. Como o próprio título indica, trata-se de um material orientado a iniciantes, estendendo-se aqueles que desejam aprender um pouco mais sobre astrofotografia, mas evidentemente, não esgota o assunto que é notoriamente amplo, com possibilidades infinitas de abordagens e análises. Aqui serão apresentadas técnicas voltadas à captura da Lua e de alguns planetas do sistema solar.

**Aviso:** O foco deste material é a captura e edição de imagens. Caso deseje saber o básico sobre telescópios e observações há uma série de materiais disponíveis abertamente na internet.

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.

## 4.1 introdução

Em 1609 o polímata Galileu Galilei fez as suas primeiras descobertas astronômicas. A luneta já existia e era utilizada majoritariamente para observações terrestres. O que ele fez, depois de tomar conhecimento do equipamento, foi desenhar o seu próprio modelo, objetivando a documentação dos astros [A38]. Era comum entre os cientistas da época, descreverem a Lua como um corpo liso, mas graças às observações de Galileu, descobriu-se que o satélite continha montanhas e um relevo muito mais rico do que fora documentado até então.

Ao apontar o seu equipamento para Júpiter ele descobriu as quatro luas visíveis que posteriormente seriam conhecidas como luas galileanas: Europa, Ganimedes, Io e Calisto. Posteriormente a observação se voltou a Vênus e ao contemplar as suas fases, Galileu foi capaz de aferir que o mesmo orbitava em torno do Sol, estrela também observada e cujas manchas solares ele documentou.

A história de Galileu Galilei é muito rica e conta com episódios marcantes amplamente influenciados pelas suas descobertas, mas esse não é o escopo do presente capítulo. A breve introdução serve apenas para demonstrar o quão antiga é a ciência da observação dos corpos celestes e como até hoje, pouca gente teve a oportunidade de apontar um telescópio para o céu e maravilhar-se com o que viu. O objetivo é ajudar os iniciantes e interessados a lançar mão das novas tecnologias para a documentação visual dessas observações.

## 4.2 Os Desafios da Astrofotografia

**Atenção:** As capturas apresentadas neste capítulo foram efetuadas com um **Telescópio Greika 90600 Refrator Azimutal [A8]**. A escolha se deveu a faixa de preço e a presença de exemplos de observações disponíveis na [internet](#)<sup>26</sup>. Na ocasião da compra, a faixa de preço do telescópio era de R\$ 750,00 ou US\$ 148, já com o frete incluso.

Um dos grandes desafios da astrofotografia é conseguir capturar boas imagens no telescópio. Muitas pessoas simplesmente seguram o celular sobre a lente do equipamento e filmam ou fotografam, resultando em capturas tremidas e/ou com pouca resolução.

Felizmente existem maneiras de se contornar o problema e aqui será exposta uma abordagem que além de fixar o celular, também permite alterar as configurações da câmera sem tocar a tela e fazer o telescópio tremer.

**Atenção:** Nenhum item utilizado para adaptar o *smartphone* ao telescópio foi comprado, se tratam de peças reaproveitadas ou que já estavam disponíveis antes do estudo apresentado neste capítulo.

Para o exemplo foram utilizados os seguintes itens (Fig. 1):

<sup>26</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=4AftBitKM-E>



Figural: Itens utilizados para a captura de imagens

1. Smartphone;
2. Fixador da lente ao suporte (feito com um pedaço de cano de PVC, papel e adesivo para ajustar a espessura);
3. Suporte para celular ajustável;
4. Prendedor de um suporte de *smartphone* quebrado;
5. Teclado com *touchpad*.

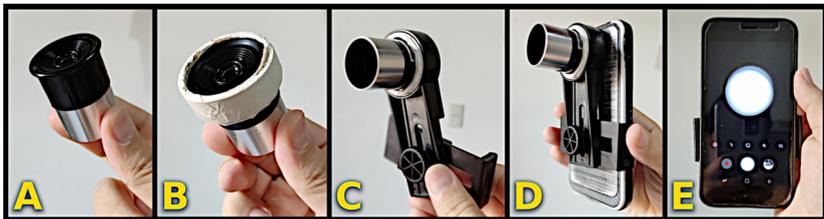


Figura2: Passo-a-passo da fixação da lente no suporte do *smatphone*

Inicialmente tome a lente a qual deseja utilizar (Fig. 2, A) e antes de proceder com a fixação do smartphone coloque-a no telescópio e ajuste o foco no corpo celeste pretendido, assim não será necessário fazê-lo depois de tudo montado, pois o fato da tela do celular ser pequena pode induzir a um foco mal feito. Encaixe o fixador da lente (Fig. 2, B). Encaixe a lente no suporte do celular e ateste a firmeza da fixação (Fig. 2, C). Ajuste o fixador de modo que o celular fique fixo

(Fig. 2, D) e ajuste também a posição da lente, mirando o celular para um local claro, de modo que você veja toda a área de captura da lente (Fig. 2, E).



Figura3: Adaptação do *smartphone* ao telescópio

Uma vez ajustado, use o fixador para reforçar a segurança do celular, evitando que o mesmo caia durante a observação (Fig. 3, F). Coloque a lente no telescópio com toda a estrutura fixada (Fig. 3, G). Ative o teclado com *touchpad* e teste o acesso às configurações da câmera (Fig. 3, H).

#### 4.2.1 Exemplos Capturas em Vídeo

Uma série de vídeos foram capturados utilizando a estrutura de fixação do *smartphone* no telescópio. Seguem os links para apreciação.

Super Lua de 26 de maio de 2021.<sup>27</sup>

Lua observada pelo telescópio Greika 90060 - lente de 4mm.<sup>28</sup>

Saturno observado com um telescópio Greika 90060.<sup>29</sup>

Lua - Telescópio Greika 90060 - lente 12.5 mm.<sup>30</sup>

Pássaro passando em frente a super Lua de 2021-05-26.<sup>31</sup>

<sup>27</sup> [https://www.youtube.com/watch?v=ql\\_bRZa0tlc](https://www.youtube.com/watch?v=ql_bRZa0tlc)

<sup>28</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=ibnaYxs2SnQ>

<sup>29</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=lqljwaUmWQI>

<sup>30</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=Ouvr0Lb3RS0>

<sup>31</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=QjNFz7-gyFY>

## 4.3 Astrofotografia na Prática

### 4.3.1 A Lua

#### Escolhendo a Lente do Telescópio

O telescópio utilizado neste capítulo oferece quatro opções de lente: **20 mm**, **12.5 mm**, **8 mm** e **4 mm**.



Figura4: Capturas com três lentes diferentes.

A lente de **20 mm** permite a fotografia completa da Lua, mas isso compromete a resolução total, posto que a imagem final terá menos *pixels* e logo, menos resolução. Além disso, mesmo que o astro possa ser capturado completamente há uma perda de qualidade nos limites da foto por conta das aberrações cromáticas, sendo assim, torna-se necessária a captura de várias imagens para posterior composição de mosaico (Fig. 4).

A lente de **12.5 mm** captura apenas uma parte da Lua, com boa qualidade e com aberrações cromáticas leves como na lente de **20 mm**.

A lente de **4 mm** captura uma pequena parte da Lua, com fortes aberrações cromáticas, o que não difere muito da lente de **8mm**.

Para a composição que será apresentada, optou-se pela montagem de um mosaico composto por pequenas regiões fotografadas utilizando uma lente de **12.5 mm**.

## Segmentando a Região de Interesse

**Atenção:** Uma vídeo aula abordando o conteúdo aqui exposto está disponível para o leitor deste capítulo. O autor orienta que uma leitura inicial seja feita e posteriormente o acompanhamento da aula disponível no no [YouTube](#)<sup>32</sup>.

Ao todo foram efetuadas 153 tomadas fotográficas, atividade que levou cerca de 14 minutos. O telescópio era apontado para o astro e uma faixa do mesmo era capturada a cada movimentação no sentido vertical. Assim que a Lua desaparecia do campo visual o telescópio era reajustado de modo a capturar uma faixa ao lado, com leve transposição entre uma e outra faixa.



Figura5: Captura parcial da Lua

Para um observador desavisado a imagem apresentada (Fig. 5) dá a entender que se trata da Lua completa, mas na verdade é apenas uma pequena parte da mesma.

Analisando com mais detalhes é possível compreender que o corpo celeste é significativamente maior do que a área fotografada (Fig. 6), representado pela linha tracejada indicada como **Projeção da Lua Completa**. Há um escurecimento na parte direita que na verdade se

<sup>32</sup> <https://youtu.be/eooucSfHmvE>



Figura6: Infográfico da captura fotográfica do mosaico

trata, como indicado, de uma **Falha no Encaixe da Câmera** no momento em que a mesma fora acoplada no telescópio. Nesse caso tratou-se de mera imperícia do observador, fruto de sua inexperiência, mas é possível aproveitar de modo eficaz uma maior área de captura, desde que ajuste a lente da câmera do capturador, no caso o *smartphone*, de modo mais alinhado e perpendicular à lente do telescópio. Além da sombra gerada pelo desalinhamento é possível notar um desfoque maior na região e por conta disso, a **Área Utilizada** sofreu uma pequena redução de modo a capturar o mínimo possível daquela parte distorcida pela lente.

---

**Dica:** Para evitar a região escura e com distorção, procure alinhar corretamente a câmera e pré-visualizar uma área mais iluminada e completamente capturada da Lua e só depois de atestar que tudo se encontra bem ajustado, proceda com as tomadas.

---

Existem várias maneiras de selecionar a região de interesse a ser isolada em uma sequência de fotografias. Para esse exemplo utilizou-se o editor de vídeo do software **Blender 3D** (Fig. 7). O aplicativo oferece a possibilidade de adicionar uma série de fotografias (chamada de sequência) e em seguida adicionar efeitos que limitam a área de interesse e finalmente, ajustar a posição das imagens para centralizar a região de interesse.

Ao segmentar a região as imagens resultantes fornecem uma cap-

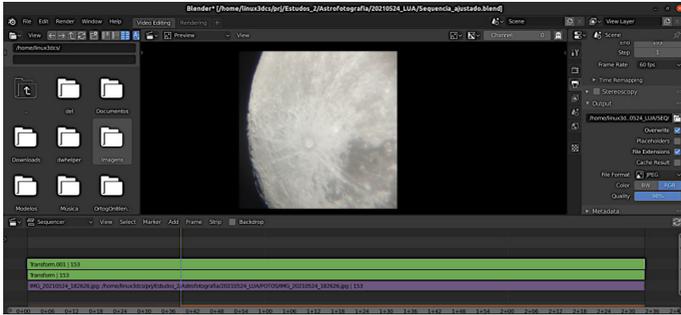


Figura7: Editor de vídeo do Blender

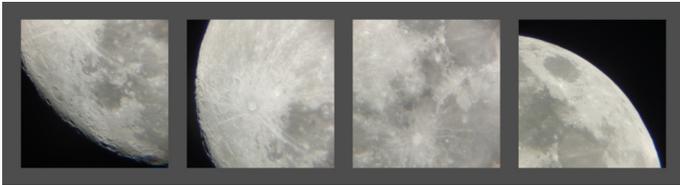


Figura8: Algumas imagens segmentadas

tura com pouquíssimas aberrações cromáticas e borrões (Fig. 8).

Das 153 imagens capturadas e segmentadas, foram selecionadas 82. Esse passo tornou o processamento final mais rápido, além de excluir imagens que não forneciam dados, com grande parte tomada por uma área escura, sem a superfície lunar (Fig. 9).

## Composição da Imagem em Alta Resolução

Uma vez que as imagens foram segmentadas e armazenadas em um diretório distinto é o momento de juntá-las todas em uma única composição (Fig. 10). O software utilizado para tal tarefa é o [Hugin](http://hugin.sourceforge.net/)<sup>33</sup>, desenvolvido para a criação de panoramas a partir de uma série de fotografias.

A propósito, a técnica de composição a partir de várias imagens já foi abordada no capítulo intitulado **Lunetas, Macros e Microscópios Digitais de Baixo Custo na Fotografia e Fotogrametria 3D** [A23].

<sup>33</sup> <http://hugin.sourceforge.net/>

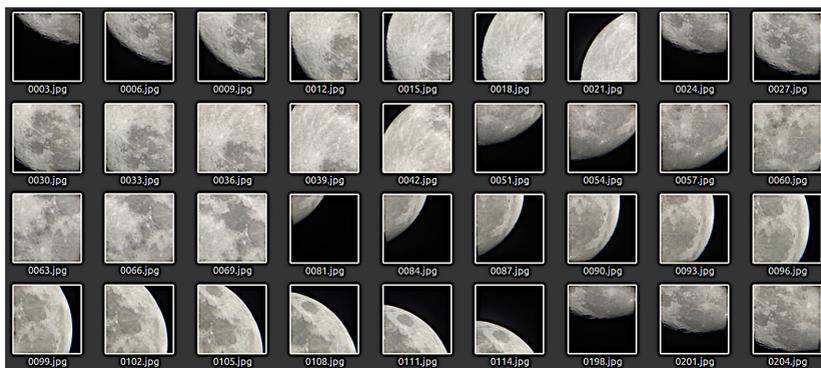


Figura9: Algumas imagens resultantes do processo de segmentação

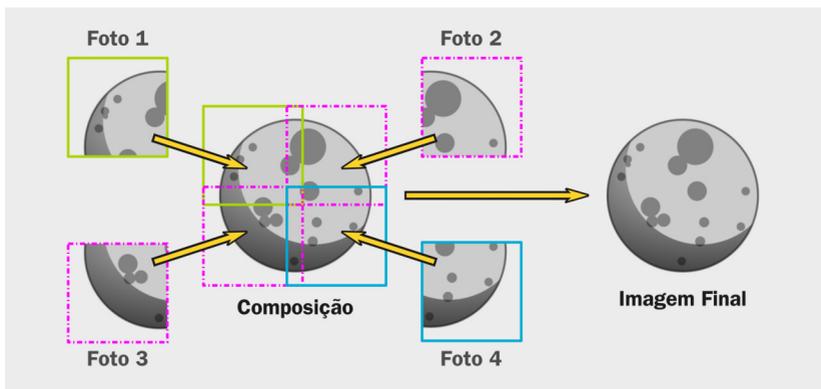


Figura10: Infográfico da composição por mosaico

**Atenção:** Assim como foi feito no subtítulo anterior, este aqui também conta com uma vídeo aula gravada com o passo-a-passo para a composição. O leitor é orientado a ler o texto e posteriormente assistir ao material disponível no [YouTube](#)<sup>34</sup>.

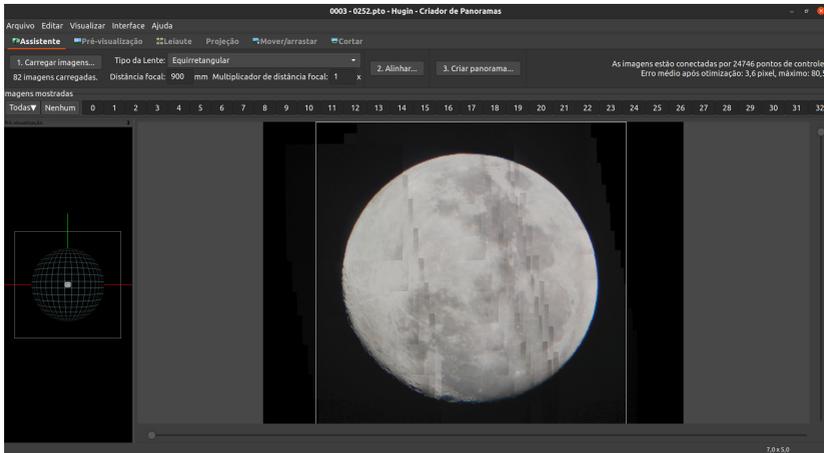


Figura11: Mosaico gerado no software Hugin

Se as imagens estiverem bem configuradas, a junção de todas em um arquivo final transcorre de modo muito simples. Basta clicar em **Carregar imagens** e carregar as 82 capturas, em seguida indicar o **Tipo de lente** como **Equirretangular**, indicar a **Distância focal** em **900**, clicar em **Alinhar** e aguardar até o software calcular a posição de cada parte do mosaico. Assim que o cálculo é finalizado é possível que seja necessário ajustar a região final da imagem em **Cortar**. Ao final, gera-se o arquivo composto em **Criar panorama** (Fig. 11).

Ao criar o panorama existem várias opções disponíveis, dentre elas manter os arquivos gerados durante o processo. No caso do exemplo utilizado neste capítulo o processo foi finalizado sem problema algum, mas não é incomum que erros ocorram. No caso de algum erro persistir o usuário poderá juntar as peças do mosaico manualmente em um editor de imagem. Há uma diferença entre os arquivos

<sup>34</sup> <https://youtu.be/MvrIcuaZgZO>

trabalhados no Hugin e aqueles advindos da segmentação no editor de vídeo do Blender. No caso da segmentação, os arquivos podem conter distorções de lentes, os arquivos do Hugin são ajustados para corrigir essas distorções de modo que as regiões fiquem compatibilizadas, podendo ser montadas por sobreposição.



Figural2: Imagem bruta gerada pelo Hugin

A imagem resultante do Hugin é um grande arquivo TIF, geralmente com canal *alpha* “aparente” (Fig. 12).

A sequência utilizada neste capítulo passou por um ajuste de brilho e contraste, além da correção da rotação (Fig. 13).

E uma vez que temos uma imagem praticamente ortográfica é possível proceder com uma engenharia reversa, projetando a foto em uma esfera e organizando o UVMMap de modo a extrair uma textura bidimensional que servirá como mapa (Fig. 14).

Pode-se acompanhar as fases da Lua, inclusive com a variação de coloração característica de alguns períodos (Fig. 15). É possível ver a diferença de cor presente na observação do dia 26 de maio de 2021, em ocasião da “[superlua de sangue](#)”<sup>35</sup>.

---

<sup>35</sup> <https://bit.ly/3tfAuME>



Figural3: Imagem final editada no Gimp

Ainda que demande significativamente mais trabalho, é possível criar um painel completo da Lua utilizando uma lente menor. No exemplo vê-se uma sequência horizontal de 10 fotografias resultando em uma imagem com grande resolução na região das crateras (Fig. 16).

Ao se comparar os mosaicos compostos por imagens de fotografias com as lentes de 12.5mm versus as lentes de 4mm é possível se ter uma boa ideia da diferença de escala de ambos (Fig. 17).

Para que o observador extraia boas sequências é imprescindível que o mesmo tenha um bom conhecimento da geografia da Lua, posto que se trata de captura manual e saber quais áreas foram sobrepostas é determinante para a composição final do mosaico. Ignorar esse fato pode custar horas de trabalho perdidas pela falta de referências comuns entre uma captura e outra.

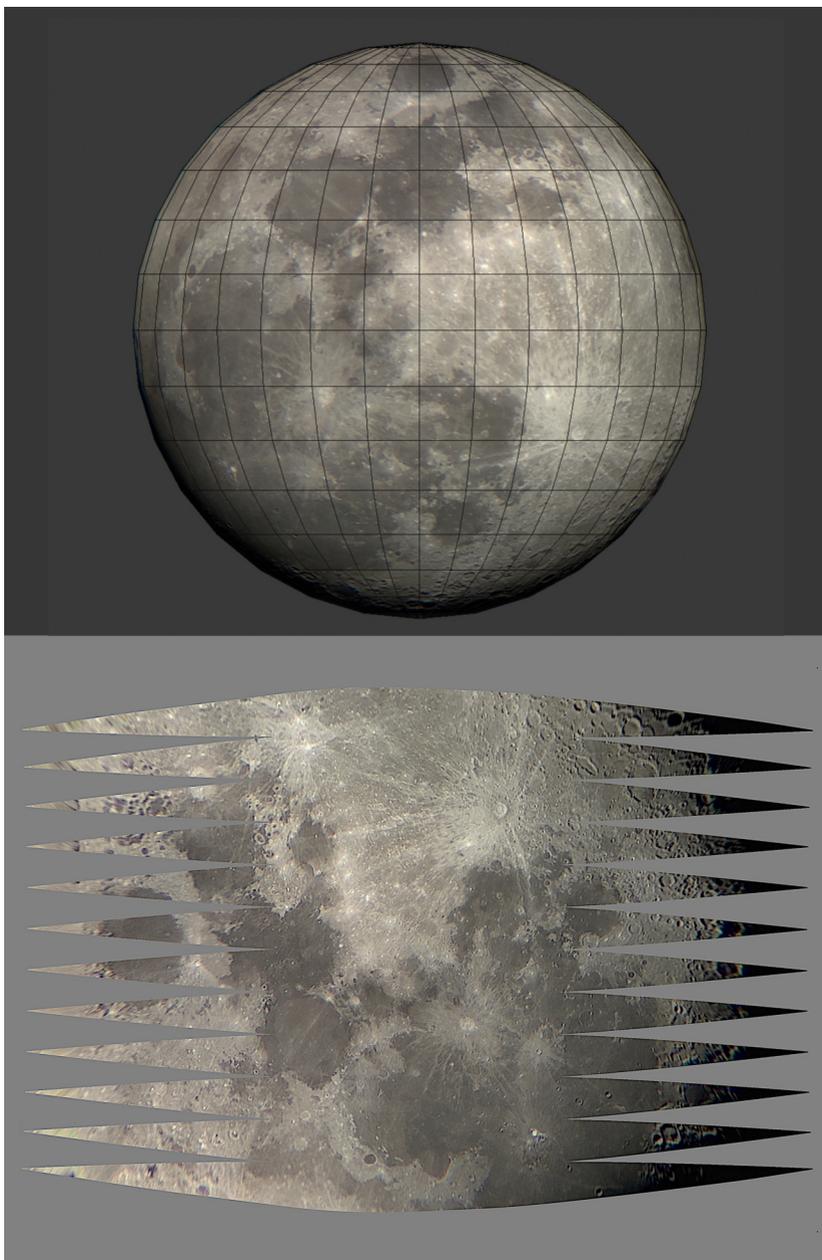


Figura14: Geração de um mapa



Figura15: Capturas em dias diferentes

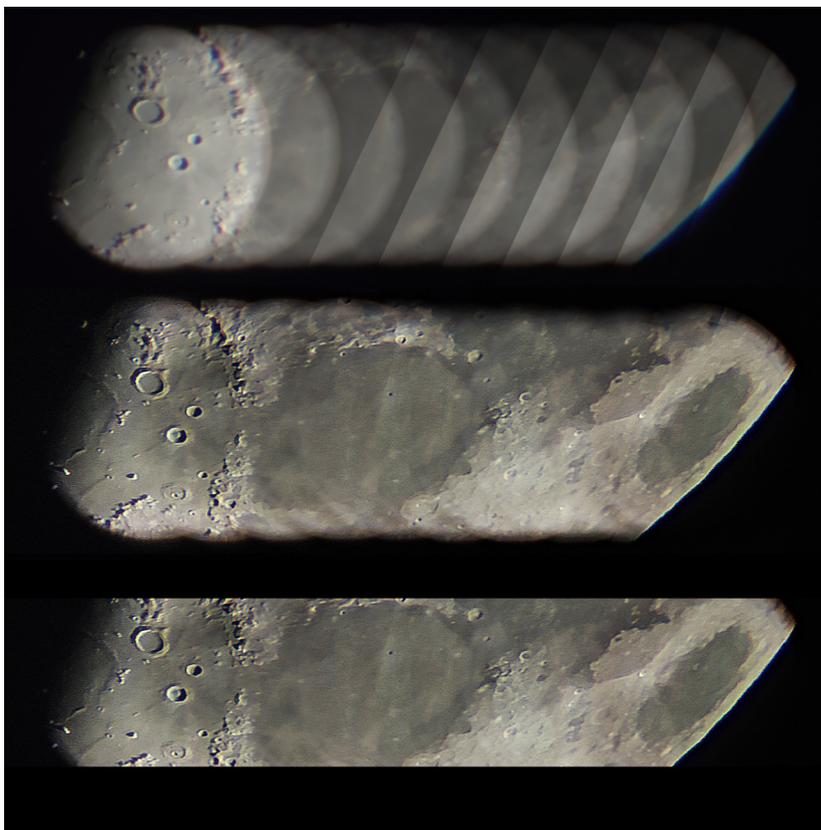


Figura16: Infográfico de captura da superfície lunar com lente de 4mm - alinhamento manual



Figura17: Captura composta de com lente de 12.5 mm vs. captura composta com lente de 4mm

### 4.3.2 Planetas

Diferente da Lua que está mais próxima da Terra e é amplamente capturada pelas lentes do telescópio, a observação de planetas não oferece capturas com tão grande resolução.

No caso do telescópio utilizado neste exemplo, as capturas de Júpiter e Saturno apresentam todos os problemas de uma fotografia indireta, ou seja, quando o *smartphone* é adaptado a resolução não é a mesma de um sensor que recebe a luz diretamente. Diferente da boa resolução recebida pelos olhos, as imagens apresentam ruídos e, caso haja vento ou alguma perturbação, também podem conter borrões de movimento (Fig. 18).

A técnica utilizada neste caso é o empilhamento e alinhamento, ou *stacking*. Grosso modo, captura-se uma série de fotografia ou um vídeo e um algoritmo computacional alinha essas imagens de modo que o planeta seja centralizado e em seguida, faz um trabalho de composição de *pixel* com todas as imagens sobrepostas resultando em uma imagem final sem o ruído presente nas capturas individuais. É possível também fazer a correção das aberrações cromáticas

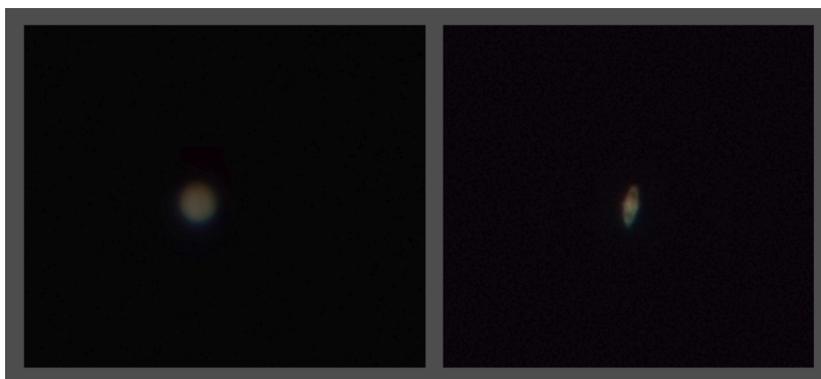


Figura18: Captura crua de Júpiter e Saturno

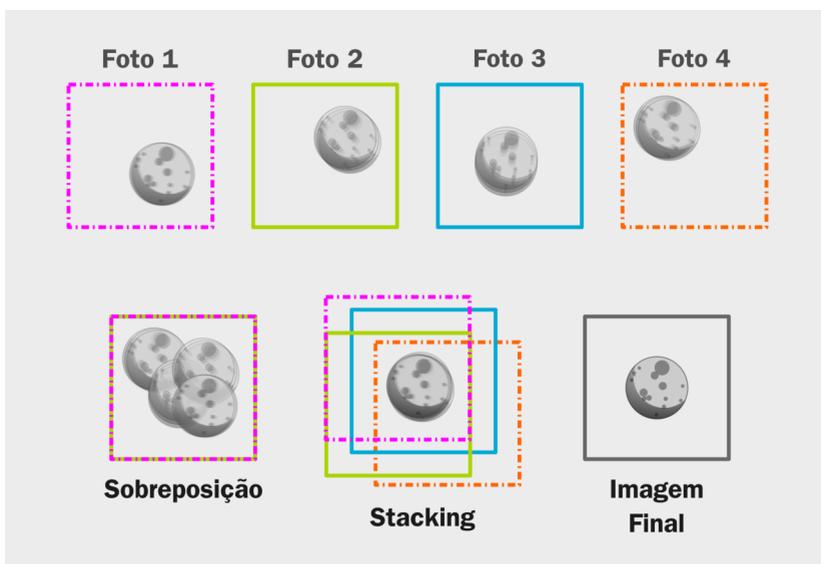


Figura19: Gráfico didático demonstrando o funcionamento da técnica de *stacking*

e um aguçamento buscando maior resolução.

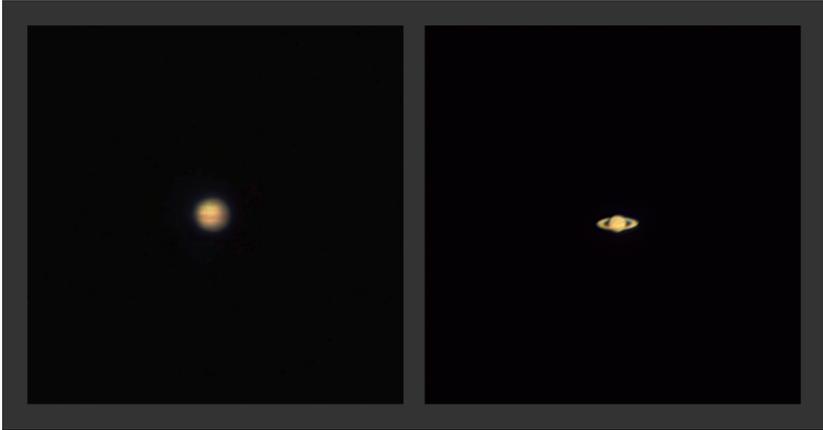


Figura20: Júpiter e Saturno - imagem finalizada

O resultado final não é milagroso, mas trata-se de uma imagem de qualidade significativamente superior a qualquer uma daquelas individuais. O programa utilizado para o alinhamento, redução de aberrações cromáticas e aguçamento inicial foi o [Siril](https://siril.org/)<sup>36</sup>, um software livre para astrofotografia. Também utilizou-se o [Gimp](https://www.gimp.org/)<sup>37</sup> para rotações, tratamento de brilho, contraste e rotação.

Um tutorial em inglês muito bem explanado e detalhado, sobre a abordagem utilizada neste capítulo pode ser encontrado no [YouTube](https://youtu.be/pyBP8H9Gi3w)<sup>38</sup>.

## 4.4 Conclusão

O presente capítulo abordou a astrofotografia demonstrando que é possível proceder com a técnica utilizando software livre, gratuito e multiplataforma.

---

<sup>36</sup> <https://siril.org/>

<sup>37</sup> <https://www.gimp.org/>

<sup>38</sup> <https://youtu.be/pyBP8H9Gi3w>



# Segmentação Automática dos Dentes com o MeshSegNet e o OrtogOnBlender

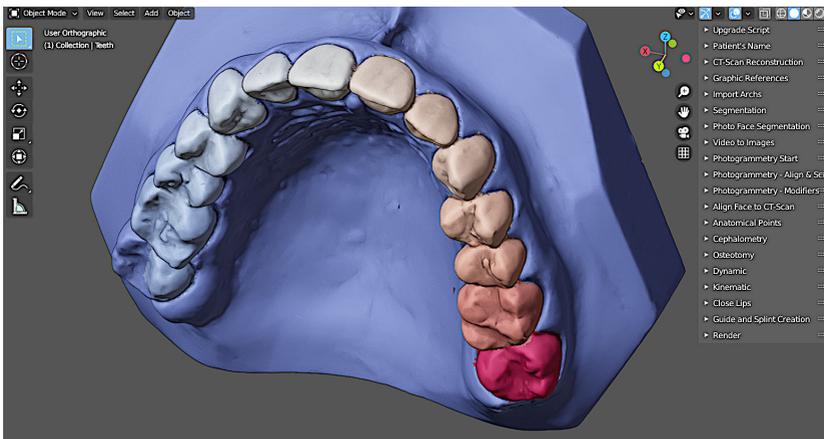
Cicero Moraes

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

Issam Dakir

*Cirurgião Dentista, Marrocos*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14850105>



O presente capítulo tem por objetivo apresentar o sistema de segmentação automática dos dentes, baseado em ferramentas de có-

digo aberto.

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.

## 5.1 Introdução

O OrtogOnBlender foi desenvolvido originalmente para o estudo de planejamento de cirurgias ortognáticas, mas com o passar do tempo e o acúmulo de conhecimento por parte dos usuários, houve uma série de adaptações da ferramenta para outros fins como a rinoplastia, a reconstrução facial forense, a confecção de próteses faciais, as cirurgias de reconstruções faciais e a ortodontia.

Por contar com uma base de usuários majoritariamente composta por cirurgiões dentistas, uma das demandas mais solicitadas são as de segmentação dos dentes para estudos de *setups* e afins. É sabido que a atividade de segmentação pode consumir um tempo considerável quando efetuada manualmente, dada a complexidade estrutural de uma arcada. Foi justamente por isso, que estudos acerca de segmentação automática, ao menos parcial foram iniciadas no grupo de usuários e desenvolvedores.

Como quase todas as ferramentas presentes no OrtogOnBlender, a solução em segmentação deveria ser de código aberto e multiplataforma. Depois de muita pesquisa e estudos, descobriu-se a suite *MeshSegNet*<sup>39</sup> [A10] [A11] que se adequava a todos os parâmetros pretendidos. O funcionamento dos comandos utiliza inteligência artificial que reconhece cada estrutura de dente presente no modelo 3D, baseado em dezenas de digitalizações tridimensionais que alimentaram o aprendizado do algoritmo.

Os autores estudaram o passo-a-passo disponível na documentação oficial e adequaram as ferramentas para que rodassem no Linux, no Windows e no Mac OS X. Em seguida foi desenvolvida uma interface gráfica disponível na aba *OthersOnBlender* para facilitar o acesso por parte dos usuários. A adaptação da ferramenta a situações

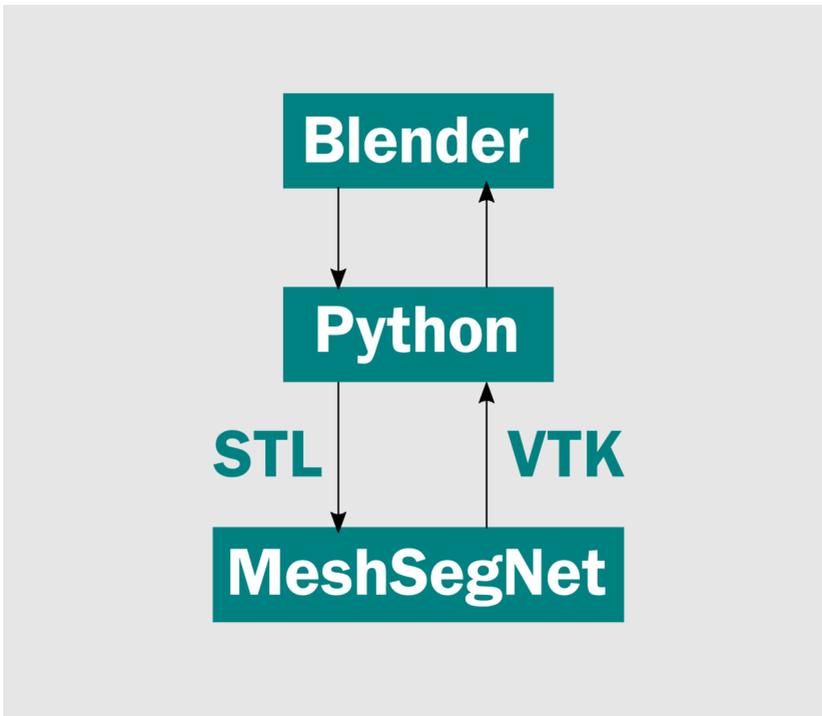
---

<sup>39</sup> <https://github.com/Tai-Hsien/MeshSegNet>

tão distintas contou com o auxílio do desenvolvedor (@Tai-Hsien) do MeshSegNet que orientou e ajustou pequenos trechos do código, permitindo que o mesmo se fizesse funcional de modo multiplataforma.

## 5.2 Como Funciona - Conceito

O script funciona da seguinte forma, o modelo proveniente de uma digitalização intraoral é importado ao Blender. Uma vez selecionado, seja a arcada superior ou inferior, o modelo é exportado como STL, utilizando uma programação em Python.



Figural: Funcionamento básico da integração do MeshSegNet com o Blender

Em seguida a malha passar por uma análise em passos no MeshSegNet, onde os dentes são segmentados e o resultado da computação

é um arquivo VTK pigmentado com cores diferentes para cada dente segmentado. A estrutura do arquivo VTK é muito ampla e rica em definições e o Blender conta com poucos scripts que lêem esse formato. Nenhum deles importava a malha com pigmentação, de modo que um importador foi desenvolvido e adicionado ao OrtoGOnBlender em linguagem Python, para que a arcada segmentada pudesse ser importada novamente ao Blender (Fig. 1).

## 5.3 Como Funciona - Na Prática

**Aviso:** O segmentador dos dentes não funciona na versão 2.80 do Blender. O usuário que desejar testá-lo terá que fazê-lo na versão 2.91.

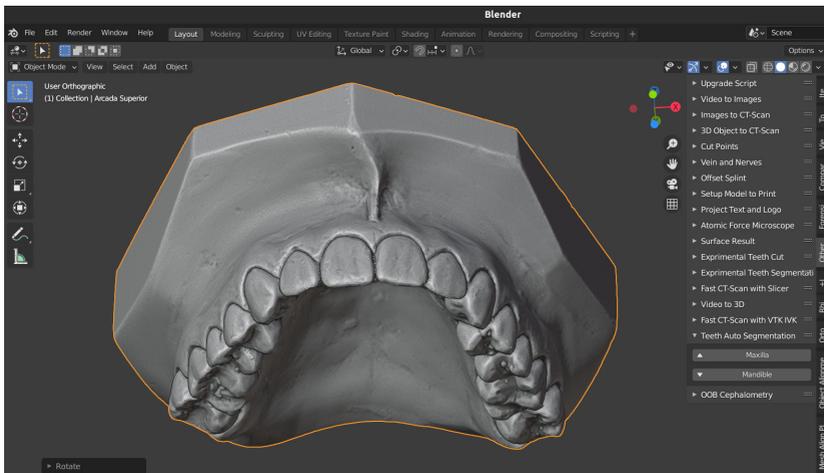


Figura2: Digitalização intraoral importada

Inicialmente é necessário importar o modelo (Fig. 2) utilizando o comando **File -> Import** e selecionando o formato desejado. Parte considerável dos usuários trabalha majoritariamente com os formatos STL e PLY.



Figura3: Interface do segmentador dos dentes

A interface do comando é muito simples, basta selecionar a arcada desejada e clicar sobre o botão que indica a estrutura. Neste caso, como se trata da parte superior, basta clicar em Maxilla (Fig. 3).

```
Sample filenames: ['Maxilla.stl']
Output path: /tmp/tmp1fpio6p
Predicting Sample filename: Maxilla.stl
  Downsampling...
  Predicting...
Sample filename: Maxilla.stl completed
Predicting Sample filename: Maxilla.stl
  Downsampling...
  Predicting...
  Refining by pygco...
  Upsampling...
Original contains too many cells, simplify to 99999 cells
Sample filename: Maxilla.stl completed
  computing time: 13.31 sec
Convertendo para VTK...

Successfully imported '/tmp/tmp1fpio6p/Maxilla.ply' in 1.504 sec

SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DOS DENTES - MAXILA

TEMPO DA RECONSTRUÇÃO EM SEGUNDOS: 35
TEMPO DA RECONSTRUÇÃO: 0:00:35

Processador: Intel(R) Core(TM) i9-9900K CPU @ 3.60GHz
Threads: 16
Memória: 62.68
Sistema Operacional: Linux
█
```

Figura4: Saída dos comandos no terminal

O processo de segmentação poderá ser acompanhado no terminal com as saídas de comandos (Fig. 4). Se tudo der certo será impressa no terminal uma mensagem com o tempo total do processo em segundos, minutos e algumas informações acerca do computador utilizado, como a memória RAM, o modelo do processador e o sistema operacional.

Pouco tempo depois o processo é finalizado resultando em um modelo pigmentado (Fig. 5).

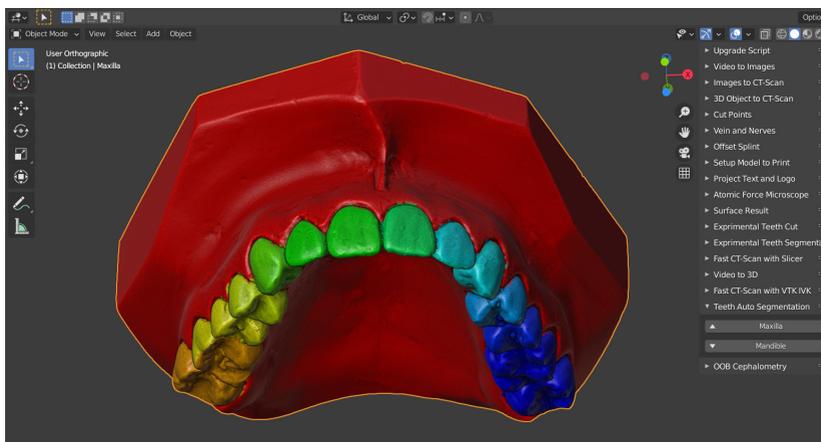


Figura5: Modelo segmentado

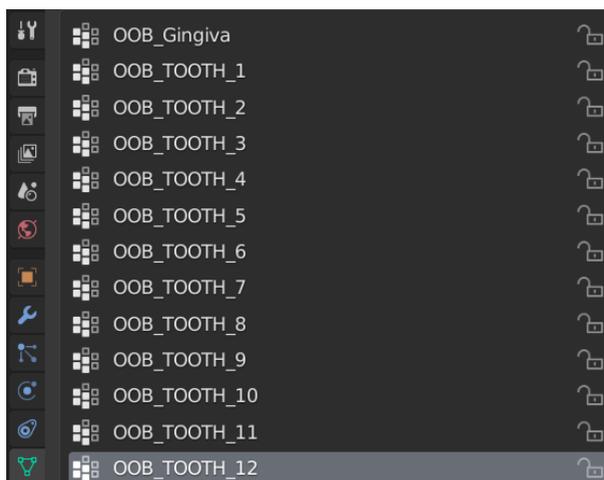


Figura6: Vertex Groups

A segmentação resultante separou as estruturas reconhecidas em **Vertex Groups** nomeados segundo a ordem de geração, não compatíveis com os números dos dentes (Fig. 6).

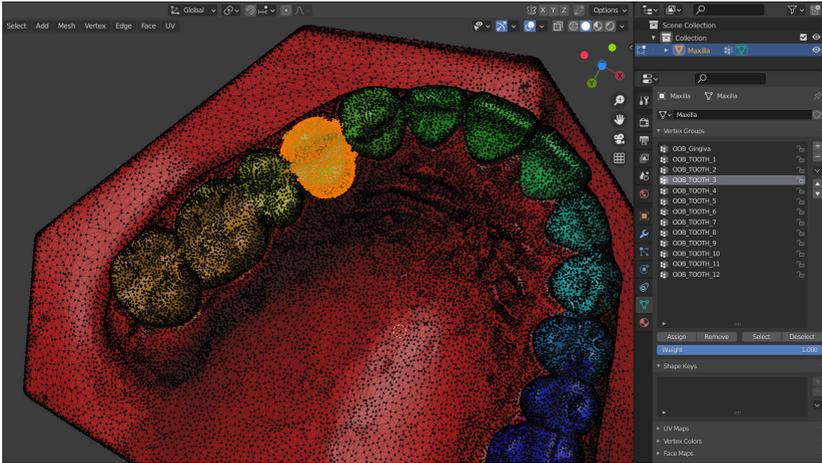


Figura7: Seleção por Vertex Groups

Caso o usuário deseje selecionar um grupo específico basta entrar em **Edit Mode**, clicar sobre o nome do **Vertex Group** e em seguida clicar em **Select** (Fig. 7).

## 5.4 Teste de Desempenho

Para avaliar o funcionamento da ferramentas em sistemas operacionais diferentes, foram efetuados testes de desempenho. Estes foram rodados em um mesmo notebook contendo três sistemas operacionais diferentes (Windows, Linux e Mac OS X). Uma descrição detalhada da abordagem tomada para o teste no mesmo computador pode ser lida no capítulo **Fotogrametria 3D - Desempenho nos Sistemas Operacionais: Windows, Linux e Mac OS X [A22]**. Basicamente trata-se de um notebook contendo um processador i7-8565U com 20 GB de RAM.

Duas malhas correspondentes as arcada superior e inferior foram selecionadas. Executaram-se 5 testes em cada uma das malhas e o

tempo em segundos foi armazenado em uma planilha, de modo a gerar uma média de tempo em cada sistema operacional.

Tabela1: Tempo de Segmentação em Segundos

Arch	Windows	Mac OS X	Linux
Upper #1	54	63	75
Upper #2	45	51	74
Upper #3	47	51	74
Upper #4	44	50	74
Upper #5	43	51	73
Lower #1	50	51	77
Lower #2	43	51	74
Lower #3	43	51	74
Lower #4	44	72	74
Lower #5	40	51	75
<b>Average</b>	<b>45</b>	<b>52</b>	<b>74</b>

O único sistema que não apresentou grande variação nos tempos foi o Linux. No Windows e no Mac OS X alguns dos valores foram bem diferentes da média, mas isso não influenciou significativamente o resultado final.

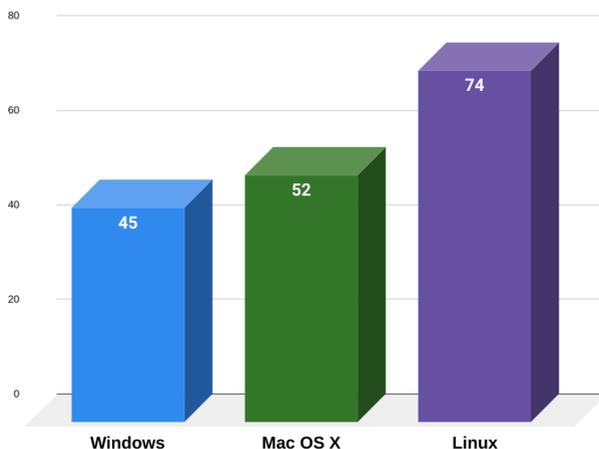


Figura8: Desempenho final em cada sistema operacional

O Windows apresentou o melhor desempenho (45 segundos), seguido bem de perto pelo Mac OS X (52 segundos). O Linux foi claramente mais lento dos que os demais (74 segundos) (Fig. 8).

## 5.5 Conclusão

A ferramenta de segmentação dos dentes não tem como objetivo separar as estruturas com acurácia total, mas tornar o processo mais simples e rápido para o usuário. É possível que essa solução forneça uma espécie de “pré-segmentação”, resultando em um corte prévio das regiões desejadas e deste modo, oferecendo ao usuário a possibilidade de ajustar as linhas, retirando partes desnecessárias ou complementando com novos cortes.

Os autores buscaram integrar o MeshSegNet ao OrtogOnBlender e fazê-lo funcional nos três sistemas operacionais mais populares do mercado de computadores. A etapa mostrou-se bem sucedida e o próximo é buscar a adequação da ferramenta frente às necessidades dos usuários.



# Análise de Desempenho do OrtogOnBlender no Windows, Linux e Mac OS X

**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

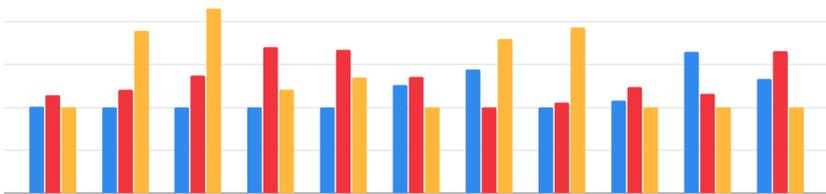
**Rodrigo Dornelles**

*Cirurgião Plástico, Núcleo de Plástica Avançada - NPA, São Paulo-SP*

**Everton da Rosa**

*Cirurgião BMF, Hospital de Base, Brasília-DF*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14865834>



O presente capítulo tem por objetivo comparar o desempenho do OrtoGOnBlender nos três sistemas para computadores mais populares do mercado.

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.

## 6.1 Apresentação

Uma das grandes preocupações dos desenvolvedores ao oferecerem uma solução multiplataforma é garantir que o desempenho seja compatível em sistemas operacionais diferentes. Pensando nisso os autores reuniram uma série de comparativos de desempenho efetuados nos meses precedentes a publicação deste capítulo.

Foram 11 comparações, sendo 10 delas objetivas e uma com maior grau de subjetividade. As objetivas utilizaram o fator de tempo e estão relacionadas ao desempenho de comandos executados em sistemas operacionais diferentes. A comparação subjetiva leva em consideração as dificuldades de se instalar o OrtogOnBlender em sistemas operacionais diferentes.

Segue a lista das comparações abordadas:

1. Fotogrametria 3D - Desempenho nos Sistemas Operacionais: Windows, Linux e Mac OS X. [A22]
2. Reconstrução de Tomografias nos Sistemas Operacionais: Windows, Linux e Mac OS X. [A25]
3. Sistema de Reconstrução de Tomografia Computadorizada Baseado no Slicer 3D e no DicomToMesh. [A27]
4. Digitalização 3D a partir de Fotografias com o SMVS e o MVE na Internet. [A21]
5. Reconstrução de Voxel Data no OrtogOnBlender. [A26]
6. Reconstrução de Tomografias com o VTK Python, o SimpleITK e o Multiprocessing (VTK-ITK). [A18]
7. Reconstrução de Tomografias com o VTK Python, o SimpleITK e o Multiprocessing (SLICER 2).
8. Reconstrução de Tomografias com o VTK Python, o SimpleITK e o Multiprocessing (SLICER-multi).
9. Melhoramentos na Conversão de Objetos 3D em Arquivos DICOM no OrtogOnBlender. [A24]
10. Segmentação Automática dos Dentes com o MeshSegNet e o OrtogOnBlender. [A17]

11. Instalação do OrtogOnBlender no [Windows](#)<sup>40</sup>, [Linux](#)<sup>41</sup> e [Mac OS X](#)<sup>42</sup>.

Cada estudo apresentou um valor diferente em segundos ou minutos e para compatibilizar todos eles os autores tomaram o menor tempo em cada um, dividindo pelos demais valores do mesmo estudo, resultando na seguinte fórmula: **Menor Tempo Obtido no Estudo / Tempo Levado no Sistema Operacional**. Se tomado como exemplo o capítulo **Fotogrametria 3D - Desempenho nos Sistemas Operacionais: Windows, Linux e Mac OS X**, o tempo levado pelo Windows foi de 28,53 segundos por foto, o tempo levado pelo Linux foi de 28,89 segundos e o Mac OS X levou 32,56 segundos. Logo, o menor tempo foi de 28,53 no Windows. Dividindo os valores, resultam-se os fatores em cada sistema:

Windows:  $28,53 / 28,53 = 1,00$

Linux:  $28,89 / 28,53 = 1,01$

Mac OS X:  $32,56 / 28,53 = 1,14$

O único estudo que não contou com um levantamento objetivo como o acima abordado, foi aquele relacionado à instalação. O Windows é claramente o sistema onde instalar o OrtogOnBlender é uma tarefa mais simples, pois conta com apenas uma fase contendo linha de comando, aquela relacionada ao ajuste do diretório do usuário às configurações do *add-on*. Já a instalação no Linux e no Max OS X é completamente efetuada por linha de comando, mas com mais fatores que possam representar dificuldades no Mac OS X, como as atualizações constantes do [Homebrew](#)<sup>43</sup> e a dependência da conexão da internet frente a um grande volume de downloads.

<sup>40</sup> [http://www.ciceromoraes.com.br/doc/pt\\_br/OrtogOnBlender/Instalacao\\_Windows.html](http://www.ciceromoraes.com.br/doc/pt_br/OrtogOnBlender/Instalacao_Windows.html)

<sup>41</sup> [http://www.ciceromoraes.com.br/doc/pt\\_br/OrtogOnBlender/Instalacao\\_Linux.html](http://www.ciceromoraes.com.br/doc/pt_br/OrtogOnBlender/Instalacao_Linux.html)

<sup>42</sup> [http://www.ciceromoraes.com.br/doc/pt\\_br/OrtogOnBlender/Instalacao\\_MacOSX.html](http://www.ciceromoraes.com.br/doc/pt_br/OrtogOnBlender/Instalacao_MacOSX.html)

<sup>43</sup> [https://brew.sh/index\\_pt-br](https://brew.sh/index_pt-br)

## 6.2 Resultados

Tabela: Desempenho do OrtogOnBlender (1,00 é melhor)

ID	Lin	Mac	Win
OpenMVG+OpenMVS	1,01	1,14	1,0
CT-Scan DEFAULT	1,0	1,20	1,89
SLICER	1,0	1,37	2,15
SMVS	1,0	1,70	1,20
VOXEL SLICER	1,0	1,68	1,35
VTK-ITK	1,26	1,35	1,0
SLICER 2	1,44	1,0	1,80
SLICER-multi	1,0	1,06	1,93
3D to CT-Scan	1,08	1,24	1,0
MeshSegNet	1,64	1,16	1,0
Installation	1,33	1,66	1,0
<b>Average</b>	<b>1,16</b>	<b>1,32</b>	<b>1,39</b>

Uma tabela com todos os resultados foi organizada e extraída a média em cada um dos sistemas operacionais (Tabela 1).

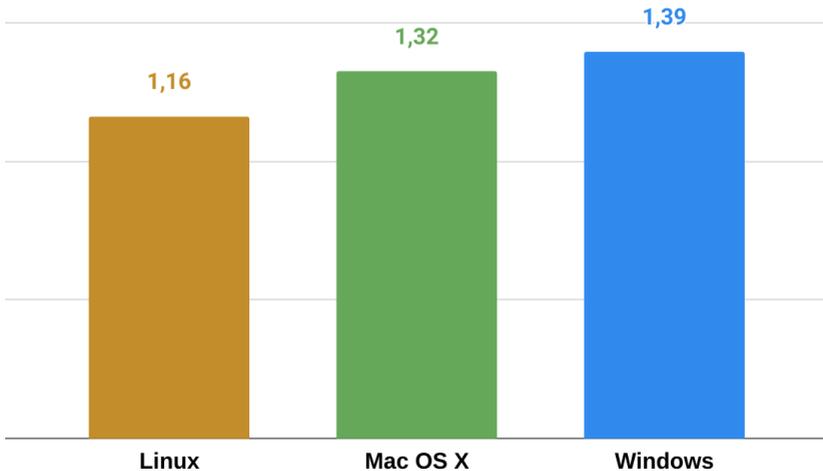


Figura1: Resultado final dos testes de desempenho

O resultado final (Fig. 1) foi o seguinte:

1º Linux: 1,16

2º Mac OS X: 1,32

3º Windows: 1,39

Se aplicado o fator abordado anteriormente os valores seriam os seguintes:

1º Linux: 1,00

2º Mac OS X: 1,14

3º Windows: 1,20

## 6.3 Conclusão

A comparação do desempenho do OrtogOnBlender em sistemas operacionais diferentes mostrou que o funcionamento do *add-on* é muito compatível em todos eles. Como se trata de um apanhado de ferramentas novas e antigas, não se pode medir a importância do desempenho totalmente pelas médias finais. Uma explicação para isso, por exemplo, são os casos da fotogrametria e da tomografia. Ambas se mostraram muito boas no Windows, que no geral ficou em último, mas a maioria dos usuários do OrtogOnBlender lançam mão do *add-on* justamente para utilizar tais ferramentas e no caso do OpenMVG e do VTK-ITK, pode-se dizer que o Windows venceu no desempenho. Já o Mac OS X, ainda que tenha de saído melhor em apenas uma comparação, no geral não se descolou dos demais sistemas, estando próximo dos números dos outros dois, resultando inclusive na segunda colocação geral. Este estudo foi esclarecedor ao mostrar que os fatores obtidos não justificam a troca de um sistema operacional por outro, ou mesmo a descontinuação do OrtogOnBlender em alguns deles, mas a diferença de desempenho pode ser diluída na experiência do usuário, posto que no final, o melhor sistema operacional é aquele que o operador escolheu.



# Composição de um Mosaico em Alta Resolução a partir de Capturas Microscópicas

**Eduardo Dallazen**

*Cirurgião BMF, Mestrando FOA/UNESP, Araçatuba-SP*

**Anderson Maikon de Souza Santos**

*Cirurgião BMF, Doutorando FOA/UNESP, Araçatuba-SP*

**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14940663>



O presente capítulo tem por objetivo apresentar o uso do [Hugin](http://hugin.sourceforge.net/)<sup>44</sup> para a criação de mosaico a partir de uma série de imagens microscópicas sequenciais.

---

<sup>44</sup> <http://hugin.sourceforge.net/>

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.

## 7.1 Apresentação

Desde a criação dos primeiros microscópios de luz no final do século XVI e início do século XVII, o estudo dos tecidos (histologia) têm instigado a curiosidade humana e motivado a realização de trabalhos utilizando a microscopia, permitindo a avaliação dos tecidos em diferentes aumentos, dependendo da necessidade do observador. Atualmente a histologia faz parte da grade de disciplinas de cursos de graduação e pós-graduação das áreas que envolvem ciências biológicas e da saúde, e tem se mostrado essencial para o desenvolvimento da ciência e melhorias na qualidade de vida da população. A partir de técnicas específicas pode-se preparar os tecidos para que seja possível observar padrões de normalidade ou alterações provenientes de doenças ou induzidas por tratamentos e intervenções nas regiões analisadas.

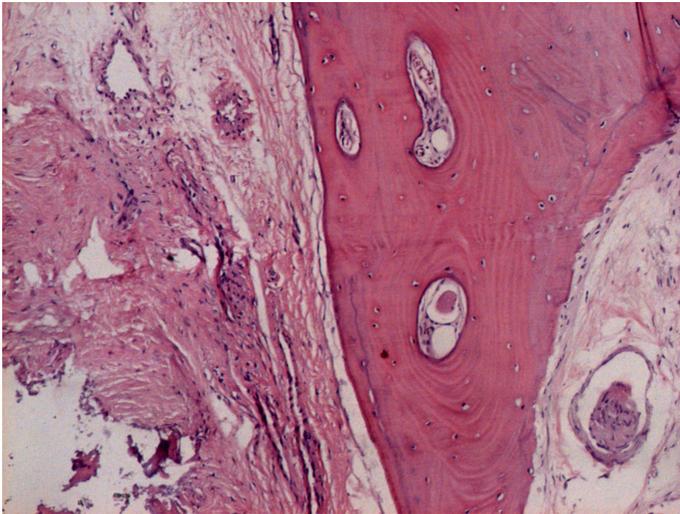
Uma das aplicações da histologia na área médico/odontológica é a avaliação da neoformação de tecido ósseo após procedimentos de enxertia. Um exemplo é a avaliação do tecido ósseo formado após o levantamento da membrana do seio maxilar e enxertia da região, seja com biomaterial ou enxerto autógeno. Para isso, após o período de reparo, são realizadas coletas das regiões de enxertia. Essas amostras passam por processo laboratorial para incorporação dos tecidos (calcificados ou descalcificados) em lâminas histológicas, coradas, rotineiramente, com hematoxilina e eosina (HE), sendo utilizadas para realização de análises da quantidade de osso neoformado, tecido conjuntivo e partículas de biomaterial remanescente. Nessas análises, regiões predefinidas são utilizadas para calcular médias dos tecidos presentes naquele corte histológico [A32].

Uma das desvantagens desse tipo de análise é que as imagens são realizadas em objetivas de 12,5x de aumento, o que restringe o campo de visão da totalidade do corte histológico, o qual já representa uma fração da área enxertada. Desta forma, a composição de uma imagem ampla com alta resolução permite uma melhor visualização da

distribuição e relacionamento dos tecidos na área enxertada, juntamente com a possibilidade de visualizar detalhes celulares a partir da ampliação da imagem no computador.

## 7.2 Criando o Mosaico

A criação do mosaico seguiu a mesma abordagem descrita nos capítulos **Lunetas, Macros e Microscópios Digitais de Baixo Custo na Fotografia e Fotogrametria 3D [A23]** e **Guia Prático de Astrofotografia Amadora com Software Livre [A15]**, ou seja, uma série de fotografias foram capturadas, com pequenas regiões sobrepostas de modo que o algoritmo juntasse todas elas em um grande arquivo final.



Figural: Exemplo de captura individual

As capturas foram efetuadas com uma câmera **Zeiss AxioCam ICc 1 Rev.4 FireWire, 1.4MP, 1/2**, acoplada ao microscópio de luz (Carl Zeiss Jena Jenamed 2) com ampliação de 12,5 vezes (Fig. 1).

A lâmina foi completamente varrida com 64 capturas individuais sobrepostas (Fig. 2)



Figura2: Thumbnails de algumas capturas

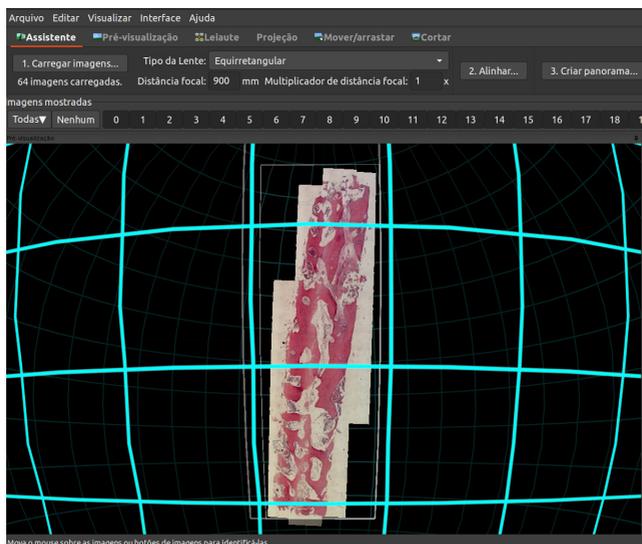


Figura3: Mosaico gerado no Hugin

A geração do mosaico (Fig. 3) seguiu a mesma sequência de comandos descritos em um dos capítulos supracitados, mais precisamente na seção [Composição da Imagem em Alta Resolução](#)<sup>45</sup>.

---

**Dica:** No capítulo citado está disponível uma [videoaula](#)<sup>46</sup> com o passo a passo da composição de um mosaico. Ainda que não se trate de uma lâmina como a abordada no capítulo, a abordagem é a mesma utilizada para a composição da imagem final.

---

A imagem resultante do processo foi um arquivo TIF de 3468 x 11401 pixels, totalizando 57,9 MB (Fig. 4).

Para permitir que a região de interesse ficasse mais evidente, a imagem passou por uma edição que alterou o brilho e o contraste, de modo a salientar a área observada pelo microscópio (Fig. 6). Esse tipo de edição pode ser efetuado no Photoshop® ou em um software livre como o [Gimp](#)<sup>47</sup>.

## 7.3 Conclusão

O Hugin é uma ferramenta apta para compor imagens em alta resolução a partir de um conjunto de capturas microscópicas e embora o presente capítulo tenha abordado uma composição em lâmina histológica de amostra de seio maxilar corada em HE, a técnica aqui apresentada pode ser utilizada para diferentes modelos experimentais e para diversas colorações. No entanto, salientamos que a quantidade de capturas de imagens irá variar de acordo com a definição almejada e com o tamanho da objetiva e da peça histológica.

---

<sup>45</sup> [http://ortogonline.com/doc/pt\\_br/OrtogOnLineMag/3/Astrofotografia.html#composicao-da-imagem-em-alta-resolucao](http://ortogonline.com/doc/pt_br/OrtogOnLineMag/3/Astrofotografia.html#composicao-da-imagem-em-alta-resolucao)

<sup>46</sup> <https://www.youtube.com/watch?v=MvrIcuaZgZ0>

<sup>47</sup> <http://www.gimp.org>



Figura4: Mosaico resultante do processo



Figura5: Imagem final pós edição



# **Manejo do Sorriso Gengival através de Enxertia com Cimento Ortopédico Planejada Digitalmente**

**Celso Ricardo Adami**

*Mestre em Implantodontia, Professor da UCS, Caxias do Sul-RS*

**Rafael Ramos de Oliveira**

*Doutor em Periodontia, Professor da PUCRS e UCS, Caxias do Sul-RS*

**Paulo Roberto Castro Mattia**

*Doutor em Prótese Dentária, Professor da UCS, Caxias do Sul-RS*

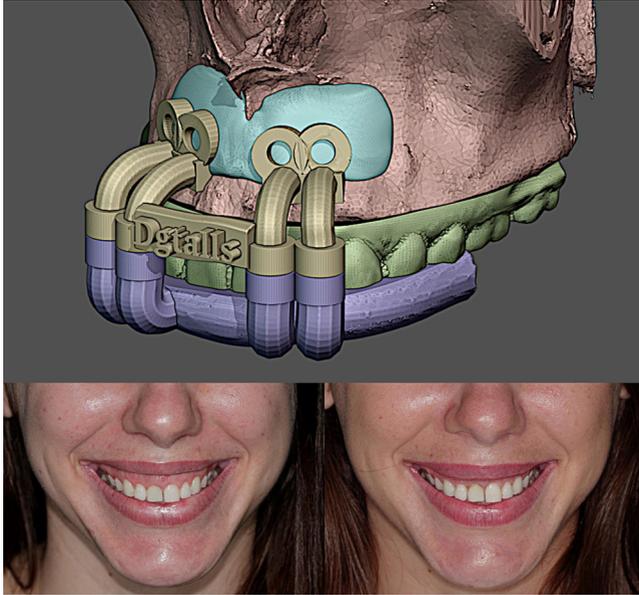
**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.16455063>

O presente capítulo tem por objetivo apresentar o uso do OrtoGOn-Blender no manejo de sorriso gengival através de enxertia com cimento ortopédico planejada digitalmente.

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.



## 8.1 Introdução

Atualmente, dentre as queixas mais comuns dos pacientes na prática diária dos consultórios odontológicos está relacionada à exposição excessiva de gengiva ao sorrir. Esta condição é conhecida como sorriso gengival e caracteriza-se pela exposição da gengiva acima de 3 mm [A30]. O sorriso gengival pode ter diferentes etiologias, que devem ser devidamente identificadas previamente à escolha do tratamento e várias alternativas terapêuticas estão disponíveis para o manejo do sorriso gengival. Uma forma usual de tratamento é a cirurgia para aumento de coroa clínica [A36].

Em alguns casos, observa-se falta de suporte labial em função de uma depressão acentuada do processo anterior da maxila. Nestes casos, o aumento de coroa clínica estético pode ser associado ao reposicionamento labial com cimento ortopédico, à base de Polimetilmetacrilato (PMMA) [A4]. Este material possui um bom grau de biocompatibilidade com os tecidos humanos, e tem sido utilizado para a reconstrução óssea em várias especialidades da medicina desde 1945 [A13].

A técnica de preenchimento da depressão subnasal com cimento

ortopédico tem a função de dar suporte e reduzir a movimentação do lábio melhorando significativamente a estética do sorriso, reduzindo a exposição gengival e expondo mais o vermelhão do lábio.

## 8.2 Planejamento Digital



Figural: Exemplo de caso clínico com evidente sorriso gengival

A técnica que se propõe inicia com a detecção do sorriso gengival por fotografias e exame clínico (fig.1). Após isso é realizada uma tomografia computadorizada de feixe cônico para que possamos mapear a área interna que receberá o enxerto. Um escaneamento intraoral baseado em luz estruturada complementa os itens digitais a serem utilizados, posto que esse modelo oferece uma precisão maior (apenas externa) do que os dentes reconstruídos pela tomografia computadorizada.

O arquivo DICOM, advindo da região tomografada é importado automaticamente pela ferramenta SLICER do OrtogOnBlender (fig. 2). A região de interesse neste caso é a dos ossos, nomeada pelo sistema como Bones. O tecido mole (SoftTissue) e os dentes (Teeth) gerados automaticamente são ocultados.

Um enxerto que ocupa a depressão subnasal é esculpido digitalmente, deixando essa concavidade mais reta (fig.3).

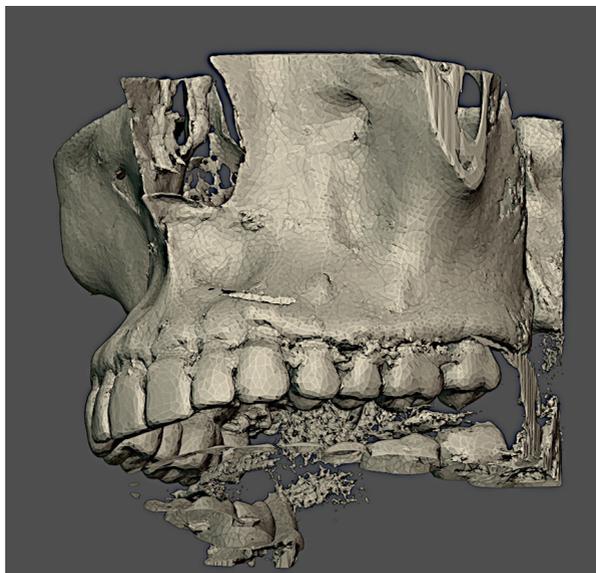


Figura2: Região de interesse reconstruída a partir da tomografia computadorizada

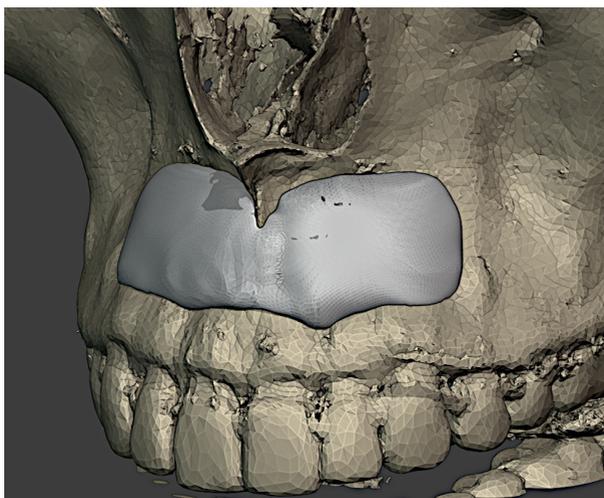


Figura3: Enxerto modelado sobre o osso

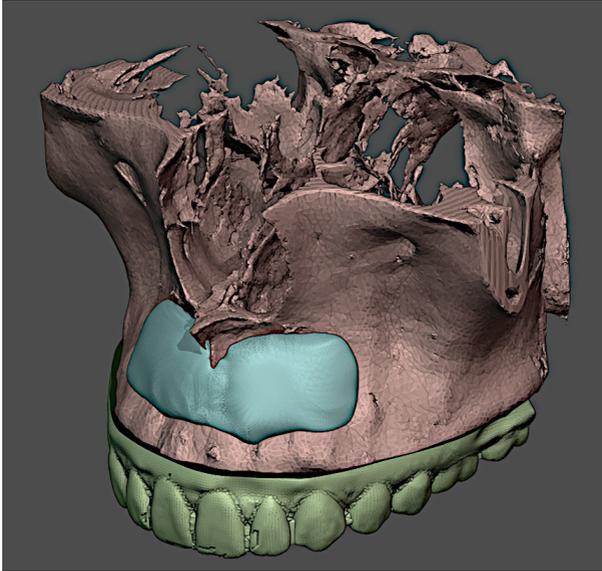


Figura4: Modelo dos dentes digitalizado (intraoral) alinhado à tomografia

O modelo dos dentes digitalizado por luz estruturada (intraoral) é alinhado à malha reconstruída a partir da tomografia (fig. 4). Ainda que a tomografia forneça a estrutura interna de uma peça anatômica, a precisão da mesma não é tão grande como a de um escaneamento intraoral, ainda que esse não forneça dados internos, ou seja, explore-se o melhor dos dois mundos com o alinhamento dos modelos.

Com o modelo composto é possível criar as estruturas que hão de compor o os guias finais. O guia superior se encaixa no enxerto que por sua vez é encaixado no osso (fig. 5). Esse guia fornecerá os dados para o parafusamento.

Já o guia inferior se encaixa aos dentes advindos da digitalização intraoral e se acopla ao guia superior com pequenos magnetos que por sua vez se encaixarão nos cilindros negativos (fig. 6).

---

**Importante:** Uma abordagem sobre a confecção de guias para cirurgias odontológicas pode ser encontrada no capítulo [Confecionando um Guia para Retirada de Cisto Dentário com o OrtogOnBlender](#)<sup>48</sup>

<sup>48</sup> [http://ortogonline.com/doc/pt\\_br/OrtogOnLineMag/2/GuiaDente.html](http://ortogonline.com/doc/pt_br/OrtogOnLineMag/2/GuiaDente.html)

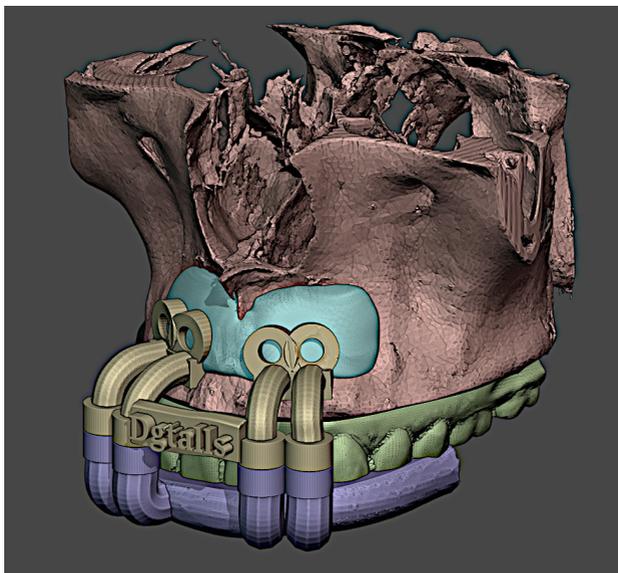


Figura5: Guias modelados sobre as estruturas ósseas e enxerto

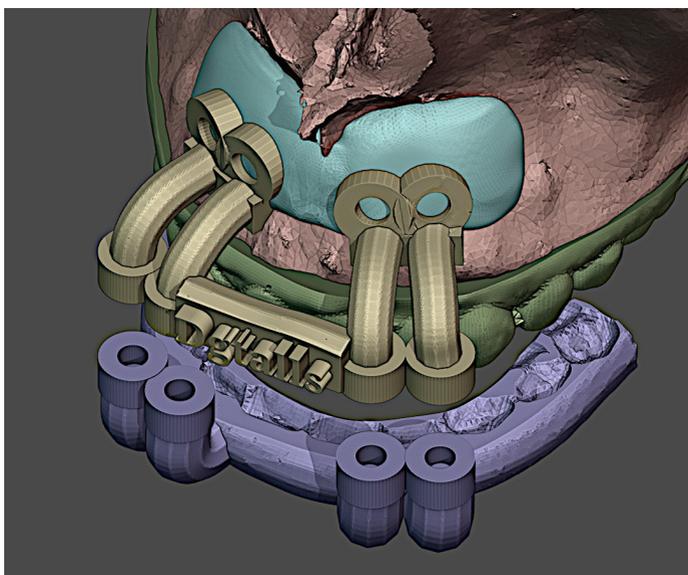


Figura6: Detalhe do guia inferior

---

[A6].

---

## 8.3 Impressão 3D

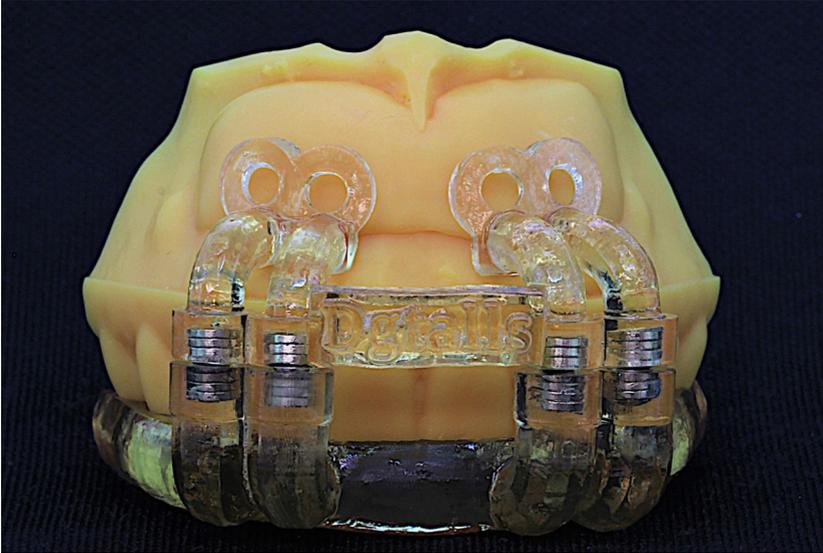


Figura7: Impressões dos guias e da peça anatômica base

A base anatômica composta pelo osso e pelo enxerto é impressa em resina para modelos (3D smart print modelo DLP; Smart Dent - São Carlos-SP Brasil) e os guias em resina smart 3D Print Bio Clear Guide - ; Smart Dent - São Carlos-SP Brasil), de modo a favorecer observações iniciais de encaixe e retenção. Os magnetos são colocados no guia e os testes efetuados sobre o modelo de modo bem sucedido (fig. 7).

Também foram impressos mais dois modelos, um apenas da região do osso e outro correspondente ao enxerto, de modo a testar o encaixe e criar uma mufla para preenchimento com material biocompatível (fig.8).

Após a definição do formato 3D e criação de um arquivo STL do enxerto a ser confeccionado, foi materializado em 3D na impressora



Figura8: Impressão do osso e do enxerto



Figura9: Parte interna do molde em resina



Figural0: Ambas as partes da impressão fechadas

Flashforge Hunter (Zhejiang Flashforge 3D technology Co China), em uma resina para impressão 3d mais resiliente (Yller Biomateriais SA-Pelotas RS Brasil) uma espécie de forma com dois lados, onde a parte interna seria a cópia negativa desta peça (fig.9 e fig. 10).

A partir disso, pode-se proceder com a manipulação do cimento ortopédico Surgical Symplex (Stryker Australia Pty Ltd.) de acordo com as instruções do fabricante.

Após manipulação em estado de massa, o cimento é distribuído na parte interna das duas metades do molde que são pressionadas, uma contra a outra, visando a extravasamento do cimento.

Finalizado o tempo de cura, pode-se separar as metades, retirando o conteúdo já polimerizado. O conteúdo adquire rigidez e se trata de uma cópia fiel do enxerto previamente desenhado no programa. A partir disso, há a necessidade de retirada dos excessos, fazendo um acabamento com fresas de tungstênio (fig 11).

Com o enxerto finalizado e testado no biomodelo impresso, procedemos a esterilização do mesmo através de óxido de etileno, pois métodos mais tradicionais em odontologia provavelmente causariam



Figura11: Enxerto retirado da forma, ainda necessitando de acabamento nos bordos

uma distorção na peça.

## 8.4 Procedimento Cirúrgico

Em relação ao procedimento cirúrgico, aconselha-se o retalho de espessura total descolando os tecidos até a base do nariz, com extensão posterior aos dentes 16 a 26, incluindo as papilas e todo o contorno gengival, que depois deverá ser reposicionado. Em seguida, o assentamento e a adaptação do enxerto são testados (fig. 12).

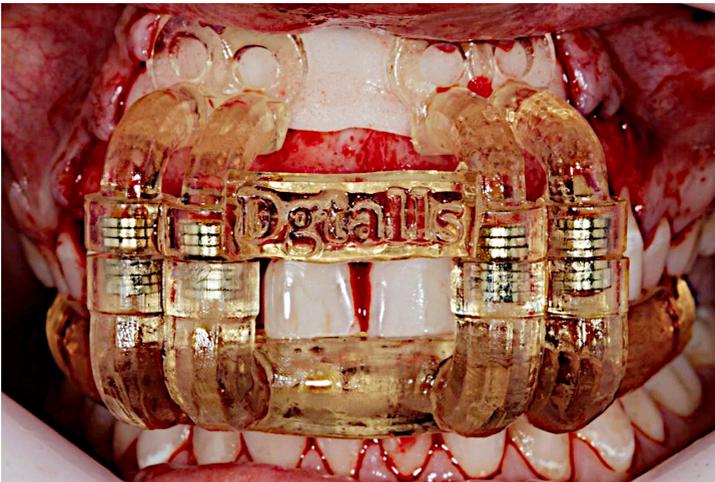
Nesse momento faz-se a utilização da guia de aparafusamento, onde se tem o posicionamento ideal que os parafusos de enxerto devem possuir para que se evite acidentes anatômicos importantes, como as raízes do dentes (fig. 13).

É importante que o enxerto esteja bem fixado, desta forma deve-se escolher parafusos com tamanho adequado de acordo com o estudo da tomografia e a espessura do cimento ortopédico (fig. 14).

Após a completa fixação do enxerto com os parafusos, o retalho é reposicionado e suturado (fig. 15).



Figural2: Adaptação do enxerto



Figural3: Guia de aparafusamento, contendo ímãs para retenção entre os dois arcos. Na parte mais superior observam-se círculos onde o enxerto deve ser perfurado e os parafusos colocados para a fixação.

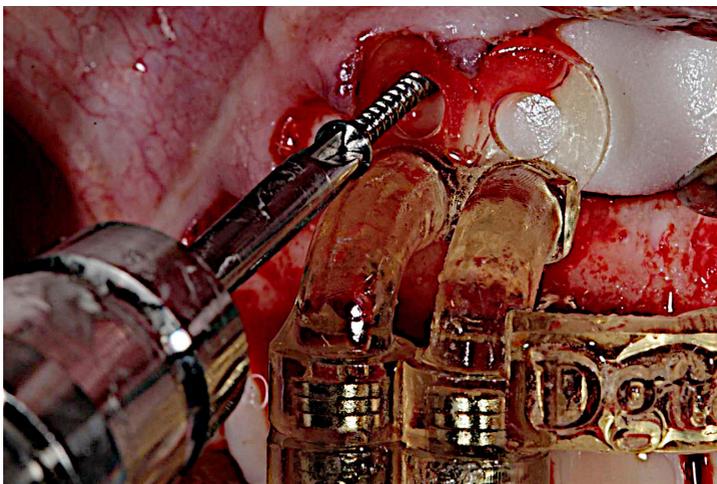


Figura14: Enxerto sendo fixado com parafuso de acordo com guia planejado digitalmente



Figura15: Pós operatório imediato



Figural6: Pós-operatório de 5 meses

O resultado do procedimento pode ser avaliado no pós-operatório (fig. 16).

## 8.5 Conclusão

Acreditamos que o planejamento digital tanto do enxerto como das perfurações, contribui significativamente para a previsibilidade do procedimento. Adicionalmente, é possível reduzir o tempo do procedimento cirúrgico, uma vez que não é necessária a manipulação, modelagem, espera pela presa do material bem como ajustes e adaptação. Cabe salientar, que o material tem reação de presa exotérmica e quando se opta por fazer o bloco durante o procedimento cirúrgico pode-se ter o aquecimento excessivo dos tecidos quando o material está tomando presa. Dessa forma, asseguramos um procedimento com menos morbidade, proporcionando uma melhor estética para o paciente com sorriso gengival.



# **Sistema Complementar de Projeção Nasal em Recons- truções/Aproximações Faciais Forenses**

**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

**Davi Sandes Sobral**

*Cirurgião Crânio-Maxilo-Facial, Otorrinolaringologista. Hospital  
Irmã Dulce, Salvador-BA*

**Anderson Mamede**

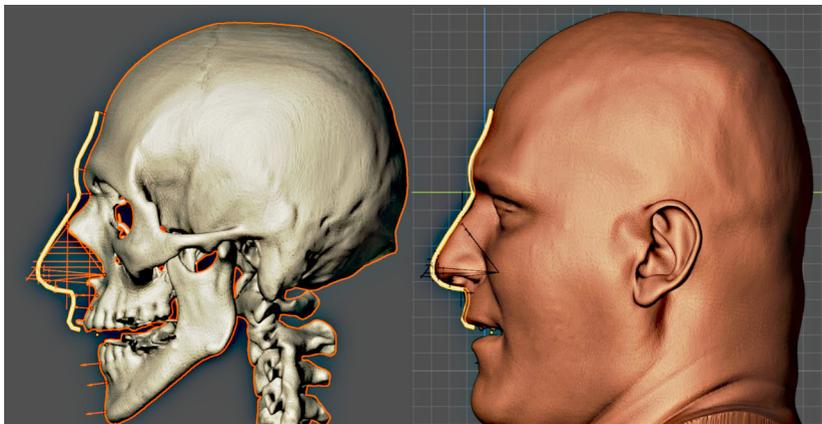
*Cirurgião-Dentista, Ortodontista, Professor da Faculdade Modal,  
Belo Horizonte-MG*

**Thiago Beaini**

*Cirurgião Dentista, Professor Assistente - Faculdade de Odontologia  
da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia-MG*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.17209379>

O presente capítulo tem por objetivo explorar a precisão e limites de duas técnicas clássicas de projeção nasal em reconstruções/aproximações faciais e propor ajustes complementares baseados em dados estatísticos de indivíduos vivos, de modo a aumentar a compatibilidade da estrutura em relação à face real.



**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.

## 9.1 Apresentação

A estimativa da anatomia de estruturas faciais pode ser desafiadora quando pouca ou nenhuma influência pode ser encontrada no crânio. A aproximação facial forense (AFF) é utilizada em casos de exame de ossadas sem identidade presumida que consiste em estimar a aparência do indivíduo na época da sua morte [A1] [A48]. Também conhecida como reconstrução facial forense (RFF), há relatos de sua utilização em muitos casos [A44] [A41]. No entanto, apesar de ser considerada uma técnica estabelecida cientificamente, persiste a busca por parâmetros e referências que permitam melhorar os resultados das aproximações [A1] [A3] [A9] [A42] [A46].

Todavia, a técnica apresenta dificuldades que vão além das já conhecidas e inerentes à mesma. Uma representação da face depende do reconhecimento por pessoas que conheçam a vítima, o que adiciona subjetivismo à técnica [A14] [A33] [A35]. No campo do reconhecimento ainda se trata de uma busca por recursos que possibilitem compreender melhor os mecanismos que influenciam na capacidade humana de comparar faces para propor métodos que potencializam ou automatizam o processo [A7] [A12] [A31] [A39].

Ao lado da orelha, boca e olhos, o nariz representa uma parte importante em qualquer AFF sendo um ponto anatômico marcante do terço médio da face [A46]. Sua forma é definida principalmente pela estimativa da sua projeção, que é a maior distância entre a ponta do nariz e a superfície óssea, sendo a demarcação do ponto antropométrico *pronasale* (Pn ou PRN). A largura e posição da asa do nariz também são relevantes para o processo de aproximação e pode ser relacionada à abertura da cavidade piriforme na referência conhecida como pontos alares (Al) [A45]. Porém, mesmo com esses pontos anatômicos, estimar o contorno do nariz se faz relevante e pode ser difícil determiná-lo apenas com base na análise do crânio. Muitas técnicas visam determinar tal contorno traçando linhas a partir da anatomia da cavidade piriforme e projetando-as a partir de uma linha vertical que tangencia a borda do osso nasal [A19]. No entanto, há um nível significativo de erro ao tentar utilizar apenas uma técnica.

O objetivo do trabalho é apresentar uma metodologia de aproximação do perfil sagital mediano do nariz e verificar sua coincidência com o perfil facial real em tomografias computadorizadas de feixe cônico (TCFC). Para isso, esse estudo descreve o desenvolvimento de uma ferramenta para o programa aberto, gratuito, **Blender 3D**<sup>49</sup> e seu addon **ForensicOnBlender** [A34], criado com a finalidade de permitir a AFF computadorizada.

## 9.2 Desenvolvimento da Técnica

O presente estudo foi dividido em três etapas, sendo utilizadas 50 AFF em cada uma, totalizando uma amostra de 150 TCFC com faces reconstruídas. As aproximações foram efetuadas a partir da reconstrução tridimensional de crânios e faces extraídas de arquivos DICOM. As tomografias pertencem a um banco de dados que foi disponibilizado para uma série de estudos relacionados à face humana e entre eles está o presente capítulo. Cada exame de TCFC foi importada para o programa Blender utilizando ferramentas disponíveis no addon **ForensicOnBlender**, capaz de reconstruir um modelo 3D em escala real dos tecidos duros e moles.

---

<sup>49</sup> <https://blender.org/>

Como o objetivo principal foi o de analisar a projeção lateral e bidimensional do nariz, deste modo utilizou-se apenas os marcadores de espessura de tecidos moles faciais no plano sagital, dispensando os demais. Tais espessuras seguem a tabela proposta por De Greef et al. (2006) [A2]

Para proceder com as aproximações no meio digital os autores optaram pelo addon ForensicOnBlender, que por sua vez é parte do addon OrtogOnBlender [A28], uma solução que roda sob a interface do Blender e fornece uma série de opções não presentes na versão nativa do software, como a digitalização de objetos por fotografias (fotogrametria, SfM) [A29], reconstrução de tomografias computadorizadas [A27], cálculos booleanos<sup>50</sup> de superfícies complexas, dentre outros.

### 9.2.1 Primeira Etapa

A primeira etapa consistiu em aproximar o perfil de 50 indivíduos utilizando duas projeções, uma baseada no método de Manchester e outra no método russo [A19]. O objetivo da técnica mista é gerar uma estrutura coerente com as duas abordagens, evitando imprecisões comuns encontradas quando utilizadas uma das técnicas separadamente. No caso da metodologia de Manchester, é comum estimar uma projeção exacerbada do nariz, enquanto na abordagem russa, um nariz menor do que o original [A43].

Em todos os casos optou-se por utilizar a mesma tabela de marcadores de espessura de tecido mole, baseada em levantamento realizado em indivíduos vivos de ancestralidade européia [A2] e com IMC mediano. Em linhas gerais, mesmo que os indivíduos em questão não pertencessem a essa ancestralidade, as divergências de reconstrução com tabelas diferentes não comprometem a estrutura geral da face, como demonstrado em estudos anteriores (Wilkinson 2004, p. 149-156) [A47].

Ainda sobre esse tópico, a pesquisa tem como foco principal a região do nariz, sendo esta sob pouca influência dos marcadores de espessura do tecido mole.

As 50 aproximações faciais foram efetuadas de modo cego, isto é,

---

<sup>50</sup> <http://www.ciceromoraes.com.br/blog/?p=1840>



Figural: Aproximação facial do perfil comparado com a face real (tomografia reconstruída)

sem acesso ao modelo de tecidos moles, mas apenas com o crânio disponível. Apenas após ser realizada a estimativa da projeção do perfil, é que o modelo de tecidos moles era ativado e sobreposto, permitindo a comparação da aproximação em relação à face real (Fig. 1).

Para aferir a distância entre o contorno estimado e o real foi criada uma grade com 50 linhas, distribuindo 50 pontos na intersecção das linhas com o perfil da face. Como o plano ignora o eixo X (lados) e distribuiu igualmente as linhas no eixo Z (cima e baixo), a diferença a ser observada se concentra no eixo Y (profundidade da face) (Fig. 2).

Outro conjunto de pontos foi alinhado da mesma forma, mas usando como limite a linha da aproximação facial (Fig. 3).

Graças à limitação espacial e numérica foi possível comparar um número igual de pontos (50) nas 50 reconstruções (Fig. 4). A comparação feita foi a diferença entre a aproximação em relação à face real. Desse modo, se o ponto da reconstrução estivesse “anteriorizado” em relação à face real, ou deslocado positivamente em relação ao eixo Y, o valor do espaço seria positivo e caso o ponto da reconstrução estivesse mais para posterior em relação à face real, ou negativo

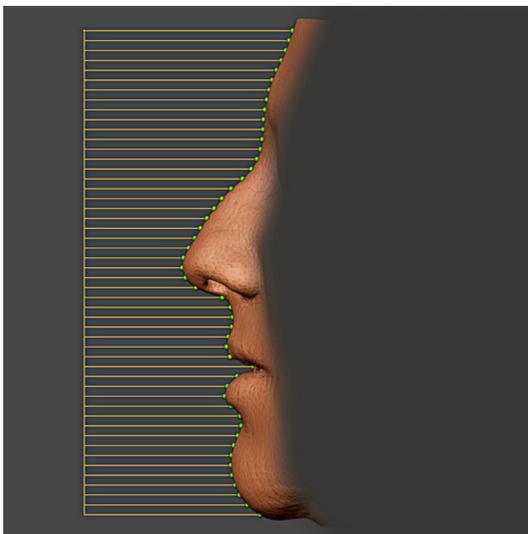


Figura2: Grade (em laranja) indicando os 50 pontos (em verde) posicionados na intersecção da face

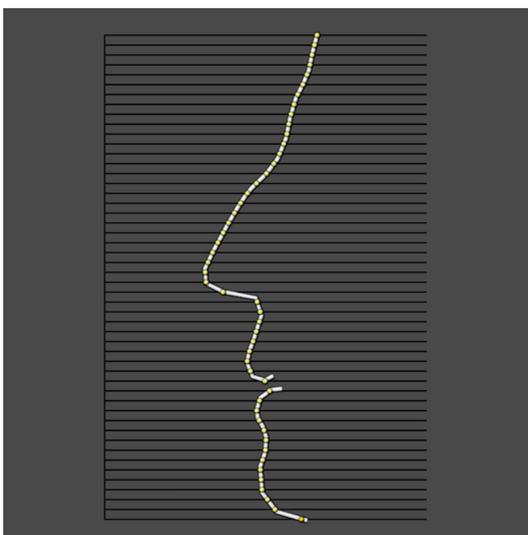


Figura3: Pontos da aproximação facial distribuídos ao longo da grade

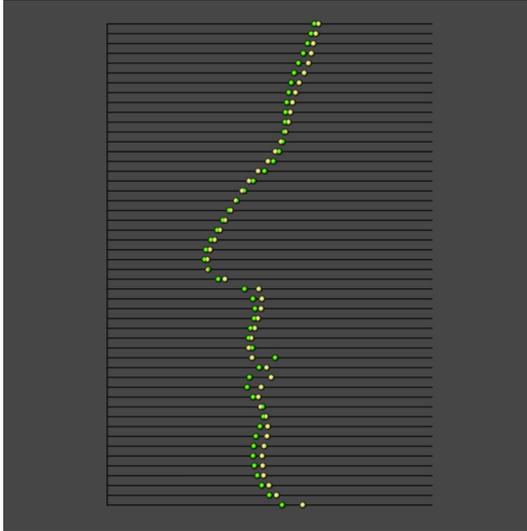


Figura4: Comparação da face real (em verde) em relação a face aproximada (em amarelo)

no eixo Y, o valor seria negativo. Desta forma, dependendo do resultado, é possível saber se a face reconstruída é mais inflada ou menos inflada em relação à face real.

A análise dos dados (Fig. 5) e o levantamento das médias para cada um dos 50 pontos distribuídos ao longo da face evidenciou que a reconstrução facial, em linhas gerais, era menos proeminente que a face real, isto é, as reconstruções se mostraram um pouco menor do que o contorno real dos tecidos, exibindo valores negativos na maioria dos resultados. As maiores discrepâncias se localizam na região da base do nariz e no mento, que devido à inclinação dessas faces, em relação ao plano de frankfurt (horizontais), propiciam maiores distâncias tanto na base do nariz, quanto no mento, onde as linhas são bastante inclinadas. Isso faz com que a diferença entre os pontos seja significativamente maior se comparadas às regiões perpendiculares ao plano de alinhamento, como os dois primeiros terços da face. Analisando a região dos lábios, nota-se que essa também segue essa lógica, com o agravante de não haver um padrão de posicionamento do paciente, como em relação ao selamento ou não dos lábios.

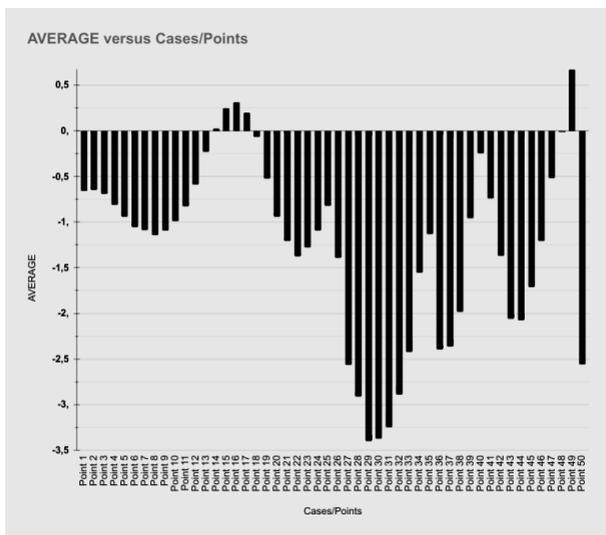


Figura5: Média da diferença da face aproximada em relação a real nos 50 pontos levantados em 50 faces

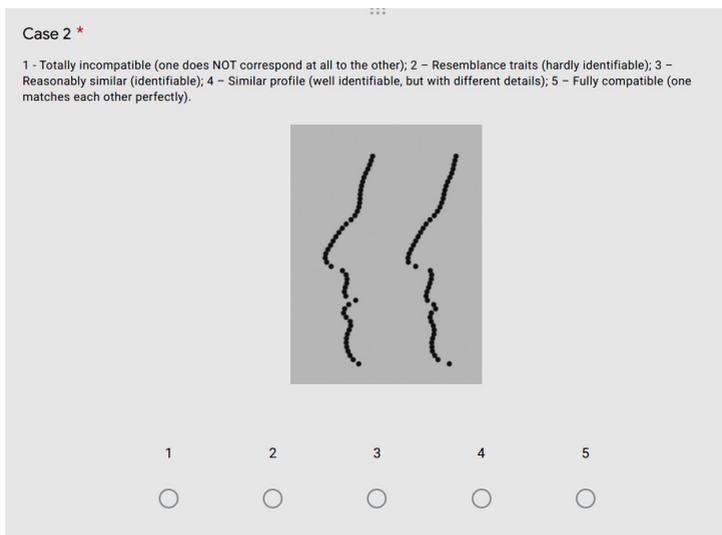


Figura6: Exemplo de escolha oferecida pelo questionário

De posse das distâncias, ainda se fez necessário mensurar o nível de compatibilidade visual entre a face reconstruída e a face real. Para isso foi criado um formulário com a face real à esquerda e a reconstruída à direita (Fig. 6), de modo que usuários convidados escolhessem um valor de 1 a 5 onde:

1. *Totalmente incompatível (um NÃO corresponde em absolutamente nada com o outro);*
2. *Traços de semelhança (dificilmente identificável);*
3. *Razoavelmente semelhante (identificável);*
4. *Perfil semelhante (bem identificável, porém com detalhes diferentes);*
5. *Totalmente compatível (um corresponde perfeitamente com o outro).*

O formulário foi respondido por 50 pessoas, das mais variadas áreas de atuação. O resultado final (Fig. 7) mostrou que 76% das faces são reconhecíveis (3-4), 22% das faces podem ser reconhecidas, mas com difícil identificação (2) e 2% das faces não podem ser reconhecidas (1).

Ainda que haja muita polêmica relacionada ao grau de sucesso de reconhecimento relacionado a faces aproximadas [A40] com a técnica utilizada neste capítulo, mesmo se utilizados os valores mais robustos (3-4), o grau de compatibilidade é compatível com os casos de sucesso apregoados por Wilkinson (75%), Gatliff (70%) e Neave (50-60%).

No entanto, mesmo que o objetivo de boa compatibilidade tenha sido alcançado, é inegável, tanto do ponto de vista estatístico, quanto visual, que as técnicas de aproximação têm problemas e estes podem comprometer todo um trabalho de aproximação, se não forem resolvidos ou, ao menos, reduzidos.

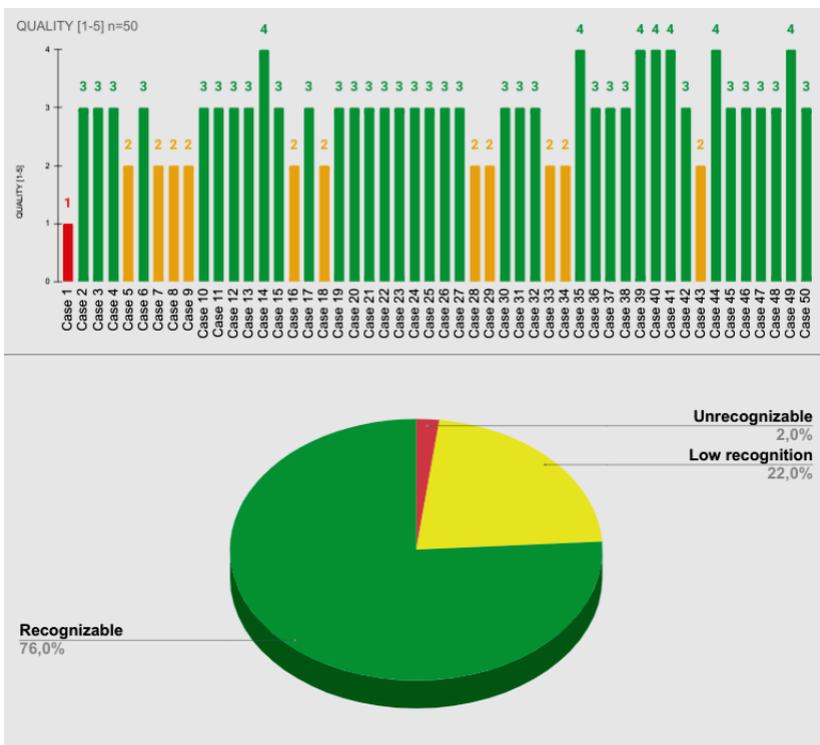


Figura7: Resultado final da compatibilidade das aproximações versus perfis reais em relação às respostas dadas no questionário

## 9.2.2 Segunda Etapa

Depois de efetuadas as primeiras 50 reconstruções, as mesmas foram detalhadamente analisadas e comparadas com as faces reais. Em linhas gerais, os dois métodos de aproximação nasal apresentaram bons resultados, como é observado na forma da estrutura desenhada pelas linhas do método russo e a direção da base do nariz, apontada pela crista nasal. No entanto, mesmo quando as duas abordagens resultavam em formas parecidas, a aproximação não necessariamente acompanhava o perfil real.

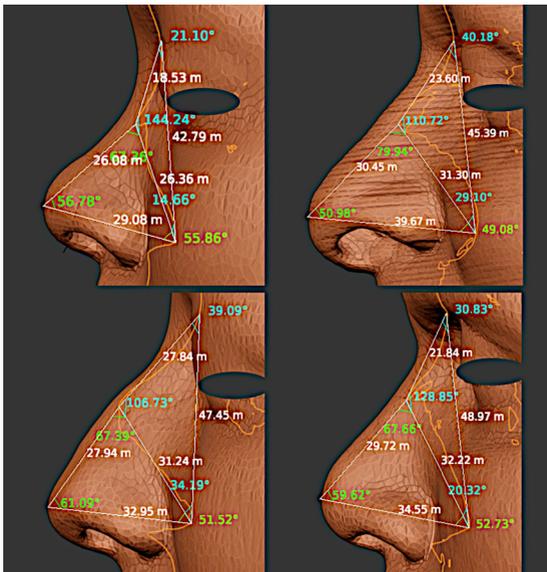


Figura8: Levantamento espacial da região nasal, composto por dois triângulos, um com dados da região óssea e outro com dados complementares do tecido mole.

Uma vez que a maioria das reconstruções efetuadas pelos autores vêm de crânios provenientes de fotogrametria e esta aborda aspectos externos do mesmo, o grupo optou por analisar a estrutura do osso nasal e a sua possível relação com a forma do nariz (Fig. 8).

Foram criados dois triângulos, um superior baseado no nasion (N), no rhinion (RHI) e no limite máximo da abertura nasal no eixo Y. O outro triângulo complementar é baseado no rhinion, no pronasale

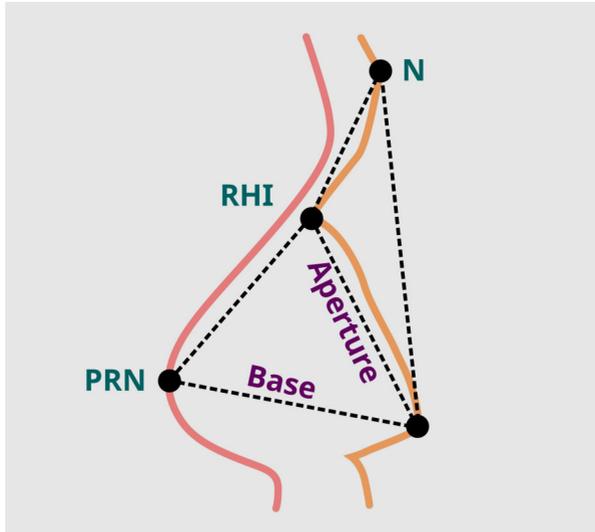


Figura9: Esquema utilizado no levantamento espacial da Segunda Etapa

(PRN) e no limite máximo da abertura nasal (Fig. 9).

Com a técnica apresentada, o objetivo da Segunda Etapa foi estimar a posição do pronasale no eixo Y (anterior), uma vez que a técnica mista de projeção falhou em algumas situações testadas, ainda que houvesse uma convergência de traçado.

Das 50 reconstruções analisadas, a grande maioria contava com a variável **Base** maior do que a **Aperture** (Fig. 10). Em apenas 5 casos o contrário aconteceu, mas em apenas dois deles (4%) a diferença foi levemente maior do que 1 mm. Todos os outros 3 a diferença foi menor do que 1 mm, podendo ser classificado como coincidente em parâmetros de reconstrução facial, ou seja, dos 50 casos, em 48 a **Base** era maior ou igual a **Aperture**. Na média geral dos resultados, a **Base** é 12% maior do que a **Aperture** e isso fornece um dado importante para estabelecer a distância da projeção do ponto *pronasale* no eixo Y.

Analisando apenas os dados estatísticos da região nasal das 50 faces tomografadas, foi possível extrair um gabarito geral (Fig. 11), com a extensão média da **Aperture** de 30.70 mm e desvio padrão de 3.65 mm, o ângulo médio em relação a **Base** é de 53.20°, com desvio pa-

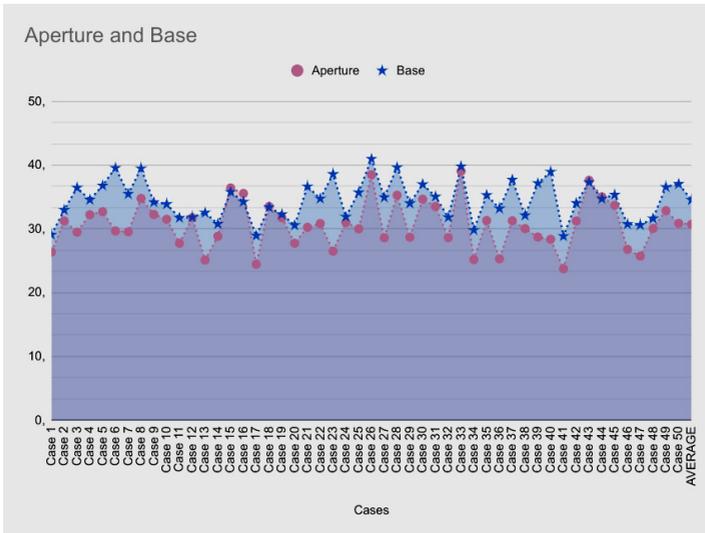


Figura10: Dados das 50 faces, mostrando uma predominância de maior comprimento da Base em relação à Aperture



Figura11: Resultados médios de distâncias e graus da Base e da Aperture (Não está na escala!)

drão de  $5.40^\circ$  e o comprimento médio da **Base** é de 34.50 mm com desvio padrão de 3,11 mm.

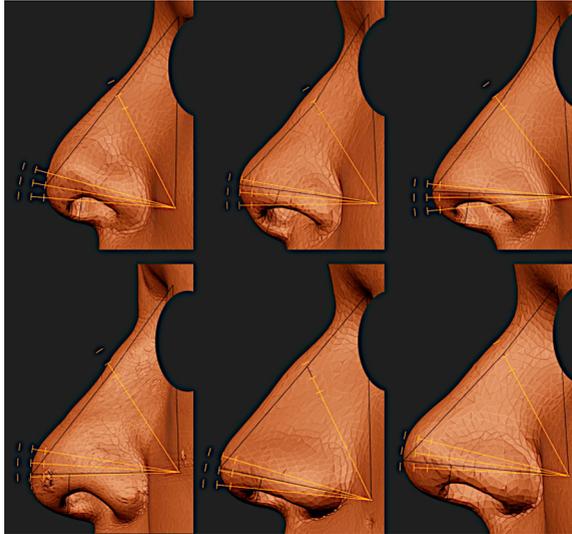
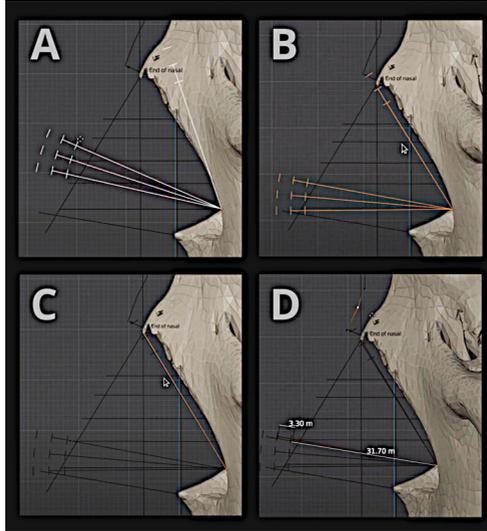


Figura12: Teste posterior do gráfico de distâncias, graus e desvios padrão (gabarito) em algumas faces

Das 50 faces, 37 (74%) mantiveram o *pronasale* dentro da região do desvio padrão de modo satisfatório (Fig. 12). Um achado interessante é que pouco mais da metade das reconstruções que não se adequaram a esse intervalo eram pertencentes a indivíduos com idade avançada, exibindo perda de estrutura como deficiência da maxila, com prótese total ou outras condições atípicas. Pouco menos da metade dos narizes de indivíduos adultos jovens, sem intervenção ou perda de estrutura, também não se adequaram ao gabarito geral.

Nessa etapa, buscou-se utilizar a média de projeção (gabarito) como apoio para o traçado do nariz, mas aquela estrutura servia como ponto de partida para uma projeção baseada em valores específicos do crânio em questão.

Para traçar o nariz com a primeira abordagem do método complementar, primeiro se projeta com as duas abordagens clássicas (método russo e de Manchester). Em seguida, importa-se a estrutura do gabarito posicionando seu canto na região mais extrema da aber-



Figural3: Posicionamento e ajuste do gabarito na região nasal

tura nasal (Fig. 13, A). Posteriormente, faz-se a rotação do gabarito apontando-o para o *rhinion* (Fig. 13, B). Em modo de edição, move-se o ponto superior da linha da *Aperture* até o *rhinion* (Fig. 13, C), uma vez ajustada, faz-se uma cópia da estrutura rotacionando com o fulcro no canto. Daí, cria-se uma estrutura perpendicular e a posiciona mais ou menos a 12% do espaço total da distância da abertura. Neste caso a distância era de 31,70 mm e a margem foi de 3.30 mm. Com a extensão a linha do *pronasale* coincidiu com a média geral estatística da ponta do nariz (Fig. 13, D).

Além da projeção do *pronasale*, a abordagem também estudou a distância média da *columella*, que seria de 8.80 mm com um desvio padrão de 1.40 mm. Feito isso, o nariz é traçado e posteriormente é feita a comparação com a face real (Fig. 14).

Diferente da abordagem anterior, que mensurou os dados de todo o perfil, desta feita apenas da região estudada, compreendendo desde o marcador do *nasion* até o *mid-philtrum* em um total de 25 pontos. Novamente, foram capturados os valores apenas do eixo Y e a comparação foi feita a partir da reconstrução facial, ou seja, se a reconstrução fosse mais inflada (com mais espessura de tecidos), os valores seriam positivos, se fosse menos inflada (com menos massa), os

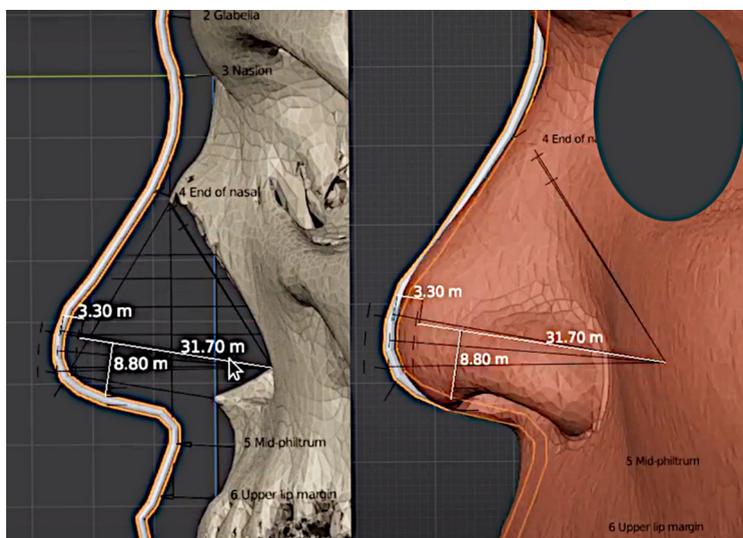


Figura14: Comparação da aproximação em relação a face real

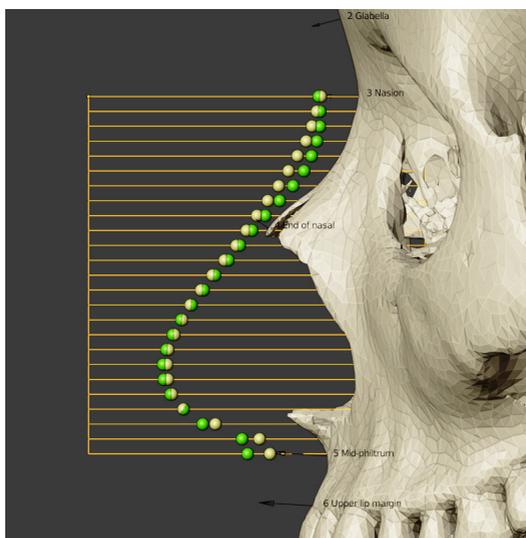


Figura15: Grade com 25 pontos, contendo dados do nariz original e da aproximação distribuídos na interseção das linhas nasais dos tecidos

valores seriam negativos (Fig. 15).

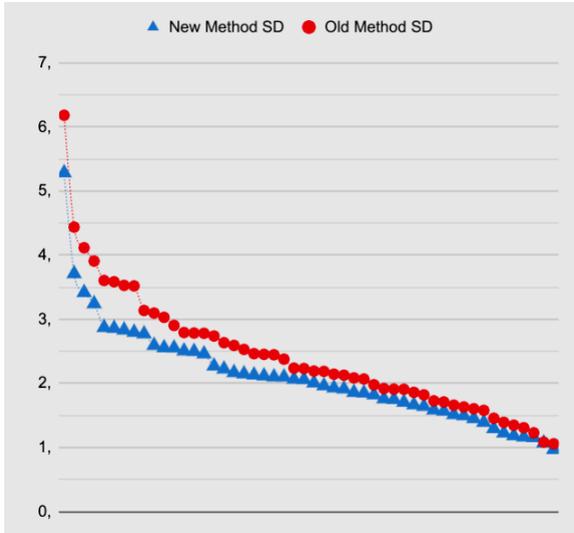


Figura16: Resultado dos desvios padrão na comparação com a metodologia clássica (Old Method) versus a metodologia adaptada da Segunda Etapa (Nem Method)

Das 50 aproximações feitas nessa etapa (New Method), foram levantados todos os desvios padrão da região que compreendia do *nasion* até o *mid-philtrum* em relação à mesma região nas primeiras 50 reconstruções (Old Method). Os valores foram organizados pela ordem, onde os maiores apareciam primeiro pela esquerda e os menores de modo descendente para a direita (Fig. 16). Em linhas gerais a correção na metodologia propiciou valores menores no desvio padrão, permitindo uma aproximação mais coerente com a face original.

Além do desvio padrão também foi calculada a média geral dos pontos em milímetros e a nova metodologia também se saiu melhor do que a clássica. A abordagem testada propiciou uma tendência maior de redução ao se lançar mão das ferramentas estatísticas (Fig. 17).

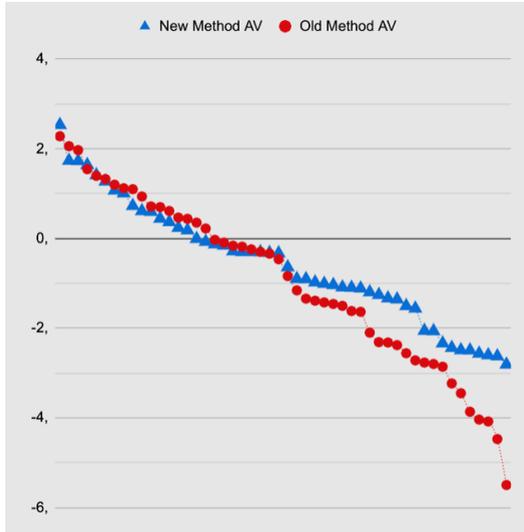


Figura17: Resultado das médias na comparação com a metodologia clássica (Old Method) versus a metodologia adaptada da Segunda Etapa (New Method)

### 9.2.3 Terceira Etapa

Apesar de uma melhora visual e estatística, a abordagem da Segunda Etapa ainda contava com alguns problemas relacionados à projeção, sendo esses evidenciados pelos marcadores próximos a *columella* e ao *mid-philtrum*.

Mesmo com uma boa compatibilidade da projeção do *pronasale* no eixo Y, algumas vezes a discrepância se fazia presente no eixo Z (altura), geralmente deslocando a ponta da reconstrução nasal para cima, some-se a isso uma constante diferença de espessura entre o informado na tabela de espessura de tecido mole (De Greef e. al. 2006) e a espessura real, na maioria das vezes mais inflada e o resultado são distâncias mais acentuadas nas linhas que levantam os dados do eixo X (Fig. 18).

Frente ao problema do deslocamento da *columella* e do *mid-philtrum* foram levantados os dados estatísticos da distância da *columella* em relação ao traçado feito pela espinha nasal anterior. O resultado foi uma média de 4.80 mm abaixo do traçado, com um desvio padrão de 1.60 mm. Já na região do *mid-philtrum* houve uma

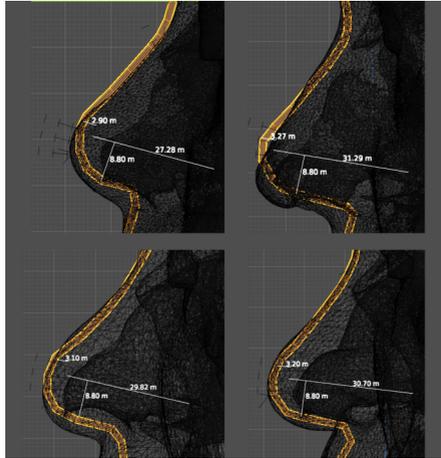


Figura18: Alguns resultados da reconstrução mostraram um deslocamento da *columella* das aproximações no eixo Z, bem como uma significativa diferença do *mid-philtrum* no eixo Y. Ambas as incongruências se refletem no levantamento da grade, em especial a do *pronasale*, pois gera grandes discrepâncias na comparação linear horizontal

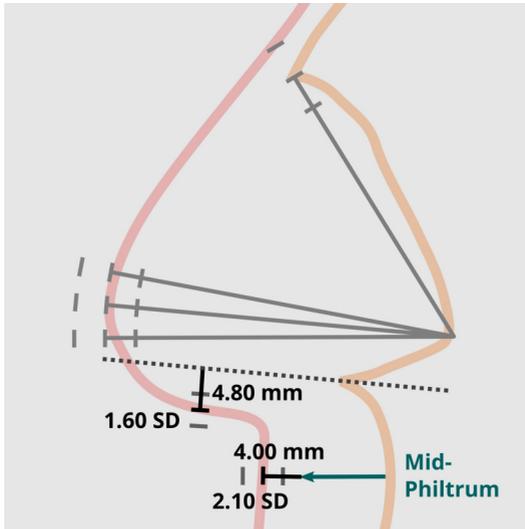


Figura19: Gabarito final proposto na Terceira Etapa, com a adição da linha de distância média da projeção pelo osso da crista e pelo incremento de espessura no *mid-philtrum* (Não está na escala!)

diferença média de 4.00 mm a mais do que o proposto pela tabela utilizada, com um desvio padrão de 2.10 mm. Após essas análises foram efetuadas outras 50 aproximações faciais com a nova abordagem (Fig. 19). Com essas novas correções foi possível “amarrar” as projeções em mais pontos, utilizando os próprios dados fornecidos de modo customizado pelos ossos do nariz.

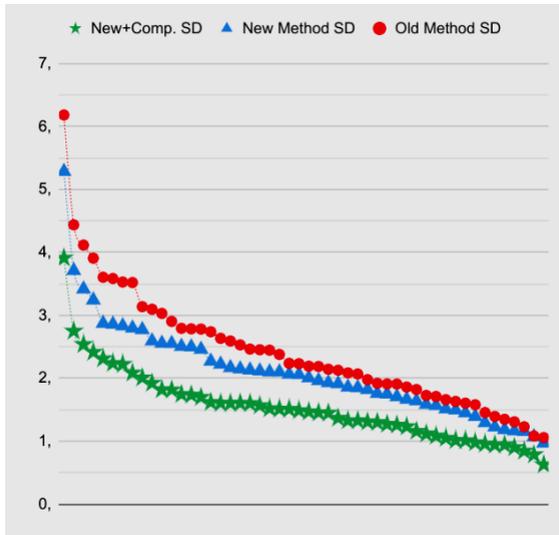


Figura20: Resultado dos desvios padrão na comparação com a metodologia clássica (Old Method) versus a metodologia adaptada da Segunda Etapa (New Method) versus a metodologia adaptada na Terceira Etapa (New+Comp)

Houve uma significativa redução do desvio padrão médio dos pontos relacionados à região do nariz, indicando uma maior coerência das reconstruções em relação à face real. Quando a metodologia proposta na Terceira Etapa (New+Comp) é comparada com a metodologia clássica mista (Old Method) há uma melhora significativamente grande nos números (Fig. 20).

Na média geral houve uma pequena melhora em relação à Segunda Etapa, no entanto aqui o progresso é menos visível posto que em linhas gerais a média não contém dados muito robustos quando as melhores se concentram em poucos pontos, como no caso daqueles relacionados à **columella** e ao **mid-philtrum** (Fig. 21).

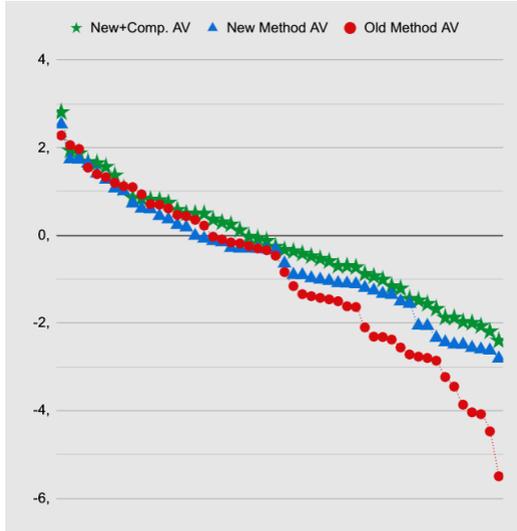


Figura21: Resultado das médias na comparação com a metodologia clássica (Old Method) versus a metodologia adaptada da Segunda Etapa (New Method) versus a metodologia adaptada na Terceira Etapa (New+Comp)

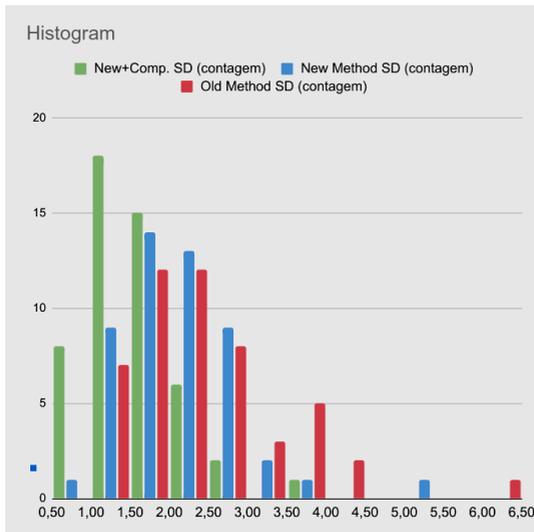


Figura22: Histograma composto pelas três metodologias abordadas e propostas no estudo

As melhorias ficam mais evidentes quando o histograma é analisado, pois vê-se claramente que uma grande concentração de desvios padrão em pequenos valores, como o 0.5, o 1.0 e o 1.5, diferente das demais abordagens anteriores, onde temos maior concentração em valores maiores e a presença de resultados em grandes valores como 5.0-5.5 no caso da abordagem presente na segunda etapa e 6.5 na abordagem clássica, frente ao extremo de 3.5 da abordagem final proposta neste capítulo (Fig. 22).

### 9.3 Reconstruindo a Região do Nariz no ForensicOnBlender

A passo-a-passo descrito neste capítulo pode ser executado no OrtogOnBlender a partir da versão 2021-12-12, caso o sistema conte com um número anterior é necessário que o mesmo seja atualizado, sob a pena de não funcionamento da importação do gabarito de projeção nasal.

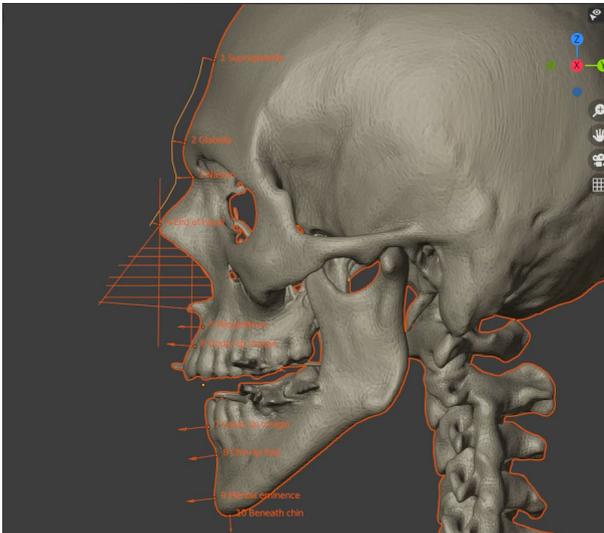


Figura23: Projeção nasal utilizando as metodologias clássicas

O usuário pode proceder normalmente com a colocação dos marca-

dores de espessura de tecido mole e como a projeção mista do nariz (Fig. 23). A técnica complementar é justamente isso, uma técnica que complementa outra já existente, grosso modo, trata-se de um complemento de correção das abordagens já conhecidas.

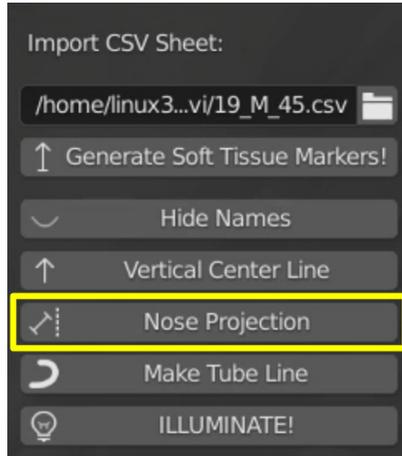


Figura24: Novo botão inserido na interface do ForensicOnBlender, responsável pela importação do gabarito final proposto na Terceira Etapa

Assim que a projeção inicial é feita o usuário conta com um novo botão disponível a partir da versão supracitada, o “**Nose Projection**”, que importa um gabarito de projeção nasal, criado a partir dos estudos efetuados em 150 reconstruções faciais (Fig. 24).

Ao clicar no botão “**Nose Projection**” uma estrutura em linhas é importada na cena (Fig. 25) e posicionado logo à frente da face e um pouco à esquerda da mesma (ou à direita do observador), de modo que a visualização e manipulação é feita pela vista direita ortográfica (NumLock 3).

Antes de mais nada, o usuário é orientado a separar os dois elementos inferiores relacionados à *columella* e ao *mid-philtrum*, de modo a não rotacioná-los na etapa posterior (Fig. 26).

É quase certo que a estrutura importada tenha que ser rotacionada, de modo a alinhar o limite (borda) da abertura à direita com o apontamento dos limites superiores com o osso nasal em direção ao ponto *end of nasal* (Fig. 27).

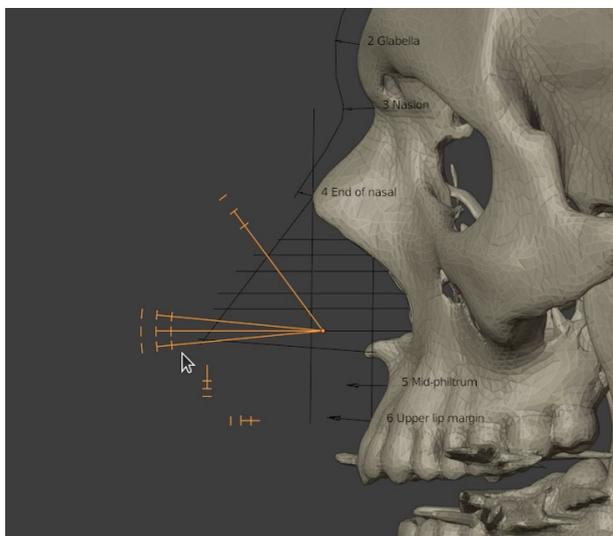


Figura25: Gabarito importado na cena

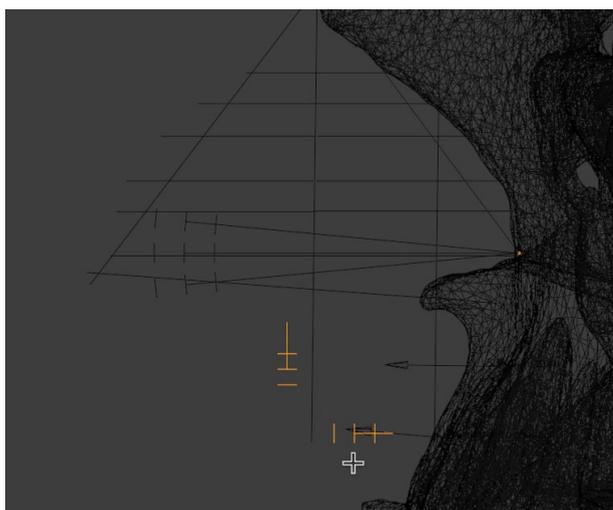


Figura26: Separação das partes inferiores do gabarito para posterior utilização

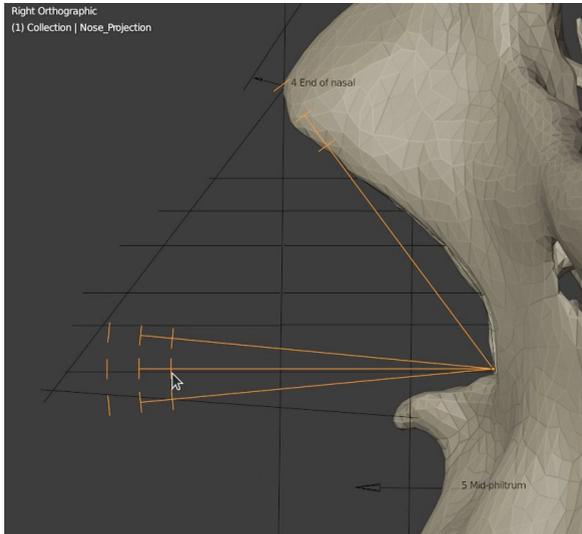


Figura27: Posicionamento do gabarito

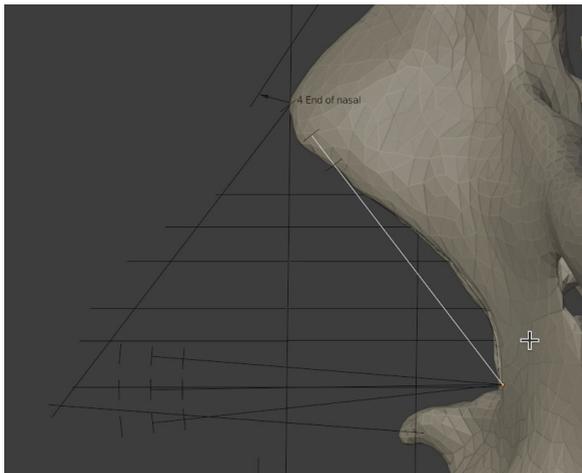


Figura28: Duplicação e separação da Aperture

Em seguida é necessário entrar em modo de edição, trocar para *edge* e selecionar a linha superior, copiá-la (Shit+D, Esc) e separá-la da estrutura. O objetivo é criar um novo elemento, mantendo o gabarito original intacto (Fig. 28).



Figura29: Ajuste dimensional da Aperture

Assim que o elemento é separado, é necessário sair do modo de edição, selecionar o objeto que fora separado (a linha), entrar em modo de edição, mudar para o tipo de seleção vertex e estender o vértice superior até o ponto end of nasal (seta superior). Essa linha representa a Aperture do crânio cujo a face será reconstruída (Fig. 29).

A linha (branca) é então copiada e rotacionada de modo que acompanhe o ângulo da projeção da espinha nasal (pontilhado amarelo) (Fig. 30).

A linha copiada e rotacionada agora representa o objeto **Base** e o mesmo em média é 12% maior do que a **Aperture**. Sendo assim, é necessário criar um elemento gráfico que informe a distância a ser incrementada, no caso ilustrado neste material, um vértice foi extrusado de modo a criar uma linha perpendicular, essa foi duplicada e afastada até contar com uma distância próxima ou igual a 12% da linha principal (Fig. 31). Para mensurar a distância foi utilizado o *ad-*

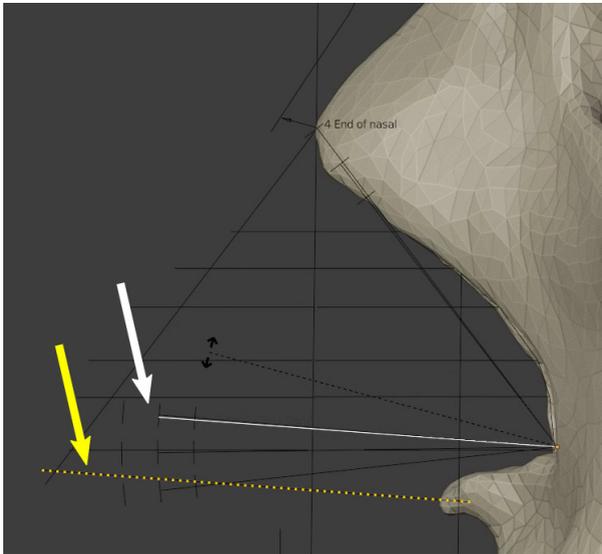


Figura30: Duplicação da Aperture resultando na Base e rotação compatibilizada à projeção anterior

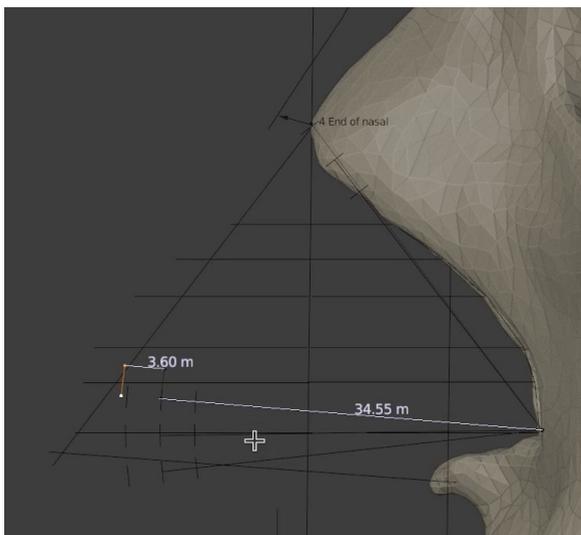


Figura31: Adição da média de incremento

*don* MeasureIt disponível na configuração padrão do OrtogOnBlender.



Figura32: Ajuste da posição da *columella*

Uma vez que a projeção básica do *pronasale* foi efetuada, é chegado o momento de trabalhar com as estruturas que foram separadas anteriormente, primeiro posicionando a média e desvios padrão da *columella* (em laranja) (Fig. 32).

E em seguida com a complementação do *mid-philtrum*, posicionando a estrutura no limite do marcador de espessura de tecido mole. Com isso todos os dados e limitações da projeção nasal estarão disponíveis para o usuário proceder com o traçado do nariz (Fig. 33).

O traçado segue a partir do limite do ponto *end of nasal*, em direção ao limite do *pronasale* estabelecido pela linha **Base** (Aperture+12%). É importante informar que trata-se de uma abordagem estatística, com o apoio da direção apontada pela espinha nasal. No caso específico do nariz aqui reconstruído, vê-se que o seu limite coincide com um desvio padrão à esquerda, ou seja, está dentro da região tangenciada pela maioria dos narizes levantados no estudo, logo, logo, a aproximação tem uma boa chance de sucesso. (Fig. 34)

O traçado continua, passando pelo limite Y estipulado pelo *pronasale*, até a *columella*. Aqui respeitou-se o limite médio, mas há uma

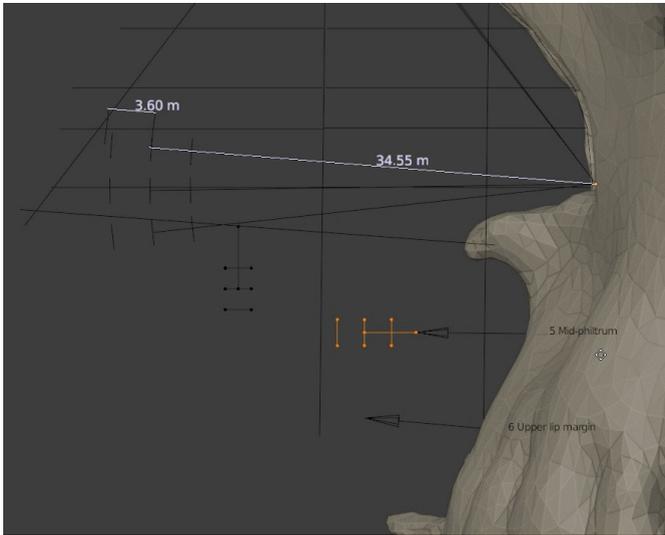


Figura33: Ajuste do mid-philtrum

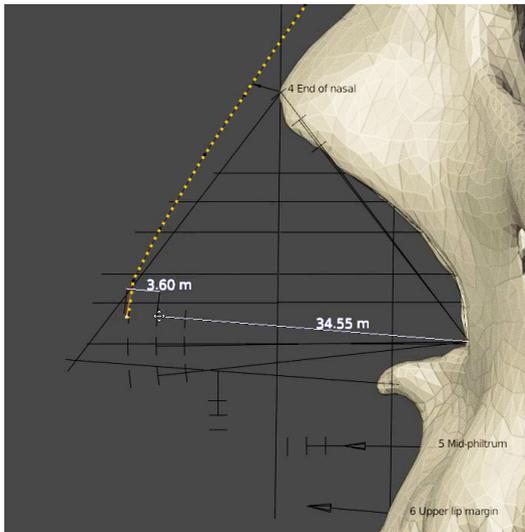


Figura34: Traçado do tecido mole nasal até o *pronasale* projetado pelo gabarito

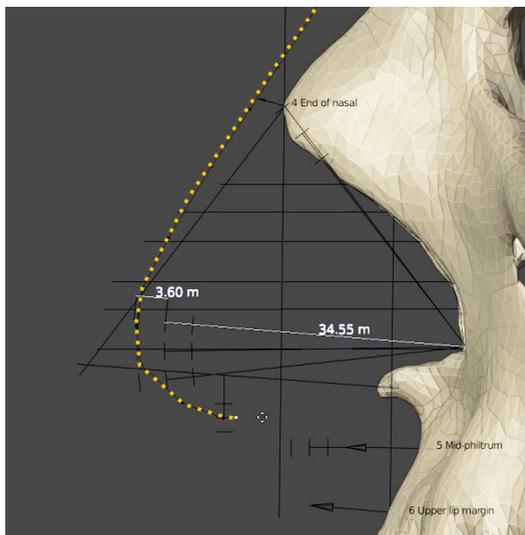


Figura35: Traçado até a *columnella* proposta pelo gabarito

região de tolerância limitada pelos desvios padrão (Fig. 35).

A última porção limitada pela metodologia complementar é aquela limitada pelo *mid-philtrum* e a mesma também apresenta uma média com desvio padrão (Fig. 36).

Ao final, tem-se o nariz aproximado fornecendo uma importante região do perfil do indivíduo (Fig. 37).

Após a aproximação a visualização do tecido mole foi acionada e o mesmo correspondeu ao traçado de modo muito compatível (Fig. 38). Caso se utilizasse apenas a aproximação clássica o *pronasale* estaria significativamente mais deslocado para frente, o que é significativamente comum no método de Manchester, por exemplo.

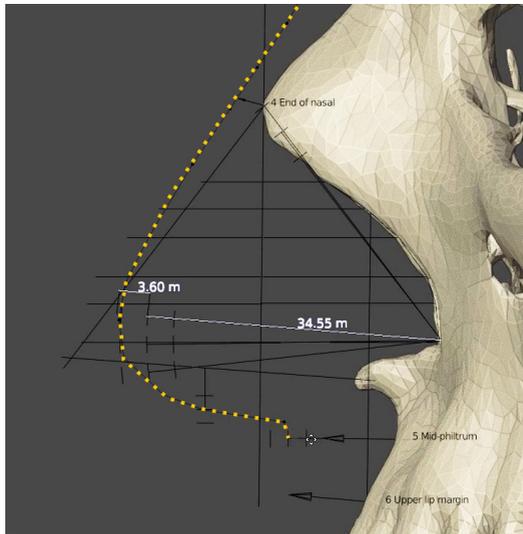


Figura36: Traçado até o *mid-philtrum* proposto pelo gabarito

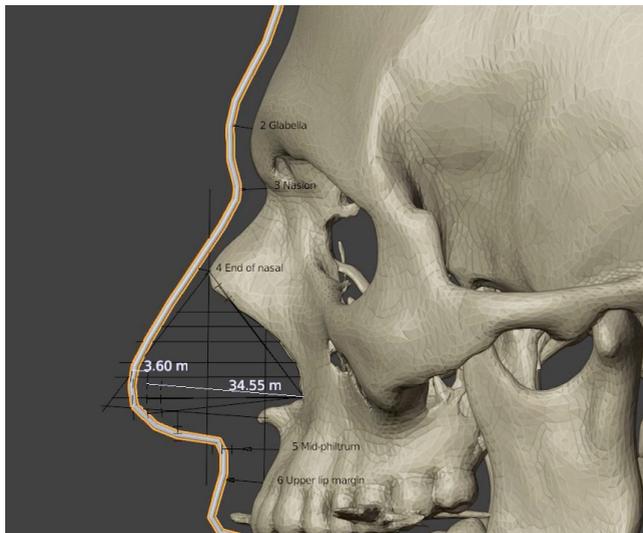


Figura37: Traçado final da aproximação facial

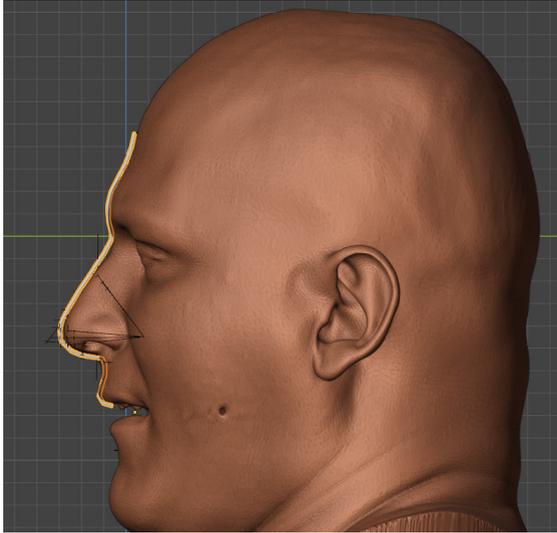


Figura38: Comparação entre a aproximação e a face real

## 9.4 Discussão

Embora a aproximação complementar tenha resultado em uma melhora significativa nos contextos estatísticos e visuais, o estudo se deparou com casos onde a estrutura nasal de alguns indivíduos não se adequaram totalmente à forma real. Ainda que o número de resultados incompatíveis tenha sido muito pequeno, mais estudos precisam ser implementados, de modo a compreender os motivos claros acerca das incompatibilidades. Os aspectos mais óbvios observados foram a inclinação para baixo nos narizes de idosos e indivíduos que perderam parte dos dentes ou da estrutura da maxila. Indivíduos com dentadura também geram um nariz que não se adequa aos limites de um desvio padrão bilateral, mas isso pode ser explicado pelo incremento de massa na estrutura óssea implementada pela própria dentadura.

## 9.5 Conclusão

A aproximação nasal clássica fornece base para reconstruções compatíveis com a face real, no entanto, mesmo quando há uma convergência entre o método de Manchester e o método russo, a probabilidade de gerar um nariz incompatível com o real ainda é significativa. Ao se complementar as duas técnicas com correções estatísticas houve uma melhora significativa na forma e uma grande redução da diferença estatística entre o nariz aproximado e o real.

## 9.6 Agradecimentos

Ao arqueólogo físico Jiří Šindelář<sup>51</sup> pelo apoio aos estudos e fomento da técnica através da idealização de projetos que reconstruíram as faces de importantes personagens históricos da República Tcheca a partir dos seus crânios. Ao Dr. Richard Gravalos por ceder a tomografia utilizada no exemplo do passo-a-passo prático.

---

<sup>51</sup> <http://geo-cz.com/>



# **Complementação de Paredes Finas em Biomodelos 3D Reconstruídos a partir de Arquivos DICOM**

**Cicero Moraes**

*3D Designer, Arc-Team Brazil, Sinop-MT*

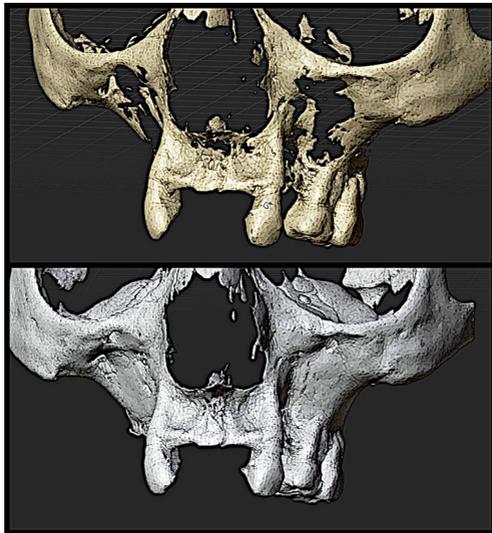
**Felicio S.R. Zampieri**

*C.D. Especialista e Mestrando em Radiologia Odontológica - S.L.  
Mandic-SP, Prof. Adjunto UNIMES-Pacaembu-SP*

DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.17554472>

A reconstrução em 3D de biomodelos a partir de arquivos DICOM oriundos de tomografias computadorizadas tem trazido grandes benefícios a cirurgiões e pacientes. Entretanto, em muitos casos, a simples conversão não consegue bons resultados em corticais ósseas finas, principalmente em tomografias de baixa dose como as cone beam. A Proposta deste capítulo, é demonstrar uma solução para este problema utilizando ferramentas presentes na tecnologia de software livre OrtoGOnBlender.

**Atenção:** Este material utiliza a seguinte licença Creative Commons: **Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0)**.



**Aviso:** O presente capítulo é voltado a usuários experientes do OrtogOnBlender, para compreender o passo-a-passo é imprescindível conhecer uma série de comandos e abordagens básicas relacionadas ao *add-on* e ao próprio Blender.

## 10.1 Apresentação

O OrtogOnBlender oferece aos usuários a possibilidade de reconstruir tomografias computadorizadas a partir de arquivos DICOM, de modo automático [A27] [A18] ou por informação manual dos fatores relacionados à escala hounsfield.

O processo automático torna a tarefa mais simples, entretanto, pode resultar em uma reconstrução que não contemple detalhes específicos de regiões críticas, como aquelas formadas por paredes finas.

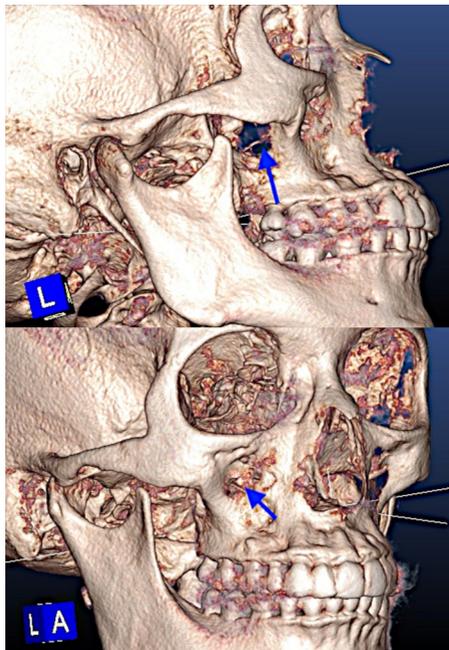
Já no processo manual, o usuário pode alterar o valor do fator threshold, de modo a reconstruir um osso mais espesso e fechando falhas deixadas no modo automático, entretanto, a malha gerada mostra-se mais “pesada” e abrange regiões como partes de tecidos

moles e ruídos de imagem, incompatíveis com as necessidades iniciais. O resultado é de difícil edição e infiel ao volume ósseo real.

Felizmente, na ferramenta, há uma série de recursos que podem ser utilizados para contornar as limitações da reconstrução por fator fixo, uma delas é explorar o volume negativo das vias aéreas, segmentá-los em regiões específicas, dar espessura à malha segmentada e unir a estrutura à malha óssea deficiente, conforme demonstraremos a seguir.

## 10.2 Desenvolvimento da Técnica

Até o momento, o sistema convencional para reconstrução 3D a partir de arquivos Dicom, utiliza a tecnologia Threshold, que consiste em converter em sólido todos os pontos que estiverem dentro de um determinado limiar de tons de cinza [A16].



Figural: Regiões com corticais ósseas finas

Para muitas atividades, como planejamento de cirurgia ortognática, ou diagnóstico ortodôntico, o que realmente importa são as principais estruturas do crânio e seus pontos cefalométricos, que são localizados em pontos com maior espessura e densidade óssea, bem visíveis e fiéis no sistema de conversão acima citado. Entretanto quando se pensa em outras atividades, como impressão 3D ou ainda planejamento de instalação de mini implantes ou mini-placas para ancoragem ortodôntica, torna-se necessária a reconstrução sem falhas de áreas como a parede posterior da maxila (face infra-temporal), atrás do osso zigomático e abaixo deste, ou ainda a região da face anterior da maxila, logo abaixo do forame infra-orbitário. Por serem muito delgadas, tais regiões normalmente mostram-se falhadas (Fig. 1).

Programas como o Invesalius, possuem uma ferramenta, que permite ao usuário, retocar, “pintando” estas falhas, uma a uma, axial a axial, o que torna a tarefa extremamente cansativa e demorada [A5].

Na busca de uma solução, imaginou-se a possibilidade de utilizar a malha negativa das vias respiratórias para fechar as regiões expostas, uma vez que as mesmas representam os limites da cortical. Essa técnica acrescenta uma etapa após a reconstrução automática dos ossos, mas é muito mais prática do que a pintura manual do threshold fatia a fatia, um usuário bem treinado leva poucos minutos para executá-la.

## 10.3 Reconstrução do Modelo 3D

Para o presente capítulo, os autores optaram por uma tomografia cone beam (CBCT) buscando apresentar um caso crítico, posto que os arquivos DICOM resultantes daqueles aparelhos costumam resultar em malhas com mais ruídos e falhas, quando comparadas com tomografias médicas.

Inicialmente é necessário reconstruir a tomografia computadorizada, para isso pode-se utilizar a opção SLICER [A27] do reconstrutor automático (Fig. 2). Caso a reconstrução da parte óssea fique extremamente fina, o usuário é orientado a alterar manualmente o **Bone Factor** de modo a gerar uma parede mais grossa, mas não exageradamente a ponto de gerar ruídos que resultarão em uma malha muito pesada.

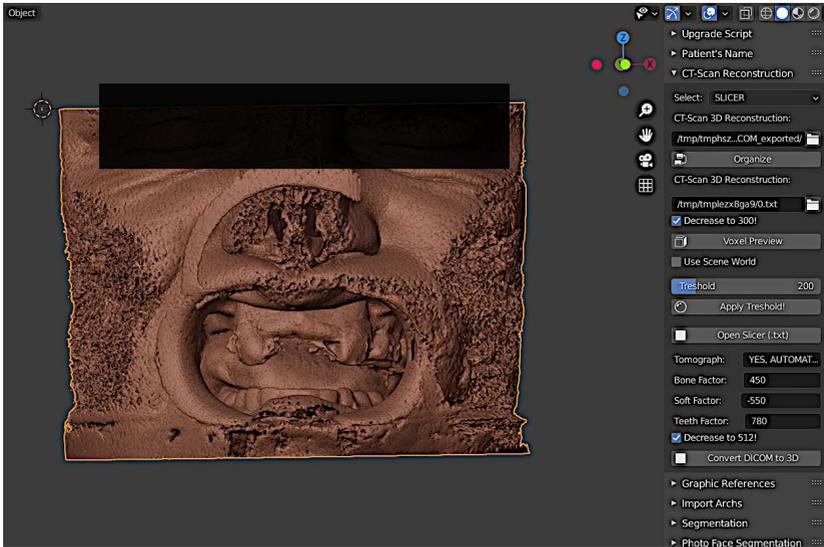


Figura2: Tomografia reconstruída em malhas 3D

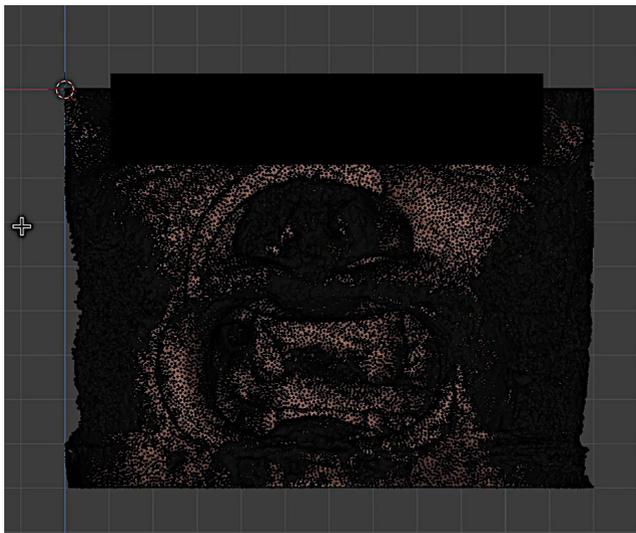


Figura3: Tecido mole em modo de edição

O reconstrutor automático gera três malhas, o tecido mole, os ossos e a malha dos dentes. O objetivo de utilizar essa configuração é justamente aproveitar a malha negativa das vias respiratórias como “tapa buraco” dos ossos. Assim que as malhas são reconstruídas seleciona-se o tecido mole, mudando o modo para edição (Edit Mode). Todos os vértices precisam ser desselecionados (Fig. 3).

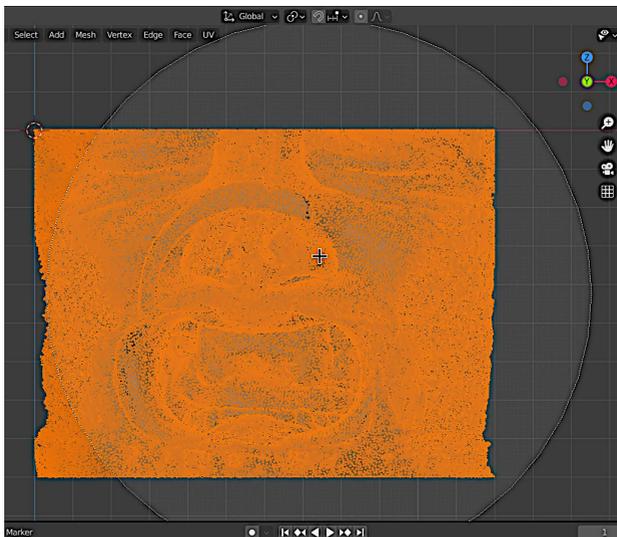


Figura4: Seleção dos vértices externos

Uma vez que o modo de visualização esteja em **Solid**, o usuário pode observar a face pela frente (NumLock 1) e selecionar os vértices externos por pintura (C) (Fig. 4).

O objetivo da seleção frontal é manter a estrutura interna intacta e preparar a face para uma segmentação refinada posteriormente (Fig. 5).

Para isso é necessário apagar os vértices selecionados, pressionando em Del ou X e em seguida selecionar a opção **Vertices** (Fig.6).

Assim que os vértices externos são excluídos já é possível ver parte dos ossos da face (Fig. 7).

Ainda que ajude de modo significativo, a exclusão dos vértices frontais pelo Solid não é suficiente para permitir a segmentação das vias

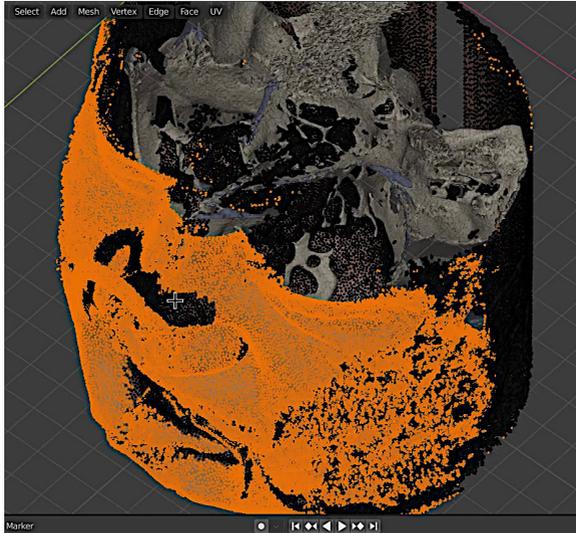


Figura5: Vértices frontais externas selecionadas

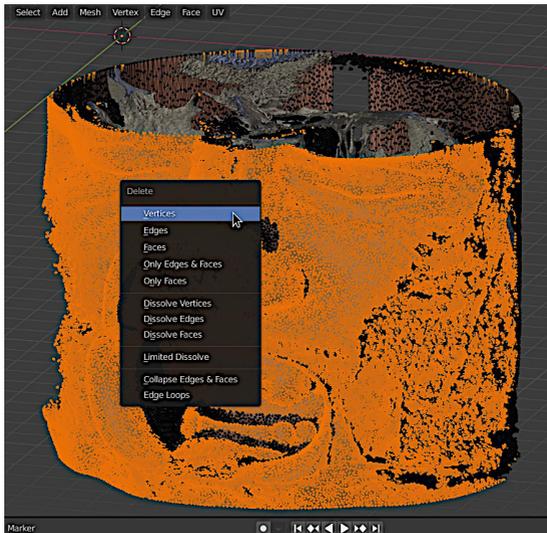


Figura6: Exclusão dos vértices selecionados

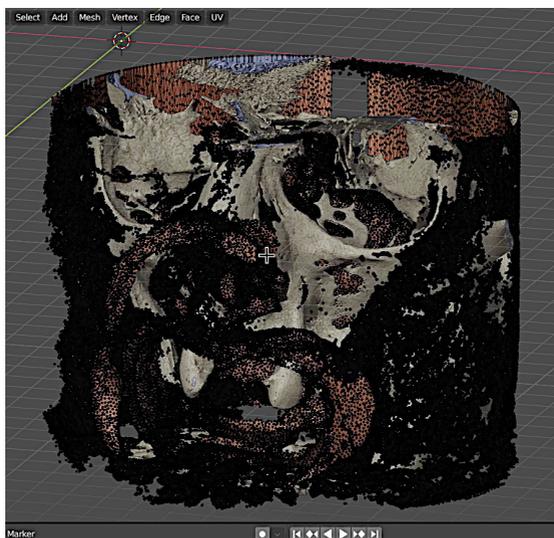


Figura7: Aspecto pós-exclusão dos vértices externos

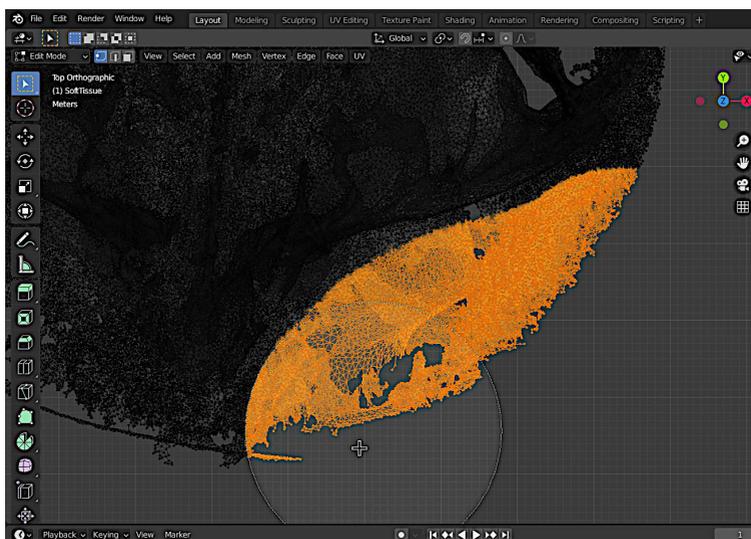


Figura8: Seleção dos vértices frontais acompanhando o desenho dos ossos do crânio

aéreas. Para que isso seja possível é necessário mudar o ponto de vista para topo (NumLook 7), trocar o modo de visualização para Wireframe e selecionar a porção frontal do tecido mole usando como limite de pintura (C) a linha do crânio (Fig. 8).

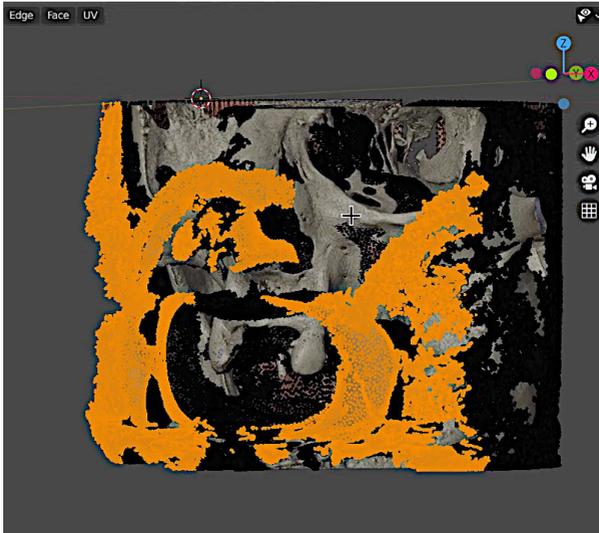


Figura9: Porção complementar da face selecionada

Essa nova seleção permitirá uma exclusão complementar do tecido facial revelando ainda mais os ossos do crânio (Fig. 9).

Para selecionar os vértices internos, basta mover a seta do mouse sobre um dos vértices da região e pressionar a tecla P. Ao fazer isso, toda a estrutura ligada por *edges* será selecionada (Fig. 10).

Para inverter a seleção, pressionar Ctrl+I, assim apenas os vértices externos serão selecionados. O próximo passo é excluí-los pressionando Del ou X e selecionado a opção **Vértices** (Fig. 11).

Ao final do processo sobrar apenas a parte composta pelas vias respiratórias. O usuário é orientado a inverter os *normals* da estrutura de modo a contabilizar a malha das vias respiratórias com a malha dos ossos (Fig. 12).

A etapa seguinte consiste em selecionar as regiões onde há falha na malha (Fig. 13).

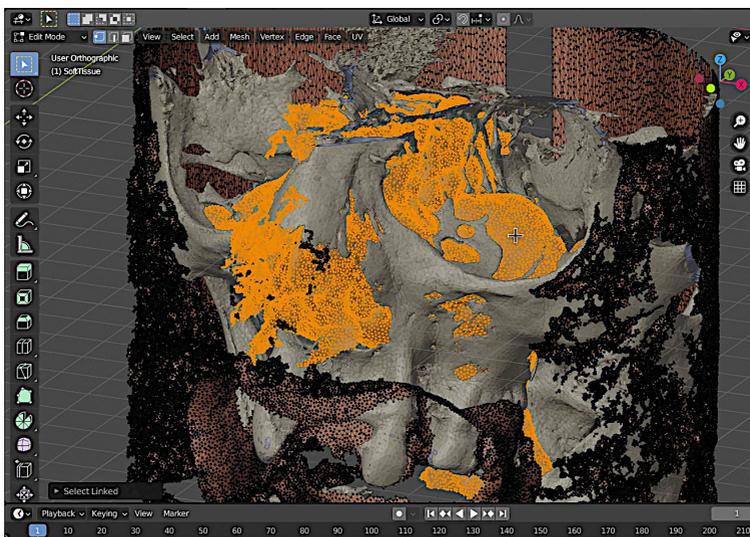


Figura10: Seleção dos vértices interiores do tecido mole



Figura11: Seleção de vértices invertida



Figura12: Malha resultando após a exclusão

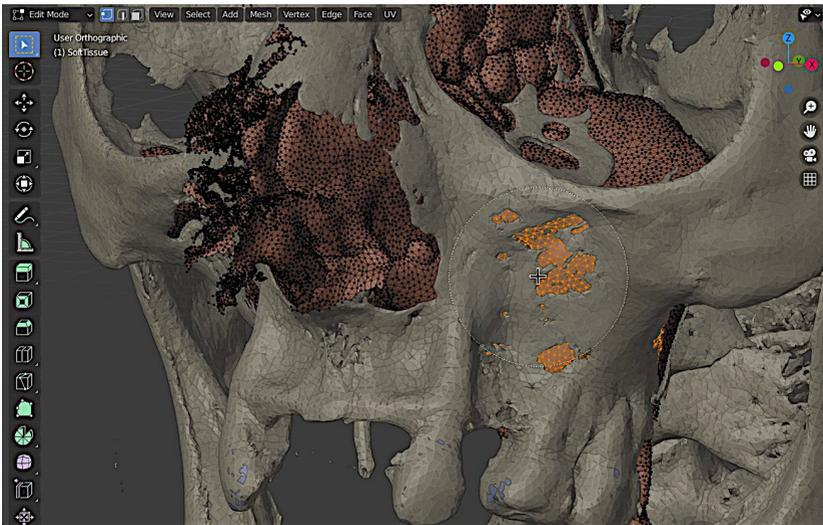


Figura13: Seleção da região com falha na malha

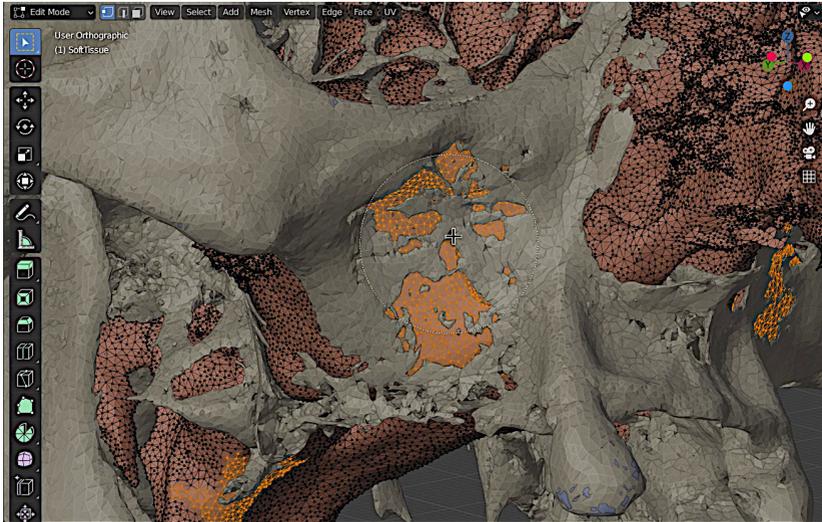


Figura14: Seleção da região com falha na malha

O usuário precisa se lembrar de fazer isso nos dois lados (Fig. 14) e complementar com outras regiões pretendidas, como aquela próximo ao processo pterigóide.

O assoalho da órbita também pode ser contemplado por tal seleção (Fig. 15).

Assim que toda a região de interesse é selecionada, basta separá-la (P) do restante da malha. Ao final as regiões originalmente falhas são fechadas (Fig. 16), no entanto é importante atribuir o modificador Solidfy de modo a dar uma espessura à malha gerada, caso isso não seja feito, á uma chance de problemas na etapa posterior, onde as malhas são fundidas com o *boolean*.

Uma vez que a malha separada recebeu espessura é chegado o momento de fundir as duas estruturas com o *boolean Union*. Agora trata-se de apenas um objeto (Fig. 17), no entanto, é comum que alguns sulcos se formem na região de fusão.

Para resolver esse problema, o usuário pode recorrer ao Sculpt Mode e atenuar as regiões acidentadas com o Smooth, resultando em uma malha mais homogênea e compatível com o crânio real (Fig. 18).

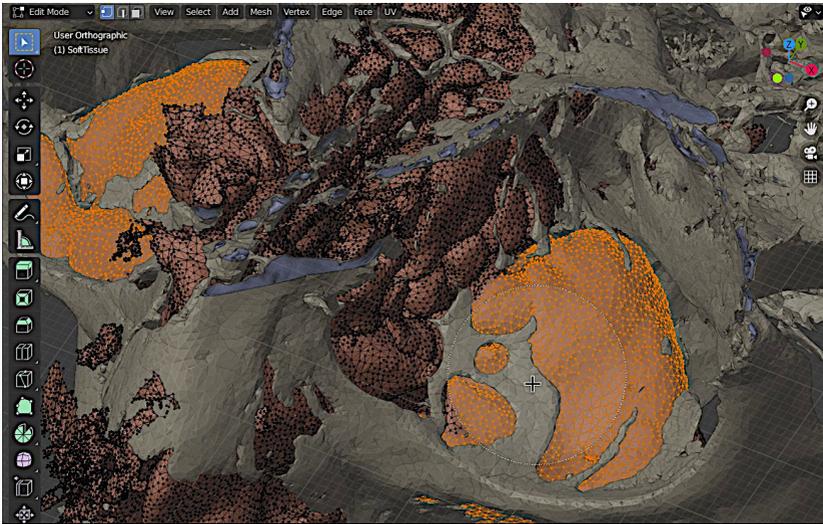


Figura15: Seleção da região com falha na malha

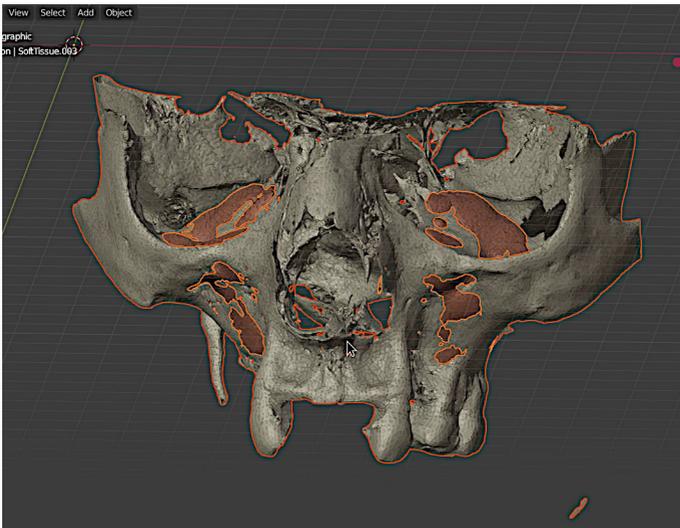


Figura16: Segmentação da região de interesse finalizada



Figura17: Malhas fundidas com o boolean

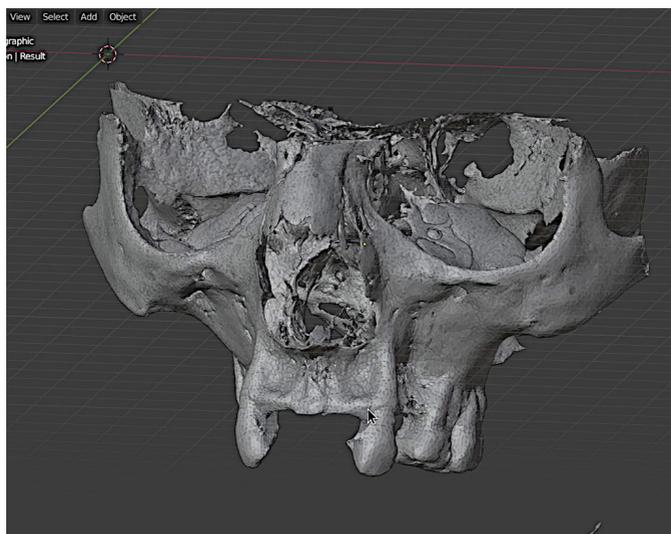


Figura18: Malha final após tratamento manual com o Sculpt Mode

## **10.4 Conclusão**

O método proposto mostrou-se eficiente, confiável e significativamente mais rápido que os métodos convencionais para reconstrução e complementos de paredes finas em biomodelos 3D.



# Referências Bibliográficas

- [A1] Thiago L. Beaini, Paulo Miamoto, Eduardo F. Duailibi-Neto, Silvia Virgínia Tedeschi-Oliveira, Israel Chilvarquer, and Rodolfo F. Haltenhoff Melani. Facial soft tissue depth measurements in cone-beam computed tomography: a study of a brazilian sample. May 2021. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.legalmed.2021.101866>, doi:10.1016/j.legalmed.2021.101866<sup>52</sup>.
- [A2] S. De Greef, P. Claes, D. Vandermeulen, W. Mollemans, P. Suetens, and G. Willems. Large-scale in-vivo caucasian facial soft tissue thickness database for craniofacial reconstruction. May 2006. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2006.02.034>, doi:10.1016/j.forsciint.2006.02.034<sup>53</sup>.
- [A3] Paulo Eduardo Miamoto Dias, Geraldo Elias Miranda, Thiago Leite Beaini, and Rodolfo Francisco Haltenhoff Melani. Practical application of anatomy of the oral cavity in forensic facial reconstruction. Sep 2016. URL: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0162732>, doi:10.1371/journal.pone.0162732<sup>54</sup>.
- [A4] Naldi LF et al. Use of polymethylmethacrylate for esthetic crown lengthening, associated with lip repositioning: an original method. *TeamWork* 2010;3(3):26-35.
- [A5] Paulo HJ et al. InVesalius: Software livre de imagens médicas. 2011. Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer-CTI, campinas/SP-2011-CSBC2011, 2011. URL: [https://dimap.ufrn.br/csbc2011/anais/eventos/contents/WIM/WIM\\_Sessao\\_1\\_Artigo\\_4\\_Amorim.pdf](https://dimap.ufrn.br/csbc2011/anais/eventos/contents/WIM/WIM_Sessao_1_Artigo_4_Amorim.pdf).
- [A6] Cicero Moraes et. al. Confeccionando um guia para retirada de cisto dentário com o ortogonblender. URL: [https://www.researchgate.net/publication/346013219\\_](https://www.researchgate.net/publication/346013219_)

---

<sup>52</sup> <https://doi.org/10.1016/j.legalmed.2021.101866>

<sup>53</sup> <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2006.02.034>

<sup>54</sup> <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0162732>

- Confeccionando um Guia para Retirada de Cisto Dentario com o OrtogOnBlender, doi:10.6084/m9.figshare.13256816<sup>55</sup>.
- [A7] FISWG. Guidelines for facial comparison methods (v. 1.0). URL: <http://www.fiswg.or2012>.
- [A8] Greika. Telescópio greika 90060 refrator azimutal. URL: <https://greika.com.br/produtos/equipamentos-oticos/telescopios/produto/354>.
- [A9] Sang-Rok Kim, Kyung-Min Lee, Jin-Hyoung Cho, and Hyeon-Shik Hwang. Three-dimensional prediction of the human eyeball and canthi for craniofacial reconstruction using cone-beam computed tomography. Apr 2016. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2016.01.031>, doi:10.1016/j.forsciint.2016.01.031<sup>56</sup>.
- [A10] C Lian, L Wang, T Wu, F Wang, P Yap, C Ko, and D Shen. Deep Multi-Scale Mesh Feature Learning for Automated Labeling of Raw Dental Surfaces from 3D Intraoral Scanners. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, pages 1, 2020. doi:10.1109/TMI.2020.2971730<sup>57</sup>.
- [A11] Chunfeng Lian, Li Wang, Tai-Hsien Wu, Mingxia Liu, Francisca Durán, Ching-Chang Ko, and Dinggang Shen. MeshSNet: Deep Multi-scale Mesh Feature Learning for End-to-End Tooth Labeling on 3D Dental Surfaces BT - Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2019. In Dinggang Shen, Tianming Liu, Terry M Peters, Lawrence H Staib, Caroline Essert, Sean Zhou, Pew-Thian Yap, and Ali Khan, editors, *MICCAI 2019*, 837–845. Cham, 2019. Springer International Publishing.
- [A12] Jirui Lin, Laiyuan Xiao, and Tao Wu. Face recognition for video surveillance with aligned facial landmarks learning. *Technology and Health Care*, 26(Papers from the 6th International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology (iCBEB2017), 17–20 October 2017, Guangzhou, China):169–

---

<sup>55</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.13256816>

<sup>56</sup> <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2016.01.031>

<sup>57</sup> <https://doi.org/10.1109/TMI.2020.2971730>

- 178, May 2018. URL: <https://doi.org/10.3233/THC-174534>, doi:10.3233/THC-174534<sup>58</sup>.
- [A13] Reichenberger MA, Stoff A, and Richter DF. Polymethylmethacrylate formanging frontal bone deformities. *Aesthetic Plast Surg* 2007;31(4):397-400.
- [A14] Geraldo Elias Miranda, Caroline Wilkinson, Mark Roughley, Thiago Leite Beaini, and Rodolfo Francisco Haltenhoff Melani. Assessment of accuracy and recognition of three-dimensional computerized forensic craniofacial reconstruction. May 2018. URL: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0196770>, doi:10.1371/journal.pone.0196770<sup>59</sup>.
- [A15] Cicero Moraes. Guia prático de astrofotografia amadora com software livre. URL: [https://www.researchgate.net/publication/352573463\\_Guia\\_Pratico\\_de\\_Astrofotografia\\_Amadora\\_com\\_Software\\_Livre](https://www.researchgate.net/publication/352573463_Guia_Pratico_de_Astrofotografia_Amadora_com_Software_Livre), doi:10.6084/m9.figshare.14816274<sup>60</sup>.
- [A16] Cicero Moraes, Everton da Rosa, Rodrigo Dornelles, Johari Yap Abdullah, and Jafri Malin Abdullah. Conversão de malhas 3d em arquivos dicom com o ortogonblender. 2021. URL: [https://www.researchgate.net/publication/349637041\\_Conversao\\_de\\_Malhas\\_3D\\_em\\_Arquivos\\_DICOM\\_com\\_o\\_OrtogOnBlender](https://www.researchgate.net/publication/349637041_Conversao_de_Malhas_3D_em_Arquivos_DICOM_com_o_OrtogOnBlender), doi:10.6084/m9.figshare.14125706<sup>61</sup>.
- [A17] Cicero Moraes and Issam Dakir. Segmentação automática dos dentes com o meshsegnet e o ortogonblender. URL: [https://www.researchgate.net/publication/352750056\\_Segmentacao\\_Automatica\\_dos\\_Dentes\\_com\\_o\\_MeshSegNet\\_e\\_o\\_OrtogOnBlender](https://www.researchgate.net/publication/352750056_Segmentacao_Automatica_dos_Dentes_com_o_MeshSegNet_e_o_OrtogOnBlender), doi:10.6084/m9.figshare.14850105<sup>62</sup>.
- [A18] Cicero Moraes, Issam Dakir, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Reconstrução de tomografias com o vtk python, o simpleitk e o multiprocessing. URL: [https://www.researchgate.net/publication/350621851\\_Reconstrucao\\_](https://www.researchgate.net/publication/350621851_Reconstrucao_)

---

<sup>58</sup> <https://doi.org/10.3233/THC-174534>

<sup>59</sup> <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0196770>

<sup>60</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14816274>

<sup>61</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14125706>

<sup>62</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14850105>

de Tomografias com o VTK Python o SimpleITK e o Multiprocessing, doi:10.6084/m9.figshare.14370902<sup>63</sup>.

- [A19] Cicero Moraes and Paulo Eduardo Miamoto Dias. *Manual de Reconstrução Facial 3D Digital: Aplicações com Código Aberto e Software Livre*. Expressão Gráfica, 2020. URL: [https://figshare.com/articles/book/Manual\\_de\\_Reconstru\\_o\\_Facial\\_3D\\_Digital\\_Aplica\\_es\\_com\\_C\\_digo\\_Aberto\\_e\\_Software\\_Livre/12894947/1](https://figshare.com/articles/book/Manual_de_Reconstru_o_Facial_3D_Digital_Aplica_es_com_C_digo_Aberto_e_Software_Livre/12894947/1), doi:10.6084/M9.FIGSHARE.12894947.V1<sup>64</sup>.
- [A20] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Convertendo um vídeo em um arquivo dicom. URL: [https://www.researchgate.net/publication/344141704\\_Convertendo\\_um\\_Video\\_em\\_um\\_Arquivo\\_DICOM](https://www.researchgate.net/publication/344141704_Convertendo_um_Video_em_um_Arquivo_DICOM), doi:10.6084/m9.figshare.12923822<sup>65</sup>.
- [A21] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Digitalização 3d a partir de fotografias com o smvs e o mve na internet. URL: [https://www.researchgate.net/publication/348339986\\_Digitalizacao\\_3D\\_a\\_partir\\_de\\_Fotografias\\_com\\_o\\_SMVS\\_e\\_o\\_MVE\\_no\\_OrtogOnBlender](https://www.researchgate.net/publication/348339986_Digitalizacao_3D_a_partir_de_Fotografias_com_o_SMVS_e_o_MVE_no_OrtogOnBlender), doi:10.6084/m9.figshare.13549595<sup>66</sup>.
- [A22] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Fotogrametria 3d - desempenho nos sistemas operacionais: windows, linux e mac os x. URL: [https://www.researchgate.net/publication/347513014\\_Fotogrametria\\_3D\\_-\\_Desempenho\\_nos\\_Sistemas\\_Operacionais\\_Windows\\_Linux\\_e\\_Mac\\_OS\\_X](https://www.researchgate.net/publication/347513014_Fotogrametria_3D_-_Desempenho_nos_Sistemas_Operacionais_Windows_Linux_e_Mac_OS_X), doi:10.6084/m9.figshare.13456442<sup>67</sup>.
- [A23] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Lunetas, macros e microscópios digitais de baixo custo na fotografia e fotogrametria 3d. URL: [https://www.researchgate.net/publication/343452190\\_Lunetas\\_Macros\\_e\\_Microscopios\\_Digitais\\_de\\_Baixo\\_Custo\\_na\\_Fotografia\\_e\\_Fotogrametria\\_3D](https://www.researchgate.net/publication/343452190_Lunetas_Macros_e_Microscopios_Digitais_de_Baixo_Custo_na_Fotografia_e_Fotogrametria_3D), doi:<https://doi.org/10.6084/m9.figshare.12881309.v1><sup>68</sup>.

---

<sup>63</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14370902>

<sup>64</sup> <https://doi.org/10.6084/M9.FIGSHARE.12894947.V1>

<sup>65</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.12923822>

<sup>66</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.13549595>

<sup>67</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.13456442>

<sup>68</sup> <https://doi.org/https://doi.org/10.6084/m9.figshare.12881309.v1>

- [A24] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Melhoramentos na conversão de objetos 3d em arquivos dicom no ortogonblender. URL: [https://www.researchgate.net/publication/351638377\\_Melhoramentos\\_na\\_Conversao\\_de\\_Objeto\\_3D\\_em\\_Arquivos\\_DICOM\\_no\\_OrtogOnBlender](https://www.researchgate.net/publication/351638377_Melhoramentos_na_Conversao_de_Objeto_3D_em_Arquivos_DICOM_no_OrtogOnBlender), doi:10.6084/m9.figshare.14816274<sup>69</sup>.
- [A25] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Reconstrução de tomografias nos sistemas operacionais: windows, linux e mac os x. URL: [https://www.researchgate.net/publication/347622872\\_Reconstrucao\\_de\\_Tomografias\\_nos\\_Sistemas\\_Operacionais\\_Windows\\_Linux\\_e\\_Mac\\_OS\\_X](https://www.researchgate.net/publication/347622872_Reconstrucao_de_Tomografias_nos_Sistemas_Operacionais_Windows_Linux_e_Mac_OS_X), doi:10.6084/m9.figshare.13480326<sup>70</sup>.
- [A26] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Reconstrução de voxel data no ortogonblender. URL: [https://www.researchgate.net/publication/348920408\\_Reconstrucao\\_de\\_Voxel\\_Data\\_no\\_OrtogOnBlender](https://www.researchgate.net/publication/348920408_Reconstrucao_de_Voxel_Data_no_OrtogOnBlender), doi:10.6084/m9.figshare.13670134<sup>71</sup>.
- [A27] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton da Rosa. Sistema de reconstrução de tomografia computadorizada baseado no slicer 3d e no dicomtomech. URL: [https://www.researchgate.net/publication/348135044\\_Sistema\\_de\\_Reconstrucao\\_de\\_Tomografia\\_Computadorizada\\_Baseado\\_no\\_Slicer\\_3D\\_e\\_no\\_DicomToMesh](https://www.researchgate.net/publication/348135044_Sistema_de_Reconstrucao_de_Tomografia_Computadorizada_Baseado_no_Slicer_3D_e_no_DicomToMesh), doi:10.6084/m9.figshare.13513890<sup>72</sup>.
- [A28] Cicero Moraes, Rodrigo Dornelles, and Everton Da Rosa. *OrtogOnBlender - O que é e Aspectos Técnicos*. figshare, 2020. URL: [https://figshare.com/articles/book/OrtogOnBlender\\_-\\_O\\_que\\_e\\_Aspectos\\_T\\_cnicos/12923729/1](https://figshare.com/articles/book/OrtogOnBlender_-_O_que_e_Aspectos_T_cnicos/12923729/1), doi:10.6084/M9.FIGSHARE.12923729.V1<sup>73</sup>.
- [A29] Cicero Moraes, Davi Sobral, Daniele Walter Duarte, Gabriel Zorron Cavalcanti, Rodrigo Salazar-Gamarra, and Rodrigo Dornelles. *Protocolo Complementar para Melhor Resolu-*

---

<sup>69</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.14816274>

<sup>70</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.13480326>

<sup>71</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.13670134>

<sup>72</sup> <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.13513890>

<sup>73</sup> <https://doi.org/10.6084/M9.FIGSHARE.12923729.V1>

- ção do Nariz em Fotogrametria 3D*. figshare, 2020. URL: [https://figshare.com/articles/book/Protocolo\\_Complementar\\_para\\_Melhor\\_Resolu\\_o\\_do\\_Nariz\\_em\\_Fotogrametria\\_3D/13010300](https://figshare.com/articles/book/Protocolo_Complementar_para_Melhor_Resolu_o_do_Nariz_em_Fotogrametria_3D/13010300), doi:10.6084/M9.FIGSHARE.13010300<sup>74</sup>.
- [A30] Silberberg N, Goldstein M, and Smidt A. Polymethylmethacrylate formaning frontal bone deformities. *Aesthetic Plast Surg* 2007;31(4):397-400.
- [A31] Connie L. Parks and Keith L. Monson. Automated facial recognition of manually generated clay facial approximations: potential application in unidentified persons data repositories. Jan 2018. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2017.11.013>, doi:10.1016/j.forsciint.2017.11.013<sup>75</sup>.
- [A32] R. S. Pereira, L. F. Gorla, F. B. J. D. Boos, R. Okamoto, I. G. Júnior, and E. Hochuli-Vieira. Use of autogenous bone and beta-tricalcium phosphate in maxillary sinus lifting: histomorphometric study and immunohistochemical assessment of runx2 and vegf. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 46(4), 503-510.
- [A33] P. Jonathon Phillips, Amy N. Yates, Ying Hu, Carina A. Hahn, Eilidh Noyes, Kelsey Jackson, Jacqueline G. Cavazos, Geraldine Jeckeln, Rajeev Ranjan, Swami Sankaranarayanan, Jun-Cheng Chen, Carlos D. Castillo, Rama Chellappa, David White, and Alice J. O'Toole. Face recognition accuracy of forensic examiners, superrecognizers, and face recognition algorithms. May 2018. URL: <http://dx.doi.org/10.1073/pnas.1721355115>, doi:10.1073/pnas.1721355115<sup>76</sup>.
- [A34] Roberta Richard Pinto, Sérgio Mendonça De Almeida, Rebecka Borges Da Nóbrega Chaves, Olivia Alexandre De Carvalho, Marcos Paulo Salles Machado, and Cicero Moraes. *Reconstrução Facial Forense de um Crânio Arqueológico com o ForensicOnBlender*. figshare, 2020. URL: [https://figshare.com/articles/book/Reconstru\\_o\\_Facial\\_Forense\\_de\\_um](https://figshare.com/articles/book/Reconstru_o_Facial_Forense_de_um)

---

<sup>74</sup> <https://doi.org/10.6084/M9.FIGSHARE.13010300>

<sup>75</sup> <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2017.11.013>

<sup>76</sup> <https://doi.org/10.1073/pnas.1721355115>

---

Cr\_nio\_Arqueol\_gico\_com\_o\_ForensicOnBlender/12943418,  
doi:10.6084/M9.FIGSHARE.12943418<sup>77</sup>.

- [A35] Fahimeh et al. Rahmani. Recognition of famous and unfamiliar faces among patients suffering from amnesia mild cognitive impairment (amci) and alzheimer's disease. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31598126/>.
- [A36] Kao RT, Dault S, Frangadakis K, and Salehieh JJ. Sthetic crown lengthening: appropriate diagnosis for achieving gingival balance. *Calif Dent Assoc* 2008;36(3):187-91.
- [A37] Todd A. Schoborg, Samantha L. Smith, Lauren N. Smith, H. Douglas Morris, and Nasser M. Rusan. Micro-computed tomography as a platform for exploring *Drosophila* development. *Development*, 12 2019. dev176685. URL: <https://journals.biologists.com/dev/article/146/23/dev176685/224232/Micro-computed-tomography-as-a-platform-for>, doi:10.1242/dev.176685<sup>78</sup>.
- [A38] NASA Science. Galileo's observations of the moon, jupiter, venus and the sun. URL: <https://go.nasa.gov/3dawPqn>.
- [A39] Dirk Smeets, Peter Claes, Dirk Vandermeulen, and John Gerald Clement. Objective 3d face recognition: evolution, approaches and challenges. Sep 2010. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2010.03.023>, doi:10.1016/j.forsciint.2010.03.023<sup>79</sup>.
- [A40] C.N. Stephan. Anthropological facial 'reconstruction' – recognizing the fallacies, 'unembracing' the errors, and realizing method limits. Oct 2003. URL: [http://dx.doi.org/10.1016/S1355-0306\(03\)71776-6](http://dx.doi.org/10.1016/S1355-0306(03)71776-6), doi:10.1016/s1355-0306(03)71776-6<sup>80</sup>.
- [A41] Carl N. Stephan. Facial approximation-from facial reconstruction synonym to face prediction paradigm. Feb 2015. URL: <http://dx.doi.org/10.1111/1556-4029.12732>, doi:10.1111/1556-4029.12732<sup>81</sup>.

---

<sup>77</sup> <https://doi.org/10.6084/M9.FIGSHARE.12943418>

<sup>78</sup> <https://doi.org/10.1242/dev.176685>

<sup>79</sup> <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2010.03.023>

<sup>80</sup> [https://doi.org/10.1016/S1355-0306\(03\)71776-6](https://doi.org/10.1016/S1355-0306(03)71776-6)

<sup>81</sup> <https://doi.org/10.1111/1556-4029.12732>

- [A42] Carl N. Stephan and Paavi L. Davidson. The placement of the human eyeball and canthi in craniofacial identification. May 2008. URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1556-4029.2008.00718.x>, doi:10.1111/j.1556-4029.2008.00718.x<sup>82</sup>.
- [A43] Carl N. Stephan, Maciej Henneberg, and Wayne Sampson. Predicting nose projection and pronasale position in facial approximation: a test of published methods and proposal of new guidelines. Oct 2003. URL: <http://dx.doi.org/10.1002/ajpa.10300>, doi:10.1002/ajpa.10300<sup>83</sup>.
- [A44] Carl N. Stephan and Ellie K. Simpson. Facial soft tissue depths in craniofacial identification (part i): an analytical review of the published adult data\*. Sep 2008. URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1556-4029.2008.00852.x>, doi:10.1111/j.1556-4029.2008.00852.x<sup>84</sup>.
- [A45] Raíssa Ananda Paim Strapasson, Lara Maria Herrera, and Rodolfo Francisco Haltenhoff Melani. Forensic facial reconstruction: relationship between the alar cartilage and piriform aperture. Mar 2017. URL: <http://dx.doi.org/10.1111/1556-4029.13494>, doi:10.1111/1556-4029.13494<sup>85</sup>.
- [A46] Silvia Virginia Tedeschi-Oliveira, Thiago Leite Beaini, and Rodolfo Francisco Haltenhoff Melani. Forensic facial reconstruction: nasal projection in brazilian adults. Sep 2016. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2016.05.004>, doi:10.1016/j.forsciint.2016.05.004<sup>86</sup>.
- [A47] Caroline Wilkinson. *Facial tissue depth measurement*, pages 124–156. Cambridge University Press, 2004. doi:10.1017/CBO9781107340961.007<sup>87</sup>.
- [A48] Caroline Wilkinson. Facial reconstruction â€” anatomical art or artistic anatomy? Feb 2010. URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-7580.2009.01182.x>, doi:10.1111/j.1469-7580.2009.01182.x<sup>88</sup>.

---

<sup>82</sup> <https://doi.org/10.1111/j.1556-4029.2008.00718.x>

<sup>83</sup> <https://doi.org/10.1002/ajpa.10300>

<sup>84</sup> <https://doi.org/10.1111/j.1556-4029.2008.00852.x>

<sup>85</sup> <https://doi.org/10.1111/1556-4029.13494>

<sup>86</sup> <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2016.05.004>

<sup>87</sup> <https://doi.org/10.1017/CBO9781107340961.007>

<sup>88</sup> <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2009.01182.x>