

**RODRIGO DE FARIA VALLE DORNELLES**

**Avaliação volumétrica da face: validação do sistema de captação de imagem facial tridimensional pela tecnologia de luz estruturada, estudo em cadáver**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da  
Universidade de São Paulo para a obtenção do título  
de Doutor em Ciências

Programa de Clínica Cirúrgica  
Orientador: Prof. Dr. Nivaldo Alonso

VERSÃO CORRIGIDA

Resolução CoPGr 6018/11, de 1º /11/2011. A versão original encontra-se na biblioteca

**São Paulo**

**2019**

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

Preparada pela Biblioteca da  
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Dornelles, Rodrigo de Faria Valle

Avaliação volumétrica da face : validação do sistema de captação de imagem facial tridimensional pela tecnologia de luz estruturada, estudo em cadáver / Rodrigo de Faria Valle Dornelles. -- São Paulo, 2019.

Tese (doutorado) -- Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Clínica Cirúrgica.  
Orientador: Nivaldo Alonso.

Descritores: 1.Assimetria facial 2.Cadáver  
3.Cirurgia plástica 4.Fotogrametria 5.Processamento de imagem assistida por computador 6.Imagem tridimensional 7.Precisão da medição dimensional 8.Software

USP/FM/DBD-005/19

Responsável: Erinalva da Conceição Batista, CRB-8 6755

## FOLHA DE AVALIAÇÃO

NOME: DORNELLES, Rodrigo de Faria Valle

Título: Avaliação volumétrica da face: validação do sistema de captação de imagem facial tridimensional pela tecnologia de luz estruturada - estudo em cadáver

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da  
Universidade de São Paulo para a obtenção do  
Título de Doutor em Ciências

Aprovado em: \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2019.

### Banca Examinadora

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_

## **DEDICATÓRIA**

Aos meus pais biológicos, Helena Maria e Mário, e aos inúmeros pais científicos, que durante minha vida me inspiram e me apoiam. Minha inquietude em aprender está, sem dúvidas, atrelada ao estímulo e ao exemplo dado por eles.

## **AGRADECIMENTOS**

A esta casa, a Universidade de São Paulo, na pessoa do Professor Doutor Rolf Gemperli, Professor Titular do Departamento de Cirurgia da FMUSP - Disciplina de Cirurgia Plástica e Chefe do Serviço de Cirurgia Plástica do HC-FMUSP, pelo apoio dado.

Ao Professor Doutor Nivaldo Alonso, meu orientador, que desde o início acreditou que seria possível, confiando-me um assunto árido para nós médicos, pelo ineditismo e complexidade que este tema representa, de quem obtive o apoio de que precisei, com correções e orientações imprescindíveis.

À Doutora Vera Lúcia Nocchi Cardim, sempre aberta a inovações, vanguarda da cirurgia Crânio-Maxilo-Facial e incentivo pelo FACE (Facial Anomalies Center).

Ao Doutor Jorge Vicente Lopes da Silva, do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer de Campinas, pelos conselhos e por abrir as portas do mundo tridimensional.

Em especial, ao Professor Cícero André da Costa Moraes, que, inicialmente, me conduziu, eu um neófito na modelagem tridimensional, e, agora, como amigo, segue a compartilhar sua expertise e espírito empreendedor.

À minha família, minha esposa Luciana e meus dois filhos, Maria Eduarda e Enzo, que são meus professores de vida e dão o esteio para as atividades que, eventualmente, afastam-me do convívio com eles.

Aos cadáveres desconhecidos que foram e são fundamentais ao aprendizado constante da vida de um médico.

Enfim, são tantas as pessoas que direta ou indiretamente participaram com opiniões, palavras de incentivo, críticas, sugestões, apoio técnico, apoio emocional, apoio logístico e outras tantas participações que quero, portanto, que todos que comigo estiveram nesta empreitada se sintam homenageados.

Muito obrigado!

# EPÍGRAFE

“O cérebro nunca pensa sem imagens”

Aristóteles\*

---

\* Citado em Kim e Mauborgne (2015), pág 100

## RESUMO

Dornelles RFV. *Avaliação volumétrica da face: validação do sistema de captação de imagem facial tridimensional pela tecnologia de luz estruturada, estudo em cadáver [tese]*. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2018.

A avaliação volumétrica da face é uma medida dimensional importante na avaliação pré-operatória, no planejamento e acompanhamento pós-operatório. Os sistemas de imagem tridimensional (3D) têm sido considerados uma ótima alternativa na mensuração linear, angular e volumétrica da face em comparação com as imagens bidimensionais (2D). Especificamente na área de atuação da Cirurgia Crânio-Maxilo-Facial, o uso da imagem em 3D na avaliação das malformações congênitas, sequelas de traumas, sequelas tumorais, planejamento de cirurgias ortognáticas, simulação de mudanças volumétricas, assimetrias faciais e outros, pode tornar o tratamento mais objetivo, rápido e potencializar os resultados. O objetivo deste projeto foi a avaliação da acurácia do cálculo volumétrico das partes moles da face a partir de malhas 3D de superfície, estudo em cadáver. Foram avaliados 09 cadáveres oriundos do Sistema de Verificação de Óbito da Capital – Universidade de São Paulo (SVO-USP). Foi incluído um expansor tecidual na região do terço médio de cada hemiface, que foi expandido progressivamente e, por meio de captação seriada de imagens tridimensionais da face com escâner de luz estruturada, foram obtidas malhas de superfície 3D a cada momento de expansão. As malhas 3D foram avaliadas quanto a variação volumétrica da região de inclusão do expansor com o uso de um software livre. O cálculo amostral supôs que as correlações encontradas apresentariam valores acima de 0,80. Para testes com poder de 80% e nível de significância de 5% seriam necessários, então, 18 hemifaces no estudo. Uma forte correlação foi observada entre todas as medições. Os gráficos de correlação linear evidenciaram um aumento linear positivo uniforme para os diferentes volumes virtuais avaliados em todas as 18 hemifaces estudadas. Todas as hemifaces não expandidas tiveram um delta significativamente menor em seções externas do cubo virtual medidas em comparação com seções externas do cubo virtual dos lados da face com expansor ( $P = 0,008$ ). O grau excelente de correlação entre o volume expandido e o volume aferido virtualmente, evidenciou que obtenção de 144 malhas 3D (9 faces, 18 hemifaces, cada

uma utilizada 2 vezes, uma com expansor e outra sem, totalizando 36 hemifaces estudadas com 4 malhas 3D para cada) foi uma amostra adequada para o estudo. O protocolo apresentado para o cálculo volumétrico da face com o processamento de imagem 3D assistido por computador e com a utilização de software livre em um estudo em cadáver, demonstrou versatilidade e acessibilidade, tendo sido comprovada a sua acurácia.

Descritores: assimetria facial; cadáver; cirurgia plástica; fotogrametria; processamento de imagem assistida por computador; imagem tridimensional; precisão da medição dimensional; software.



## ABSTRACT

Dornelles RFV. Volumetric evaluation of the face: validation of the three-dimensional facial image capture system by structured light technology - cadaver study [tese]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2018.

The face volumetric evaluation is an important dimensional measure in the preoperative evaluation in planning and postoperative follow-up. 3D imaging systems have been considered a good alternative in linear and angular measurement of face compared to 2D images. Specifically, in Cranio-Maxillofacial Surgery area, the 3D imaging use in the evaluation of congenital malformations, trauma sequelae, tumor sequelae, orthognathic surgery planning, volumetric changes simulation, facial imbalances and others could turn the treatment more objective, faster and potentiate the results. This project objective was calculation volumetric accuracy evaluation of the soft face parts from 3D surface meshes cadaver study. We evaluated 9 cadavers from the Sistema de Verificação de Óbito da Capital – Universidade de São Paulo (SVO-USP). A tissue expander was included in each middle third hemiface region which was progressively expanded and by means of serial three-dimensional face images acquisition with light scanners surface 3D meshes structured were obtained at expansion each moment. The 3D meshes were evaluated for the expander inclusion region volumetric variation with free software use. The sample calculation assumed that the correlations found would have values above 0.80. Eighteen hemifaces would be necessary in the study for tests with a power of 80% and a level of significance of 5%. A strong correlation was observed between all measurements. The linear correlation graphs showed a positive consistent linear increase for different virtual volumes evaluated in all 18 hemifaces studied. All unexpanded hemifaces had a significantly lower delta in outer virtual cube measured sections compared to virtual cube on face sides with expander ( $P = 0.008$ ) external sections. The excellent degree of correlation between the expanded volume and the virtually verified volume showed that obtaining 144 3D meshes (9 faces, 18 hemifaces, each one used 2 times, one with expander and one without, totaling 36 hemifaces studied with 4 3D meshes for

each) was an adequate sample for the study. The protocol presented for face volumetric calculation with computer assisted 3D image processing and the free software use in a cadaver study demonstrated versatility and accessibility and its accuracy was proven.

Descriptors: facial asymmetry; cadaver; surgery, plastic; photogrammetry; image processing, computer-assisted; imaging, three-dimensional; dimensional measurement accuracy; software.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Histograma de comparação de desvios entre malha 3D de superfície.....	36
Figura 2 - Histograma com distância entre as malhas.....	36
Figura 3 – Representação gráfica dos pontos de coordenadas.....	37
Figura 4 – Captura da tela do Blender® com a abertura posterior da malha 3D.....	38
Figura 5 – 3D view e o <i>script</i> de importação das malhas 3D.....	39
Figura 6 – Região de avaliação da face.....	41
Figura 7 – Cena do <i>software</i> Artec Studio 9® com <i>frames</i> .....	45
Figura 8 - Cena do <i>software</i> Artec Studio 9® com a malha 3D capturada reconstruída	46
Figura 9 - Cena do <i>software</i> Artec Studio 9® com o modelo 3D com texturização finalizado.....	46
Figura 10 – Etapa da fotogrametria feita no <i>software</i> Photoscan®.....	47
Figura 11 - Etapa da fotogrametria no <i>software</i> Photoscan® com visualização da nuvem esparsa de pontos.....	48
Figura 12 - Etapa da fotogrametria no <i>software</i> Photoscan® com visualização da nuvem densa de pontos.....	48
Figura 13 - Etapa da fotogrametria no <i>software</i> Photoscan® com visualização do modelo 3D sólido.....	49
Figura 14 - Etapa da fotogrametria no <i>software</i> Photoscan® com visualização do modelo 3D pronto texturizado.....	49
Figura 15 – Imagem do OrthogOnBlender®.....	51
Figura 16 – Imagem do RhinOnBlender®.....	52
Figura 17 – Medida da cabeça pela CMM.....	53
Figura 18 – Comparativo da precisão da medida virtual com a CMM.....	54
Figura 19 - <i>Workflow</i> do IVA em modelo portador da Doença de Parry-Romberg.....	57

Figura 20 – *Workflow* do IVA em modelo portador da Doença de Parry-Romberg com cálculo para correção da região com atrofia.....58

Figura 21 – Fotografia 2D pré-operatório e 2- pós-operatório.....59

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Cronograma de execução do projeto.....	29
Tabela 2: Valores descritivos das medidas.....	31
Tabela 3: Valores dos coeficientes de correlação.....	32
Tabela 4: Valores descritivos dos deltas de variação das medidas dos cubos virtuais seccionados.....	34

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Gráfico da correlação linear no lado direito da face.....32

Gráfico 2: Gráfico da correlação linear no lado esquerdo da face.....33

## LISTA DE SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
cm	Centímetro
CMM	<i>Co-ordinate Measuring Machine</i>
EFM	Estereofotografia de Moiré
FACE	<i>Facial Anomalies Center</i>
GIF	<i>Graphics Interchange Format</i>
ISO	Sensibilidade Fotográfica - <i>International Organization for Standardization</i>
IVA	Índice Volumétrico Acurado
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>
mL	Mililitro
mm	Milímetro
n.º	Número
OBJ	<i>Object File Wavefront 3D</i> – Extensão de arquivo de imagem 3D
OSCIP	Organização da Sociedade Civil de Interesse Público
PLY	<i>Polygon File Format</i> – Extensão de arquivo de imagem 3D
PNG	<i>Portable Network Graphics</i> – Formato de imagem
PPI	<i>Pixels per Inch</i> – Pixel por Polegada
STL	<i>Standard Triangle Language; Standard Tessellation Language</i> - Extensão de arquivo de imagem 3D

SVO Serviço de Verificação de Óbitos da Capital da Universidade de São Paulo

USB *Universal Serial Bus*



## LISTA DE SÍMBOLOS

°	Grau
%	por cento

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	19
1.1	Linha de Pesquisa.....	19
<b>2</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	24
2.1	Introdução.....	24
2.2	Justificativa.....	25
2.3	Objetivo.....	26
2.4	Métodos.....	26
<b>2.4.1</b>	<b>Avaliação da Acurácia e Precisão do Escâner de Luz Estruturada</b> .....	26
<b>2.4.2</b>	<b>Avaliação Volumétrica</b> .....	27
2.4.2.1	Método Cirúrgico.....	27
2.4.2.2	Método de Captação das Imagens .....	28
2.4.2.3	Método de Tratamento das Imagens.....	28
2.5	Resultados.....	29
2.6	Cronograma.....	29
2.7	Fontes de Financiamento.....	29
2.8	Análise Crítica de Riscos e Benefícios.....	30
<b>3</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	31
<b>4</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	35
4.1	Análise Crítica.....	42
<b>4.1.1</b>	<b>Motivação</b> .....	42
<b>4.1.2</b>	<b>Adequação do Método</b> .....	52
<b>4.1.3</b>	<b>Aplicabilidade Clínica</b> .....	55
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	59
<b>6</b>	<b>RECOMENDAÇÕES PARA ESTUDOS FUTUROS</b> .....	60
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	61
	<b>GLOSSÁRIO</b> .....	70
	<b>ANEXO</b> .....	73

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Linha de Pesquisa

O registro de imagem de pacientes tem importância fundamental na prática médica como instrumento de estudo no planejamento cirúrgico, na avaliação comparativa da evolução entre o pré e o pós-operatório, bem como no comportamento tardio dos resultados. Um banco de dados fotográfico é formado no decorrer da carreira de um cirurgião plástico e, para isto, o uso da fotografia, desde há muito tempo, está associado à sua atividade, inicialmente com fotografias por meio de revelação a partir dos filmes fotográficos, até, atualmente, as fotografias digitais. A possibilidade de extrair dados métricos por meio da fotografia, a denominada fotogrametria, vem do grego *photo* (luz), *gramma* (algo desenhado ou escrito) e *metron* (medida), portanto, medir graficamente usando luz(1–9). A bioestereometria ou fotogrametria médica trata das aplicações da fotogrametria à curta distância no campo da medicina, normalmente para extrair medidas da forma e dimensões do corpo humano. Com a evolução da tecnologia das câmeras fotográficas digitais e o desenvolvimento de programas de computador (*softwares*) específicos, vários cálculos quantitativos lineares e angulares passaram a ser realizados a partir de fotografias digitais, em formato bidimensional (2D) (10,11).

Na cirurgia plástica, a quantificação de volume em uma determinada região do corpo é uma informação importante para o cirurgião, que pode oferecer uma melhoria técnica de tratamento com conseqüente melhoria dos resultados estéticos e funcionais ao paciente. Contudo, esta avaliação é de improvável acurácia quando feita de forma subjetiva, necessitando, obrigatoriamente, lançar mão de recursos adequados para a medição. Os métodos diretos utilizados, tais como medição com paquímetro ou fita métrica, apresentam variações, seja pelo operador ou, até mesmo, pelo contato do instrumento com a pele. A tecnologia tridimensional (3D) é uma possibilidade promissora, que necessita um estudo mais adequado para a área médica, com exploração dos recursos existentes, principalmente com utilização de *softwares* livres, que está ao alcance de todos (12). A procura por um método de baixo custo para ter uma avaliação volumétrica acurada a partir de imagens 3D dos pacientes, independentemente da fonte de obtenção, seja por escâner ou fotogrametria, motivou o presente estudo.

As avaliações antropométricas de superfície auxiliadas por exames de imagem têm sido utilizadas para estabelecer parâmetros de estudos (13,14). A tomografia computadorizada e/ou ressonância magnética possuem desvantagens, pois podem não registrar com qualidade a morfologia externa pela presença de “ruídos” (artefatos produzidos pela movimentação do paciente, restaurações metálicas etc.), pela limitação da informação das estruturas de partes moles devido a compressões teciduais pelo apoio, pelo efeito da gravidade e, ainda, há exposição à radiação ionizante no caso da tomografia computadorizada (15,16). Além destes, deve-se considerar que se tratam de exames de custo elevado, com necessidade de pessoal especializado para a realização e de médico especialista em radiologia para a interpretação.

Assim como na migração da avaliação radiográfica, que é uma imagem em 2D, para a tomografia computadorizada com reconstrução 3D, em que houve uma melhora na acurácia da ferramenta de análise (17), os sistemas de imagem 3D têm sido considerados uma ótima alternativa na mensuração linear e angular da face em comparação com as imagens 2D (16,18–20).

Para os registros de imagem, os avanços tecnológicos ofereceram à prática médica métodos de avaliação que variam desde fotogrametria estérea (estereofotogrametria) (21); técnica de subtração de imagem; estereofotografia de Moiré (EFM), que fundamenta a sua análise por meio de um fenômeno de projeção de sombras derivado da óptica, em que a luz projetada no objeto passa por uma placa e, assim, formam-se linhas, primeiro em um plano de referência, e, em seguida, sobre a superfície do corpo, delineando topograficamente a superfície (22–24); varredura (*scanning*) por cristal líquido; escâner de luz estruturada; escâner à laser; estereolitografia, até os sistemas de vídeo (18,25). Conjuntamente à utilização em avaliações clínicas, a tecnologia da informação introduziu cirurgias auxiliadas por computador com os chamados planejamentos virtuais ou, até mesmo, as cirurgias guiadas por navegação computadorizada (15).

Em contrapartida, as medidas antropométricas de imagens 3D, ou conceitualmente chamadas malhas 3D, são obtidas a partir do tratamento dos dados extraídos por meio de *software* específico incorporado em cada marca de dispositivo de captação, os chamados *softwares* proprietários. Dessa forma, as dimensões lineares, angulares, áreas, volumes e avaliações comparativas, têm os cálculos realizados pelo *software* nativo do escâner, o que obriga a aquisição do aparelho para

que as informações métricas extraídas dos dados das coordenadas possam ser obtidas, ou ainda, eventualmente, há aparelhos que fornecem somente a malha reconstruída. Atualmente, o custo dos dispositivos de captação de imagens 3D ainda é um dos limitantes da utilização desta tecnologia em larga escala, por conseguinte, todos os estudos métricos vinculados a estes dispositivos se tornam inacessíveis na impossibilidade de sua aquisição (26). Esse fator é impeditivo, inclusive, para a troca de experiências e informações, tornando a consolidação do método em nível local e mundial praticamente inviável(26).

Algumas formas de captação de malhas 3D economicamente mais acessíveis têm sido introduzidas no mercado, como, por exemplo, o escâner que é usado conectado ao iPad Pro<sup>®</sup> ou iPhone<sup>®</sup> (*Apple<sup>®</sup>, Inc., Cupertino, Calif.*) chamado Structure Sensor 3D scanner<sup>®</sup> (*Occipital<sup>®</sup>, Inc., Boulder, Colo.*), o Xbox Kinect<sup>®</sup> que é um escâner de luz estruturada/infravermelho ou, ainda, aplicativos para *smartphones* que têm sido desenvolvidos, tornando a utilização da tecnologia tridimensional mais ágil e prática, inclusive no meio médico, e fazendo com que a obtenção dos arquivos de imagem possa ser desvinculada das avaliações métricas. Isso possibilita que a malha 3D seja captada em um local e outros profissionais a avaliem conforme cada necessidade.

Além disso, a obtenção de malhas 3D de superfície não é exclusividade dos escâneres, a estereofotogrametria por fotografia convencional (2D) possibilita a obtenção de malhas 3D, tornando a obtenção, por este método, acurada na extração de informações (1,27,28). *Softwares* específicos, como, por exemplo, o Photoscan<sup>®1</sup> ou o 3DF Zephyr<sup>® 2</sup> possibilitam que uma sequência de fotografias 2D do objeto em estudo seja carregada e, em minutos, seja fornecida a reconstrução 3D. Todo o processo é realizado no próprio computador do usuário, contrapondo-se a outros que o fazem na nuvem, como, por exemplo, o ReCap Photo<sup>® 3</sup> (29).

Paralelamente, existem *softwares* de Código aberto (*open source*) no mercado que, além da modelagem virtual, podem obter informações de malhas 3D em um pós

---

<sup>1</sup> *Software* que executa o processamento fotogramétrico de imagens digitais e gera dados espaciais 3D (Agisoft<sup>®</sup> LLC 11 Degtyarniy per., St. Petersburg, Russia, 191144).

<sup>2</sup> 3Dflow oferece soluções personalizadas nas seguintes áreas: reconstrução 3D, modelagem 3D da realidade (tanto de pequena escala e objetos de grande escala), processamento estéreo 3D, realidade aumentada (3Dflow<sup>®</sup> SRL, Strada le Grazie, 15, Verona, Italy).

<sup>3</sup> Aplicativo conectado à nuvem equipado com recursos avançados para gerar malhas texturizadas geolocalizadas, nuvens de pontos e *ortho-photos* (Autodesk<sup>®</sup>, Inc., San Rafael, Calif).

processamento. Dentre eles o Blender<sup>®</sup> 4 é uma das possibilidades e já vem sendo utilizado pela medicina (29–32). O programa permite a importação de arquivos de malhas 3D com extensões de arquivo diversas (STL, OBJ, PLY), captadas por qualquer fonte, e, o fato dele ser livre, torna-o uma ferramenta acessível a qualquer médico com iniciação a tecnologia digital, com possibilidade, então, de diminuir os custos do processo.

Na avaliação clínica da face, muitas vezes, nos deparamos com percepções subjetivas de assimetria ou mesmo diferenças com causas congênitas, como na Microsomia Craniofacial, causas evolutivas, como na Atrofia Hemicraniofacial (Síndrome de Parry-Romberg), causas de seqüela de acidente ou, ainda, de tratamento oncológico. Nos casos de diferenças lineares, guardadas as alterações de magnificação que a fotografia apresenta, as fotografias 2D permitem quantificá-las, quando objetivamos distâncias como largura, como, por exemplo, a distância intercantal ocular, ou altura, como, por exemplo, no posicionamento das comissuras labiais em relação à órbita. Entretanto, assimetrias volumétricas ficam sujeitas a recursos de avaliação por meio de Ultrassom, Ressonância Nuclear Magnética ou Tomografia Computadorizada. O uso das imagens 3D é uma alternativa que poderá trazer agilidade, precisão, menor morbidade e um considerável barateamento do processo.

Para que isso seja possível devemos considerar alguns empecilhos. Um deles é que as imagens 3D da face captadas para estereofotogrametria, via de regra, são malhas abertas, isto é, apresentam pontos de abertura, e nem sempre são feitas em 360°, com isto, áreas não captadas, sejam nas laterais atrás das orelhas, na região posterior ou no ápice da cabeça, formam buracos, ou seja, uma descontinuidade da malha 3D. Ou ainda, por motivos técnicos, devido ao reflexo, podem existir pontos não computados, como, por exemplo, nos cabelos. As regiões fazem com que cálculos de volume sejam comprometidos, uma vez que não há um objeto sólido, fechado, para que os algoritmos do programa possam calcular.

Visto o rápido desenvolvimento da tecnologia, a obtenção de malhas 3D vem se tornando cada vez mais acessível e, com isto, a estereofotogrametria pode ser realizada. A resolução da probabilidade do cálculo de volume de uma malha de superfície 3D, para

---

<sup>4</sup> Suíte de criação livre e *Open Source* 3D. Ele suporta a totalidade do *pipeline* de modelagem 3D, aparelhamento, animação, simulação, renderização, composição e acompanhamento de movimento, edição de vídeo e criação de jogos (*Blender Foundation*, [www.blender.org](http://www.blender.org)).

planejamento e acompanhamento pós-cirúrgico é um desafio quando não se dispõe de um escâner com um *software* em que haja uma ferramenta específica para isto.

A linha de pesquisa escolhida mostra que, ao se obter uma malha 3D de superfície, pode-se extrair dados antropométricos. A pesquisa propôs-se, inicialmente, desenvolver uma ferramenta acurada de cálculo de volume em regiões da face com malhas 3D, propondo um protocolo integrando captura de imagem e ferramentas computacionais por meio de *software* livre, abrindo o campo para o uso em todas as áreas do corpo humano. A utilização de um modelo experimental em cadáver para o estudo possibilitou a correlação do comportamento do tecido orgânico em contrapartida à utilização de materiais plásticos (33). A malha 3D gerada mostrou-se complexa em relação ao número de polígonos que a compõem, refletindo as alterações do tecido humano ao ser expandido, favorecendo a possibilidade da aplicação clínica.

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

Uma revisão da viabilidade de utilização do uso de malhas 3D na área da cirurgia plástica foi realizada com o intuito de reconhecer a abrangência das possibilidades e permitir ao autor uma ambientação no tema. Para desenvolver uma ferramenta de cálculo virtual de volume da face, com utilização de *software* livre, foi elaborado um projeto que testasse o método (CAPPesq – 001/15). Para tal fim, foi utilizada uma captura de malhas 3D com características de precisão com padrão ouro em relação a outras áreas de utilização da tecnologia 3D, com o objetivo de estabelecer uma forma de cálculo que pudesse ser aplicada em qualquer malha 3D, independentemente da fonte de captação (escâner ou estereofotogrametria). Esse cenário foi desenvolvido por meio de participação em grupo de estudo de ferramentas virtuais com a utilização do *software* Blender® (34,35). Mediante estudo em cadáveres foi proposto o projeto apresentado neste trabalho como método.

### 2.1 Introdução

O uso da fotografia como instrumento de estudo para avaliação comparativa da evolução do pré com o pós-operatório e planejamento cirúrgico, desde há muito tempo está associado à atividade do Cirurgião Plástico, especialmente na área de atuação de Cirurgia Crânio-Maxilo-Facial, inicialmente com fotografias por revelação a partir dos filmes fotográficos até, atualmente, as fotografias digitais. Paulatinamente, as câmeras digitais tiveram sua tecnologia aperfeiçoada e, por meio da junção com programas de computador específicos, vários cálculos quantitativos lineares e angulares puderam ser realizados a partir de fotografias em duas dimensões. Avanços tecnológicos dispuseram à prática médica métodos de avaliação que variam desde fotogrametria estérea, técnica de subtração de imagem, topografia de Moiré, *scanning* por cristal líquido, *scanning* de luz, estereolitografia até os sistemas de vídeos (18,21). Conjuntamente a utilização em avaliações clínicas, a tecnologia da informação introduziu cirurgias auxiliadas por computador (15).

Assim como na migração da avaliação radiográfica, que é uma imagem em 2D, para a tomografia computadorizada com reconstrução em 3D, houve uma melhora na acurácia na ferramenta de análise, os sistemas de imagem 3D têm sido considerados



uma ótima alternativa na mensuração linear e angular da face em comparação com as imagens 2D (16–20).

A avaliação pela tomografia computadorizada e/ou ressonância magnética, possuem desvantagens, pois podem não registrar com qualidade a morfologia externa pela presença de “ruídos”, limitando a informação das estruturas de partes moles, artefatos produzidos pela movimentação do paciente, restaurações metálicas, compressões teciduais pelo apoio, tempo para a realização e há exposição à radiação ionizante (15,36). Além desses, deve-se considerar que se tratam de exames de custo elevado.

## 2.2 Justificativa

Especificamente na área de atuação da Cirurgia Crânio-Maxilo-Facial, a avaliação volumétrica de áreas definidas da face é de imensa valia. O uso da imagem em 3D na avaliação pré e pós-operatória nas malformações congênitas, sequelas de traumas, sequelas tumorais, planejamento de cirurgias ortognáticas, simulação de mudanças volumétricas e outros pode tornar o tratamento mais objetivo, rápido e potencializar os resultados. Além do mais, a imagem 3D pode ser fundida com a da tomografia, gerando um modelo craniofacial virtual, nos casos de pacientes que obrigatoriamente necessitem de uma avaliação esquelética (15,20,37).

Há uma discussão na literatura mundial sobre a validação do método de utilização da imagem fotográfica em 3D a despeito dos exames de ultrassom, tomografia computadorizada e ressonância magnética. Alguns trabalhos para correção das assimetrias têm utilizado a tecnologia de fotografia 3D em comparação com a tomografia e outros somente com a fotografia (19,20). As conclusões, até agora, consideram que a probabilidade de erro da tecnologia 3D pode ser considerada clinicamente desprezível, tanto interobservador como intra-observador em comparação inclusive a medidas diretas. Um dos aspectos que podem ser levados em conta é que a posição do paciente durante a tomada da imagem também influencia a avaliação de volume, uma vez que os tecidos superficiais e os subcompartimentos mais profundos podem sofrer alterações na mudança de decúbito (38). Esse dado por si só pode ser um forte argumento na avaliação. Além do mais, a exposição periódica do paciente aos raios ionizantes nos outros métodos, o custo dos exames, a destreza

do operador e a necessidade de centros especializados para realizá-los são fatores limitantes à indicação e à realização de exames de imagem.

Há basicamente duas formas de obtenção de malhas 3D, uma delas é pela técnica da fotogrametria que é a reconstrução tridimensional de um objeto ou cena, com a utilização de múltiplas fotografias 2D e a outra é por meio de escâner. As medidas antropométricas, proporções e volumes são obtidos a partir do tratamento dos dados obtidos pelo escâner com um programa de computador específico para cada marca ou por meio de programas desenvolvidos de uso público, os denominados "softwares livres" (18). Dentre os sistemas de escâner que utilizam a luz estruturada, o da Artec 3D® (*Artec Group*®) demonstra ser uma alternativa interessante, tanto do ponto de vista econômico como pela portabilidade, não necessitando de um espaço físico específico para a captação das imagens. Não há trabalhos na literatura brasileira com o uso dessa ferramenta, muito menos avaliação e validação do método.

### 2.3 Objetivo

Avaliação da acurácia da utilização da imagem 3D captada por meio de escâner de luz estruturada na obtenção de imagem facial tridimensional em cadáver para quantificação volumétrica.

### 2.4 Métodos

#### 2.4.1. Avaliação da Acurácia e Precisão do Escâner de Luz Estruturada

Uma cabeça de manequim de material plástico e de tamanho natural foi usada como modelo tridimensional. Vinte e sete pontos de referência antropométricos foram marcados no manequim com caneta marcadora (Caneta Codman 38® *skin marker*) (39). O manequim foi fixado com massa plástica em uma base constituída de placa metálica retangular com quatro esferas de referência, cada uma fixada em um canto da placa. Com o uso do escâner Artec 3D® o conjunto foi escaneado três vezes, com intervalo de uma semana, pelo autor e reconstruído digitalmente com o programa próprio do escâner. Os 27 pontos de referência tiveram suas coordenadas coletadas 3 vezes em cada uma das 3 reconstruções 3D. Os arquivos das imagens foram

transferidos com extensão STL para uma máquina de medição de coordenadas (*Coordinate Measuring Machine* – CMM, AXIOM TOO®, USICAM Indústria e Comércio Ltda). Foi desenvolvido um programa para identificação tridimensional dos pontos (X, Y e Z) com a utilização da CMM diretamente no manequim e todos os pontos de referência antropométricos foram comparados com os da imagem obtida com o escâner.

#### 2.4.2 Avaliação Volumétrica

Para avaliação da variação volumétrica foram feitas medidas seriadas a partir de imagens obtidas com o escâner da região jugal, no terço médio da face de nove cadáveres, não congelados, oriundos do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital da Universidade de São Paulo (SVO-USP).

##### 2.4.2.1 Método Cirúrgico

- a) No SVO-USP, com o cadáver em posição em decúbito horizontal dorsal na mesa de dissecação, campos cirúrgicos isolaram o corpo, deixando à mostra somente a face do cadáver. A este foi atribuído um número de referência no estudo;
- b) Foram colocados alfinetes coloridos em pontos craniométricos do cadáver;
- c) Não foi realizada qualquer incisão externa ou injeção com o intuito de colorir os tecidos;
- d) Por meio de uma incisão intraoral de 2 cm, foi feita uma dissecação roma intramuscular de 4X3 cm na região jugal e através dela foi incluso um expansor tecidual da SILIMED® vazio, com capacidade de 16 mL, de forma esférica, no plano intramuscular da região do terço médio, mantendo-se o cateter com válvula remota exteriorizado pela comissura labial;
- e) Fez-se a captura da primeira imagem 3D da face com o escâner para parâmetro inicial de avaliação;
- f) Foi infiltrado soro fisiológico no compartimento do expansor por meio da válvula remota, num total de 3 mL;

- g) Realizou-se a captura da segunda imagem com o escâner;
- h) Foram infiltrados mais 3 mL de soro fisiológico no compartimento;
- i) Efetuou-se a captura da terceira imagem com o escâner.
- j) Foram infiltrados mais 4 mL de soro fisiológico no compartimento, totalizando 10 mL;
- k) Fez-se a captura da quarta imagem com o escâner;
- l) O expansor foi desinflado pela válvula e retirado;
- m) Foi fechada a via intraoral de abordagem com sutura submucosa com fio monofilamentar não absorvível;
- n) Foram repetidos os passos de inclusão do expansor, expansão e captação das imagens no lado contralateral da face.

#### **2.4.2.2 Método de Captação das Imagens**

- a) Para a captação das imagens foi utilizado um escâner de luz estruturada da Artec 3D<sup>®</sup>. Trata-se um escâner portátil com empunhadura manual que foi conectado a um laptop Inspiron M 4700, i5, da marca Dell<sup>®</sup> por meio de cabos USB.
- b) A captação da imagem foi feita a cerca de 70 cm da face do cadáver iniciando a partir de um dos lados, contornando 180<sup>0</sup> até o lado contralateral da face. Esse processo teve duração de cerca de 1 minuto.

#### **2.4.2.3 Método de Tratamento das Imagens**

Todas as imagens captadas pelo escâner Artec 3D<sup>®</sup> foram reconstruídas pelo programa Artec Studio 9<sup>®</sup> nativo do escâner. Após realizado o alinhamento global da nuvem de pontos, foi feita a suavização da imagem, com parâmetros nas ferramentas do software de *resolution: 1*, *fill\_holes: by\_radius*, *max\_hole\_radius: 5* e *remove\_targets: desligar*. Os arquivos das imagens da face 3D em extensão de arquivo STL foram, então, exportados para o programa Blender<sup>®</sup> onde tiveram suas medidas de variações volumétricas avaliadas em três momentos distintos, comparando o

resultado do cálculo de volume de um cubo virtual como parâmetro em relação ao volume de soro fisiológico injetado. Todos os dados foram tabulados em planilhas Microsoft Excel®.

Criação de um índice denominado de Índice Volumétrico Acurado (IVA), definido pela diferença de volume virtual entre cada volume externo do cubo virtual medido menos o volume externo do cubo virtual correspondente a partir da malha de referência.

## 2.5 Resultados

Os dados referentes aos volumes medidos por meio das imagens tridimensionais foram tabulados, computados e tratados por meio de análise estatística, a fim de obter sua significância referente ao relacionamento da imagem obtida com o volume verdadeiramente acrescentado aos tecidos.

## 2.6 Cronograma

O projeto foi desenvolvido conforme a Tabela 1 no período do ano de 2015.

Tabela 1 - Cronograma de execução do projeto.

ETAPAS/MÊS	AGOSTO	SETEMBRO	OUTUBRO	NOVEMBRO	DEZEMBRO	JANEIRO
COLETA	X	X	X	X		
TRATAMENTO IMAGENS	X	X	X	X		
ESTUDO ESTATÍSTICO					X	
TÉRMINO						X

Fonte: Autor. Descrição das etapas do projeto em relação aos meses de execução.

## 2.7 Fontes de Financiamento

Bolsa de Doutorado CAPES (Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior).

O escâner da Artec 3D® e o computador portátil laptop modelo Inspiron da Dell® são de propriedade do autor.

O serviço de medição com CMM pela empresa USICAM foi financiado pelo autor.

Os cadáveres utilizados foram os usualmente disponibilizados para estudo de dissecação anatômica no SVO-USP, com o uso do protocolo n° 36, no horário de domingo pela manhã.

Os programas de computador utilizados englobaram o nativo do escâner e o *software* livre Blender®.

## 2.8 Análise Crítica de Riscos e Benefícios

Os riscos associados ao estudo foram mínimos, pois os cadáveres utilizados para estudo sofreram uma manipulação menor do que a observada em estudos de dissecação anatômica, não ocorrendo mutilação externa.

Os benefícios esperados pelo estudo da acurácia serão de obter uma ferramenta inócua, segura, barata e confiável em medições antropológicas.

### 3 RESULTADOS

A revisão da aplicabilidade das malhas 3D nas áreas de Cirurgia Plástica e clínica foi feita com informações técnicas e conceituais da tecnologia. O projeto foi apresentado no Congresso Brasileiro de Cirurgia Plástica ( 52<sup>o</sup> Congresso Brasileiro de Cirurgia Plástica – 2015) com o intuito de abrir discussão sobre o tema e estabelecer a linha de pesquisa (34). O projeto de estudos em cadáver foi executado revelando a acurácia da medição do volume facial com o uso da tecnologia 3D (35).

A medição volumétrica dos cubos virtuais evidenciou uma variação do valor descritivo entre mínimo e máximo para cada etapa de medição de cada hemiface, uma vez que o posicionamento do cubo virtual, em cada grupo de malhas alinhadas, foi feito de forma a envolver a área de descolamento e conter a base do expansor tecidual, não importando a medida inicial do cubo virtual seccionado, pois correspondeu a 00 mL de expansão para todos os indivíduos. Portanto, o valor absoluto de cada cubo virtual após ser interseccionado não foi levado em conta, mas sim a diferença de volume entre os cubos virtuais seccionados pela malha em análise em comparação com o volume do cubo virtual seccionado pela malha inicial.

As medidas volumétricas apresentadas (Tabela 2) demonstram que houve um decréscimo na média das medidas dos cubos a partir do 00 mL até 10 mL de aumento do expansor tecidual e o desvio padrão de medidas mínimas e máximas se manteve com valores aproximados.

Tabela 2: Valores descritivos das medidas.

Lado	Medida do expansor	n	Média	dp	Mínimo	Máximo
Direito	00 mL	9	162,814	26,825	118,034	201,111
	03 mL	9	158,921	26,719	113,173	197,482
	06 mL	9	154,380	26,579	108,024	191,877
	10 mL	9	147,111	26,106	102,097	183,980
Esquerdo	00 mL	9	151,268	31,339	104,965	192,198
	03 mL	9	146,726	31,434	101,022	188,528
	06 mL	9	142,090	31,713	95,731	184,371
	10 mL	9	135,803	32,322	86,622	178,976

Fonte: Autor. Valores descritivos das medidas de 00 mL, 03 mL, 06 mL e 10 mL, do expansor, segundo o lado avaliado. Os valores de média, desvio-padrão (dp), mínimo e máximo referentes ao cubo virtual, estão em cm<sup>3</sup>.

Os valores dos coeficientes de correlação de Pearson, para os lados direito e

esquerdo da face, são demonstrados, evidenciando-se que o coeficiente de relação entre todas as medições foi próximo a  $r=1$ , caracterizando uma base forte de predição (Tabela 3).

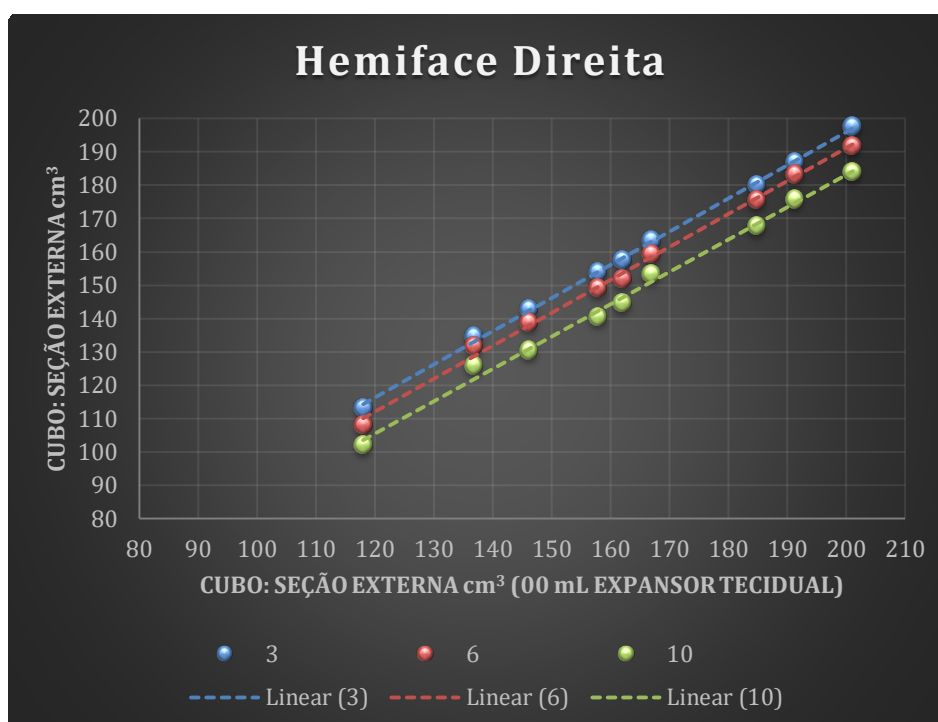
Tabela 3: Valores dos coeficientes de correlação.

Hemiface		00 x 03 mL	00 x 06 mL	00 x 10 mL
Direita	r	1,000	0,998	0,997
	p	<0,001	<0,001	<0,001
Esquerda	r	1,000	0,999	0,998
	p	<0,001	<0,001	<0,001

Fonte: Autor. Valores dos coeficientes de correlação de Pearson entre a medida 00 ml e as medidas: 03 mL, 06 mL e 10 mL do expansor tecidual, segundo o lado avaliado.

Os resultados da correlação linear entre as medidas reais e as virtuais caracterizaram-se por um declive positivo quando plotadas no gráfico. Houve um comportamento linear uniformemente positivo nas medidas de insuflação do expansor (03 mL, 06 mL e 10 mL) em relação ao 00 mL no  $n=18$  de hemifaces estudadas. As correlações lineares do lado direito e do lado esquerdo do mesmo indivíduo com presença de expansor são ilustradas, respectivamente, nos gráficos 1 (abaixo) e 2 (p. 33).

Gráfico 1: Gráfico da correlação linear no lado direito da face.

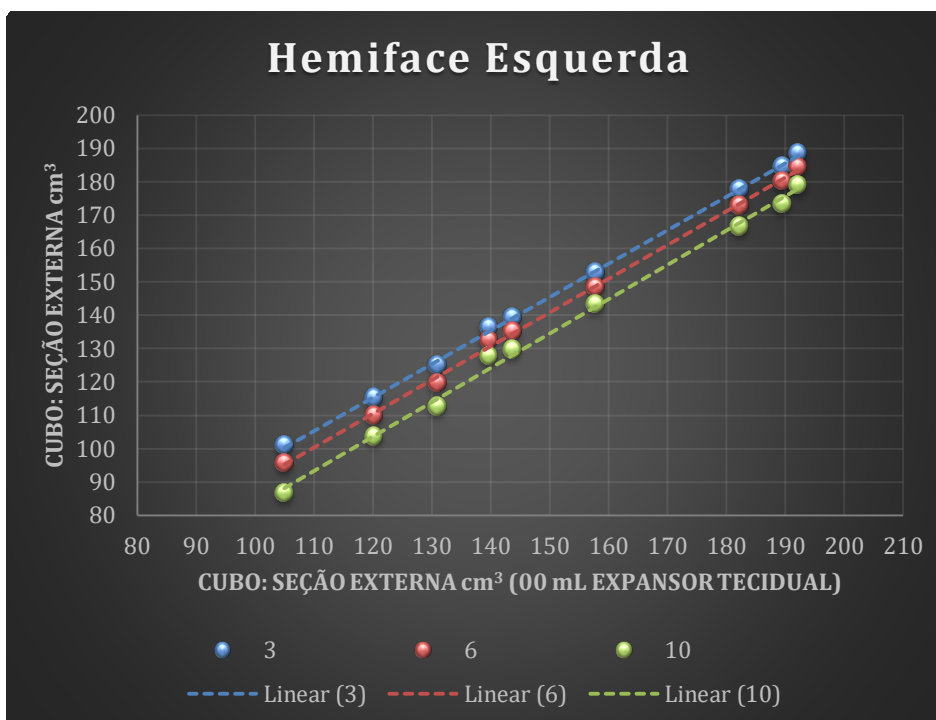


Fonte: Autor. Gráfico onde o eixo X corresponde ao volume em cm<sup>3</sup> do cubo virtual seccionado com o expansor com 00 mL e o eixo Y ao volume em cm<sup>3</sup> relativo aos cubos virtuais seccionados com



expansor preenchido com 03 mL azul; 06 mL vermelho e 10 mL verde, demonstrando a correlação linear com declive positivo existente com o expansor sendo colocado no lado direito da face.

Gráfico 2: Gráfico da correlação linear no lado esquerdo da face.



Fonte: Autor. Gráfico onde o eixo X corresponde ao volume em cm<sup>3</sup> do cubo virtual seccionado com o expansor com 00 mL e o eixo Y ao volume em cm<sup>3</sup> relativo aos cubos virtuais seccionados com expansor preenchido com 03 mL azul; 06 mL vermelho e 10 mL verde, demonstrando a correlação linear com declive positivo existente com o expansor sendo colocado no lado esquerdo da face.

As medidas de controle foram obtidas sempre na hemiface que não havia expansor no mesmo cadáver. Por meio do teste não-paramétrico de Wilcoxon observou-se que houve diferença significativa entre os grupos expansor e controle em relação aos deltas de variação entre a medida 00 mL e as demais medidas, sendo que o controle apresentou um delta de variação significativamente menor que o expansor (teste não-paramétrico de Wilcoxon,  $p=0,008$ ). As diferenças foram significativas para ambos os lados (Tabela 4, p. 34).

Tabela 4: Valores descritivos dos deltas de variação das medidas dos cubos virtuais seccionados.

Hemiface	Delta	Medida	n	Média	dp	Mínimo	Máximo	P25	Mediana	P75
Direito	00-03	Expansor	9	3893,22	789,60	2272,00	4861,00	3502,50	3875,00	4535,00
		Controle	9	-59,44	421,24	-667,00	499,00	-412,00	-59,00	381,50
	00-06	Expansor	9	8434,44	1545,64	5198,00	10130,00	7575,00	8814,00	9679,00
		Controle	9	-181,00	657,40	-1318,00	755,00	-515,00	-395,00	509,00
	00-10	Expansor	9	15703,33	2147,71	11014,00	17541,00	14596,50	15937,00	17306,50
		Controle	9	-256,44	756,36	-1564,00	1062,00	-584,50	-462,00	363,50
Esquerdo	00-03	Expansor	9	4541,33	815,27	3356,00	5978,00	3806,50	4451,00	5071,50
		Controle	9	-237,00	241,09	-672,00	38,00	-392,00	-271,00	3,00
	00-06	Expansor	9	9177,67	1230,98	7093,00	11287,00	8269,00	9376,00	9840,00
		Controle	9	-478,11	440,88	-1261,00	60,00	-847,00	-430,00	-72,50
	00-10	Expansor	9	15464,56	2212,32	11951,00	18440,00	13624,00	15786,00	17426,50
		Controle	9	-686,67	473,22	-1488,00	-137,00	-1110,50	-521,00	-271,00

Fonte: Autor. Valores descritivos dos deltas de variação das medidas dos cubos virtuais seccionados relativos ao preenchimento do expansor tecidual com 00 mL, 03 mL, 06 mL e 10 mL, segundo os lados, os grupos de expansor e controle. Os valores de média, desvio-padrão (dp), mínimo e máximo referentes ao cubo virtual estão em mm<sup>3</sup>.

Obs: Os valores foram mantidos em mm<sup>3</sup> para evidenciar a acurácia.

Em todos os casos o IVA se manteve em -1 no lado com controle e +1 no lado com expansor, não tendo sido observado 0 em nenhum caso.

A aplicabilidade do método virtual teve como seguimento a elaboração de duas ferramentas para uso no *software* Blender®, a OrtogOnBlender®<sup>5</sup> e a RhinOnBlender®<sup>6</sup>, ambas com utilização gratuita pela comunidade médica.

<sup>5</sup> *Add-on*: conjunto de comandos sequenciais que foram programados e organizados para facilitar o planejamento de cirurgia ortognática, desenvolvido com *software* e licença livres, mas também apto a trabalhar em conjunto com ferramentas fechadas e proprietárias, como *softwares* de fotogrametria e *scanners* intraorais.

<sup>6</sup> *Idem*.

## 4 DISCUSSÃO

O trabalho utilizou o modelo experimental em cadáveres por ser um tecido biológico, possibilitando o teste com malhas tridimensionais complexas, com resposta à tração, ao estiramento e à elasticidade de forma mais difusa, como acontece no tecido humano. Em experimentos virtuais há estudos que levam em conta esse comportamento em predições, o que, com certeza, deverá ser considerado em caso de um planejamento cirúrgico (40).

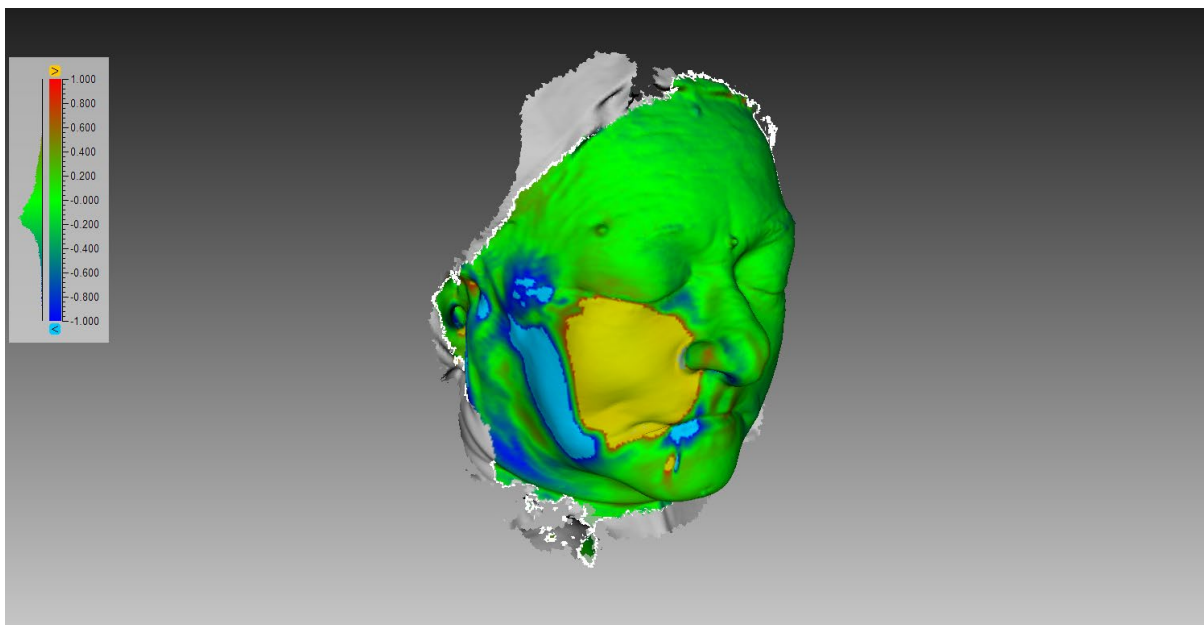
Estudos anteriores utilizaram manequins de matéria plástica, os quais não levam em conta essas variações, pois possuem uma arquitetura tridimensional estática ao sofrerem alterações estruturais nas regiões próximas e têm uma composição poligonal da malha 3D mais simples (38,41,42). As deformações das malhas 3D necessitam estar previstas não apenas no local a ser expandido ou diminuído, mas também à distância, pela influência exercida nos tecidos contíguos. Esse assunto tem sido estudado e é um próximo passo para a utilização em modelos preditivos, como, por exemplo, na resposta de volume em simulação virtual de cirurgia ortognática (40,43).

Dentre as medidas antropométricas utilizadas, o volume é fundamental, tanto para avaliação como para o planejamento e o acompanhamento em pacientes de Cirurgia Plástica. Na cirurgia da face, as assimetrias existentes, bem como as alterações ocorridas nas cirurgias estéticas, ortognáticas ou reparadoras, relacionam-se diretamente com as alterações volumétricas, das quais decorrem a importância da obtenção de dados objetivos. Na tentativa de alcançar esses, alguns *softwares* oferecem um mapa 3D de distanciamento entre uma malha 3D e outra, após alinhá-las, denominado histograma, demonstrando uma variação da distância linear entre cada superfície, porém sem quantificar o volume desta variação, ou fazendo-o sem ser em área limitada (18,44–48)(Figura 1, p. 36).

Alguns autores investigaram, inclusive, qual a melhor forma de cálculo para se obter essas diferenças, no entanto, a forma de demonstração de variação entre uma malha de superfície e outra, adotada nestes estudos, não quantifica o volume da área em análise, revelando somente o local onde a alteração aconteceu e fazendo um comparativo em valores lineares entre uma malha inicial e outra (49)(Figura 2, p. 36).

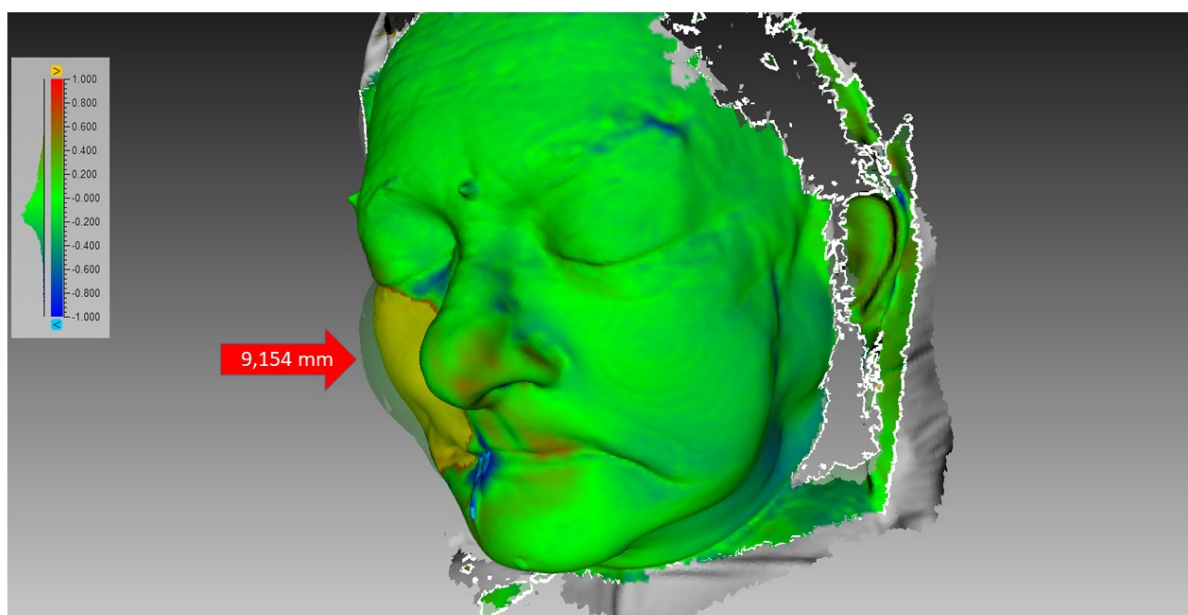
Por outro lado, no presente trabalho, foi utilizado o programa Blender® para testar uma proposta de medição volumétrica em malhas 3D em regiões específicas da face, escolhidas pelo observador, de maneira a obter valores acurados.

Figura 1 – Histograma de comparação de desvios entre malha 3D de superfície.



Fonte: Autor. Histograma de comparação de desvios entre malha 3D de superfície na visão oblíqua direita do cadáver a partir do escaneamento sem texturização da pele. Comparação feita a partir da malha com 0mL e 10 mL de insuflação. A diferença de alinhamento na superfície na região de implantação do expensor de pele é evidenciada por uma escala de diferença de cores, na qual a cor verde evidencia uma diferença linear próxima a 00 mm, a progressão para vermelho indica uma diferença linear positiva (> 01 mm) e a progressão para azul refere-se a uma diferença linear negativa (< 01 mm).

Figura 2 – Histograma com distância entre as malhas.



Fonte: Autor. Histograma de comparação de desvios entre malha 3D de superfície na visão oblíqua esquerda do

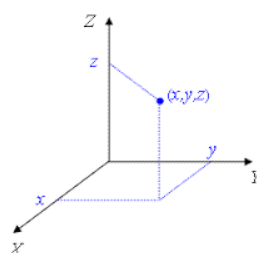
cadáver a partir do escaneamento sem texturização da pele. Comparação feita a partir da malha com 0 mL e 10 mL de insuflação. A diferença de alinhamento na superfície na região de implantação do expansor de pele é evidenciada por uma escala de diferença de cores, na qual a cor verde evidencia uma diferença linear próxima a 00 mm, a progressão para vermelho revela uma diferença linear positiva ( $> 01$  mm) e a progressão para azul indica uma diferença linear negativa ( $< 01$  mm). Por transparência é evidenciado o contorno da malha 3D com expansor dilatado e a seta vermelha mostra o valor da distância entre a malha com 0 mL e a com 10 mL.

O cálculo amostral supôs que as correlações encontradas apresentariam valores acima de 0,80. Para testes com poder de 80% e nível de significância de 5% seriam necessários, então, 9 faces no estudo. A obtenção de 144 malhas (9 faces, 18 hemifaces, cada uma utilizada 2 vezes, uma com expansor e outra sem, totalizando 36 hemifaces estudadas com 4 malhas 3D para cada), comprovaram com o resultado do coeficiente de relação de Pearson que, com esta casuística, evidenciou um grau excelente de correlação entre o volume expandido e o volume aferido virtualmente.

Para o controle exato da relação do volume injetado com as modificações da região a ser estudada, foram feitos estudos pilotos, nos quais foram estabelecidos o tamanho do expansor tecidual, o protocolo de inclusão e o passo de insuflação. Pode-se, portanto, determinar a variação do volume insuflado para comparação com o cálculo virtual de volume.

A malha 3D, seja ela captada por escâner ou por fotogrametria, é um conjunto de pontos, definidos por coordenadas em três eixos (Fig. 3). A fim de se obter uma malha complexa, uniforme, sem interferência da luz ambiente e reproduzível, optou-se pela utilização de um escâner de luz estruturada portátil, que dispensa calibragem, com utilização prévia em outros estudos médicos, que oferece rapidez na captura de imagens e não necessita de ambiente controlado para utilização. Contudo, por tratar-se de uma representação gráfica de cálculos matemáticos, a utilização de malhas de superfície captadas por qualquer fonte, apresentam-se aptas a serem comparadas (40).

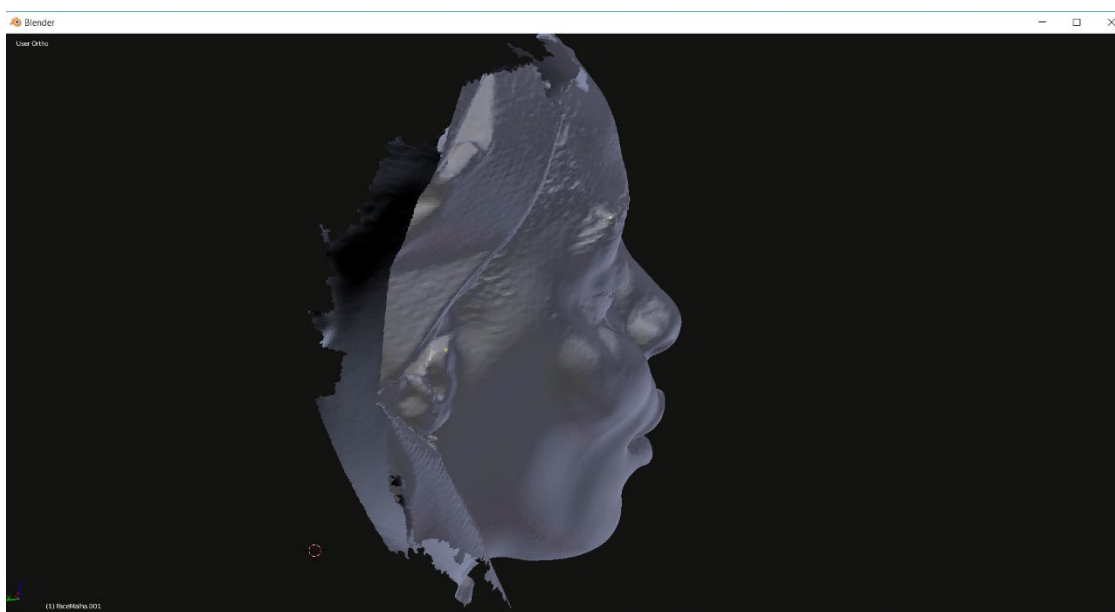
Figura 3 – Representação gráfica dos pontos de coordenadas.



Fonte: Autor.

As malhas 3D captadas pelos escâneres abrangeram cerca de 180° da face devido à posição do decúbito dorsal horizontal, tendo sido captadas de orelha a orelha, envolvendo toda a face. Desse modo, as malhas 3D obtidas apresentaram a característica de serem abertas posteriormente (Figura 4). É precisamente a característica de ser aberta, presente em várias formas de captação de malhas 3D, que torna a medição volumétrica um desafio, pois, não há um poliedro a ser medido. Conseqüentemente, a solução encontrada foi incluir, na cena virtual das malhas, um cubo com volume conhecido, capaz de ser seccionado na porção que tangenciasse a malha. Estando as malhas alinhadas, a variação de volume entre os segmentos externos dos cubos virtuais seccionados na transecção de cada malha 3D da face demonstraria a diferença, o delta, de volume da região determinada pelo cubo em relação à malha 3D de referência (operação booleana entre dois sólidos).

Figura 4 – Captura da tela do Blender® com a abertura posterior da malha 3D.



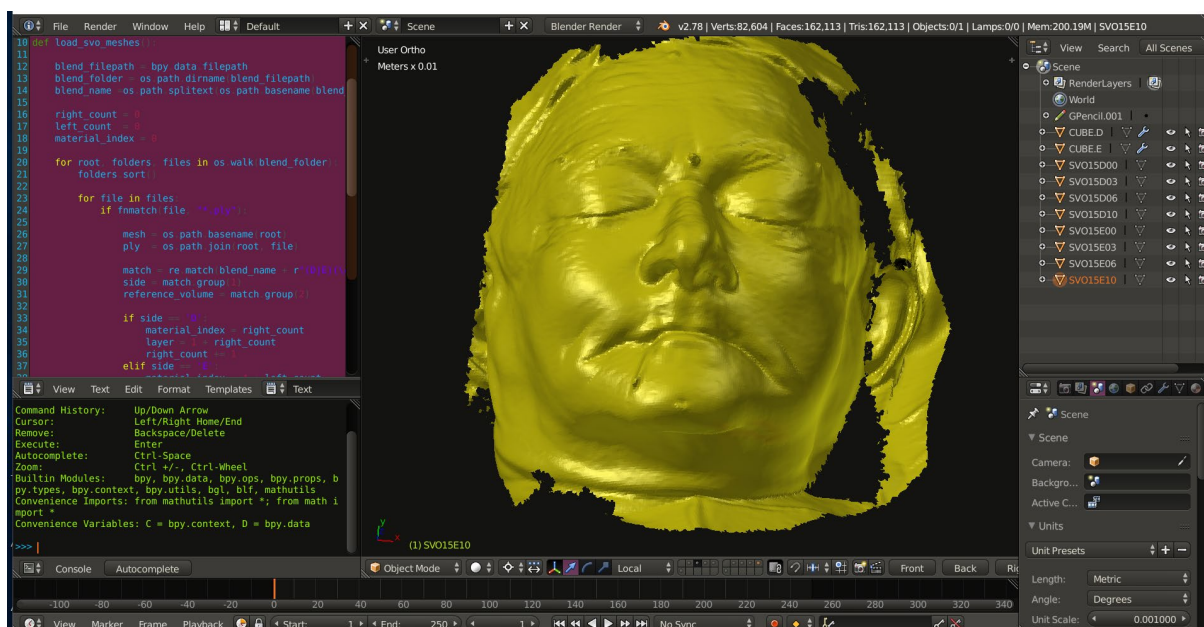
Fonte: Autor. Captura da tela do Blender® mostrando uma malha 3D da face do cadáver, em uma visão lateral direita, na qual fica evidenciada a abertura posterior da malha 3D.

Os resultados dos valores virtuais de volume encontrados durante a expansão dos tecidos traduziram uma variação do valor absoluto infiltrado no expansor sempre para mais, entretanto, mantendo a relação linear conforme o acréscimo. Dessa forma, percebeu-se que é possível que o volume absoluto faltante em uma assimetria talvez não deva ser assumido como a quantidade a ser repostada em uma lipoenxertia, por exemplo, mas sim como quantificador aproximado (sem que se leve em conta uma

taxa de absorção). Notou-se, ainda, que quanto maior o volume infiltrado maior foi a diferença para a leitura virtual, sendo este fato provavelmente devido ao recrutamento de uma maior quantidade de tecidos de partes moles que são deslocados no perímetro da área aumentada e também à capacidade de expansão tecidual.

Com o propósito de utilizar ao máximo o *software* Blender® para processamento das imagens, optou-se por realizar todo o processo de alinhamento e cálculo nele. A criação do *script* (Anexo A), contudo, não foi obrigatória, pois no caso piloto todo o processo foi feito manualmente. O *script* possibilitou que, com apenas um comando, todas as malhas de um determinado indivíduo fossem importadas para camadas (*layers*) distintas e um cubo virtual pré-posicionado para cada lado da face fosse introduzido em uma camada separada. Posteriormente, somente um ajuste manual de posicionamento do cubo virtual em relação às faces alinhadas foi necessário no *3D view*, que é a área de trabalho do *software* Blender® (Figura 5).

Figura 5 – *3D view* e o *script* de importação das malhas 3D.



Fonte: Autor. Captura de tela do *software* Blender®, com visão de uma malha da face de coloração amarela na janela de *3D view* e o *script* de importação das malhas em coloração vinho no canto superior esquerdo da tela.

O alinhamento das malhas 3D foi todo realizado tendo como posição inicial a malha de momento zero de expansão, logo após a inclusão do expansor tecidual junto

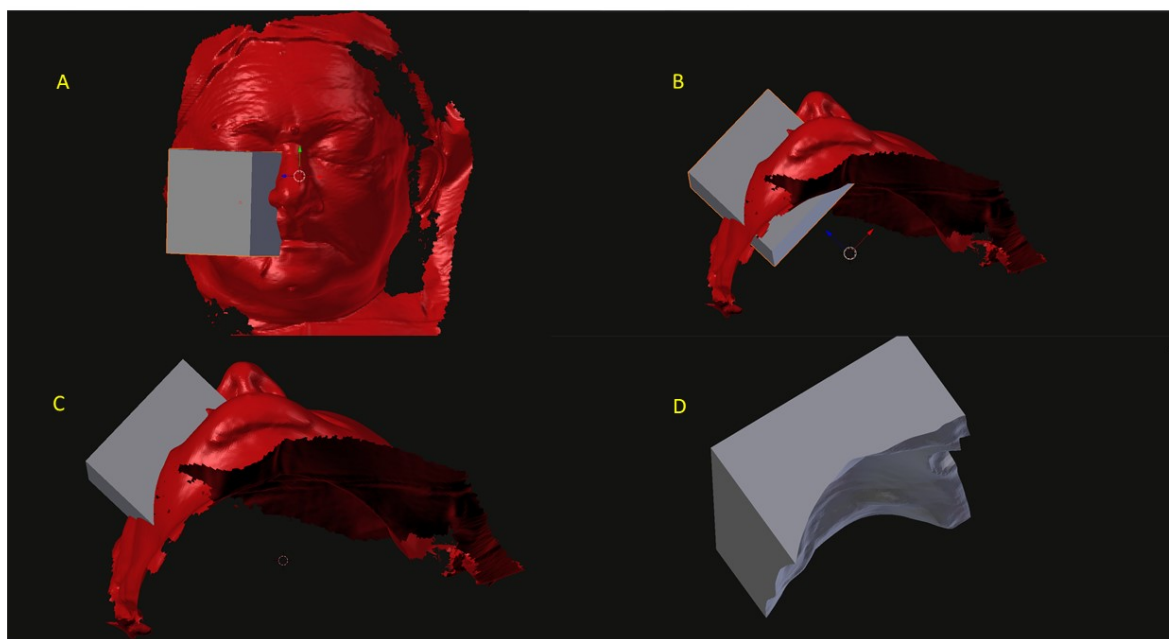
à parede anterior da maxila. No estudo, alfinetes com esfera na ponta foram colocados para servirem de pontos de referência no alinhamento, porém, no estudo piloto, notou-se que os pontos craniométricos naturais também são eficazes nesta função.

A interface do programa Blender® pode parecer um pouco complexa de início, mas para as operações realizadas, o conhecimento de algumas ferramentas é necessário: importação de arquivos; manipulação das *layers*; comandos do posicionamento da imagem com o *mouse*, tais como orbitar, rotacionar, zoom e movimentos cartesianos; selecionar objetos na cena; modificadores (onde está o cálculo *boolean* utilizado para calcular o volume dos cubos virtuais) etc. O processo de aprendizado não foi demorado, tendo sido auxiliado pelo *designer* gráfico para compreensão dos fundamentos do programa e estabelecimento do protocolo para cálculo.

A escolha das dimensões do objeto colocado na cena, no caso o cubo, foi devida à dimensão da área da face alterada pelo expansor. Não haveria diferença se fosse outro polígono sólido, pois o cálculo foi feito a partir do delta entre os objetos após subtração da porção que trespassa a malha. Isso possibilitou que a avaliação fosse focada em uma região restrita da face (Figura 6, p. 41). O posicionamento do cubo foi feito após o alinhamento de todas as quatro malhas de cada hemiface, o que proporcionou um posicionamento espacial exatamente igual em cada uma das hemifaces avaliadas. A possibilidade de cálculo em relação a um corte de duas malhas alinhadas já havia sido abordada por Nkenke *et al.* (2008), contudo sem ter usado um processo totalmente virtual e também sem a utilização de programa gratuito para o cálculo (38). A forma apresentada neste estudo oferece um tempo mais curto para os cálculos e diminui o erro devido à digitalização total do processo.



Figura 6 – Região de avaliação da face.



Fonte: Autor. Captura de tela do computador mostrando: A o posicionamento manual do cubo na hemiface que vai ser medida; B demonstrando o trespasse do cubo em relação à malha da face; C o cubo já subtraído da porção de trespasse e D a secção externa do cubo, isolada, já cortada, pronta para o cálculo de volume.

A variação volumétrica mostrou relação direta com o volume de soro fisiológico injetado no expensor, porém não em números absolutos. Isto provavelmente ocorreu pelo comportamento do tecido biológico de adaptar-se a trações, sendo que esta particularidade não está presente em estudos com objetos inanimados. A referida influência esteve presente, inclusive, no lado controle, pois a variação não foi constante, embora, estatisticamente, não mantivesse relação com o volume expandido, o que foi atribuído à capacidade elástica adaptativa dos tecidos. Em experimentos virtuais, há estudos que levam em conta esse comportamento em predições, o que, certamente, deverá ser considerado tanto no planejamento cirúrgico como na interpretação dos dados do resultado (41).

Foi criado um índice e denominado de Índice Volumétrico Acurado (IVA), definido pela diferença de volume virtual entre cada volume externo do cubo virtual medido menos o volume externo do cubo virtual correspondente a partir da malha de referência. Sendo estabelecido que o IVA seria igual a “-1” (negativo), quando o volume da secção externa do cubo virtual fosse maior que o da secção externa do cubo virtual medido na malha de referência, o IVA seria igual a 0 quando o volume da

secção externa do cubo virtual fosse igual ao da secção externa do cubo virtual medido na malha de referência, ou seja, sem diferença e o IVA seria igual a “+1” (positivo), quando o volume da secção externa do cubo virtual fosse menor que o da secção externa do cubo virtual medido na malha de referência. Esse índice foi estipulado com o intuito de estabelecer uma variação positiva, negativa ou neutra na comparação entre duas malhas 3D.

No presente estudo, o IVA teve comportamento constante de negativo na hemiface expandida, pois o volume da secção externa do cubo virtual foi maior que o da secção externa do cubo virtual medido na malha 3D de referência e apresentou-se positivo em áreas circunvizinhas às do expansor tecidual. Não foi observado o IVA igual a 0, provavelmente devido à óbvia mudança exercida pelo expansor nos tecidos, independentemente do volume insuflado. Dessa forma, o IVA calculado pode ter valor determinante na programação do tratamento de uma assimetria, pois quantifica objetivamente a correção e ainda pode sugerir o padrão de absorção individualizado com uma análise sequencial, servindo como parâmetro de correção para os procedimentos seguintes.

## 4.1 Análise Crítica

### 4.1.1 Motivação

A possibilidade de fazer medições de forma virtual, é, sem dúvida, uma realidade em várias áreas das ciências, tais como engenharia, arquitetura, e, também, na medicina. Especialmente na área médica, apesar de não ser uma ciência exata, precisamos quantificar os achados para que tenhamos parâmetros, tanto para fins de avaliação quanto para tratamento e acompanhamento dos casos. Essa viabilidade na cirurgia Crânio-Maxilo-Facial já tinha sido aventada, inclusive em trabalhos, prevendo que a utilização da tomada de medidas poderia ser realizada de forma virtual (50,51). Muitas são as alternativas para tal. Laboratorialmente, podemos obter dados objetivos de amostras de sangue, urina, líquido; avaliar as características de um tecido com estudo histopatológico e seu comportamento com avaliações imuno-histoquímicas; temos ainda, os exames de imagem que permitem avaliar a integridade e as modificações de órgãos de todos os aparelhos do corpo humano.

Especificamente nos exames médicos de imagem, as avaliações inicialmente realizadas por meio de Raio-X, desde o seu descobrimento, em 1895, por Wilhelm Konrad Röntgen, dependiam eminentemente da interpretação visual, sendo que a experiência do médico que as interpretava era fundamental para um “bom laudo”. Mais tarde, o surgimento da radiologia intervencionista veio contribuir para avaliações funcionais, como na angiografia inicialmente descrita por Egaz Muniz, em 1927, onde, por meio de um contraste injetado na corrente sanguínea, o Raio-X demonstrava seu trajeto e, com isto, a anatomia e a função presente em uma determinada região do corpo.

Com a evolução do método e o advento da Tomografia Computadorizada, em 1968 por Godfrey Hounsfield, os exames ficaram mais acurados e precisos, transformando uma imagem que continha vários “ruídos”, ou seja, artefatos na imagem que interferiam na nitidez desta, em um exame mais confiável na demonstração de achados anatômicos.

Por outro lado, o surgimento de outra tecnologia, baseada em campos magnéticos, por meio da avaliação do posicionamento dos prótons de hidrogênio existentes no corpo humano, denominada de Ressonância Nuclear Magnética, trouxe uma possibilidade de avaliar com mais precisão as características dos tecidos, sem irradiação ionizante. Bem como a Ultrassonografia, que surgiu com a possibilidade de avaliar de uma forma dinâmica os órgãos internos, igualmente, sem os riscos de irradiação, pois usa ondas de alta frequência que são avaliadas conforme as reflexões com os diferentes tipos de tecidos do organismo.

Todas essas alternativas de avaliação tratam de obter uma imagem interna dos tecidos do corpo humano. Os métodos variam conforme as dificuldades de trespassar os tecidos que cobrem o alvo em estudo. O investimento em pesquisa demanda um alto custo, pois o desenvolvimento da tecnologia é caro e requer da indústria que produz os aparelhos muitos anos de estudo e aperfeiçoamento, até que eles possam ser disponibilizados ao mercado. Devemos, ainda, considerar que após a comercialização dos aparelhos, há a necessidade de se investir na atualização dos *softwares* utilizados nesses equipamentos.

Contudo, apesar do grande desenvolvimento tecnológico já alcançado na fabricação dos equipamentos supracitados, a avaliação de contorno de superfície do corpo foi relegada a segundo plano em termos de avanço, talvez pela existência da

fotografia e dos empecilhos técnicos na obtenção de uma imagem 3D. Porém, nos dias atuais, com o conhecimento e o progresso tecnológico isso começa a mudar.

A documentação de imagem da superfície corporal tem um papel de extrema importância em algumas áreas da medicina, entre elas a da Cirurgia Plástica. A imagem 2D obtida pela fotografia, seja ela por revelação de filme fotográfico ou por meio digital, é, atualmente, a forma mais eficaz, rápida e de baixo custo de registro. Muitos bancos de dados existem com essa tecnologia e, por meio deles, informações, ensino e planejamentos são realizados.

A palavra imagem vem do latim *imago*, *-inis*, representação, forma, imitação, aparência. A fotografia é uma imagem pictórica produzida por ordenação de pigmentos sobre algum suporte. Na computação, com a imagem digital, há dois tipos de imagem: a primeira do tipo rastreio, também denominada de *raster* ou *bitmap*, 2D, na qual há a composição de uma matriz de pontos, denominados *pixel* (do inglês: *picture + elements*). Os formatos de imagem *bitmap* conhecidos são o JPEG, GIF e PNG, nos quais a imagem é formada pelos *pixels* e com isso o arquivo se torna mais complexo e sujeito a perda de definição em caso de ampliação. A qualidade de uma imagem digital é definida pela quantidade de pixel e pela densidade deste no tamanho da imagem medida em *PPI* (do inglês: *pixels per inch – pixel por polegada*); a segunda imagem é a vetorial, baseada em vetores matemáticos em que pontos, linhas, curvas e formas ou polígonos irão representar a imagem. A união de pontos, que em linguagem de modelagem 3D são vértices unidas por linhas ou arestas, dá origem a faces ou polígonos que geram uma malha 3D (52).

Entretanto, há limitações no registro de imagem 2D, porque, após a sua captura, dependendo da máquina que obteve o registro, da tecnologia existente na época e das condições locais de captura, a extração de informações no futuro pode ficar reduzida (53–55). Se o registro foi realizado por meio de uma câmera digital com um determinado número de *pixels*, a definição da imagem será restrita àquela quantidade. Também a iluminação, abertura do diafragma, ISO e outros parâmetros, podem influir no resultado final da imagem, podendo interferir numa avaliação de duas fotos obtidas em momentos distintos ou em lugares diferentes. Esses fatores continuam sendo determinantes para fotos captadas por máquinas fotográficas nas quais os ajustes sejam manuais ou semiautomáticos.

Desse modo, o fato da malha 3D propiciar a captura de variações na superfície em coordenadas tridimensionais e não exclusivamente em representações pictóricas torna-a capaz de oferecer medições e informações matemáticas da conformação do objeto. Inclusive há trabalhos que colocam a fotogrametria a partir de imagens 3D como primeira escolha, a antropometria manual como segunda e a feita a partir de fotografias 2D em terceira opção para acurácia, rapidez e confiabilidade (56).

No panorama atual das possibilidades para obtenção de imagens tridimensionais de superfície na medicina, podemos citar os escâneres:

- Vectra® (*Canfield Scientific® , Inc., Fairfield, N.J.*)
- 3dMDface® (*3dMD®, Inc., Atlanta, Ga.*)
- Di3D® (*Dimensional Imaging® Ltd., Glasgow, Scotland*) Systems.
- Artec 3D® (*2, rue Jean Engling, Luxembourg, L-1466*), modelo MHT

Todos eles usam a estereofotogrametria passiva.

O processo de reconstrução 3D da imagem no escâner é feito pelo *software* proprietário, como, por exemplo, no *software* Artec Studio 9® utilizado neste trabalho, por meio do qual o operador pode acompanhar em tempo real a captura dos quadros (*frames*) (Figura 7). Uma nuvem densa de pontos é construída com o processamento desses *frames*; na sequência, uma composição do modelo com estrutura poligonal é feita (Figura 8, p.46) e, por fim, o modelo é disponibilizado (Figura 9, p.46).

Figura 7 – Cena do *software* Artec Studio 9® com *frames*.



Fonte: Autor. Cena do *software* Artec Studio 9® em que no centro há a captura de um dos vários *frames* obtidos pelo escâner e, na coluna da direita, cada um dos *frames* individualizados.

Figura 8 - Cena do *software* Artec Studio 9® com a malha 3D capturada reconstruída.



Fonte: Autor. Cena do *software* Artec Studio 9® em que no centro está a malha 3D criada no pós processamento e, na coluna da direita, cada um dos tempos do processo.

Figura 9 - Cena do *software* Artec Studio 9® com o modelo 3D com texturização finalizado.



Fonte: Autor. Cena do *software* Artec Studio 9® em que no centro está o modelo com texturização finalizado e, na coluna da direita, cada um dos tempos do processo.

Paralelamente, surgiram *softwares* que possibilitam a construção de uma malha digital 3D a partir de fotografias 2D, sendo esta tecnologia empregada em levantamentos topográficos com reconstrução tridimensional da superfície, a partir da captação de múltiplas fotografias do terreno, de vários ângulos, (a aerofotogrametria, atualmente também feita com o uso de *drones*), as quais, posteriormente, são

processadas para permitirem a reprodução 3D da superfície analisada. A tecnologia também tem servido como recurso para preservação ou registro na área das artes, arquitetura e em obras de museus.

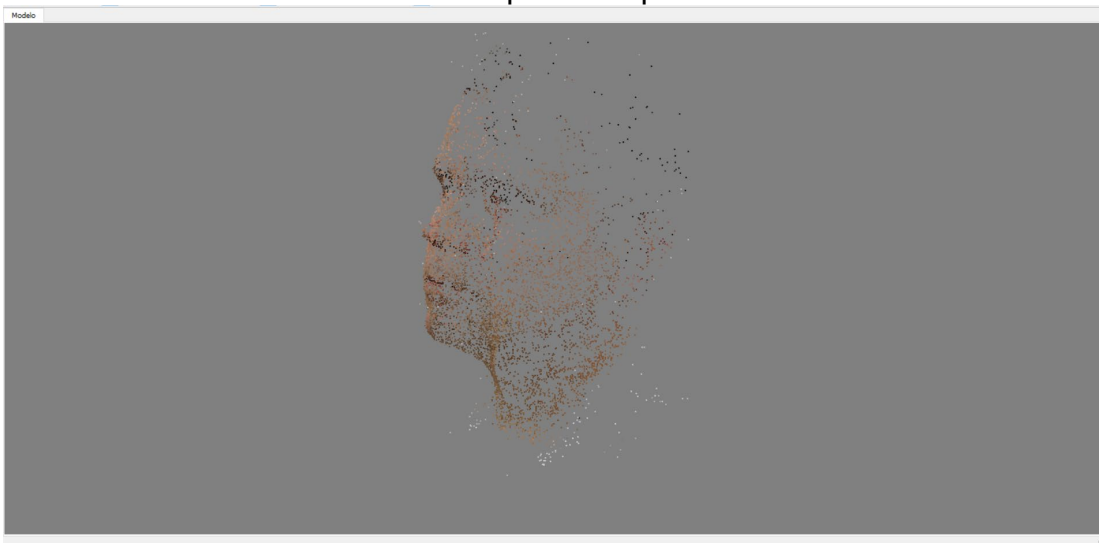
A fotogrametria é um processamento das fotografias que passam por um reconhecimento espacial da localização de cada foto e, a partir de algoritmos de triangulação entre a perspectiva de uma câmara e outra (Figura10), possibilita o cálculo do posicionamento de vários pontos comuns que são, primeiramente, reconstruídos em uma nuvem esparsa de pontos (Figura 11, p. 48). Subsequentemente, uma nuvem densa de pontos é formada, a partir da comparação da localização espacial de cada ponto (Figura 12, p. 48). Somente então, uma malha tridimensional é constituída, com a união de cada um dos pontos, gerando um modelo (Figura 13, p. 49), composto por múltiplos polígonos (Figura 14, p. 49).

Figura 10 – Etapa da fotogrametria feita no *software* Photoscan®.



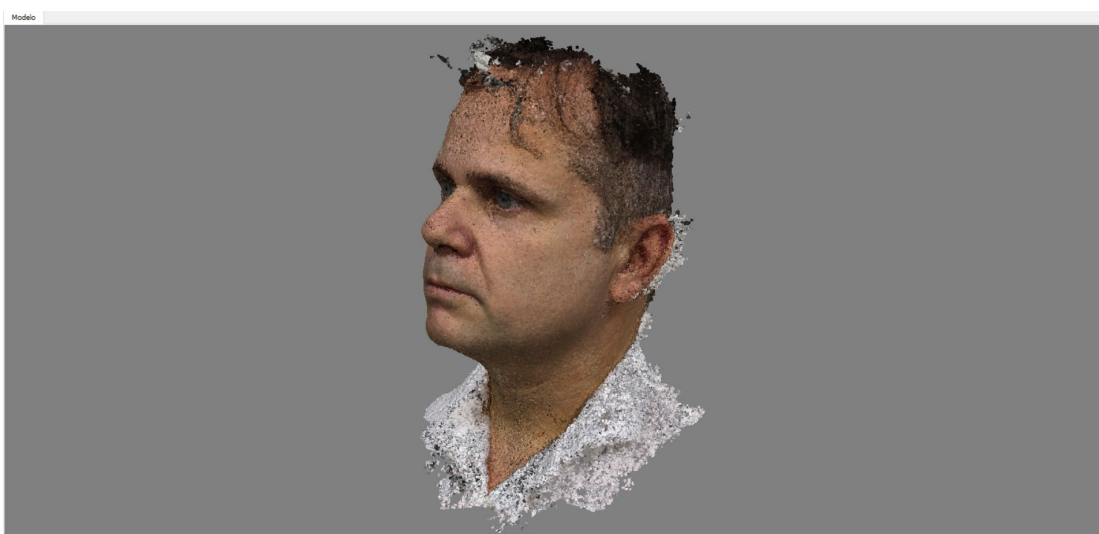
Fonte: Autor. Etapa da fotogrametria feita a partir de fotografias da face do autor utilizando o *software* Photoscan®. Na coluna da esquerda estão as fotos realizadas e à direita a visualização espacial do alinhamento das fotos ao redor da imagem. Há uma disposição centrípeta das câmeras, tendo ao centro o autor, ilustrando a triangulação que será feita pelo algoritmo.

Figura 11 - Etapa da fotogrametria no *software* Photoscan® com visualização da nuvem esparsa de pontos.



Fonte: Autor. Etapa da fotogrametria do autor utilizando o *software* Photoscan®. Visualização da nuvem esparsa de pontos construída a partir das fotografias.

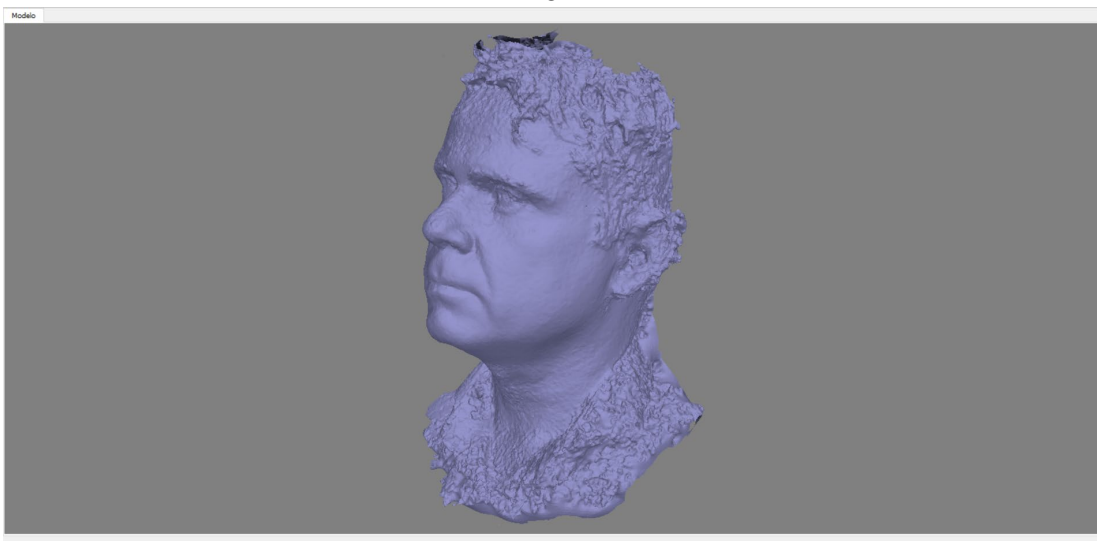
Figura 12 - Etapa da fotogrametria no *software* Photoscan® com visualização da nuvem densa de pontos.



Fonte: Autor. Etapa da fotogrametria do autor utilizando o *software* Photoscan®. Visualização da nuvem densa de pontos construída a partir das fotografias.



Figura 13 - Etapa da fotogrametria no *software* Photoscan® com visualização do modelo 3D sólido.



Fonte: Autor. Etapa da fotogrametria do autor utilizando o *software* Photoscan®. Visualização do modelo sólido construído a partir das fotografias.

Figura 14 - Etapa da fotogrametria no *software* Photoscan® com visualização do modelo 3D pronto texturizado.



Fonte: Autor. Etapa da fotogrametria do autor utilizando o *software* Photoscan®. Visualização do modelo pronto texturizado, a partir do mapa UV (textura) construído pelo *software*, a partir das fotos.

A demonstração visual da imagem tridimensional nada mais é, então, que uma malha de polígonos. O *software* usa as informações de coloração dos *pixels* contidas em cada uma das fotos para fazer um mapa bidimensional da texturização do objeto em estudo, chamado de mapa UV, que, após formada a malha 3D, poderá ser

aplicado sobre a malha, como se fosse um tecido recobrimdo a superfície, transmitindo suas cores e seus detalhes para cada face dos polígonos da malha 3D.

Na medicina, a estereofotogrametria, medição por meio de uma imagem 3D, já vem sendo utilizada em estudos (33,57–64). A qualidade da malha tridimensional possibilita cálculos com acurácia devido à fidelidade da superfície tridimensional, porque há uma quantidade suficiente de polígonos que acompanham as nuances da superfície (57).

Ao contrário dos escâneres que, na maioria das vezes, vêm com *software* nativo para os cálculos a serem realizados com as malhas 3D captadas, a alternativa da estereofotogrametria a partir de imagens 2D, uma forma de obtenção das malhas, é a de que os cálculos possam ser realizados em outros *softwares* (65). Para a realização desse processo, existem *softwares* como o MeshLab<sup>® 7</sup>, o Cloud Compare<sup>®8</sup> e o Blender<sup>®</sup>, entre outros.

Esses *softwares* são *open source*, ou seja, de código aberto, o que os torna acessível a todos que quiserem utilizá-los, pois são gratuitos e têm colaboração de aprimoramento aberta. O *software open source* pode ser livre, como no caso do Blender, onde, segundo a *Free Software Foundation*, deve ter-se (25,66):

1. A liberdade de executar o programa para qualquer propósito (liberdade n.º 0).
2. A liberdade de estudar como o programa funciona e adaptá-lo para as suas necessidades (liberdade n.º 1), sendo o acesso ao código-fonte um pré-requisito para esta liberdade.
3. A liberdade de redistribuir cópias de modo que você possa ajudar o próximo (liberdade n.º 2).
4. A liberdade de aperfeiçoar o programa e liberar os seus aperfeiçoamentos, de modo que toda a comunidade se beneficie (liberdade n.º 3). O acesso ao código-fonte é um pré-requisito para esta liberdade.

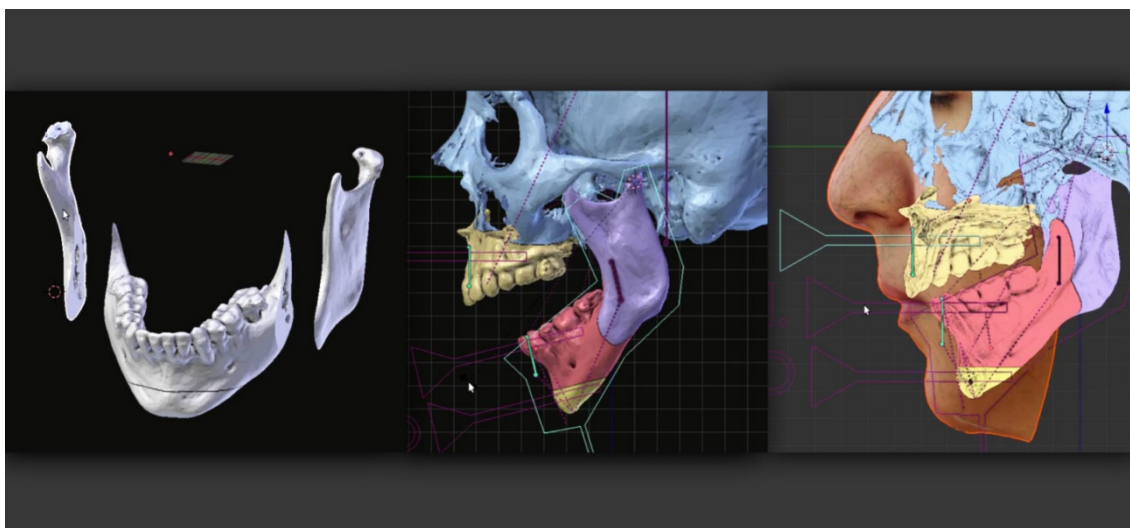
---

<sup>7</sup> Sistema de código aberto para processamento e edição de malha triangular 3D. Fornece um conjunto de ferramentas para edição, limpeza, cura, inspeção, renderização, texturização e conversão de malhas 3D. Ele oferece recursos para o processamento de dados RAW produzidos por ferramentas de digitalização 3D/dispositivos e para a preparação de modelos para impressão 3D. (<http://www.meshlab.net/#description>).

<sup>8</sup> *Software* de processamento de nuvem de pontos 3D e malha triangular. (<https://www.cloudcompare.org/>).

Tais características tornam este tipo de *software* mais confiável, pois está constantemente sendo utilizado e testado em todo o mundo. As atualizações também são colaborativas e constantes. A plataforma em código aberto de programação faz com que todos os passos e ferramentas possam ser conferidos por usuários capacitados e também modificados ou melhorados. Um exemplo disso são os *add-ons* (ferramentas) do Blender como o OrtoGOnBlender®<sup>9</sup> (Figura 15) e o RhinOnBlender®<sup>10</sup> (Figura 16, p 52), cujo autor do presente estudo teve a oportunidade de participar no desenvolvimento.

Figura 15 – Imagem do OrtoGOnBlender®.



Fonte: <https://www.github.com/cogitas3d/OrtogOnBlender>. Imagens demonstrando a segmentação óssea possível nas osteotomias virtuais com a influência nos tecidos.

<sup>9</sup> Informações adicionais disponíveis em <https://www.github.com/cogitas3d/OrtogOnBlender>.

<sup>10</sup> Informações adicionais disponíveis em <https://www.github.com/cogitas3d/RhinOnBlender>.

Figura 16 – Imagem do RhinOnBlender®.



Fonte: <https://github.com/cogitas3d/RhinOnBlender>. Imagens demonstrando a rinoplastia virtual realizada em uma malha 3D captada por fotogrametria e a construção do *splint* cirúrgico.

Portanto, a oportunidade de gerar uma malha 3D, seja com o uso de escâner ou por meio da estereofotogrametria a partir de fotografias 2D, com baixo custo, de forma acessível e com informações métricas da malha, é, sem dúvida, um grande avanço na difusão de conhecimento médico, pois agiliza a troca de informações com possibilidades de estudos mais variados do que os feitos com as fotografias 2D.

A execução de um estudo cujo escopo é a exploração de uma ferramenta tecnológica pressupõe, obviamente, que haja um entendimento da tecnologia em questão e que o equipamento e as ferramentas utilizadas sejam adequados para alcançar os objetivos almejados.

#### 4.1.2 Adequação do método

Vários estudos comparam os métodos de captação de malhas 3D, dentre os quais, a utilização de um escâner de luz estruturada é reconhecida como um método com acurácia (67–69).

Dessa forma, foi adquirido um escâner de Luz Estruturada da Artec 3D® (2, rue Jean Engling, Luxembourg, L-1466), modelo MHT, fornecido no Brasil pela Neomax® (Solução em Equipamentos para Indústria), que foi escolhido pelas características operacionais de uso, como portabilidade, adequação a um computador *notebook*, configuração amigável e qualidade das malhas 3D obtidas.

Primeiramente, para corroborar os testes de acurácia, procurou-se uma avaliação considerada padrão para medição de coordenadas, que pudesse ser comparada com a malha 3D obtida pelo escâner. O teste foi feito pela empresa USICAM® (Indústria e Comércio Ltda, Diadema – São Paulo), que, utilizando uma CMM (Figura 17), realizou um estudo de comparação entre os dados obtidos pelo braço articulado da máquina para localização de vários pontos que foram demarcados na face da cabeça de um manequim de plástico utilizado como modelo e uma malha 3D de superfície obtida a partir uma mesma cabeça de manequim.

A captura da malha tridimensional foi feita com o escâner, por meio de escaneamento realizado com a cabeça posicionada sobre a máquina de medição de coordenadas e, em seguida, foram captadas as coordenadas dos pontos sobre a superfície da cabeça de manequim pela CMM. A malha 3D obtida pelo escâner foi alinhada pela malha 3D obtida pela CMM, por meio de um processo virtual chamado *best fit*, que consiste em um alinhamento realizado pelo computador, no qual os vértices componentes de uma das malhas são confrontados e sobrepostos com os de outra malha de referência. Logo, pode-se identificar as eventuais diferenças de posicionamento espacial entre os vértices dos polígonos que compõem as malhas 3D.

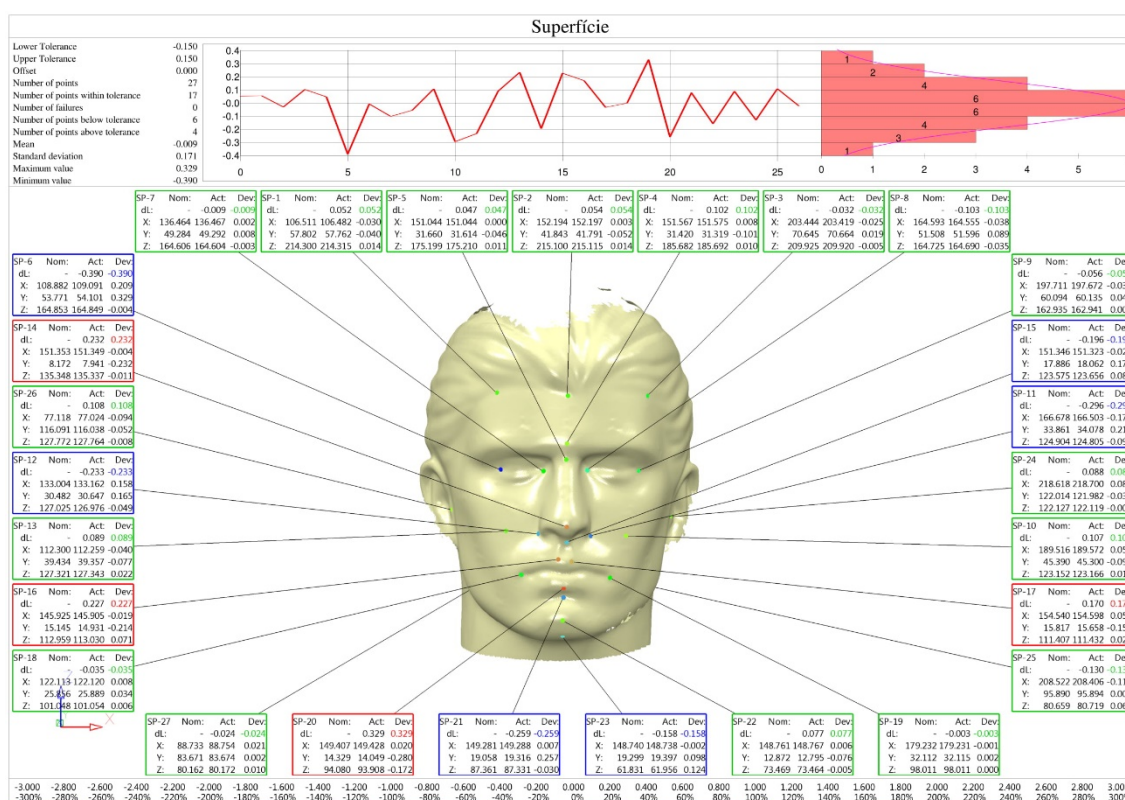
Figura 17 – Medida da cabeça pela CMM.



Fonte: Autor. Fotografia do braço articulado da CMM realizando a medição na cabeça do manequim.

O teste demonstrou a precisão de posicionamento e de dimensionamento da malha 3D capturada pelo escâner, em torno de quatro décimos de milímetro em alguns pontos, o que evidenciou a acurácia do escâner e o habilitou para o estudo, corroborando com as informações da literatura e do fabricante (Figura 18 e Anexo B).

Figura 18 – Comparativo da precisão da medida virtual com a CMM.



Fonte: Autor. Gráfico mostrando a relação da precisão dos pontos craniométricos em coordenadas medidos pela CMM e pelo escâner.

A escolha da utilização do *software* Blender® foi definida a partir do conhecimento dos estudos e trabalhos do Designer Gráfico Cícero André da Costa Moraes nas áreas de reconstrução facial forense, área que requer acurácia de dados para validação em medicina legal e também para aspectos históricos. Os princípios da tecnologia tridimensional foram buscados com o designer gráfico durante três meses, com aulas com uma hora de duração, três vezes por semana, com definição das ferramentas necessárias para o processamento de malhas 3D no *software* e colaboração no uso dos *add-ons* do OrtogOnBlender e RhinOnBlender.

Concomitante, por meio de contato com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer de Campinas, na pessoa do Prof. Dr. Jorge Vicente Lopes, possibilidades de automatização, por intermédio de um *script* de programação em linguagem Python (Anexo A), do protocolo que estava sendo desenvolvido para medição de volume com a utilização das malhas 3D de superfície da face dos cadáveres, foram identificadas para serem utilizadas no Blender®.

A partir desse conhecimento técnico, foi realizado um estudo piloto com escaneamento de faces de cadáveres, no SVO-USP, utilizando-se o método descrito. As malhas 3D foram analisadas e métodos para quantificar a deformação da malha gerada pelo expensor de tecidos foram testados e avaliados, atentando-se em manter as malhas 3D originais sem deformação por manipulação virtual. Dessa forma, os princípios da avaliação volumétrica em malhas 3D de superfície da face de cadáver, abertas, foram desenvolvidos e serviram de protocolo para a quantificação do estudo.

#### **4.1.3 Aplicabilidade Clínica**

O potencial de aplicabilidade da tecnologia 3D na medicina tem sido utilizado em muitas áreas, dentre elas a Cirurgia Plástica. Vários estudos para diferentes usos têm demonstrado acurácia e reprodutibilidade (19,70–75). Apesar do rápido crescimento do campo das imagens tridimensionais, o custo dos aparelhos de captura de imagens restringe seu emprego a uma casuística acadêmica, tornando mais difícil a disseminação da ferramenta como método de avaliação, planejamento e acompanhamento.

Os equipamentos para captura de imagem 3D disponíveis no mercado, além de serem de valor elevado, obrigam a utilização do *software* proprietário do fabricante que vem nativo no dispositivo, na manipulação, nos cálculos e análise das malhas tridimensionais, o que vincula os recursos de computação de dados à compra dos aparelhos (73).

Cada vez mais a captura das malhas 3D está se popularizando com o surgimento de escâneres mais baratos, em aplicativos para dispositivos móveis, os *smartphones*, ou em serviços gratuitos de processamento baseado na nuvem, como, por exemplo, Autodesk® Recap Photo®, o Agisoft® PhotoScan® ou, ainda, o 3DF Zephyr®. Dessa maneira, acredita-se que, em breve, a obtenção das imagens 3D seja de acesso barato e rápido, ocasionando a necessidade de manter a mesma

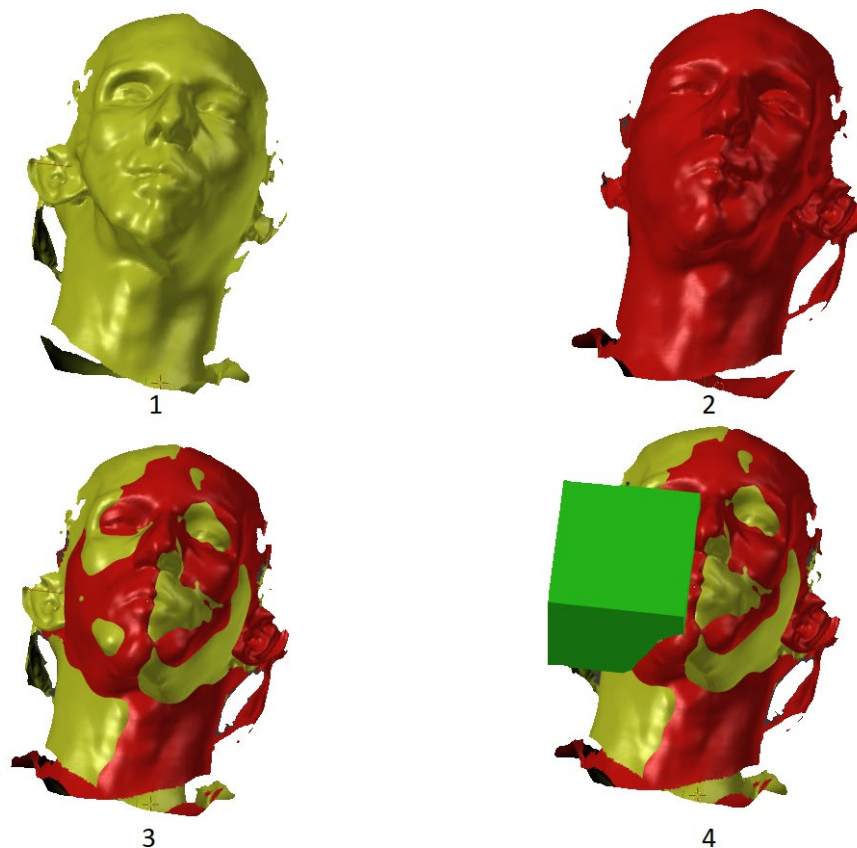
acessibilidade, no que diz respeito ao processamento de medidas antropométricas. O *software open source* Blender<sup>®</sup>, multiplataforma, se demonstrou versátil para isso.

A aplicação clínica está indicada nos casos de avaliação e correção de assimetrias faciais ou mesmo no acompanhamento periódico de pacientes submetidos a cirurgia plástica reparadora ou estética da face, nos quais a quantificação e o planejamento de uma lipoenxertia possam ser feitos, sem custos ou morbidade, de maneira a considerar o Índice Volumétrico Acurado (IVA) como preditivo do volume a ser repostado ou mesmo no acompanhamento. Destarte, as avaliações e o acompanhamento com a utilização de exames caros, com energia ionizante, como a Ressonância Nuclear Magnética ou Tomografia computadorizada poderão ser complementados e, em muitos casos, substituídos, pela avaliação virtual, com malhas obtidas por escâneres (19,75).

Para exemplificar a possibilidade de utilização foi feita uma aplicação em um modelo com assimetria facial devido à Doença de Parry-Romberg. A possibilidade do uso já havia sido descrita, porém sem detalhar o método de cálculo volumétrico (76). Nesse caso, a face foi escaneada e a malha tridimensional foi duplicada, espelhada e alinhada com a original, para evidenciar a assimetria (77). Foi aplicado o IVA, obtendo-se o volume a ser corrigido, que neste caso foi de 32,84 cm<sup>3</sup>, com o mapeamento dos locais a serem corrigidos para obtenção de uma melhor simetria (Figuras19-21, pp. 57-59).

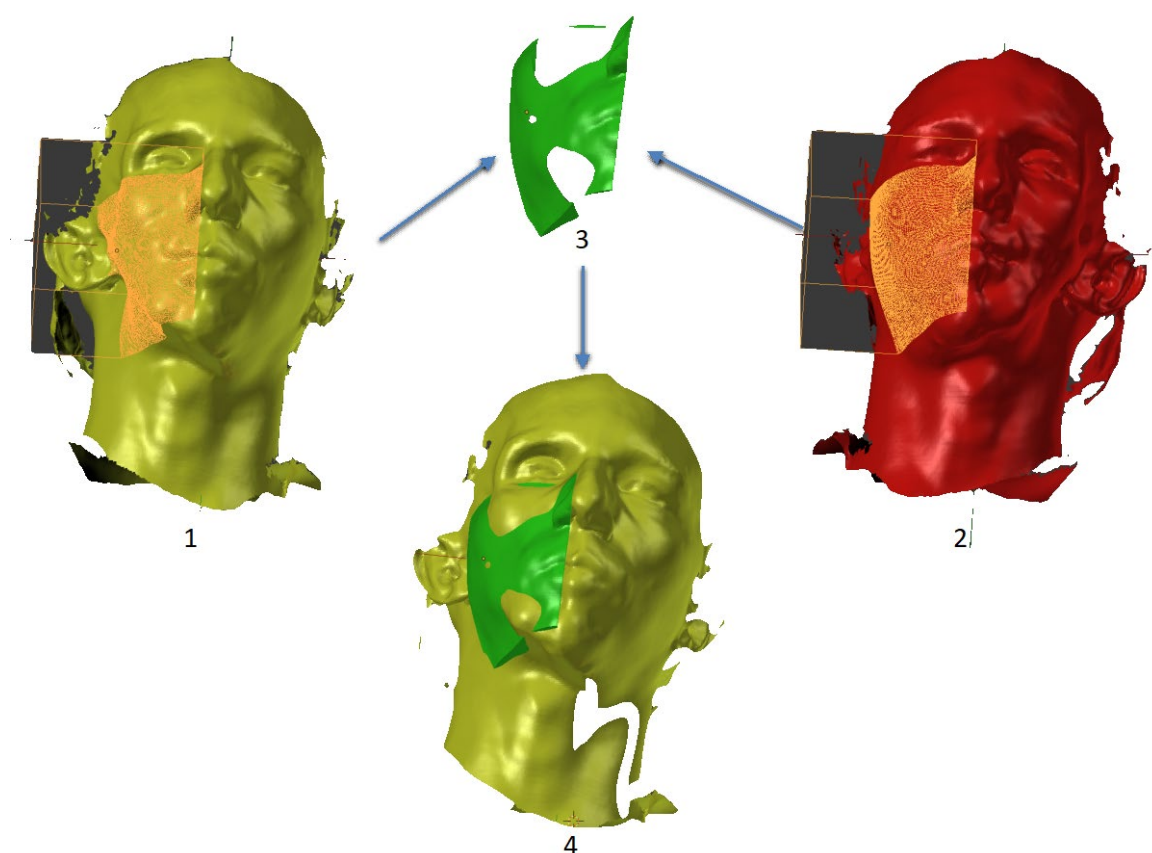


Figura 19 – *Workflow* do IVA em modelo portador da Doença de Parry-Romberg.



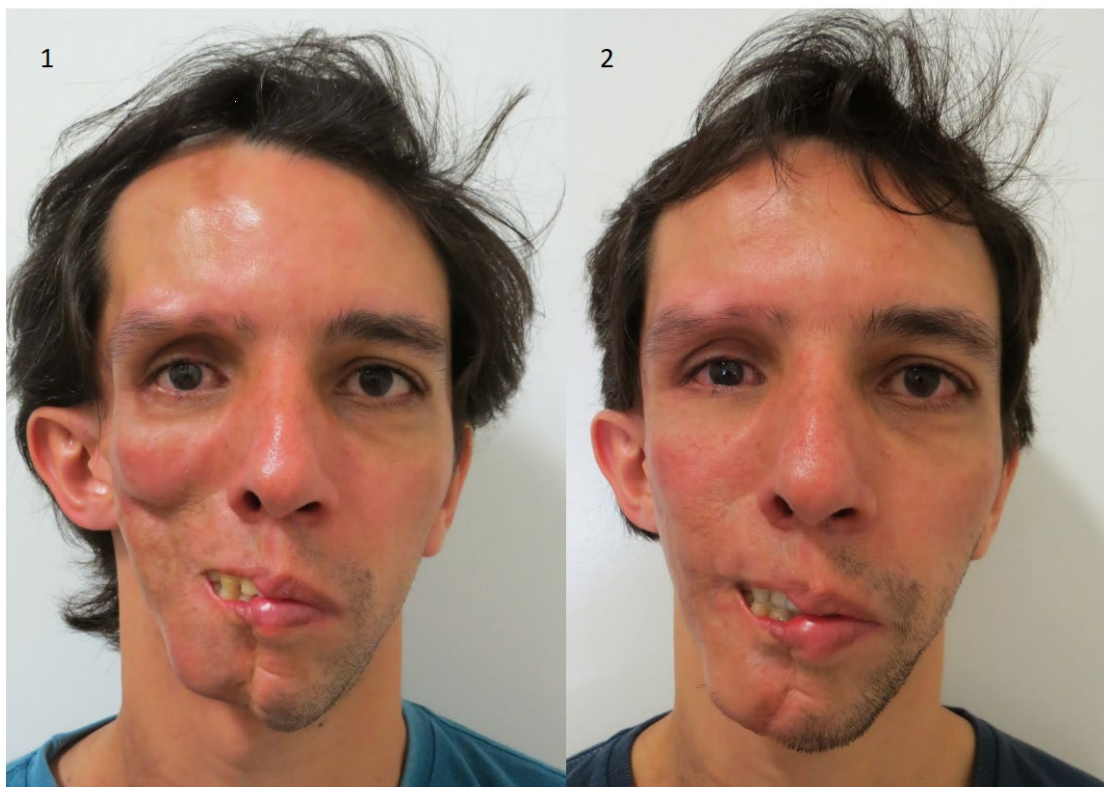
Fonte: Autor. Malhas 3D referentes à aplicação do IVA em modelo portador da Doença de Parry-Romberg, com atrofia da hemiface direita. 1: em amarelo a malha evidenciando a atrofia da hemiface direita; 2: em vermelho a malha com espelhamento; 3: alinhamento das malhas e 4: posicionamento do cubo na região da hemiface de interesse; 5: IVA após os cortes feitos no cubo com cálculos booleanos das duas malhas e 6: mapeamento dos locais a serem tratados para melhoria da simetria.

Figura 20 – *Workflow* do IVA em modelo portador da Doença de Parry-Romberg com cálculo para correção da região com atrofia.



Fonte: Autor. Malhas 3D referentes à aplicação do IVA em modelo portador da Doença de Parry-Romberg, com atrofia da hemiface direita. 1: em amarelo a malha evidenciando em aramado laranja a zona de intersecção do cubo que está translúcido para melhor visibilidade; 2: em vermelho a malha com espelhamento, evidenciando em aramado laranja a zona de intersecção do cubo que está translúcido para melhor visibilidade; 3: IVA após os cortes feitos no cubo com cálculos booleanos das duas malhas evidenciando um sólido geométrico da diferença do volume da área delimitada pelo cubo e 4: sobreposição do IVA na hemiface direita nos locais a serem tratados com a reposição volumétrica calculada.

Figura 21 – Fotografias 2D pré-operatório e pós-operatório.



Fonte: Documentação fotográfica do autor. Fotografia 2D com visão anteroposterior do paciente 1-Pré-operatório e 2- Pós-operatório. Resultado após primeiro tratamento com o volume calculado com *follow-up* de 12 meses.

## 5 CONCLUSÕES

O estudo mostrou que a medição do volume de partes moles na região da face, pode ser feita de forma acurada com a utilização da tecnologia 3D. Por conseguinte, a malha 3D de superfície obtida pelo uso do escâner de luz estruturada foi fiel à forma dos tecidos, pois, com o uso da mesma, os cálculos matemáticos realizados pelo algoritmo do *software*, conseguiram demonstrar a correlação de variação do volume quando comparado com o controle exato obtido pelo uso da expansão tecidual controlada.

## 6 RECOMENDAÇÕES PARA ESTUDOS FUTUROS

A obtenção de dados antropométricos, a partir de uma malha 3D de superfície é uma realidade. O experimento feito em cadáver possibilita antever a aplicabilidade clínica. Este trabalho desenvolveu uma ferramenta que é um protocolo de cálculo de volume com a utilização de *software* livre. Esses fatos, juntamente com o constante e rápido desenvolvimento tecnológico, fazem com que, em breve, a necessidade de escâneres, talvez, não seja imprescindível, mas sim que os cálculos possam ser realizados de forma rápida, economicamente acessível e acurada por meio da captação de fotografias com a utilização de dispositivos comuns, como os *smartphones* e o processo de fotogrametria realizado em computadores pessoais.

Há perspectiva de extensão dos estudos para outras regiões do corpo, como estudos volumétricos das mamas, avaliação de variação volumétrica em linfedema nos membros, tanto superiores como inferiores, acompanhamento de trofismo muscular, assimetrias, estágio evolutivo de doenças progressivas de atrofia e outras tantas situações, nas quais a avaliação volumétrica não invasiva, inócua, reproduzível e de baixo custo é possível e promissora.

Estudos futuros, desenvolvendo métodos dinâmicos de fotogrametria, como o uso de vídeo ao invés de fotografias, como já é utilizado em cartografia, poderão estender a aplicação para a avaliação de crianças, em que a dificuldade de captação estática das fotografias ou do uso de determinados escâneres é uma limitação da técnica.

A possibilidade do uso intraoperatório de imagens 3D, com o estudo volumétrico, em realidade aumentada, sobreposta à área que está sendo operada é uma outra contribuição à avaliação do cirurgião.

Muitas outras indicações de uso poderão, ainda, surgir, pois a evolução tecnológica é constante e cada vez mais rápida na aplicação.

## REFERÊNCIAS\*

1. Ey-Chmielewska H, Chrusciel-Nogalska M, Fraczak B. Photogrammetry and Its Potential Application in Medical Science on the Basis of Selected Literature. *Adv Clin Exp Med* [Internet]. 2015 Jul-Aug;24(4):737–41. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26469121>. doi: 10.17219/acem/47679.
2. Gavan JA, Washburn SL, Lewis PH. Photography: An anthropometric tool. *Am J Phys Anthropol* [Internet]. 1952 Sep [citado 4 Jul 2018];10(3):331–54. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1002/ajpa.1330100318>
3. Stoner MM. A photometric analysis of the facial profile. *Am J Orthod* [Internet]. 1955 Jun [cited 2018 Jul 4];41(6):453–69. Disponível em: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0002941655901561>
4. Morello DC, Converse JM, ALLEN D. Making Uniform Photographic Records in Plastic Surgery. *Plast Reconstr Surg* [Internet]. 1977 Mar [citado 4 Jul 2018];59(3):366–72. Disponível em: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00006534-197703000-00009>. PMID: 840939
5. Neger M. A quantitative method for the evaluation of the soft-tissue facial profile. *Am J Orthod* [Internet]. 1959 Oct [citado 4 Jul 2018];45(10):738–51. Disponível em: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0002941659901046>
6. Tanner JM, Weiner JS. The reliability of the photogrammetric method of anthropometry, with a description of a miniature camera technique. *Am J Phys Anthropol* [Internet]. 1949 Jun [citado 4 Jul 2018];7(2):145–86. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1002/ajpa.1330070203>
7. Dickason WL, Hanna DC. Pitfalls of comparative photography in plastic and reconstructive surgery. *Plast Reconstr Surg* [Internet]. 1976 Aug [citado 4 Jul 2018];58(2):166–75. Disponível em: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00006534-197608000-00005> PMID: 940869
8. Farkas LG, Bryson W, Klotz J. Is Photogrammetry of the Face Reliable? *Plast Reconstr Surg* [Internet]. 1980 Sep [citado 4 Jul 2018];66(3):346–55. Disponível em: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00006534-198066030-00004>
9. Tommaselli AMG, Silva JFC da, Hasegawa JK, Galo M, Poz APD. In book: *FCT 40 anos, Perfil Científico - Educacional, Capítulo: FOTOGRAMETRIA: aplicações a curta distância*, ed: UNESP/ FCT, Messias Meneguete Júnior, Neri Alves, pp.147-159. *ResearchGate* [Internet]. 1999;(October 2014):147–59. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/267035028\\_FOTOGRAMETRIA\\_aplicacoes\\_a\\_curta\\_distancia](https://www.researchgate.net/publication/267035028_FOTOGRAMETRIA_aplicacoes_a_curta_distancia). DOI: 10.13140/2.1.1594.6246}

---

\* De Acordo com o Estilo Vancouver

10. Hong Y-J, Nam G, Choi H, Cho J, Kim I-J. A Novel Framework for Assessing Facial Attractiveness Based on Facial Proportions. *Symmetry (Basel)* [Internet]. 2017 Nov 29 [citado 10 Abr 2018];9(12):294. Disponível em: <http://www.mdpi.com/2073-8994/9/12/294>
11. Trevisan F, Lopes CT, Gil A. Análise fotogramétrica e subjetiva do perfil facial de indivíduos com oclusão normal\*. 2006 [citado 10 Abr 2018];11(4):24–35. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/%0D/dpress/v11n4/30880.pdf>
12. Goldman MP, Skover GR, Payonk GS. Three-dimensional imaging techniques for facial volume assesment. *J Drugs Dermatology*. 2009;8(12):1113–9.
13. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Miani Jr A. A computerized non-invasive method for the assessment of human facial. *J Cranio Maxillo-fac Surg*. 1995;23:280–6.
14. Ferrario VF, Sforza C, Jr. AM, Pizzini G. A size standardized analysis of soft tissue facial profile during growth. *Am J Orthod Dentof Orthop*. 1997;112(1):28–33.
15. Jayaratne YS, Zwahlen RA, Lo J, Tam SC, Cheung LK. Computer-Aided Maxillofacial Surgery: An Update. *Surg Innov*. 2010;17(3):217–25.
16. Teixeira RP, Willians SK, Ellis LA, Greenswmith AL. Aplicações da fotografia em três dimensões na Cirurgia Plástica. *Rev Bras Cir Craniomaxilofac*. 2008;11(4):163–7.
17. Marcus JR, Domeshek LF, Loyd AM, Schoenleber JM, Das RR, Nightingale RW, et al. Use of a three-dimensional, normative database of pediatric craniofacial morphology for modern anthropometric analysis. *Plast Reconstr Surg* [Internet]. 2009 Dec [citado 20 Nov 2018]; 124(6):2076–84. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19952665>. doi: 10.1097/PRS.0b013e3181bf7e1b.
18. Tzou CH, Frey M. Evolution of 3D surface imaging systems in facial plastic surgery. *Facial Plast Surg Clin North Am* [Internet]. 2011 [citado 20 Nov 2018];19(4):591–602, vii. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22004854>. doi: 10.1016/j.fsc.2011.07.003.
19. Koh KS, Oh TS, Kim H, Chung IW, Lee KW, Lee HB, et al. Clinical application of human adipose tissue–derived mesenchymal stem cells in progressive hemifacial atrophy (Parry-Romberg disease) with microfat grafting techniques using 3-dimensional computed tomography and 3-dimensional camera. *Ann Plast Surg*. 2012;69(3):331–7.
20. Jayaratne YS, Zwahlen RA, Lo J, Cheung LK. Three-Dimensional Color Maps: A Novel Tool for Assessing Craniofacial Changes. *Surg Innov*. 2010;17(3):198–205.
21. Ladeira PRS, Bastos EO, Vanini J V, Alonso N. Uso da estereofotogrametria nas deformidades craniofaciais: revisão sistemática. *Rev Bras Cir Plást*. 2013;28(1):147–55.

22. Björn H, Lundqvist C, Hjelmström P. A Photogrammetric Method of Measuring The volume of Facial Swellings. *J D Res.* 1954;33(3):295–308.
23. Lay Y-L, Yang H-J, Lin C-S, Chen W-Y. 3D face recognition by shadow moiré. *Opt Laser Technol* [Internet]. 2012 Feb 1 [citado 4 Jul 2018];44(1):148–52. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030399211001691>. doi.org/10.1016/j.optlastec.2011.06.009
24. Porto F, Gurgel JL, Russomano T, Farinatti PDTV. Moiré topography: Characteristics and clinical application. *Gait Posture* [Internet]. 2010 Jul 1 [citado 4 Jul 2018];32(3):422–4. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663621000175X>. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.017
25. Silva JG, Almeida MS De, Gomes C, Rocha AF, Moreira P, Teixeira R, et al. Estereofotografia De Moirè : Uma Alternativa Para Avaliação Da Escoliose Na Saúde De Escolares Moiré Topography : an Alternative To Scoliosis. 2014;24(1):62–6.
26. Chang JB, Small KH, Choi M, Karp N. Three-Dimensional Surface Imaging in Plastic Surgery: Foundation, Practical Applications, and Beyond. *Plast Reconst Surg.* 2015;135:1295–304.
27. Deli R, Gioia ED, Galantucci LM, Percoco G. Accurate facial morphologic measurements using a 3-camera photogrammetric method. *J Craniofac Surg* [Internet]. 2011 Jan [citado 20 Nov 2018];22(1):54–9. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21187775>. doi: 10.1097/SCS.0b013e3181f6c4a1
28. Deli R, Galantucci LM, Laino A, D'Alessio R, Gioia E, Savastano C. Three-dimensional methodology for photogrammetric acquisition of the soft tissues of the face: a new clinical-instrumental protocol. *Prog Orthod* [Internet]. 2013 Set [citado 20 Nov 2018];14:32. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/2196-1042-14-32>. doi.org/10.1186/2196-1042-14-32
29. Pyka M, Hertog M, Fernandez R, Hauke S, Heider D, Dannlowski U, et al. fMRI data visualization with BrainBlend and Blender. *Neuroinformatics* [Internet]. 2010 Mar [citado 20 Nov 2018];8(1):21–31. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20033355>. doi: 10.1007/s12021-009-9060-3.
30. Cassola VF, Lima VJ, Kramer R, Khoury HJ. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. *Phys Med Biol* [Internet]. 2010 Jan [citado 20 Nov 2018];55(1):133–62. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20009183>. doi: 10.1088/0031-9155/55/1/009.
31. Pyka M, Klatt S, Cheng S. Parametric Anatomical Modeling: a method for modeling the anatomical layout of neurons and their projections. *Front Neuroanat* [Internet]. 2014 Sep [citado 20 Nov 2018];8:91. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25309338>. doi:



- 10.3389/fnana.2014.00091. eCollection 2014.
32. Andrei RM, Callieri M, Zini M V, Loni T, Maraziti G, Pan MC, et al. Intuitive representation of surface properties of biomolecules using BioBlender. *BMC Bioinformatics* [Internet]. 2012 Mar [citado 20 Nov 2018];13(Suppl 4):S16. Disponível em: <http://www.biomedcentral.com/1471-2105/13/S4/S16>. doi.org/10.1186/1471-2105-13-S4-S16
  33. Weinberg SM, Naidoo S, Govier DP, Martin RA, Kane AA, Marazita ML. Anthropometric Precision and Accuracy of Digital Three-Dimensional Photogrammetry: Comparing the Genex and 3dMD Imaging Systems with One Another and with Direct Anthropometry. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2006;17(3):477–83.
  34. Dornelles RDFV, Alonso N, Tissiani LAL, Souza AR, Cardim VLN. The use of a three-dimensional mesh in plastic surgery. *Rev Bras Cir Plástica – Brazilian J Plast Sugery*. 2016;31(1):25–31.
  35. Dornelles R, Nivaldo A. New virtual tool for accurate evaluation of facial volume 1. 2017;1(12):1075–86.
  36. Teixeira RP, Willians SK, Ellis LA, Greensmith AL. Aplicações da fotografia em três dimensões na Cirurgia Plástica. *Rev Bras Cir Craniomaxilofac*. 2008;11(4):163–7.
  37. Schendel SA, Jacobson R. Three-Dimensional Imaging and Computer Simulation For Office-Based Surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67:2107–14.
  38. Iblher N, Gladilin E, Stark BG. Soft-Tissue Mobility of the Lower Face Depending on Positional Changes and Age: A Three-Dimensional Morphometric Surface Analysis. *Plast Reconstr Surg* [Internet]. 2013 Feb [citado 20 Nov 2018];131(2):372–81. Disponível em: [http://journals.lww.com/plasreconsurg/Fulltext/2013/02000/Soft\\_Tissue\\_Mobility\\_of\\_the\\_Lower\\_Face\\_Dependig.37.aspx](http://journals.lww.com/plasreconsurg/Fulltext/2013/02000/Soft_Tissue_Mobility_of_the_Lower_Face_Dependig.37.aspx). doi: 10.1097/PRS.0b013e318278d67c
  39. Baik H-S, Lee HJ, Lee KJ. A Proposal for soft Tissue Landmarks for Craniofacial Analysis Using 3-Dimensional Laser Scan Imaging. *World J Orthod*. 2006;7(1):7–14.
  40. Harrison JA, Nixon MA, Fright WR, Snape L. Use of hand-held laser scanning in the assessment of facial swelling: a preliminary study. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2004;42(1):8–17.
  41. Hsu VM, Wes AM, Thiri Y, Cornman-Homonoff J, Percec I. Quantified Facial Soft-tissue Strain in Animation Measured by Real-time Dynamic 3-Dimensional Imaging. 11 Septemb. Vol. 2, *Plast Reconstr Surg Glob Open*. 2014. p. e211.
  42. Nkenke E, Vairaktaris E, Kramer M, Schlegel A, Holst A, Hirschfelder U, et al. Three-dimensional analysis of changes of the malar-midfacial region after LeFort I osteotomy and maxillary advancement. *Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2008 May [citado 20 Nov 2018];12(1):5–12. Disponível em:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18600355>. doi: 10.1007/s10006-008-0094-8.
43. Winzweig J, Olikier A, Cutting CB, Aston SJ, Smith DM. Designing a Virtual Reality Model for Aesthetic Surgery. *Plast Reconstr Surg*. 2004;116(3):893–7.
  44. Donath AS, Glasgold RA, Meier J, Glasgold MJ. Quantitative evaluation of volume augmentation in the tear trough with a hyaluronic Acid-based filler: a three-dimensional analysis. *Plast Reconstr Surg [Internet]*. 2010 May [citado 20 Nov 2018];125(5):1515–22. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20440170>. doi: 10.1097/PRS.0b013e3181d70317.
  45. Jayaratne YS, Lo J, Zwahlen RA, Cheung LK. Three-dimensional photogrammetry for surgical planning of tissue expansion in hemifacial microsomia. *Head Neck [Internet]*. 2010 Dec [citado 20 Nov 2018];32(12):1728–35. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19862829>. doi: 10.1002/hed.21258.
  46. Herlin C, Subsol G, Gilles B, Captier G, Chaput B. Three-Dimensional Surface Imaging Is Not Enough for Surgical Simulation. *Plast Reconstr Surg [Internet]*. 2016 Jan [citado 20 Nov 2018];137(1):246e–7e. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26389751>. doi: 10.1097/PRS.0000000000001921.
  47. Pedersen A, Maersk-Moller O. Volumetric determination of extraoral swelling from stereophotographs. *Int J Oral Surg*. 1985;14:229–34.
  48. Hajeer MY, Mao Z, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP, Ceng. A New Three-Dimensional Method of Assessing Facial Volumetric Changes After Orthognathic Treatment. *Cleft Palate Craniofac J*. 2004;42(2):113–20.
  49. Guest E, Berry E, Morris D. Novel methods for quantifying soft tissue changes after orthognathic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg [Internet]*. 2001 Dec [citado 20 Nov 2018] ;30(6):484–9. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11829229>
  50. Ward RE, Jamison PL, Farkas LG. Craniofacial variability index: a simple measure of normal and abnormal variation in the head and face. *Am J Med Genet*. 1998;80(3):232–40.
  51. Dindaroğlu F, Kutlu P, Duran GS, Görgülü S, Aslan E. Accuracy and reliability of 3D stereophotogrammetry: A comparison to direct anthropometry and 2D photogrammetry. *Angle Orthod [Internet]*. 2016 May 12 [citado 4 Jul 2018];86(3):487–94. Disponível em: <http://www.angle.org/doi/10.2319/041415-244.1>. doi.org/10.2319/041415-244.1
  52. Wikipedia. imagem digital [Internet]. [citado 20 Nov 2018] Disponível em: [https://pt.wikipedia.org/wiki/Imagem\\_digital](https://pt.wikipedia.org/wiki/Imagem_digital)
  53. Lane C, Harrell W. Completing the 3-dimensional picture. *Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet]*. 2008 Abr [citado 20 Nov 2018];133(4):612–20. Disponível em: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540607013169>.

doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.03.023

54. Aksu M, Kaya D, Kocadereli I. Reliability of reference distances used in photogrammetry. *Angle Orthod*. 2010;80(4):482–9.
55. Fernández-Riveiro P, Suárez-Quintanilla D, Smyth-Chamosa E, Suárez-Cunqueiro M. Linear photogrammetric analysis of the soft tissue facial profile. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(1):59–66.
56. Ozsoy U, Demirel BM, Yildirim FB, Tosun O, Sarikcioglu L. Method selection in craniofacial measurements: Advantages and disadvantages of 3D digitization method. *J Cranio-Maxillofacial Surg* [Internet]. 2009 Jul [citado 20 Nov 2018];37:285–90. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1010518208002278>. doi.org/10.1016/j.jcms.2008.12.005
57. Galantucci LM, Percoco G, Lavecchia F, Gioia E Di. Noninvasive Computerized Scanning Method for the Correlation Between the Facial Soft and Hard Tissues for an Integrated Three-Dimensional Anthropometry and Cephalometry . *J Craniofac Surg*. 2013;24(3):797–804.
58. Kantor J. Software-based three-dimensional surface imaging and scanning in plastic surgery. *Plast Reconstr Surg* [Internet]. 2017 Feb [citado 20 Nov 2018]; 141(2):321e-322e. Disponível em: <http://insights.ovid.com/crossref?an=00006534-900000000-98313>. doi: 10.1097/PRS.0000000000004079.
59. Wong JY, Oh AK, Ohta E, Hunt AT, Rogers GF, Mulliken JB, et al. Validity and Reliability of Craniofacial Anthropometric Measurement of 3D Digital Photogrammetric Images. *Cleft Palate-Craniofacial J*. 2007;45(3):232–9.
60. Winder RJ, Darvann TA, McKnight W, Magee JD, Ramsay-Baggs P. Technical validation of the Di3D stereophotogrammetry surface imaging system. *Br J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2008 Jan [citado 20 Nov 2018];46(1):33–7. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17980940>
61. Germec-Cakan D, Canter HI, Nur B, Arun T. Comparison of facial soft tissue measurements on three-dimensional images and models obtained with different methods. *J Craniofac Surg* [Internet]. 2010 Sep [citado 20 Nov 2018];21(5):1393–9. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20856027>. doi: 10.1097/SCS.0b013e3181ec6976.
62. Almkhatar A, Khambay B, Ju X, McDonald J, Ayoub A. Accuracy of generic mesh conformation: The future of facial morphological analysis. *JPRAS Open*. 2017;14:39–48.
63. Deli R, Galantucci LM, Laino alberto, D'Alessio R, Di Gioia E. Three-dimensional methodology for photogrammetric acquisition of the tissues of the face: a new clinical-instrumental protocol. *Prog Orthod* [Internet]. 2013 Sep [citado 20 Nov 2018];14:1–15. Disponível em: <http://www.progressinorthodontics.com/content/14/1/32>. doi.org/10.1186/2196-1042-14-32

64. Okimoto MLL, Klein AA. Photogrammetry procedures applied to anthropometry. IOS Press. 2012;41:4046–52.
65. Landau MJ, Kim JS, Gould DJ, Patel KM. Vectra 3D Imaging for Quantitative Volumetric Analysis of the Upper Limb: A Feasibility Study for Tracking Outcomes of Lymphedema Treatment. *Plast Reconstr Surg*. 2018;141(1):80e–84e.
66. Da C, Oliveira S. As Vantagens da Adoção do Software Livre [Internet]. 2018 [citado 20 Nov 2018]. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/268265446\\_As\\_Vantagens\\_da\\_Adocao\\_do\\_Software\\_Livre](https://www.researchgate.net/publication/268265446_As_Vantagens_da_Adocao_do_Software_Livre)
67. Ma L, Xu T, Lin J. Validation of a three-dimensional facial scanning system based on structured light techniques. *Comput Methods Programs Biomed*. 2009;94:290–8.
68. Tzou C-HJ, Artner NM, Pona I, Hold A, Placheta E, Kropatsch WG, et al. Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg* [Internet]. 2014 Apr [citado 20 Nov 2018];67(4):489–97. Disponível em: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1748681514000047>. doi.org/10.1016/j.bjps.2014.01.003
69. Fourie Z, Damstra J, Gerrits PO, Ren Y. Evaluation of anthropometric accuracy and reliability using different three-dimensional scanning systems. *Forensic Sci Int*. 2011;207(2011):127–34.
70. Sforza C, Dolci C, Tommasi DG, Pisoni L, De Menezes M, Elamin F. Three-dimensional facial distances of Northern Sudanese persons from childhood to young adulthood. *J Craniomaxillofac Surg* [Internet]. 2014 Jul [citado 20 Nov 2018];42(5):e318-26. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24290254>. doi: 10.1016/j.jcms.2013.10.013.
71. Paul SM, Chamberlin AP, Hatt C, Nayak A V, Danoff J. Reliability, validity, and precision of an active stereophotogrammetry system for three-dimensional evaluation of the human torso. *Med Eng Phys*. 2009;31(10):1337–42.
72. Henseler H, Khambay BS, Bowman A, Smith J, Paul Siebert J, Oehler S, et al. Investigation into accuracy and reproducibility of a 3D breast imaging system using multiple stereo cameras. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg*. 2011;64(5):577–82.
73. Van Der Vlis M, Dentino KM, Vervloet B, Padwa BL. Postoperative swelling after orthognathic surgery: A prospective volumetric analysis. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2014 Nov [citado 20 Nov 2018];72(11):2241–7. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2014.04.026>. doi.org/10.1016/j.joms.2014.04.026
74. Parthasarathy J. 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Ann Maxillofac Surg* [Internet]. 2014 [citado 20 Nov 2018];4(1):9. Disponível em: <http://www.amsjournal.com/text.asp?2014/4/1/9/133065>. DOI: 10.4103/2231-

0746.133065

75. Tanikawa DYS, Aguenta M, Bueno DF, Passos-Bueno MR, Alonso N. Fat grafts supplemented with adipose-derived stromal cells in the rehabilitation of patients with craniofacial microsomia. *Plast Reconstr Surg*. 2013;132(1):141–52.
76. Benn P, Ruff C, Cartledge J, Sauret V, Copas A, Linney A, et al. Overcoming subjectivity in assessing facial lipoatrophy: is there a role for three-dimensional laser scans? *Br HIV Assoc*. 2003;4:325–31.
77. Kochel J, Meyer-Marcotty P, Kochel M, Schneck S, Stellzig-Eisenhauer A. 3D Soft Tissue Analysis – Part 2: Vertical Parameters. *J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie* [Internet]. 2010 May [citado 20 Nov 2018];71(3):207–20. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/s00056-010-9943-9>

## GLOSSÁRIO

**3D VIEW:** Visão 3D usada para interagir com a cena 3D para uma variedade de propósitos, como modelagem, animação, pintura de textura etc.

**ADD-ON:** Conjunto de comandos sequenciais.

**BEST-FIT:** Melhor ajuste.

**BIOESTEREOMETRIA:** Derivada do processo que inicialmente foi designado de Fotogrametria Computadorizada, a Biofotogrametria possui uma sistematização própria, cujo objetivo é assegurar acurácia, confiabilidade e reprodutibilidade.

**BOOLEAN:** Operação baseada em ações de união, interseção e subtração de volumes entre sólidos.

**CIRURGIA POR NAVEGAÇÃO:** Cirurgia assistida por computador.

**DRONE:** VANT ("Veículo Aéreo Não Tripulado") ou VARP ("Veículo Aéreo Remotamente Pilotado"), siglas que foram criadas a partir do inglês *Unmanned Aerial Vehicle* – UAV.

**ESCÂNER:** Aparelho ou mecanismo em que dados (imagens) são captados, codificados através de um feixe eletrônico e podem ser reproduzidos em computador.

**ESCÂNER DE LUZ ESTRUTURADA:** Os digitalizadores de luz estruturada projetam uma malha de luz sobre o objeto utilizando um projetor de luz, LED ou outra fonte estável de luz. Uma câmera é utilizada para capturar a deformação da malha projetada na superfície.

**ESTEREOFOTOGRAMETRIA:** Fotogrametria que envolve o uso de fotografias estereoscópicas; fotogrametria estereoscópica.

**ESTEREOFOTOGRAMETRIA DE MOIRÉ:** Este método é indicado para estudo da topografia de superfícies ou deformações fora do plano. O retículo do modelo é projetado na superfície do objeto e fotografado. A imagem digitalizada é sobreposta à imagem do retículo de referência. Esse pode ser virtual (gerado em computador) ou uma fotografia do retículo projetado sobre um plano atrás do objeto.

**ESTEREOFOTOGRAMETRIA PASSIVA:** Método em que não há a necessidade de projeção de pontos ou fonte luminosa sobre a superfície.

**ESTEREOLOGRAFIA:** Tecnologia comum para manufatura rápida e prototipagem rápida para produção de partes de alta precisão e finalização de superfícies. Um dispositivo que executa estereolitografia é chamado de SLA ou *Stereolithography Apparatus*.

**EXTENSÃO DE ARQUIVO:** As extensões de arquivos são sufixos que designam seu formato e principalmente a função que desempenham no computador. Cada extensão

de arquivo tem funcionamento e características próprias, portanto demanda um *software* específico para trabalhar com ela.

**FOLLOW-UP:** Seguimento pós-operatório.

**FOTOGRAMETRIA:** Ciência aplicada, a técnica e a arte de extrair de fotografias métricas a forma, as dimensões e a posição dos objetos nelas contidos.

**FRAME:** Quadro.

**ISO:** Sensibilidade fotográfica, também conhecida como sensibilidade ISO, é um termo utilizado para se referir à sensibilidade de superfícies fotossensíveis (sensíveis à luz) utilizadas na fotografia (filme fotográfico ou sensor de imagem).

**KINECT®:** Kinect® (anteriormente chamado de "Project Natal") foi um sensor de movimentos desenvolvido para o Xbox 360® e Xbox One®, em conjunto com a empresa Prime Sense. O Kinect criou uma nova tecnologia capaz de permitir aos jogadores interagir com os jogos eletrônicos sem a necessidade de ter em mãos um controle/*joystick*, inovando no campo da jogabilidade, já bastante destacado pelas alterações trazidas pelo console Wii®, da Nintendo® e Move®, da Sony®.

**LAYER:** Camada.

**MALHA 3D:** Um modelo de malha consiste em vértices, arestas e faces que usam a representação poligonal, incluindo triângulos e quadrados, para definir uma forma 3D.

**MALHA 3D DE SUPERFÍCIE:** É uma malha poligonal ou uma coleção de faces (onde cada uma é um conjunto de vértices) que definem um objeto tridimensional nos campos da computação gráfica e da modelagem tridimensional.

**MAPA UV:** O mapeamento UV é o processo de modelagem 3D de projetar uma imagem 2D para a superfície de um modelo 3D para mapeamento de textura. As letras "U" e "V" denotam os eixos da textura 2D porque "X", "Y" e "Z" já são usados para denotar os eixos do objeto 3D no espaço do modelo.

**MODELAGEM 3D:** Em Ciência da computação, modelagem tridimensional (português brasileiro) ou modelação tridimensional (português europeu) (ou 3D) é o processo de desenvolvimento de uma representação matemática de qualquer superfície tridimensional de um objeto (seja inanimado ou vivo), através de *software* especializado. O produto é chamado de modelo tridimensional.

**PAQUÍMETRO:** Instrumento utilizado para medir a distância entre dois lados simetricamente opostos em um objeto.

**PLANEJAMENTO VIRTUAL:** Estudo realizado com o auxílio de computador para simular o evento cirúrgico e seus resultados, com utilização das imagens de Tomografia Computadorizada (TC), Tomografia Computadorizada Cone Beam (TCCB), Ressonância Nuclear Magnética e digitalização da imagem do paciente.

**SCANNING:** Ato de codificar imagens para serem reproduzidas num computador.

**SCRIPT:** Reunião das instruções que são necessárias para a execução de uma função ou de todo um programa para computador, um aplicativo etc.

**SMARTPHONES:** *Smartphone* é um telefone celular, significa telefone inteligente, em português, e é um termo de origem inglesa. O *smartphone* é um celular com tecnologias avançadas, o que inclui programas executados num sistema operacional equivalente aos computadores.

**SOFTWARE:** É uma sequência de instruções escritas para serem interpretadas por um computador com o objetivo de executar tarefas específicas.

**SOFTWARE DE CÓDIGO ABERTO (OPEN SOURCE):** *Software* de código aberto (do inglês *open source software* ou *OSS*) é o *software* de computador com o seu código fonte disponibilizado e licenciado com uma licença de código aberto no qual o direito autoral fornece o direito de estudar, modificar e distribuir o *software* de graça para qualquer um e para qualquer finalidade.

**SOFTWARE LIVRE:** *Software* livre é uma expressão utilizada para designar qualquer programa de computador que pode ser executado, copiado, modificado e redistribuído pelos usuários gratuitamente. Os usuários possuem livre acesso ao código-fonte do *software* e fazem alterações conforme as suas necessidades.

**SOFTWARE NATIVO:** *Software* nativo de uma plataforma ou sistema significa que foi desenvolvido para rodar diretamente naquela plataforma.

**SOFTWARE PROPRIETÁRIO:** O *software* proprietário, privativo ou não livre, é um *software* para computadores que é licenciado com direitos exclusivos para o produtor.

**WORKFLOW:** Sequência de passos necessários para automatizar processos, de acordo com um conjunto de regras definidas, permitindo que estes possam ser transmitidos de uma pessoa para outra.



## ANEXO A - Script

```

import bpy
import os
import re
from fnmatch import fnmatch

def select_layer(layer):
    return tuple(i == layer for i in range(0, 20))

def load_svo_meshes():

    blend_filepath = bpy.data.filepath
    blend_folder = os.path.dirname(blend_filepath)
    blend_name = os.path.splitext(os.path.basename(blend_filepath))[0]

    right_count = 0
    left_count = 0
    material_index = 0

    for root, folders, files in os.walk(blend_folder):
        folders.sort()

        for file in files:
            if fnmatch(file, "*.ply"):

                mesh = os.path.basename(root)
                ply = os.path.join(root, file)

                match = re.match(blend_name + r"(D|E)(\d\d)", mesh)
                side = match.group(1)
                reference_volume = match.group(2)

                if side == 'D':
                    material_index = right_count
                    layer = 1 + right_count
                    right_count += 1
                elif side == 'E':
                    material_index = 4 + left_count
                    layer = 6 + left_count
                    left_count += 1

                bpy.ops.import_mesh.ply(filepath=ply)

                bpy.ops.object.mode_set(mode='EDIT')
                bpy.ops.mesh.select_all(action='SELECT')
                bpy.ops.mesh.remove_doubles()
                bpy.ops.object.mode_set(mode='OBJECT')

                bpy.ops.object.move_to_layer(layers=select_layer(layer))

                obj = bpy.context.active_object
                obj.name = mesh
                obj.data.materials.append(bpy.data.materials[material_index])
                obj['reference_volume'] = int(reference_volume)

                obj.select = False

load_svo_meshes()

# UPDATE UI, REFRESH INTERFACE ...

```

