



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DOUTORADO EM ODONTOLOGIA E SAÚDE

CHRISTIANO SAMPAIO QUEIROZ

**FIDELIDADE DE MODELOS VIRTUAIS TRIDIMENSIONAIS:
AVALIAÇÃO POR MEIO DE ENGENHARIA REVERSA**

Salvador - BA

2016

CHRISTIANO SAMPAIO QUEIROZ

**FIDELIDADE DE MODELOS VIRTUAIS TRIDIMENSIONAIS:
AVALIAÇÃO POR MEIO DE ENGENHARIA REVERSA**

Tese apresentada ao Programa de Doutorado em Odontologia e Saúde da Universidade Federal da Bahia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Odontologia e Saúde.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Viviane Almeida Sarmento

Salvador - BA

2016

Queiroz, Christiano Sampaio
Fidelidade de modelos virtuais tridimensionais:
avaliação por meio de engenharia reversa. / Christiano
Sampaio Queiroz. -- Salvador, 2016.
46 f. : il

Orientadora: Viviane Almeida Sarmiento.
Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em
Odontologia e Saúde) -- Universidade Federal da Bahia,
Faculdade de Odontologia, 2016.

1. Reconstruções tridimensionais virtuais. 2.
Tomografia computadorizada. 3. Programas biomédicos. I.
Sarmiento, Viviane Almeida. II. Título.

CDU 616.314-073.7



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ODONTOLOGIA E SAÚDE

TERMO DE APROVAÇÃO

C.D. CHRISTIANO SAMPAIO QUEIROZ,

**“FIDELIDADE DE MODELOS VIRTUAIS TRIDIMENSIONAIS:
AVALIAÇÃO POR MEIO DE ENGENHARIA REVERSA”**

Profa. Dra. Viviane Almeida Sarmiento (Orientador)

Professora da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos (Examinador Interno)

Professor da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Profa. Dra. Soraya Castro Trindade (Examinador Externo)

Professora da Universidade Estadual de Feira de Santana - UEFS

Prof. Dr. Lucio Costa Safira Andrade (Examinador Externo)

Professor da União Metropolitana de Educação e Cultura - UNIME

Prof. Dr. Dario Augusto Oliveira Miranda (Examinador Externo)

Professor da Universidade Estadual de Feira de Santana - UEFS

*A Deus, amigo de todos os momentos.
A meus pais e irmãos, base do que hoje sou.
A minha esposa Paloma, meu amor e minha força.
A minhas filhas Maria Fernanda e Manuela, nossas luzes em forma de gente.*

AGRADECIMENTOS

A Deus, a toda a minha família e amigos, sentidos da minha vida.

A Prof^a. Dr^a. Viviane Almeida Sarmiento, minha eterna e querida orientadora, pelos ensinamentos que me proporciona desde a minha graduação.

Ao Prof. Dr. Roberto Almeida de Azevedo, por ser um dos pilares da minha formação pessoal e profissional, além de participar na qualificação desta tese.

A Prof^a. Dr^a. Soraya Castro Trindade, pelas importantes sugestões na qualificação desta tese.

A todos os professores que abrilhantaram este curso e caminharam junto conosco, guiando-nos nas superações dos desafios.

A Adna, Bráulio, Gardênia, Isaac, Leonardo Melo, Leonardo Provedel, Luana, Marcelo e Rebeca, amigos desta turma de Doutorado, pelos momentos de aprendizado regados com leveza e cordialidade.

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia e a todos os seus funcionários pelo apoio e suporte necessários para tornar concreto este curso.

Aos meus colegas do IML Nina Rodrigues, do Centro de Especialidades Odontológicas do Alto da Cachoeirinha, do Hospital do Subúrbio e das Obras Sociais Irmã Dulce, pela compreensão e ajuda durante este período tão atribulado.

*“Não importa o que fizeram com você.
O que importa é o que você faz com aquilo que fizeram com você.”*

Jean-Paul Sartre

RESUMO

A engenharia reversa refere-se a tecnologias capazes de capturar modelos físicos e representá-los com a linguagem da computação como modelos virtuais. Estes modelos virtuais podem ser utilizados com finalidades das mais diversas, sendo, na área da saúde, importantes no diagnóstico e planejamento cirúrgico. Para isto, quanto mais fiéis ao modelo físico, maior a segurança nestes procedimentos. O presente trabalho comparou o volume de modelos tridimensionais gerados por diferentes formas de engenharia reversa: escaneamento tridimensional superficial, tomografia computadorizada helicoidal com uma fileira de detectores, com multidetectores de 4 canais, com multidetectores de 128 canais e tomografia computadorizada de feixe cônico. Foram utilizadas oito mandíbulas secas humanas, as quais foram submetidas aos referidos exames de aquisição de imagem. Os arquivos dos exames feitos pelos tomógrafos foram salvos no formato *DICOM* em mídia eletrônica e processados no programa 3D Doctor® (Able Corporation, Massachusetts, EUA) para a obtenção das reconstruções virtuais tridimensionais, nas quais foram utilizadas, ainda, duas formas diferentes de segmentação: *all boundary* e *outline only*. Todos os modelos foram salvos no formato *standard triangle language* (STL) e comparados volumetricamente entre si. Concluiu-se que as diferentes formas de engenharia reversa geraram modelos virtuais tridimensionais cujos volumes não apresentaram diferença estatisticamente significante, independente da técnica de segmentação utilizada. Quanto ao uso de diferentes técnicas de segmentação em imagens obtidas por um mesmo tomógrafo houve estatisticamente significante no volume dos modelos virtuais tridimensionais gerados.

Palavras-chaves: Reconstruções Tridimensionais Virtuais, Tomografia Computadorizada, Programas Biomédicos.

ABSTRACT

Reverse engineering refers to technologies able to capture physical models and represent them through computer language as virtual models. These virtual models can be used for diverse purposes. In the medical field, they are important in diagnosis and surgical planning for patients. For this, the more true to the physical model, the greater the safety in these procedures. Thus, this study compared the volume of three-dimensional models generated by different forms of reverse engineering: surface three-dimensional scanning, helical computed tomography with a row of detectors, multidetector 4-channel, multidetector 128 channels and cone beam computed tomography. Eight human dry mandibles were submitted to these image acquisition examinations. File examinations by CT scans were saved in DICOM format on electronic media and processed in 3D Doctor[®] software (Able Corporation, Massachusetts, USA) to obtain the virtual three-dimensional reconstructions, as well as submitted to two different types of segmentation: all boundary and outline only. All models were saved in a standard triangle language (STL) format and compared volumetrically to each other. It was concluded that the different forms of reverse engineering generated three-dimensional virtual models with volumes without statistical differences between them, regardless of the segmentation technique used, while the use of different segmentation techniques in images obtained by the same scanner generated three-dimensional virtual models with volumes showing statistical differences between them.

Key words: Virtual Three-Dimensional Reconstructions, Computed Tomography, Biomedical Software.

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|----------|---|----|
| Figura 1 | Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TCSS | 28 |
| Figura 2 | Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TCMS 4 | 28 |
| Figura 3 | Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TCMS 128 | 29 |
| Figura 4 | Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TCFC | 29 |
| Figura 5 | Escâner 3D Scanflex [®] montado na base Baces3D [®] , utilizados no estudo | 30 |
| Figura 6 | Arquivos gerados pelo programa Geomagic [®] : a) arquivo em nuvem de pontos 3D; b) arquivo da mandíbula em STL | 30 |
| Figura 7 | Plataforma do programa 3D Doctor [®] na etapa da escolha do tipo de segmentação | 31 |
| Figura 8 | Modelo 3D gerado após processamento das imagens das TC no programa 3D Doctor [®] | 31 |
| Figura 9 | Plataforma do programa 3D Doctor [®] na etapa do cálculo do volume | 32 |

LISTA DE QUADROS E TABELAS

| | | |
|----------|--|----|
| Tabela 1 | Média do volume (voxels^3) dos sólidos complexos gerados por diferentes formas de segmentação, a depender do equipamento de TC | 34 |
| Tabela 2 | Comparação do volume (voxel^3) dos sólidos gerados a partir dos dados obtidos de diferentes equipamentos de TC, nos dois diferentes tipos de segmentação | 34 |
| Tabela 3 | Comparação volumétrica (voxels^3) dos sólidos complexos gerados pelas duas técnicas de segmentação e dos sólidos obtidos pelo escaneamento 3D superficial, pelo teste ANOVA | 35 |

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

| | | |
|--------------|---|---|
| EUA | – | Estados Unidos da América |
| ER | – | engenharia reversa |
| STL | – | <i>standard triangle language</i> (linguagem triangular padrão) |
| 3D | – | tridimensional |
| TC | – | tomografia computadorizada |
| TCH | – | tomografia computadorizada helicoidal |
| TCSS | – | tomografia computadorizada <i>single slice</i> |
| TCMS | – | tomografia computadorizada <i>multi slice</i> |
| TCFC | – | tomografia computadorizada de feixe cônico |
| ° | – | grau |
| ® | – | marca registrada |
| CAD | – | <i>computer aided design</i> (desenho auxiliado por computador) |
| USA | – | <i>United States of América</i> |
| DICOM | – | <i>digital imaging communications in medicine</i> (imagem digital para comunicação em medicina) |
| BA | – | Bahia |
| CD-ROM | – | <i>compact disc - read only memory</i> (disco compacto - memória somente de leitura) |
| FOV | – | <i>field of view</i> (área de visão) |
| PR | – | prototipagem rápida |
| kB | – | quilobyte |
| μm | – | micrômetros |
| ³ | – | cúbico |
| p | – | probabilidade de erro |
| mm | – | milímetro |
| mA | – | miliamperagem |
| kV | – | quilovoltagem |
| et al | – | <i>et alia</i> (e outros) |
| bit | – | <i>binary elemento</i> (elemento binário) |
| cm | – | centímetro |
| VGA | – | <i>video graphic adaptator</i> (adaptador gráfico de vídeo) |
| = | – | igual a |
| ANOVA | – | <i>analysis of variance</i> (análise de variância) |
| % | – | porcento |

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| 1 INTRODUÇÃO | 11 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA | 13 |
| 2.1 ENGENHARIA REVERSA..... | 13 |
| 2.2 SEGMENTAÇÃO..... | 17 |
| 2.3 MODELOS 3D - MODOS DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGEM..... | 18 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 26 |
| 4 METODOLOGIA | 27 |
| 4.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA..... | 27 |
| 4.2 ASPECTOS ÉTICOS..... | 27 |
| 4.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA..... | 27 |
| 4.4 COLETA E INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS..... | 27 |
| 4.4.1 Tomografia Computadorizada Helicoidal..... | 27 |
| 4.4.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico..... | 29 |
| 4.4.3 Escaneamento Tridimensional..... | 29 |
| 4.4.4 Obtenção dos Modelos 3D a partir das TC..... | 30 |
| 4.4.5 Mensuração do volume..... | 32 |
| 4.5 ANÁLISE DOS DADOS..... | 32 |
| 5 RESULTADOS | 34 |
| 6 DISCUSSÃO | 36 |
| 7 CONCLUSÕES | 41 |
| REFERÊNCIAS | 42 |

1 INTRODUÇÃO

A engenharia reversa (ER) é um termo que designa tecnologias capazes de criar modelos virtuais a partir de peças reais; ou seja, tecnologias que capturam modelos físicos e os representam com a linguagem da computação. São vários os métodos de captura de informações de um objeto ou de um segmento anatômico, como os exames de tomografia computadorizada (TC) e os escâneres tridimensionais (3D) (Meyer, 2015).

Introduzida em 1971 como método de diagnóstico para aplicações médicas, a TC consiste em uma das mais importantes técnicas de diagnóstico por imagem de todo o mundo. A aquisição das imagens tomográficas se dá por meio de um conjunto de detectores, o qual, juntamente com a fonte de raios X, gira em torno do objeto de interesse, permitindo a obtenção de vários cortes e a possibilidade de uma análise 3D deste objeto (WESOLOWSKI & LEV, 2005; HALAZONETIS, 2009; NEGI, DHIMAN e SHARMA, 2014).

Como evolução das TC convencionais - de feixe em leque - a TC de feixe cônico foi introduzida na odontologia entre 2001 e 2004, nos Estados Unidos (HANS, PALOMO E VALIATHAN, 2015). Suas maiores vantagens incluem a excelente resolução espacial, baixa dose de radiação e baixo custo (DEMESLAY et al, 2015).

Por outro lado, os escâneres 3D têm se mostrado ferramentas promissoras para a odontologia, principalmente em algumas áreas, como na modelagem ortodôntica e na reabilitação protética, sendo tecnologia mais recente no que diz respeito à aplicabilidade clínica. Para a obtenção de imagens, diferentemente da TC, o escâner 3D não utiliza radiação ionizante, permitindo apenas a captura de informações da superfície do objeto escaneado. Representa uma importante forma de avaliar a superfície ou o volume de segmentos anatômicos (PAPADOPOULUS et al, 2002; SOUZA, CENTENO e PEDRINI, 2003; NEGI, DHIMAN e SHARMA, 2014).

Todas estas modalidades de ER permitem a obtenção de modelos 3D virtuais, cujas imagens devem ser processadas em programas específicos. Nas imagens de TC, um dos parâmetros mais importantes no pós-processamento dos dados é a segmentação; ou seja, separar as estruturas que devem ser reproduzidas na reconstrução 3D das estruturas adjacentes não desejáveis na reconstrução (POLETI et al, 2016). Uma vez obtido o modelo 3D virtual por estas modalidades de ER, a sua replicação em peças físicas (os chamados biomodelos, na área da saúde) pode ser

feita com o uso de técnicas de prototipagem rápida (PR), com as mais diversas finalidades de diagnóstico e terapêuticas (NEGI, DHIMAN e SHARMA, 2014; SUOMALAINEN et al, 2015).

A visualização 3D (seja virtual ou física) proporciona acesso privilegiado a estruturas de interesse, explicitando alguns aspectos que de outra forma só estariam acessíveis pela “reconstrução mental” de imagens tomográficas (MEURER et al, 2008). Os avanços nas técnicas de imagens 3D facilitaram, também, a possibilidade de mensurações lineares ou volumétricas antes não viáveis para serem realizadas diretamente no indivíduo (FORST et al, 2014).

Faz-se importante, então, conhecer a influência dos parâmetros utilizados nos programas sobre as reconstruções virtuais 3D, como forma de otimizar estas reconstruções, melhor interpretá-las e orientar o uso de parâmetros adequados de acordo com a finalidade específica de cada exame. Além disso, importante se faz conhecer a influência dos diferentes tipos de ER sobre estas reconstruções virtuais 3D pelos mesmos motivos citados e pelo fato de dispor-se de técnicas de ER desprovidas de radiações ionizantes, como, por exemplo, o escaneamento 3D.

Desta forma, o presente estudo visa comparar modelos virtuais 3D gerados por estas diferentes formas de ER, utilizando-se, no caso das TC, dois diferentes protocolos de segmentação.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ENGENHARIA REVERSA

Na engenharia convencional, o modelo virtual é criado primeiro para, então, proporcionar a confecção do produto correspondente em modelo físico. Na ER, como o próprio nome já diz, este processo ocorre de forma inversa: o modelo físico já existe, fazendo-se necessário o uso do modelo virtual para a confecção do modelo final (LIMA, 2003). A ER digitaliza um modelo ou estrutura física e importa os seus componentes e medidas em programas do tipo *computer aided design* (CAD), no qual podem ser confeccionadas virtualmente novas peças ou melhorias para posterior produção de novos modelos físicos (BAKSHI & GUJRAL, 2014).

A forma de digitalização classifica os equipamentos de ER como equipamentos de digitalização sem contato e equipamentos de digitalização por contato. Os primeiros emitem luz ou radiação para processar a superfície do objeto (exemplo, escâneres 3D e tomógrafos) enquanto os segundos realizam mensurações tocando o objeto físico por meio de uma sonda (exemplo, *laser trackers*) (LECLERC, et al, 2014). Além destes exemplos, a ER é também representada por outras tecnologias como trianguladores a laser, luz estruturada, visão estéreo, fotogrametria, tempo de voo, interferometria, gama de contornos Moiré, forma pelo foco, forma por sombras, gradação de textura, forma por sombreamento, forma pela silhueta (ARAUJO, CUNHA e HAGUENAUER, 2010).

A ER é aplicada na indústria, arte, educação, medicina, odontologia, dentre outras áreas. Com o uso da ER é possível, por exemplo, visualizar o modelo virtual por qualquer ângulo, afastar-se e aproximar-se dele quase que a qualquer distância, obter informações mais completas sem limitação de espaço, comparar forma e tamanho com outros modelos virtuais (ARAUJO, CUNHA e HAGUENAUER, 2010). No campo da odontologia, especificamente nas áreas cirúrgicas, a ER possibilita a obtenção da anatomia da região desejada da face, facilitando o planejamento cirúrgico e reduzindo o tempo e o custo da cirurgia (LIMA, 2003; GUEDES, 2007). A oportunidade de realizar uma simulação pré-operatória pode melhorar os resultados e gerar maior segurança não somente aos atos cirúrgicos, mas a outras modalidades terapêuticas e diagnósticas (GUEDES, 2007).

As TC correspondem à tecnologia de ER mais usada na área médica. Em 1971, surgiu o primeiro protótipo tomográfico, com utilização apenas para estudo do crânio, sendo inaugurado, em 1974, o primeiro tomógrafo de corpo inteiro. A partir daí, avanços tecnológicos, com melhorias na qualidade da imagem e maior rapidez no tempo de exame, originaram gerações de tomógrafos (WESOLOWSKI & LEV, 2005; HALAZONETIS, 2009; MEDEIROS, 2009; NEGI, DHIMAN e SHARMA, 2014).

Os tomógrafos de primeira geração apresentavam um feixe muito colimado de raios X e apenas um detector. Eram necessárias 180 projeções num tempo de cerca de quatro minutos para a aquisição de um único corte tomográfico, o que gerava imagens com muitos artefatos devido a movimentos do paciente durante o exame. Os tomógrafos de segunda geração passaram a ter múltiplos detectores, além de um feixe de radiação em forma de leque, o que reduziu o tempo de corte entre 20 a 60 segundos. Na terceira geração de tomógrafos, um grande número de detectores é disposto em um arranjo concêntrico que define um ângulo com vértice no foco da ampola de raios X, o que permite enquadrar um objeto inteiro neste campo, diminuindo o tempo médio de cada corte para um segundo. Com o objetivo de diminuir os artefatos nas imagens, o tomógrafo de quarta geração possui os detectores distribuídos estacionariamente no anel do *gantry* (suporte circular que circunda o paciente em 360°), enquanto apenas a ampola de raios X movimenta-se, totalizando tempo de corte inferior a um segundo; seu custo, entretanto, é muito elevado, o que faz dos tomógrafos de terceira geração os mais disseminados. Existem ainda os tomógrafos da quinta geração, com aplicação restrita na cardiologia (tempo de varredura inferior a 50 milissegundos) (MEDEIROS, 2009).

As TC podem ser denominadas de convencionais, nas quais a mesa que comporta o paciente move-se incrementalmente ao fim de cada rotação da fonte de raios X, e helicoidais. Nestas últimas, a mesa move-se a uma velocidade constante, tornando contínua a aquisição dos dados (MEDEIROS et al, 2009).

A tomografia computadorizada helicoidal (TCH) utiliza um feixe de raios X em forma de leque em progressão helicoidal para adquirir as fatias de imagens individuais do *FOV*, posteriormente sobrepondo-as para obter uma representação 3D (MARTORELLI, AUSIELLO e MORRONE, 2013). As TCH podem possuir múltiplas fileira de detectores (em forma de matriz), o que possibilita a execução de diversos cortes simultâneos numa única rotação, ou apenas uma fileira de detectores. Os

primeiros permitem aquisição de maior volume de dados em menor tempo, menor aquecimento da ampola de raios X e menor espessura dos cortes (MEDEIROS, 2009).

Inicialmente desenvolvida para angiografias, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) passou a ser usada na área maxilofacial mais recentemente, no início do século XXI. Diferentemente das TCH, a TCFC utiliza um detector largo de tela plana, em substituição às fileiras de detectores das TCH, e um feixe cônico de raios X com largura suficiente para abranger toda a região de interesse. O conjunto ampola-detector rotaciona entre 180 a 360° ao redor desta região, permitindo a aquisição de múltiplas imagens bidimensionais. Estas imagens bidimensionais são chamadas imagens-base ou *raw data*, as quais são processadas em computador para a obtenção das imagens tridimensionais, diferentemente das TCH, cujas reconstruções 3D são baseadas na junção dos cortes axiais originais (SCARFE & FARMAN, 2008; LIANG et al, 2010; LIANG et al, 2010; KRÖPIL et al, 2012).

Em geral, dentre as vantagens da TCFC sobre as TCH estão o uso de menor quantidade de radiação (um terço da utilizada nas TCH em exames odontológicos), a alta resolução espacial (*voxels* isotrópicos) e o conforto para o paciente. A maioria dos aparelhos de TCFC permite o exame com o paciente sentado ou em pé e não em decúbito dorsal como nas TCH (SCARFE, FARMAN e SUKOVIC, 2006; KRÖPIL et al, 2012). Em relação à qualidade de imagem dos tecidos moles, no entanto, a TCFC é inferior quando comparada com às TCH; a menor dose de radiação, limita o nível de contraste da TCFC (SCARFE & FARMAN, 2008; DEMESLAY et al, 2015).

No campo cirúrgico, as TC - enquanto aparelhos de ER, associadas à tecnologia CAD e à PR, foram avaliadas por Zhou et al (2010) que as utilizaram para melhorar o resultado cirúrgico da reconstrução mandibular em seis pacientes submetidos a ressecções. Modelos virtuais 3D foram obtidos a partir das imagens de tomografias, os quais tiveram o lado ressecado da mandíbula reconstruído digitalmente pelo espelhamento do lado hígido. Com base neste espelhamento, prótese personalizada perfurada e vazada em seu interior foi confeccionada digitalmente e, posteriormente, convertida em modelo físico de resina, o qual foi incluído e fundido em titânio. A prótese personalizada em titânio, preenchida com enxerto ósseo de crista ílica, foi então fixada no paciente. Todas as próteses, nos seis pacientes, ficaram bem posicionadas após a fixação. Os procedimentos reconstrutivos foram de fácil execução e reduziram o tempo cirúrgico. A simetria facial dos pacientes foi restaurada. Dos seis pacientes, cinco receberam próteses

removíveis e não exibiram complicações; um recebeu reabilitação implantossuportada e após um ano exibiu sinais de infecção. Os autores concluíram que a reconstrução mandibular foi facilitada através da associação de técnicas de ER, CAD e PR, com satisfatórios resultados estéticos.

Já os escâneres 3D, como técnica de ER, têm tido também grande aplicação na odontologia. Neste sentido, Yu et al (2011) objetivaram estabelecer um novo método para modelagem nasoalveolar (MNA) pré-cirúrgica, utilizando a ER, a tecnologia CAD e a PR em cinco crianças com fissura labiopalatais unilaterais. A MNA é feita por meio de um dispositivo que possui um componente dental e um componente nasal e é usado pelo paciente fissurado no período pré-cirúrgico com o objetivo de aproximar os segmentos alveolares facilitando o fechamento cirúrgico do lábio. Tradicionalmente, esse dispositivo deve ser ajustado semanalmente, consumindo tempo e custo para paciente e ortodontistas. Desta forma, os autores moldaram o arco maxilar de cada uma destas crianças, escanearam os moldes de gesso e obtiveram modelos virtuais tridimensionais. A partir destes modelos 3D confeccionaram outros modelos simulando o fechamento gradual da fissura alveolar, dando origem a uma sequência de modelos 3D de um mesmo paciente. Essa sequência de modelos virtuais foi convertida em modelos físicos pela PR e os dispositivos foram confeccionados sobre os mesmos, excluindo-se a necessidade de ajustes sequenciais destes dispositivos. Após a finalização da modelagem por este método a fissura mostrou-se mais estreita, facilitando a fase cirúrgica posterior.

Hayashi et al (2013) avaliaram a precisão e confiabilidade do SureSmile OraScanner[®] (OraMetrix, Richardson, Texas, EUA), de uso bastante comum na ortodontia, comparando-o com outros escâneres 3D: o VIVID910[®] (Konica Minolta, Tóquio, Japão) e o R700[®] (3Shape, Copenhague, Dinamarca). O escâner a laser, SLP250 Laser Probe[®] (Laser Project, Detroit, Michigan, EUA) foi utilizado como padrão-ouro por ter a maior precisão frente aos demais ($\pm 0,01\text{mm}$). Para isso dez modelos de gesso (cinco maxilares e cinco mandibulares) foram escaneados por cada um dos equipamentos. Para verificar a precisão dos modelos virtuais 3D estes foram comparados aos modelos gerados pelo padrão-ouro. Os autores observaram que o SureSmile OraScanner[®] foi o que apresentou maior desvio em relação ao padrão-ouro; desvio este, entretanto, pequeno e não significativo. De acordo com os resultados, validaram o uso do SureSmile OraScanner[®] para o escaneamento *in vitro* de modelos físicos.

2.2 SEGMENTAÇÃO

Para a obtenção de modelos 3D a partir de imagens tomográficas, o processamento destas imagens em programas específicos é necessário. Neste processamento, a etapa da segmentação é um importante passo que pode influenciar no resultado da reconstrução (LIU, LEU e SCHMITT, 2006; ZIMERA & GORTZIS, 2012).

A segmentação caracteriza-se pela separação das estruturas a serem representadas no modelo 3D. É um processo que visa a separar os dados de interesse no conjunto de informações disponibilizadas pela TC. No caso dos protótipos para cirurgias bucomaxilofaciais, em que o objeto de estudo é a peça óssea, a segmentação visa a separação da porção óssea dos tecidos adjacentes (SCARFE, 2006; MEURER et al, 2008).

Entre as ferramentas disponíveis para a segmentação das imagens, o *threshold* é bastante utilizado e baseia-se na definição de intervalos de densidade que expressem, por exemplo, somente os *voxels* que correspondam a tecido ósseo. Se este intervalo for determinado incorretamente, irá ocorrer um efeito chamado *dumb-bell* (halteres), podendo resultar na supressão ou alteração de estruturas durante o processo. A segmentação por *threshold* é feita definindo-se os limiares mínimo e máximo da escala de cinza que contemplam apenas os *voxels* da região de interesse a ser expressa no modelo. Assim, a determinação deste limiar depende de um conhecimento prévio, por parte do operador (no caso de segmentação manual, não automática), dos valores da escala de cinza dos *voxels* das regiões anatômicas de interesse (SCARFE, 2006; MEURER et al, 2008).

As técnicas de *threshold* podem ser divididas em globais ou locais. Nas globais, com os valores de *threshold* determinados manual ou automaticamente, um ponto pode ser classificado como objeto de interesse ou plano de fundo a depender do seu valor de cinza; um único valor de *threshold*, então, é usado para segmentar o objeto de interesse em toda a imagem. Nas locais, valores diferentes de *threshold* são calculados para cada *pixel* baseados em análises estatísticas locais (LOUBELE et al, 2008; ZHANG et al, 2010).

In vivo, a segmentação pode eliminar imagens de tecidos moles, deixando apenas o tecido ósseo, como também eliminar artefatos metálicos produzidos nas imagens das TC, quando o paciente é portador de próteses ou restaurações dentais.

Se a região de interesse é o tecido ósseo, valores mais altos de *threshold* serão selecionados (SCARFE, 2006). No próprio tecido ósseo, entretanto, duas zonas distintas são notadas: a do osso cortical, mais densa e que exibe maior intensidade na imagem tomográfica, e a do osso esponjoso, mais heterogênea e que exibe menor intensidade na imagem tomográfica. Valores de *threshold* para gerar modelos 3D de uma maxila, por exemplo, não deverão ser os mesmos para gerar modelos 3D de uma mandíbula (ZIMERA & GORTZIS, 2012; FERRAZ et al, 2013; PAULANO, JIMÉNEZ e PULIDO, 2014).

2.3 MODELOS 3D - MODOS DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGEM

Considerando-se o modo de aquisição das imagens e a maneira com que estas imagens são digitalmente processadas para a obtenção de modelos 3D, principalmente no que diz respeito à segmentação, muitos são os trabalhos publicados na literatura.

Loubele et al (2006) avaliaram a qualidade de modelos virtuais obtidos a partir de TCFC, no planejamento de cirurgias orais, comparando-os aos modelos virtuais obtidos a partir de TCMS (que foi considerado o padrão-ouro). As reconstruções foram realizadas pelo programa DCMTK DICOM Toolkit® (Offis, Oldenburg, Alemanha), utilizando um protocolo global de segmentação; ou seja, os mesmos limiares foram usados para toda a extensão do objeto escaneado. A comparação foi feita por medidas de espessura óssea em pontos anatômicos de referência. Os resultados mostraram diferença significativa entre a TCFC e a TCMS, variando de $0,05 \pm 0,47\text{mm}$ a $1,2 \pm 1,00\text{mm}$. Os modelos obtidos a partir das imagens do 3D Accuitomo® e do i-CAT® exibiram medidas menores de espessura óssea, enquanto medidas maiores foram observadas nos modelos obtidos a partir das imagens do NewTom 9000 DVT®.

Importante estudo retrospectivo avaliou a influência do *FOV*, abertura bucal, tamanho do *voxel* e limiar de segmentação na qualidade de modelos virtuais 3D dos arcos dentais a partir de imagens adquiridas por TCFC. As reconstruções 3D foram feitas no programa Amira®. Foram estabelecidos três grupos: grupo A, formado por dez pacientes (20 modelos - dez maxilares e dez mandibulares) que foram escaneados com um *FOV* grande; grupo B, formado por dez pacientes (20 modelos - dez maxilares e dez mandibulares) que foram escaneados com um *FOV* médio e grupo C, formado por cinco pacientes (dez modelos - cinco maxilares e cinco

mandibulares) que foram escaneados com um *FOV* pequeno. Os grupos A e B foram escaneados com a boca fechada (dentes em máxima intercuspidação), enquanto o grupo C foi escaneado com a boca aberta. Apenas o grupo C teve modelos 3D criados com diferentes tamanhos de *voxel* (oito combinações diferentes de *voxels* foram utilizadas em cada um dos dez modelos). Por meio de uma escala de valores, dois examinadores avaliaram a qualidade dos modelos 3D gerados, tomando-se por base algumas regiões anatômicas pré-estabelecidas. Os resultados indicaram que um menor *FOV* (não houve diferenças estatísticas entre o médio e o pequeno) favoreceu a obtenção de modelos 3D com melhor qualidade. Os modelos obtidos com a boca fechada precisaram ser separados com segmentação manual (operador-dependente), sendo, então, indicada a tomada tomográfica com boca aberta para a reconstrução 3D. Em relação ao tamanho dos *voxels*, estes autores observaram que *voxels* isotrópicos muito pequenos (de 0,2 ou 0,3mm³) geraram mais ruídos nas imagens 3D do que quando usados *voxels* anisotrópicos (com valores baixos de *pixels* - 0,2 ou 0,3mm - no plano x,y, e valores mais altos no plano z - 0,9mm). Quanto aos limiares de segmentação, estes foram automaticamente determinados e operadores-independentes. Variações nos valores destes limiares foram menores na mandíbula do que na maxila. Isso é explicado pela mandíbula possuir um osso cortical mais espesso suficientemente capaz de manter o perfil de atenuação uniforme ao longo de toda a superfície óssea. Já na maxila, a delgada cortical óssea, especialmente nas regiões do palato e tuberosidade, cria significantes artefatos de “deiscências e fenestrações ósseas” no modelo 3D (HASSAN et al, 2010).

Liang et al (2010) compararam reconstruções 3D obtidas a partir de cinco aparelhos de TCFC e um de TCMS, considerando as reconstruções obtidas pelo escaneamento a laser como padrão-ouro. Para isso, uma mandíbula humana seca foi escaneada pelo XC50 Cross Scanner[®] (Metris, Leuven, Bélgica) e, após imersa em água para simular tecidos moles, foi tomografada pelos aparelhos de TCFC NewTom 3G[®] (Quantitative Radiology, Verona, Itália), Accuitomo[®] 3D (Morita, Kyoto, Japão), i-CAT[®] (Imaging Sciences International, Hatfield, Pensilvânia, EUA), GALILEOS[®] (Sirona, Bensheim, Alemanha) e Scanora[®] 3D (Soredex, Tuusula, Finlândia), e pelo aparelho de TCMS Somatom Sensation[®] (Siemens, Erlangen, Alemanha). O programa MeVisLab 1.4[®] (MeVis Research GmbH, Bremen, Alemanha) foi utilizado para produzir as reconstruções, gerando arquivos STL. As reconstruções de cada um dos aparelhos foram superpostas com a reconstrução do escâner e comparadas

geometricamente e de forma automática por nuvens de pontos distribuídas ao longo da superfície óssea. Os autores observaram que todas as reconstruções exibiram diferença significativa em relação ao padrão-ouro, sendo menor, entretanto, na obtida a partir da TCMS. Atribuíram este resultado principalmente ao maior contraste característico de imagens de TCMS, gerando menor ruído nas reconstruções.

Modelos 3D foram obtidos a partir de imagens de TCFC (KaVo Dental®, Bismarckring, Alemanha), após processadas no programa SimPlant Ortho Pro® (versão 2.1, Materialise Dental, Leuven, Bélgica), com o objetivo de avaliar a confiabilidade na mensuração de distâncias lineares e ângulos. Dezesete mensurações cefalométricas comuns foram realizadas por dois examinadores sobre os modelos virtuais 3D e uma grande variação, tanto nas mensurações lineares quanto nas angulares, foi observada entre os dois examinadores, com exceção do ângulo ANB. Os autores, perante estes resultados, questionaram a validade destas mensurações cefalométricas em modelos virtuais 3D (DAMSTRA et al, 2011).

Ferraz et al (2011) avaliaram o efeito de diferentes parâmetros sobre reconstruções virtuais, utilizando o programa 3D Doctor®. Após a geração do modelo virtual 3D, foram aplicadas duas ferramentas de pós-processamento, gerando o que se segue: dez modelos com a ferramenta suavização de superfície, dez modelos com a ferramenta refinamento de superfície e dez modelos utilizando ambas as ferramentas. Partiu-se, então, para a comparação entre dez medidas lineares realizadas nas mandíbulas secas e em suas respectivas imagens virtuais. Os autores concluíram que o uso de uma única ferramenta de pós-processamento (suavização ou refinamento) não alterou as medidas anatômicas, enquanto que a aplicação simultânea das referidas ferramentas, aumentou as diferenças entre as reconstruções e as peças anatômicas originais.

Reconstruções de retina por segmentações manuais e automáticas de imagens obtidas por tomografia de coerência óptica de alta definição foram comparadas por Golbaz et al (2011). As segmentações automáticas foram feitas no programa Matlab® (Mathworks, EUA), enquanto as manuais foram feitas no programa 3D Doctor®. As reconstruções geradas pela segmentação automática tiveram o seu volume mensurado pelo primeiro programa e as geradas pela segmentação manual, pelo segundo programa. Um fator de conversão foi aplicado sobre as unidades *voxel* na segmentação manual, para possibilitar a comparação dos volumes em mm³. O volume da retina foi obtido medindo-se a espessura da membrana limitante interna ao epitélio

pigmentado. Os autores encontraram grande correlação entre os volumes das reconstruções por ambas as técnicas de segmentação.

Na ortopedia, importante trabalho foi publicado por Rathnayaka et al (2011). Modelos 3D de fêmures obtidos por três diferentes técnicas de segmentação foram comparados com padrões-ouro obtidos pelo escaneamento de superfície destes ossos (MDX 20[®], Roland Company, Japão). O tomógrafo utilizado foi o Phillips, Brilliance[®], de 64 canais e o programa utilizado para as reconstruções foi o AMIRA 5.1[®] (Visage Imaging, EUA). Foram utilizadas a segmentação pela técnica de detecção de bordas, disponível no programa Matlab[®] (Mathworks, EUA), e também a técnica de intensidade do *threshold*. Esta última técnica, por sua vez, foi utilizada de duas formas: uma com apenas um valor de *threshold* para todo o fêmur (*single threshold*) e outra com três valores de *threshold* (*multi-threshold*) sendo um para cada porção do fêmur (epífise proximal, diáfise e epífise distal). As reconstruções obtidas foram comparadas com os padrões-ouro do escaneamento, por meio de sobreposição, no programa Rapidform 2006[®] (Inus Technology), utilizando-se o algoritmo ICP (*iterative closest point*). As reconstruções obtidas pela técnica de *multi-threshold* foram as mais semelhantes às do padrão-ouro (discrepância de 0,18mm), seguidas das obtidas pela técnica de detecção de bordas e pela técnica do *single threshold* (0,24mm).

Kim et al (2012) avaliaram a precisão de modelos gerados a partir de TCH e TCFC por meio da mensuração de vinte e uma distâncias entre pontos craniométricos de vinte e quatro crânios secos humanos feita nos modelos físicos (paquímetro digital) - padrão-ouro - e nos modelos 3D (programa OnDemand[®], versão 1.0, Cybermed, Seul, Coreia). Não perceberam diferenças estatísticas entre estas mensurações, sinalizando a validade das reconstruções feitas na TCH e na TCFC na mensuração dos pontos craniométricos estudados.

Os aparelhos de TCFC normalmente apresentam um *FOV* limitado, entre 8 a 15cm, o que não permite a aquisição da imagem de toda a área craniomaxilofacial. Para que isto seja possível, o crânio deve ser escaneado três vezes em posições verticais diferentes e depois ter as imagens dos segmentos montadas gerando toda a área maxilofacial. Com base nesta observação, Kim et al (2012) avaliaram a precisão de modelos virtuais 3D de crânios criados a partir de imagens de TCFC montadas manualmente no programa InVivoDental[®] (Anatomage, San Jose, California, EUA) e automaticamente no programa RapidForm XO[®] (INUS Technology, Seul, Coreia)

comparando-os a modelos virtuais 3D obtidos a partir da imagem de um aparelho de TCMS 64. Os modelos 3D foram reconstruídos no programa InVivoDental® (Anatomage, San Jose, California, EUA). Os autores observaram similaridade apenas entre os modelos 3D gerados a partir da TCMS 64 e os modelos 3D gerados a partir das imagens da TCFC montadas manualmente.

Trabalho de Fourie et al (2012) avaliou reconstruções de sete mandíbulas de cadáveres feitas por um mesmo programa, mas dois protocolos de segmentação diferentes: um realizado por profissionais especialistas nesta tecnologia (tecnólogos) e outro por profissional da saúde com experiência em reconstruções (clínico). Estes autores utilizaram um aparelho de TCFC (KaVo Dental®, Bismarckring, Alemanha). Estas reconstruções foram comparadas volumetricamente por sobreposição eletrônica, considerando pontos anatômicos pré-estabelecidos, com reconstruções feitas por um escâner 3D, as quais foram consideradas como padrão-ouro. Estes autores perceberam menor distorção volumétrica dos modelos em relação ao padrão-ouro, quando a segmentação foi realizada pelos tecnólogos, apesar da não diferença estatística.

Engelbrecht et al (2013) utilizaram os mesmos dados e instrumentos de coleta de dados de Fourie et al (2012) e avaliaram, desta vez, medidas angulares e distâncias lineares entre pontos anatômicos. Para esta análise, entretanto, relataram uma precisão similar entre as duas formas de segmentação - tecnólogos *versus* clínico - quando comparadas ao padrão-ouro (escâner 3D). Referiram uma precisão discretamente maior da segmentação feita pelos tecnólogos nas mensurações que envolviam a região dos côndilos e da superfície lingual da mandíbula.

Ferraz et al (2013) avaliaram a precisão de reconstruções 3D de dez mandíbulas secas humanas. As imagens foram capturadas por uma TCH (Elscint-Twin Flash CT®, EUA) e os modelos 3D foram gerados no programa 3D Doctor® (Able Corporation, EUA) utilizando dois protocolos de segmentação: *outline only* e *all-boundaries lines*. Oito distâncias lineares entre pontos anatômicos foram mensuradas digitalmente nos modelos virtuais (dez com a segmentação *outline only* e dez com a segmentação *all-boundaries lines*) e fisicamente, com um paquímetro digital, nos dez modelos reais. Cada uma das mensurações foi realizada duas vezes por três examinadores, totalizando 1.440 mensurações. Os autores não relataram diferenças estatisticamente significantes, considerando os dois protocolos de segmentação similares nas reconstruções 3D.

A reprodutibilidade de protocolos de segmentação foi avaliada por Forst et al (2014). Estes autores utilizaram o aparelho de TCFC NewTom 3G[®] (QR SRL, Verona, Itália) para adquirir imagens *in vivo* de primeiros molares superiores e, para as reconstruções, o programa Avizo 3D[®] (Visualization Sciences Group, Berlim, Alemanha). Neste, três protocolos de segmentação (segmentação manual, segmentação automática e segmentação automática com refinamento manual) foram usados por dois examinadores que obtiveram, ao final, o volume virtual dos dentes analisados. Cada um dos examinadores realizou, em três tempos diferentes, as segmentações. Os autores observaram que o protocolo de segmentação automática com refinamento manual foi aquele que demonstrou maior confiabilidade, visto ter sido o que mostrou maior concordância tanto intra quanto inter-examinadores.

A precisão de modelos 3D gerados a partir da TCMS (LightSpeed VCT 64 Slice[®], General Electric, EUA), com quatro tamanhos diferentes de *voxels*, e da TCFC (Scanora 3D[®], Soderex, Finlândia), com tamanho de *voxel* recomendado pelo fabricante, foi avaliada por Martorelli, Ausiello e Morrone (2014). Para isso, compararam-nos com os gerados por um padrão-ouro (escâner a laser de alta resolução D700 Scanner[®] - 3Shape, Dinamarca), utilizando o método de sobreposição eletrônica no programa Geomagic[®] (3D Systems, EUA) com o algoritmo ICP. Foi observada boa similaridade entre os modelos gerados a partir das TC e do escâner. Diferenças significativas não foram encontradas entre os modelos gerados pela TCMS e pela TCFC.

Estudo com importância no diagnóstico por imagem em endodontia foi realizado por Michetti et al (2015). Estes autores avaliaram a influência de diferentes parâmetros durante a aquisição de imagens na reconstrução 3D de canais radiculares. Para isso, utilizaram o aparelho de TCFC Kodak 9000[®] 3D (Kodak Carestream Health, Trophy, França) utilizando para cada espécime (dente humano) tomografado seis diferentes valores de miliamperagem (2.0, 2.5, 3.2, 4, 5 e 6.3) com três diferentes valores de quilovoltagem (60, 65 e 70). As imagens em formato *DICOM* foram segmentadas e reconstruídas no programa MeVisLab[®] (MeVis Research, Bremen, Alemanha), sendo as medições realizadas no programa ImageJ[®] (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland). As mensurações nos modelos 3D foram comparadas a mensurações histológicas. Este trabalho mostrou que as imagens adquiridas com a combinação de 3.2 mA e 60 kV foram as que exibiram as medidas mais próximas das medidas histológicas.

Pimentel et al (2015) avaliaram a precisão de reconstruções tridimensionais virtuais geradas por diferentes programas e tomógrafos. Dez mandíbulas secas humanas com defeitos ósseos padronizados foram submetidas a exames de TCH e TCFC. Para a confecção das reconstruções 3D, os arquivos dos exames em formato *DICOM* foram processados nos programas Onis-Viewer®, InVesalius®, 3D Doctor® e OsiriX Imaging Software®. Posteriormente, foram realizadas medidas lineares verticais e horizontais dos defeitos ósseos das peças anatômicas, com auxílio de um paquímetro eletrônico digital, e em suas respectivas reconstruções virtuais, utilizando as réguas próprias de cada programa. Os autores concluíram que, apesar de existirem diferenças significativas nas distâncias lineares dos defeitos ósseos entre as mandíbulas secas humanas e suas respectivas reconstruções 3D, tanto as geradas por diferentes programas quanto pelos diferentes tomógrafos (TCH e TCFC), as discrepâncias não foram maiores que 0,7mm em média, concluindo que tais resultados não devem interferir na confecção de um biomodelo.

Em trabalho recentemente publicado, Poleti et al (2016) avaliaram a fidelidade de reconstruções 3D com os correspondentes modelos físicos (mandíbulas secas humanas), cujas imagens foram adquiridas pelo tomógrafo de feixe cônico i-CAT Classic® (Imaging Sciences International, Hatfield, Pensilvânia, EUA), utilizando protocolos pré-determinados de segmentação dos programas Dolphin® (com dois tipos de filtros de superfície: Translucent e Solid-1) e InVesalius® (MCT, Brasil). Observaram que das vinte mensurações de distâncias lineares realizadas nas reconstruções, dez delas tiveram diferenças significantes quando realizadas nos modelos físicos, sendo o Dolphin Translucent o que apresentou maior quantidade de distâncias lineares com diferenças significantes, seguido pelo InVesalius e Dolphin Solid-1. A maioria das distâncias que exibiram diferenças significantes, as exibiram para menos (das dez, apenas uma exibiu para mais), sugerindo que os modelos 3D foram mais volumosos (diminuindo-se a distância entre dois pontos) do que os modelos físicos.

Também em publicação recente, Szymor, Kozakiewicz e Olszewski (2016) avaliaram a precisão do programa gratuito Slicer 3.6.3® (*Surgical Planning Lab, Harvard Medical School, Harvard University, Boston, Maryland, EUA*) na produção de protótipos da região orbital. Para isto, tomografaram o crânio de um cadáver por TCFC (Accuitomo®, Morita, Kyoto, Japão), realizando a reconstrução 3D no programa Slicer 3.6.3®, após segmentação automática baseada em *image threshold* com refinamento

manual. A partir desta reconstrução 3D, os autores criaram três novos modelos virtuais seccionando-a em três diferentes planos: coronal, sagital e axial. Todos os modelos virtuais criados foram impressos pela Matrix 300 3D[®] (Mcor Technologies, Dunleer, Irlanda), uma impressora 3D de baixo custo. Pelas limitações técnicas desta impressora, a região orbital foi impressa em três partes, as quais foram unidas por adesivo solúvel (Mcor Technologies, Dunleer, Irlanda) posteriormente. O crânio e os protótipos obtidos foram, então, escaneados (Breuckmann Smart Scan[®], Breuckmann, Meersburg, Alemanha) e salvos em arquivos STL. Em sequência, os autores compararam, por sobreposição digital (GOM Inspect 7.5SR1[®] - GOM, Braunschweig, Alemanha), as paredes orbitais do crânio reconstruído, do crânio escaneado e dos três protótipos escaneados. Os resultados mostraram uma maior discrepância entre os modelos virtuais do crânio escaneado e dos protótipos (desvio médio absoluto de $0,24 \pm 0,21\text{mm}$), seguidos do crânio reconstruído e dos protótipos (desvio médio absoluto de $0,15 \pm 0,12\text{mm}$) e, por fim, do crânio escaneado e reconstruído (desvio médio absoluto de $0,15 \pm 0,11\text{mm}$).

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Comparar diferentes técnicas de engenharia reversa e de segmentação do modelo tridimensional na produção de sólidos complexos.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar o volume de sólidos complexos obtidos a partir de escaneamento tridimensional superficial, tomografia computadorizada *single slice* (TCSS); tomografia computadorizada *muti slice* de quatro canais (TCMS 4); tomografia computadorizada *muti slice* de 128 canais (TCMS 128) e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC);

- Comparar o volume de sólidos complexos utilizando as técnicas de segmentação *all boundary*¹ e *outline only*² no programa 3D Doctor®.

¹ Todas as linhas (contornos internos e externos)

² Apenas as linhas externas (contorno externo)

4 METODOLOGIA

4.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA

Foi realizado um estudo pré-experimental, sob o paradigma quantitativo, do tipo “comparação com grupo estático” (CAMPBELL e STANLEY, 1979).

Diagrama: X O1

O2

4.2 ASPECTOS ÉTICOS

Esta pesquisa foi aprovada para execução pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, sob parecer número 235.032 de 12 de março de 2013, CAAE 12250413.9.0000.5024.

4.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Foram selecionadas aleatoriamente oito mandíbulas secas humanas do acervo da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, as quais representaram os sólidos complexos. Como critério de inclusão foi observada a integridade da estrutura anatômica das mesmas e, no caso da presença de dentes, ausência de restaurações ou próteses dentárias metálicas.

4.4 COLETA E INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

4.4.1 Tomografia Computadorizada Helicoidal

Cada uma das mandíbulas foi submetida a exame de TCSS (SOMATON Spirit®, Siemens, Erlangen, Alemanha), com espessura da fatia de 1mm e distância entre elas de 0,5mm, no setor de Diagnóstico por Imagens do Complexo Hospitalar Universitário Professor Edgar Santos (Universidade Federal da Bahia), em Salvador - BA (figura 1). Foram também escaneadas em um equipamento de TCMS de quatro canais (Asteion S4®, Toshiba Medical System, Japão), com espessura da fatia de

0,5mm e distância entre elas de 0,3mm, em uma clínica particular de diagnóstico por imagens da cidade de Salvador - BA (figura 2); e em um equipamento de TCMS de 128 canais (Optima CT660®, GE Healthcare, Wisconsin, EUA), com espessura da fatia de 0,625mm e distância entre elas de 5,625mm, no setor de Diagnóstico por Imagens do Hospital Ana Nery, Salvador - BA (figura 3).

Foram obtidos cortes volumétricos axiais, no modo helicoidal, com filtro para osso e *FOV* de aproximadamente 250mm, sem inclinação do *gantry*. Os cortes axiais foram paralelos à base da mandíbula e toda a altura da mandíbula foi incluída no exame, com uma margem de 1,5cm acima e abaixo da área de interesse. Os cortes axiais gerados apresentaram a menor espessura possível para cada equipamento. As imagens foram exportadas no formato *DICOM* (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) para uma mídia (*CD-ROM*), onde foram arquivadas.



Figura 1: Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TCSS



Figura 2: Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TCMS 4



Figura 3: Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TCMS 128

4.4.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

As mesmas mandíbulas foram submetidas ao exame de TCFC, no aparelho i-CAT[®] (*Imaging Sciences International Incorporation*, Hatfield, Pensilvânia, EUA). Para a aquisição das imagens, as mandíbulas foram posicionadas com sua base paralela ao plano horizontal, sendo fixadas com isopor e fita adesiva. Foram obtidas imagens com *voxels* de 0,4mm e *FOV* de 8cm. Esse exame foi realizado no setor de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo e as imagens salvas em *CD-ROM*, no formato *DICOM* (figura 4).



Figura 4: Posicionamento da mandíbula seca no aparelho de TCFC

4.4.3 Escaneamento Tridimensional

Cada mandíbula foi escaneada pelo equipamento ótico sem contato SCANFLEX - API/BACES[®] (Automated Precision Inc, Maryland, EUA), montado na base Baces3D[®], com precisão de 0,01mm (figura 5). Utilizando o programa Geomagic Studio[®], inicialmente foi gerado um arquivo em nuvem de pontos 3D, que depois foi convertido em uma malha de triângulos - arquivo STL (figura 6). No total foram

escaneadas oito mandíbulas que geraram oito modelos 3D, salvos em *CD-ROM* para posterior análise. O escaneamento tridimensional foi realizado por empresa privada em São Paulo (São Paulo).

A obtenção dos modelos 3D desta maneira representa uma técnica de ER caracterizada pelo escaneamento 3D superficial (digitalização sem contato, ativa e refletiva, com equipamento a laser).



Figura 5: Escâner 3D Scanflex® montado na base Baces3D®, utilizados no estudo

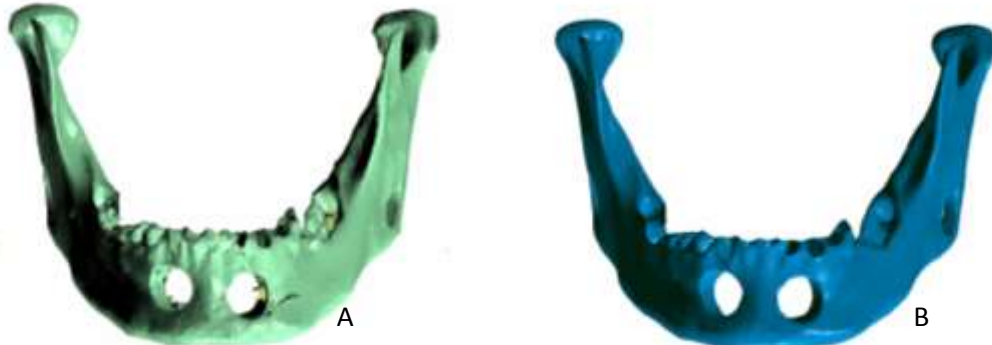


Figura 6 (A, B): Arquivos gerados pelo programa Geomagic®. Em A, arquivo em nuvem de pontos 3D; em B, arquivo da mandíbula em STL.

4.4.4 Obtenção dos Modelos 3D a partir das TC

Os dados capturados pelos equipamentos tomográficos foram processados no programa 3D Doctor® (*Able Software Corp.*, Lexington, Massachusetts, EUA), para geração de modelos 3D. As etapas para esta finalidade foram padronizadas e, na fase de segmentação, dois diferentes protocolos de *threshold* (delimitação da escala de cinza) foram selecionados: *all boundary* - todos os limites - e *outline only* - linhas externas apenas (figura 7). Nesta etapa, optou-se pela geração de modelos

complexos com *voxels* de 1mm^3 e não foi realizado qualquer tratamento superficial após construção do modelo. Ao final foram obtidos 64 modelos 3D obtidos a partir dos exames de TC, que foram salvos para posterior análise (figura 8). A obtenção dos modelos 3D desta maneira representa uma técnica de ER caracterizada pela digitalização sem contato, passiva e transmissiva.

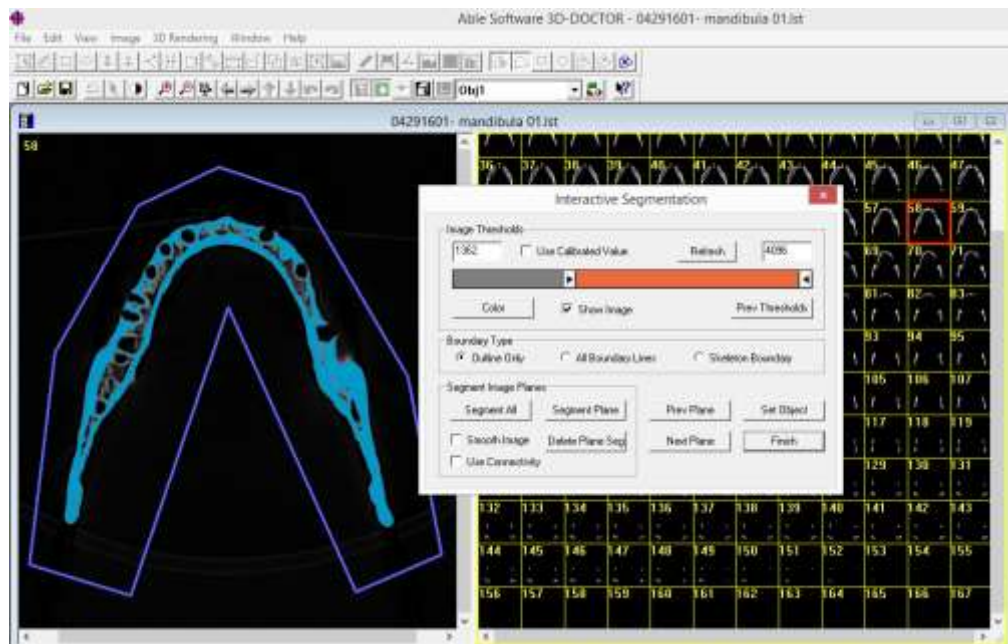


Figura 7: Plataforma do programa 3D Doctor® na etapa da escolha do tipo de segmentação

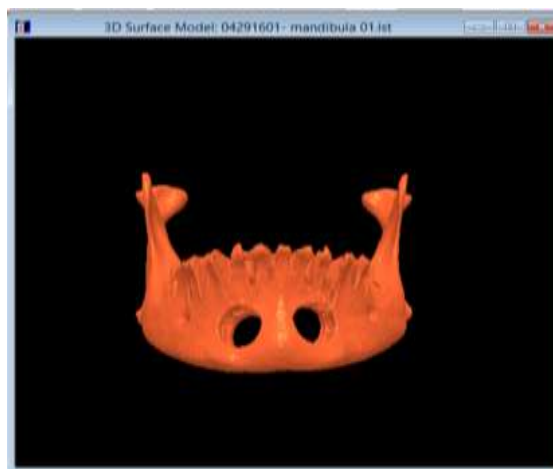


Figura 8: Modelo 3D gerado após processamento das imagens das TC no programa 3D Doctor®

4.4.5 Mensuração do volume

De cada um dos modelos foi calculado o volume (em *voxels*³). Este cálculo foi feito por ferramenta própria do programa 3D Doctor[®] (figura 9) O volume de cada modelo foi anotado e salvo em planilha do Excel[®] para posteriores análises estatísticas.

O programa 3D Doctor[®] foi executado em computador *laptop*, em ambiente do Windows 7[®] (Microsoft Corp., EUA), com processador Intel Core i5, com placa de vídeo *off-board*, monitor de 15 polegadas, Super VGA (resolução de 1024 x 768 *pixels*), 32 bits, por um único examinador. As sessões de processamento e coleta de dados não ultrapassaram quatro horas de duração. As medições dos volumes foram repetidas pelo mesmo examinador após uma semana e, no caso de discrepância entre as medidas, estas foram revistas, a fim de se certificar do seu valor correto.

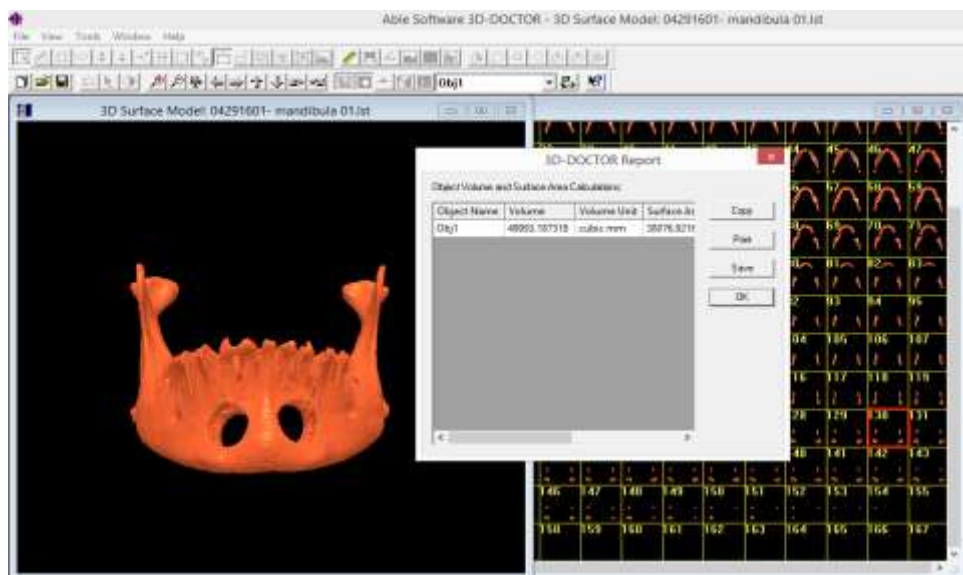


Figura 9: Plataforma do programa 3D Doctor[®] na etapa do cálculo do volume

4.5 ANÁLISE DOS DADOS

Para a análise dos dados foi utilizado o programa Biostat[®]. Inicialmente foi aplicado o teste Shapiro Wilk em cada grupo para testar a aderência à normalidade. Em todos os cinco grupos (escaneamento 3D, TCSS, TCMS 4, TCMS 128 e TCFC) obteve-se valor de $p > 0,05$ e a hipótese nula de que os dados provêm de uma

população distribuída normalmente não pode ser rejeitada, sendo adotados testes paramétricos.

Aplicando-se o teste t de Student para amostras pareadas, para cada tipo de equipamento de TC, foram comparadas as medidas obtidas com as duas formas de segmentação. Depois para cada tipo de segmentação foram comparadas as medidas de volume obtidas pelos diferentes equipamentos de TC, aplicando-se o teste ANOVA com *post hoc* de Tukey.

E, finalmente, foram comparadas as medidas de volume dos sólidos, obtidas para cada equipamento de TC com os valores oriundos do escaneamento 3D, utilizando-se o ANOVA com *post hoc* de Tukey, para cada tipo de segmentação.

Adotou-se o nível de significância de 5% para as análises.

5 RESULTADOS

Ao final do processamento, foram obtidos 72 modelos virtuais: 8 oriundos do escaneamento 3D e 64 oriundos das TC, sendo 8 de cada técnica.

Inicialmente serão apresentados os resultados da comparação (teste t para mostras pareadas) das medidas volumétricas das duas formas de segmentação, para cada um dos tipos de equipamentos de TC (Tabela 1). Observa-se que houve diferença significativa para o volume dos sólidos obtidos com as duas diferentes formas de segmentação.

Tabela 1: Média do volume (*voxels*³) dos sólidos complexos gerados por diferentes formas de segmentação, a depender do equipamento de TC

| Tipo de TC | Tipo de segmentação | | Valor de p* |
|------------|---------------------|---------------------|-------------|
| | <i>All boundary</i> | <i>Outline only</i> | |
| TCSS | 29.949,23 | 34.485,27 | <0,0001 |
| TCMS 4 | 36.796,89 | 41.604,20 | <0,0001 |
| TCMS 128 | 28.108,30 | 34.193,30 | <0,0001 |
| TCFC | 31.760,01 | 37.358,20 | 0,0116 |

*p<0,05

Ao se comparar o volume dos sólidos, tendo-se como variável o tipo de equipamento de TC utilizado, não foi observada diferença estatisticamente significativa (ANOVA), independentemente do tipo de segmentação empregado no processamento dos dados, conforme mostrado na Tabela 2.

Tabela 2: Comparação do volume (*voxel*³) dos sólidos gerados a partir dos dados obtidos de diferentes equipamentos de TC, nos dois diferentes tipos de segmentação

| Tipo de segmentação | Equipamento de TC | | | | Valor de p* |
|---------------------|-------------------|-----------|-----------|-----------|-------------|
| | TCSS | TCMS 4 | TCMS 128 | TCFC | |
| <i>All boundary</i> | 29.949,23 | 36.796,89 | 28.108,30 | 31.760,01 | 0,27 |
| <i>Outline only</i> | 34.485,27 | 41.604,20 | 34.193,30 | 37.358,20 | 0,54 |

*p<0,05

Comparando-se o volume dos sólidos complexos obtidos pelo escaneamento 3D superficial e pelos diferentes tipos de equipamentos de TC e segmentados pela técnica *all boundary*, observa-se significância estatística limítrofe entre os grupos (ANOVA; p= 0,05; Tabela 3). Na análise *post hoc* (Teste de Tukey), não foi observada diferença entre os grupos.

Tabela 3: Comparação volumétrica (*voxels*³) dos sólidos complexos gerados pelas duas técnicas de segmentação e dos sólidos obtidos pelo escaneamento 3D superficial, pelo teste ANOVA

| Tipo de segmentação | Equipamento de TC | | | | Escâner 3D | Valor de p* |
|---------------------|-------------------|-----------|-----------|-----------|------------|-------------|
| | TCSS | TCMS 4 | TCMS 128 | TCFC | | |
| <i>All boundary</i> | 29.949,23 | 36.796,89 | 28.108,30 | 31.760,01 | 41.745,82 | 0,049 |
| <i>Outline only</i> | 34.485,27 | 41.604,20 | 34.193,30 | 37.358,20 | | 0,55 |

*p<0,05

Realizando as mesmas análises, porém tendo-se utilizado a técnica de segmentação *outline only*, não foi observada diferença significativa entre o volume dos sólidos obtidos pelo escaneamento 3D superficial e os diferentes equipamentos de TC (ANOVA; p= 0,5523; Tabela 3).

6 DISCUSSÃO

A crescente utilização de modelos virtuais 3D para análises diversas no campo da saúde, a exemplo da plotagem de biomodelos, construção de modelos dos arcos dentários, identificação forense e planejamento cirúrgico, demanda a verificação da fidelidade destas reconstruções (POLIDO, 2010; MAZURA et al, 2012; RANGEL et al, 2012; AIQIANG & MIN, 2013; EVANS, JONESB & PLASSMANN, 2013; COUSLEY & TURNER, 2014; OKUWOBI et al, 2016). Gerados por diferentes técnicas de ER, processados por diferentes tipos de segmentação e ainda submetidos a tratamentos superficiais diversos, os sólidos podem apresentar características que o afastem da conformação original, o que comprometeria o fim para o qual foi produzido.

No presente estudo foram comparados sólidos gerados a partir de exames de quatro diferentes aparelhos de TC e do escaneamento 3D superficial. Os primeiros foram ainda processados por duas diferentes técnicas de segmentação e o volume final dos sólidos foi comparado. Vale ressaltar que, no processamento dos dados das TC no programa 3D Doctor[®], após a fase de segmentação, os sólidos 3D foram gerados com *voxel* final de 1mm³; assim, os volumes calculados (em *voxel*³) puderam ser comparados. O processamento dos dados obtidos pelo escaneamento 3D superficial foi realizado pelo programa Geomagic Studio[®] e, assim, o sólido final não passou pelas mesmas etapas de processamento das imagens de TC.

Pode-se observar que as duas técnicas de segmentação resultaram em sólidos com significativa diferença volumétrica, sendo a técnica *outline only* responsável pela geração de sólidos mais volumosos, independentemente do equipamento de TC, como mostrado na Tabela 1.

Uma constatação feita por esse trabalho foi a de que o tamanho dos arquivos (mensurado em kB) dos modelos 3D obtidos pelos tomógrafos e usando-se a segmentação *all boundary* foi maior que o tamanho dos arquivos obtidos pela técnica *outline only*, com diferenças estatisticamente significantes observadas em todos os aparelhos de tomografia (teste t de Student para amostras pareadas; p<0,05). Sabe-se que arquivos menores ocupam menos espaço de armazenamento e podem ser transmitidos pela internet ou arquivados mais facilmente, o que é preferível.

O presente trabalho diverge amplamente do trabalho de Ferraz et al (2013) que, avaliando modelos 3D gerados pelo mesmo programa e mesmos protocolos de

segmentação utilizados no atual estudo, não encontraram diferenças estatísticas significantes conforme o protocolo de segmentação utilizado. No presente estudo, foram encontradas diferenças estatísticas entre os modelos criados com as duas técnicas de segmentação, em todos os equipamentos de TC. Essa diferença nos achados pode estar relacionada ao objeto de comparação. Enquanto no presente estudo, o comparativo foi feito entre os próprios modelos virtuais gerados pelos diferentes protocolos de segmentação, tomando-se por base o volume calculado digitalmente, no estudo de Ferraz et al (2013) a comparação foi feita entre os modelos virtuais gerados pelos diferentes protocolos de segmentação e os modelos físicos, tomando-se por base distâncias lineares mensuradas digitalmente (nos modelos virtuais) e fisicamente (nos modelos físicos). O presente trabalho mostra uma forma mais objetiva de comparar a influência das duas segmentações no resultado final do modelo 3D já que os volumes foram calculados automaticamente pelo programa, enquanto no estudo de Ferraz et al (2013), as medidas foram realizadas manualmente com paquímetro sobre o modelo físico, o que pode adicionar erro à avaliação.

Constatações similares às do atual estudo, em relação à diferentes formas de segmentação, foram relatadas no trabalho de Fourie et al (2012), que perceberam menor distorção volumétrica dos modelos em relação ao padrão-ouro (escâner 3D), quando a segmentação foi realizada por tecnólogos em contraste com a segmentação realizada por um clínico, demonstrando a influência de variações na técnica da segmentação na produção final de modelos 3D.

O trabalho de Engelbrecht et al (2013), ao utilizar os mesmos dados e instrumentos de coleta de dados de Fourie et al (2012), mas avaliando medidas angulares e distâncias lineares entre pontos anatômicos, relatou uma precisão similar entre as duas formas de segmentação - tecnólogos *versus* clínico - quando comparadas ao padrão-ouro (escâner 3D), observação esta que diverge do presente estudo. Esta divergência pode estar relacionada às medidas avaliadas, mais sujeitas à subjetividade do que a sobreposição eletrônica realizada no estudo de Fourie et al (2012) e o cálculo eletrônico do volume usado no presente estudo.

Indo ao encontro do presente trabalho, tem-se o estudo de Poletti et al (2016), cujas reconstruções 3D a partir de imagens adquiridas por TCFC da mesma marca do usado no presente estudo, com protocolos pré-determinados de segmentação dos programas Dolphin® e InVesalius®, exibiram diferenças entre si. Entretanto, enquanto estes autores obtiveram modelos 3D mais volumosos do que os modelos físicos, no

presente estudo, os modelos gerados pelo escaneamento 3D, considerado por muitos estudos como padrão-ouro, foram volumetricamente maiores do que aqueles cujas imagens foram adquiridas pelo i-CAT[®]. Ressalte-se que a forma de avaliação entre os estudos foi diferente. No trabalho de Poletti et al (2016), foram avaliadas medidas lineares; no presente trabalho, estimou-se o volume dos sólidos 3D, cuja mensuração demonstra mais objetividade, pois - diferentemente de medidas lineares - o cálculo do volume independe de posicionamento prévio de pontos.

Na comparação de reconstruções de retina por segmentações manuais e automáticas, Golbaz et al (2011) encontraram grande correlação entre os volumes das reconstruções por ambas as técnicas, achado que vai de encontro aos resultados do presente estudo. Importante frisar que o programa utilizado foi o mesmo do presente estudo, o mesmo não ocorrendo em relação ao tomógrafo utilizado. Essa divergência, inclusive, pode estar relacionada ao equipamento de TC usado: um tomógrafo de coerência óptica de alta definição, com resolução axial de $6\mu\text{m}$, superior à resolução dos aparelhos usados neste estudo.

Não somente a influência de técnicas diferentes de segmentação sobre as reconstruções 3D já foi avaliada, mas também a influência de diferentes formas de tratamento de superfície. Ferraz et al (2011) ao utilizarem o mesmo programa do presente estudo notaram diferença estatística entre os modelos virtuais e reais quando do uso concomitante das ferramentas “suavização” e “refinamento”. Convergingo com os resultados do atual trabalho, Ferraz et al (2011) demonstraram a influência dos parâmetros de pós-processamento dos dados do 3D Doctor[®] nas reconstruções 3D resultantes.

A escolha dos quatro equipamentos de TC deste estudo se baseou na similaridade do tamanho dos *voxels* entre eles, embora a tecnologia de captura de dados seja distinta, o que pode contribuir ou comprometer a proporção sinal/ruído da imagem. Sabe-se que dentre os três equipamentos de TCSS, a TCMS de 128 canais produz imagens de melhor qualidade devido ao maior número de detectores que aumenta o sinal captado a cada fatia, gerando menos ruído, com maior nitidez de imagem e menor dose de radiação X. Já a TCFC possui um *voxel* isométrico - neste caso de 0,4mm de tamanho - que permite a geração de imagens de alta definição. Apesar das diferenças entre os equipamentos de TC, não foi observada diferença significativa entre os volumes dos sólidos obtidos, nos dois tipos de segmentação empregados, como visto na Tabela 2.

Comparando reconstruções virtuais feitas a partir de TCFC e de TCMS, o estudo de Loubele et al (2006) diverge do atual. Estes autores encontraram diferença estatística significativa, o que não foi observado no presente estudo, de acordo com a Tabela 2. A metodologia, entretanto, foi bastante diferente, a começar pelos tipos de objetos escaneados (*phantoms*, mandíbula e maxila de pacientes) e forma de comparação (por meio de mensurações de espessura óssea em pontos anatômicos de referência).

Nesta mesma linha, os resultados de Liang et al (2010) também vão de encontro aos do atual estudo. Considerando as reconstruções do escaneamento 3D como padrões-ouro, estes autores encontraram diferenças significantes com as produzidas a partir das TCFC, bem como da TCMS, o que não foi observado no presente estudo. Além de diferenças em relação a aparelhos e programas usados, estes autores, ao adquirirem as imagens tomográficas, incluíram a mandíbula em um recipiente com água, o que pode ter sido um fator a mais para possíveis diferenças nas reconstruções. No presente trabalho, a mandíbula humana teve suas imagens adquiridas sem qualquer simulador de tecidos moles.

Alguns trabalhos na literatura preocuparam-se em simular tecidos moles, seja com o uso de *phantoms* (LOUBELE et al, 2006), seja com a imersão do arcabouço ósseo em água (LIANG et al, 2010) ou até mesmo realizaram o estudo diretamente sobre indivíduos - cadáveres (FOURIE et al, 2012) ou pacientes (FORST et al, 2014). No trabalho atual, as imagens adquiridas foram de mandíbulas secas humanas, um osso relativamente homogêneo em relação à sua corticalidade e livre de tecidos moles, o que permitiu a utilização de um *threshold* global com reconstruções homogêneas e mais fiéis para serem comparadas às reconstruções pelo escaneamento superficial. Ao mesmo tempo em que isto foi uma vantagem, diminuindo variáveis, também pode ser considerada uma limitação ao afastar-se de situações reais relacionadas à aquisição de imagens ósseas em pacientes.

No que diz respeito às reconstruções das imagens tomográficas, optou-se por um programa que, apesar de não disponível de forma gratuita, é amplamente e mundialmente utilizado - principalmente na pesquisa científica - o que confere ao presente estudo um caráter prático. O 3D Doctor® é referido como programa utilizado em trabalhos nas mais diversas áreas, como implantodontia (AKAY & YALUĞ, 2015; BÖLÜKBAŞI & YENIYOL, 2015), anatomia (KAPAKIN, 2011; SHIN et al, 2011; SHIN, CHUNG e PARK, 2012; HWANG et al, 2013; ACAR & KAMBUROĞLU, 2015;

KAMBUROĞLU et al, 2015; PIMENTEL et al, 2015), endodontia (FAN et al, 2010; LAYTON et al, 2015), dentre outras (MARTINEZ et al, 2014).

Comparando-se o volume dos sólidos obtidos das TC e do escaneamento 3D superficial (Tabela 3), observa-se que independentemente da técnica de segmentação (*outline only* ou *all boundary*), não houve diferença estatística entre os grupos. Isso indica que ambas as técnicas de segmentação produziram sólidos cujos volumes se assemelham àqueles gerados pelo escaneamento 3D superficial. Estes dados são importantes, pois mostram que reconstruções com os referidos tomógrafos e segmentadas pelas técnicas *outline only* ou *all boundary* exibem semelhança volumétrica com o escaneamento 3D, podendo ser este último preferido em relação aos primeiros em virtude da ausência de radiação X. Importante lembrar, entretanto, o uso mais limitado do escaneamento 3D, visto que a sua utilização é restrita à reprodução virtual de superfícies; em pacientes cujo objetivo seja o de reconstruir o arcabouço ósseo, o escaneamento 3D, portanto, não é útil.

As reconstruções obtidas a partir da TCFC não apresentando diferenças com as demais - de acordo com este estudo - validam a utilização da TCFC para esta finalidade. Isso reveste-se de importância, já que a TCFC é, dentre os exames utilizados para reconstruções 3D, o mais frequentemente solicitado e acessível pela classe odontológica.

7 CONCLUSÕES

Com base na metodologia ora empregada, pode-se concluir que:

- Os modelos virtuais 3D gerados pelo escaneamento 3D, TCSS, TCMS e TCFC são volumetricamente semelhantes entre si independentemente da técnica de segmentação utilizada.

- As técnicas de segmentação *all boundary* e *outline only* geraram modelos virtuais 3D com volumes distintos. Os volumes obtidos com a segmentação pela primeira técnica são menores, mas com tamanhos de arquivos digitais maiores.

REFERÊNCIAS

- Aiqiang W, Min H. Application of Data Fusion in Computer Facial Recognition. *Telkomnika* 2013;11(11):6420-6426.
- Araujo MCM, Cunha GG, Haguenaer C. Análise de Técnicas de Engenharia Reversa e Reconstrução Tridimensional de Objetos. *Revista Realidade Virtual* 2010; 3(2):25-41.
- Bakshi N, Gujral S. Reverse engineering and its realistic applications. *International Journal of Engineering Science and Technology* 2014; 6(6): 370-372.
- Cousley RRJ, Turner MJA. Digital model planning and computerized fabrication of orthognathic surgery wafers. *Journal of Orthodontics* 2014; 41:38-45.
- Damstra J, Fourie Z, Slater JJRH, Ren Y. Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140:e107-e114.
- Demeslay J, Vergez S, Serrano E, Chaynes P, Cantet P, Chaput B, de Bonnecaze G. Morphological concordance between CBCT and MDCT: a paranasal sinus-imaging anatomical study. *Surg Radiol Anat* 2015; doi: 10.1007/s00276-015-1509-5.
- Evans ST, Jonesb, Plassmann P. 3D imaging for bite mark analysis. *The Imaging Science Journal* 2013; 61:351-360.
- Ferraz E, Andrade LCS, Santos AR, Torregrossa VR, Freire MRS, Sarmiento VA. Effect of different surface processing protocols in three-dimensional images for rapid prototyping. *Advances in Engineering Softwares* 2011; 42: 332-335.
- Ferraz E, Andrade LCS, Santos AR, Torregrossa VR, Rubira-Bullen IRF, Sarmiento VA. Application of two segmentation protocols during the processing of virtual images in rapid prototyping: ex vivo study with human dry mandibles. *Clin Oral Invest* 2013; 17:2113-2118.
- Forst D, Nijjar S, Flores-Mir C, Carey J, Secanell M, Lagravere M. Comparison of in vivo 3D cone-beam computed tomography tooth volume measurement protocols. *Progress in Orthodontics* 2014; 15:69.
- Fourie Z, Damstra J, Schepers RH, Gerrits PO, Ren Y. Segmentation process significantly influences the accuracy of 3D surface models derived from cone beam computed tomography. *European Journal of Radiology* 2012; 81: e524-e530.
- Engelbrecht WP, Fourie Z, Damstra J, Gerrits PO, Ren Y. The influence of the segmentation process on 3D measurements from cone beam computed tomography-derived surface models. *Clin Oral Invest* 2013; 17:1919-1927.

Golbaz I, Ahlers C, Goesseringer N, Stock G, Geitzenauer W, Prünke C, Schmidt-Erfurth UM. Automatic and manual segmentation of healthy retinas using high-definition optical coherence tomography. *Acta Ophthalmol* 2011; 89: 185-189.

Guedes FR. Influência dos fatores de obtenção das imagens de tomografia computadorizada na acurácia de modelos produzidos por prototipagem rápida. 2007. 56 f. Tese [Doutorado em Radiologia Odontológica] - Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas; 2007.

Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127:627-37.

Hans MG, Palomo JM, Valiathan M. History of imaging in orthodontics from Broadbent to cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015; 148:914-21.

Hassan B, Souza PC, Jacobs R, Berti AS, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clin Oral Invest* 2010; 14:303-310.

Hayashi K, Sachdeva AUC, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchif I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144:619-25.

Kim M, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC. Evaluation of accuracy of 3D reconstruction images using multi-detector CT and cone-beam CT. *Imaging Science in Dentistry* 2012; 42 :25-33.

Kim MK, Kang SH, Lee EH, Lee SH, Park W. Accuracy and validity of stitching sectional cone beam computed tomographic images. *J Craniofac Surg* 2012; 23:1071-1076.

Kröpil P, Hakimi AR, Jungbluth P, Riegger C, Rubbert C, Miese F, Lanzman RS, Wild M, Schek A, Scherer A, Windolf J, Antoch G, Becker J, Hakimi M. Cone beam CT in assessment of tibial bone defect healing: An animal study. *Acad Radiol* 2012; 19:320-325.

Leclerc F, Morneau C, Germain Y, Avril-Rault M, Delagrave PL. Reverse engineering, explained. *Quality Magazine* 2014; 53(7): 31-36.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Couto Souza PC, Martens W, Shahbazian M, Alonso A, Lambrichts I. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part I. On subjective image quality. *European Journal of Radiology* 2010; 75:265-269.

Liang X, Lambrichts I, Sun Y, Denis K, Hassan B, Li L, Pauwels R, Jacobs R. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *European Journal of Radiology* 2010; 75:270-274.

Lima CB. Engenharia Reversa e Prototipagem Rápida: Estudo de Casos. 2003. 92 f. Dissertação [Mestrado em Engenharia Mecânica]. Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas; 2003.

Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol* 2006; 29: 317–335.

Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, Lambrichts I, van Steenberghe D, Suetens P. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 309-318.

Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 102: 225-234.

Martorelli M, Ausiello P, Morrone R. A new method to assess the accuracy of a cone beam computed tomography scanner by using a non-contact reverse engineering technique. *J Dent* 2014; 42:460-465.

Mazura JC, Juluru K, Chen JJ, Morgan TA, John M, Siegel EL. Facial recognition software success rates for the identification of 3D surface reconstructed facial images: implications for patient privacy and security. *J Digit Imaging* 2012; 25:347-351.

Medeiros J. Qualidade de imagem versus dose em tomografia computadorizada: Otimização dos protocolos de crânio. 2009. 106 f. Dissertação [Mestrado em Engenharia Biomédica]. Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra; 2009.

Meurer MI, Meurer E, Silva JVL, Santa Bárbara A, Nobre LF, Oliveira MG, Silva DN. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. *Radiol Bras* 2008; 41(1): 49-54.

Meyer GA. Análise das dimensões mandibulares com o auxílio do escaneamento tridimensional. 2015. 110 f. Tese [Doutorado em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial] - SENAI CIMATEC, Salvador, Bahia; 2015.

Michetti J, Georgelin-Gurgel M, Mallet J-P, Diemer F, Boulanouar K. Influence of CBCT parameters on the output of an automatic edge-detection-based endodontic segmentation. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 1-9.

Nascimento MM, Sarmiento VA, Beal VE, Galvão LCC, Marques JAM. Identificação de indivíduos por meio das marcas de mordida em alimentos utilizando a engenharia reversa e a prototipagem rápida: caso simulado. *Arq Odontol* 2012; 48(3):134-141.

Negi S, Dhiman S, Sharma RK. Basics and applications of rapid prototyping medical models. *Rapid Prototyping Journal* 2014; 20(3):256-267.

Okuwobi IP, Chen Q, Niu S, Bekalo L. Three-dimensional (3D) facial recognition and prediction. *SIVIP* 2016; doi 10.1007/s11760-016-0871-z.

Papadopoulos MA, Christou PK, Athanasiou AE, Boettcher P, Zeilhofer HF, Sader HR, Papadopoulos NA. Three dimensional craniofacial reconstruction imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2002; 93(4): 382-393.

Paulano F, Jiménez JJ, Pulido R. 3D segmentation and labeling of fractured bone from CT images. *Vis Comput* 2014; 30:939-948.

Pimentel PA, Bomfim RT, Andrade LCS, Ferraz EG, Lamberti PLR, Rubira-Bullen IRF, Sarmiento VA. Dimensional error of three-dimensional images generated by different softwares. *J Med Eng Technol* 2015; 39(8): 480–484.

Poleti ML, Fernandes TMF, Pagin O, Moretti MR, Rubira-Bullen IRF. Analysis of linear measurements on 3D surface models using CBCT data segmentation obtained by automatic standard pre-set thresholds in two segmentation software programs: an in vitro study. *Clin Oral Invest* 2016; 20:179-185.

Polido WD. Moldagens digitais e manuseio de modelos digitais: o futuro da Odontologia. *Dental Press J Orthod* 2010; 15(5): 18-22.

Rangel FA, Maal TJJ, Berg SJ, Kuijpers-Jagtman AM. Integration of digital dental casts in cone-beam computed tomography scans. *ISRN Dentistry* 2012; doi:10.5402/2012/949086.

Rathnayaka K, Sahama T, Schuetz MA, Schmutz B. Effects of CT image segmentation methods on the accuracy of long bone 3D reconstructions. *Medical Engineering & Physics* 2011; 33: 226–233.

Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin N Am* 2008; 52:707-730.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006; 72(1):75-80.

Souza MA, Centeno TM, Pedrini H. Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. *Rev Bras Eng Biomed* 2003; 19(2): 103-115.

Suomalainen A, Stoor P, Mesimäki K, Kontio RK. Rapid prototyping modelling in oral and maxillofacial surgery: A two year retrospective study. *J Clin Exp Dent* 2015; 7(5):e605-e612.

Szymor P, Kozakiewicz M, Olszewski R. Accuracy of open-source software segmentation and paper-based printed three-dimensional models. *J Cranio-Maxillo-Fac Surg* 2016; 44: 202-209.

Wesolowski JR, Lev MH. CT: History, Technology, and Clinical Aspects. *Semin Ultrasound CT MRI* 2005; 26:376-379.

Yu Q, Gong X, Wang GM, Yu ZY, Qian YF, Shen G. A novel technique for presurgical nasoalveolar molding using computer-aided reverse engineering and rapid prototyping. *J Craniofac Surg* 2011; 22:142-146.

Zhang J, Yan CH, Chui CK, Ong SH. Fast segmentation of bone in CT images using 3D adaptive threshold. *Computers in Biology and Medicine* 2010; 40: 231–236.

Zhou LB, Shang HT, He LS, Bo B, Liu GC, Liu YP, Zhao JL. Accurate reconstruction of discontinuous mandible using a reverse engineering/computer-aided design/rapid prototyping technique: A preliminary clinical study. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68:2115-2121.

Zimeras S, Gortzis LG. interactive tele-radiological segmentation systems for treatment and diagnosis. *International Journal of Telemedicine and Applications* 2012; doi:10.1155/2012/713739.