

**FATIMA MARIA DE ANGELIS KANG**

**ANÁLISE QUANTITATIVA DE MODELOS DE PROTOTIPAGEM  
RÁPIDA BASEADOS EM DADOS DE TOMOGRAFIA VOLUMÉTRICA,  
POR MEIO DE INSPEÇÃO DE ENGENHARIA  
REVERSA TRIDIMENSIONAL**

São Paulo

2009

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Fatima Maria De Angelis Kang**

**Análise quantitativa de modelos de prototipagem rápida baseados  
em dados de tomografia volumétrica, por meio de inspeção de  
engenharia reversa tridimensional**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre pelo programa de Pós Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientador: Prof. Dr. Israel Chilvarquer

São Paulo

2009

Catálogo-na-Publicação  
Serviço de Documentação Odontológica  
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

De Angelis Kang, Fátima Maria

Análise quantitativa de modelos de prototipagem rápida baseados em dados de tomografia volumétrica, por meio de inspeção de engenharia reversa tridimensional / Fatima Maria De Angelis Kang; orientador Israel Chilvarquer. -- São Paulo, 2009.

107p. : fig.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Modelos virtuais – Tomografia volumétrica 2. Diagnóstico bucal

CDD 616.07572  
BLACK D622

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Assinatura:

E-mail:

## FOLHA DE APROVAÇÃO

De Angelis Kang FM. Análise quantitativa de modelos de prototipagem rápida baseados em dados de tomografia volumétrica, por meio de inspeção de engenharia reversa tridimensional [Dissertação de Mestrado]. São Paulo. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2009.

São Paulo, \_\_\_ / \_\_\_ /2009

### Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

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

2) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

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

3) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

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

## DEDICATÓRIA

Inicialmente dedico este trabalho a **Deus** por permitir estar ainda neste planeta para completar mais esta tarefa.

A meus pais, **Júlia** e **Gilberto** por toda a luta e dedicação para a minha formação ao longo desses anos.

Aos meus filhos **Thaissa** e **Marcello** por me ensinar a cada sorriso que tudo pode ser melhor.

Ao meu marido **Seung**, companheiro de longa data na alegria e na tristeza.

A minha irmã **Vera**, pelo carinho, pela cumplicidade, pelo amor dedicado nos momentos mais difíceis que temos enfrentado.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Israel Chilvarquer**, não somente pelo profundo conhecimento compartilhado com aqueles que o cercam, mas pela benevolência que dedicou a mim, e pelo entusiasmo e luta para que após muitos anos, tornasse possível esse desejo de completar uma nova fase da minha vida.

Ao meu anjo da guarda terrestre **Profª Lilian W. Chilvarquer** pelo carinho e dedicação nos momentos de angústia por que passei. Minha eterna gratidão.

Aos professores da disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial ao **Prof. Dr. Cláudio de Freitas** por todo o carinho dedicado e a **Profª Marlene Fenyo Pereira** por toda a atenção e dedicação aos estagiários da disciplina.

Ao **Dr. César Oleskowicz** cuja colaboração foi fundamental para a realização deste estudo. Agradeço também a BIOPARTS ( Brasília) pela imensa contribuição na execução deste trabalho.

Aos amigos e funcionários do **Instituto INDOR Radiologia** pelo companheirismo, carinho, atenção a mim dedicados nos momentos difíceis que compartilhei com todos eles, e sempre permitindo que sentisse que tanto os maus momentos como os bons findam.

A Sra. Cecília Forte Muniz, secretária da disciplina de Radiologia, pelo carinho, eficiência e por toda a colaboração em todos os anos de convívio. Meu muitíssimo obrigada.

A bibliotecária , Sra, Glauci Elaine Damasio Fidelis pela valorosa colaboração e empenho, com profissionalismo e amparo na elucidação do término deste estudo.

*A persistência é o*

*caminho do*

*êxito.*

*Charles Chaplin*

De Angelis Kang FM Análise quantitativa de modelos de prototipagem rápida baseados em dados de tomografia volumétrica, por meio de inspeção de engenharia reversa tridimensional [Dissertação de Mestrado]. São Paulo. Faculdade de Odontologia da USP, 2009.

## RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar a reprodutibilidade quantitativa dos modelos tridimensionais gerados por meio de imagens de tomografia volumétrica de feixe cônico, obtidos por dois tomógrafos volumétricos NEWTOM 9000 DVT (i-Quantitative Radiology, Verona, Itália) e i-CAT (Imaging Sciences Int. Hatfield, Pensilvânia. Estados Unidos da América), submetidos à inspeção de engenharia reversa. Uma mandíbula macerada foi digitalizada por meio do SCANNER 3D VIVID 910, com precisão de 0,01 mm, associado à fotometria digital, sendo utilizado o *software* GEOMAGIC STUDIO, e assim obteve-se um modelo considerado “padrão ouro”. Posteriormente realizamos o exame de tomografia volumétrica de feixe cônico, na mesma mandíbula nos dois tomógrafos volumétricos, obtendo-se assim os modelos virtuais tridimensionais. Por meio de um alinhamento das geometrias do padrão ouro com os modelos virtuais resultantes da tomografia do aparelho NEWTOM 9000 DVT e do i-CAT, foram observadas as possíveis discrepâncias. Concluímos que estas alterações encontradas após a análise quantitativa das diversas regiões foram menores nas imagens adquiridas pelo tomógrafo volumétrico de feixe cônico modelo i-CAT, e portanto possibilitam a geração de modelos de prototipagem rápida de melhor qualidade.

Palavras-Chave: Tomografia Volumétrica – Modelos Virtuais - Discrepância entre Modelos

De Angelis Kang FM. Quantitative analysis of rapid prototyping models based on data of cone beam computerized tomography by inspection of three-dimensional reverse engineering [Dissertação de Mestrado]. São Paulo. Faculdade de Odontologia da USP, 2009.

## **ABSTRACT**

The purpose of this study was to evaluate the quantitative reproductibility of the 3D models created using CT images. The images used were obtained from two different cone beam tomographs: NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona, Italy) and i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, EUA) and then inspected through reverse engineering processing software. A dry mandible was digitalized using a 3D Scanner VIVID 910 and the GEOMAGIC STUDIO software to obtain a 0,01mm precision model considered to be our "gold standard". Two distinct 3D virtual models were then created after submitting the same dry mandible to a cone beam exam on both tomographs (NEWTOM and i-Cat). Possible discrepancies between the 3D models and the gold standard were analyzed through an alignment of their geometries. After evaluating the discrepancies at the different sites of the models, we concluded that the virtual model obtained using the i-Cat tomograph images was more accurate and therefore of greater quality.

Keywords: Cone Beam tomography- Virtual Models- Model discrepancy

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	Computer Aided Design ( Projetos Auxiliados por Computador)
CCD	Charge Couple Device ( Dispositivo de Carga Acoplada)
Cm	Centímetro
DICOM	Digital Imaging and Communications im Medicine (Imagens Digitais e Comunicações em Medicina)
Flat Panel	Tipo de sensor usado nos tomógrafos (silicone amorfo)
kVp	Kilovoltagem
$\mu$ Sv	Micro Sievert
mA	Miliamperagem
mm	Milímetro
Pixel	Picture Element
Software	Programa e sistemas para computador
STL	Standard Triangle Language (arquivo nativo de estereolitografia)
3D	Tridimensional
Voxel	Volume Element ( Volume do Elemento)

# SUMÁRIO

	p.
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	11
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	15
2.1 Tomografia Volumétrica.....	15
2.2 Prototipagem Rápida .....	46
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	60
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	61
4.1 Material.....	61
4.2 Métodos.....	62
<b>5 RESULTADOS</b> .....	87
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	89
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	99
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	100
<b>ANEXO</b> .....	107

# 1 INTRODUÇÃO

Com as pesquisas e a evolução dos métodos de obtenção de imagens, surgem a cada momento novas informações. Isso tem beneficiado indubitavelmente o diagnóstico, o planejamento, o tratamento e o prognóstico de inúmeros pacientes acometidos de lesões, anomalias ou traumas.

O conceito de reconstrução em três dimensões na área da saúde existe antes da descoberta do aparelho de raios X, e pode ser demonstrada por meio de modelos de cera do século XVIII, que apresentam os aspectos anatômicos e patológicos dos órgãos do corpo humano (MOURA et al., 2009).

Os precursores da tomografia volumétrica na Odontologia foram Arai et al. (1999) pela Universidade de Nihon (Japão-1997). Mozzo.(1998) foi o responsável pelo primeiro tomógrafo comercializado (NEWTOM 9000 -Quantitative Radiology, Verona Itália) (BUENO et al., 2007).

A tomografia volumétrica de feixe cônico tem sido comercializada desde 2001 nos Estados Unidos (CLOSMANN, SCHMIDT, 2007).

O desenvolvimento da tecnologia da tomografia volumétrica de feixe cônico foi estabelecido em anos recentes e introduziu a terceira dimensão na Odontologia, beneficiando a inúmeras especialidades odontológicas. Ela proporciona a avaliação da profundidade, o que permite a visualização tridimensional das estruturas anatômicas e dos processos patológicos (BUENO et al., 2007).

Com o advento do aparelho NEWTOM 9000 (Quantitative Radiology, Verona, Itália), por ter sido fabricado na Itália, só recebeu a aprovação da FDA em abril de 2001. Como vantagem principal, observa-se que a dose efetiva de radiação

do paciente é de 50  $\mu\text{Sv}$ , menor que a tomografia computadorizada ou uma série de radiografias periapicais (PECK et al., 2007).

Além disso, é também possível executar uma réplica da terceira dimensão dos pacientes (LUDLOW, 2008; SUOMALAINEM et al., 2007).

Na tomografia volumétrica a imagem do canal mandibular é mais nítida, e também permite a visualização de áreas específicas da mandíbula e maxila de múltiplas perspectivas, com a visão do volume ou rotacionando a imagem, usando as propriedades dos programas. (CLOSMANN, SCHMIDT, 2007).

Os tomógrafos volumétricos mais antigos adquiriam a imagem por meio de sensores CCD e com a evolução da tecnologia associada às pesquisas, os aparelhos mais recentes possuem sensores denominados de *flat panel*.

Os sensores *flat panel* tem a vantagem de serem menores em tamanho e peso (que possibilitam menor vibração), não causam distorção na imagem, tem maior resolução, maior vida útil e não são sensíveis aos campos eletromagnéticos (CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008).

Segundo Hauret e Hodez (2009), a maior vantagem da tomografia volumétrica de feixe cônico para o diagnóstico é a excelente resolução espacial e a principal desvantagem é a escassez de contraste de tecidos moles para face e pescoço.

Com as imagens obtidas por meio da tomografia volumétrica, é possível a materialização destas numa escala real (1:1). Os dados gerados no exame são interpretados em um programa de tratamento de imagens, que reconstrói aquela imagem de um modelo tridimensional, sendo que esta base de dados orienta a confecção do biomodelo (CHILVARQUER et al., 2004).

Para o sucesso do planejamento e simulação de cirurgias ósseas, é importante que a exata geometria dos modelos seja conhecida. Enquanto a real segmentação óssea tem sido extensivamente estudada por tomografia computadorizada, somente poucos estudos tem demonstrado a acurácia para a tomografia de feixe cônico (LOUBELE et al., 2006)

A prototipagem rápida é definida como a confecção de modelos físicos de acurada dimensionalidade física originada de dados de imagens obtidas por um computador (WINDER;BIBB, 2005).

A literatura relata vários casos de modelos estereolitográficos usados em cirurgia crânio-facial, cirurgia ortognática, implantes dentários, estudos cardioráxicos, planejamento pré-operatório de cirurgia ortopédica, reconstrução de defeitos severos do crânio, pesquisa antropológica, e planejamento de cirurgia de correção de defeitos no complexo maxilo mandibular (ROBIONY et al., 2007).

O processo de fabricação de protótipos exige forte interação das ciências biomédicas, informática e engenharia. Para a compreensão do processo, e também para a comunicação entre profissionais envolvidos, é preciso que engenheiros entendam conceitos de diagnóstico por imagem e cirurgia, e que radiologistas e cirurgiões trafeguem pelo mundo da informática e dos processos de fabricação. Com um protótipo, o cirurgião pode, durante a fase de planejamento, elaborar a técnica, avaliar detalhes, aperfeiçoar o procedimento, antecipar as dificuldades e, principalmente a solução para estas. (MEURER et al., 2008).

Propusemos-nos a comparar a acurácia das reconstruções tridimensionais produzidas por dois sistemas de tomografia volumétrica de feixe cônico, para que sua utilização seja cada vez mais integrada ao sucesso dos

diagnósticos, planejamentos pré e pós operatórios, tratamentos, e sua provável utilização para confecção de biomodelos.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Tomografia Volumétrica

Faremos por razões didáticas uma breve explanação histórica da tomografia volumétrica e suas aplicações.

Em 1992, Yoshinori Arai iniciou o desenvolvimento de um pequeno tomógrafo computadorizado para uso dental. Foi conhecido como “Tomógrafo multi funcional panorâmico” (SCANORA, Soredex, Helsinki, Finland), que completou em 1997 como um protótipo que foi chamado de “Tomógrafo computadorizado orto cúbico de raios X de alta resolução” (ORTHO CT). O paciente ficava parado, sentado, e o aparelho girava ao seu redor. Por três anos esse aparelho foi usado em mais de 3700 casos (ARAI et al., 2001).

Mozzo (1998) publicou um artigo com testes preliminares de um modelo de equipamento de raios X o tomógrafo volumétrico. Este exame utilizava o princípio do feixe cônico. O volume da estrutura era obtido em um giro de 360° do feixe de raios X, ao redor da região de interesse. Verificou que a distorção geométrica da reprodução das estruturas foi de 1% no sentido horizontal e 2,2% no sentido vertical.

Arai et al. (2001), citam que desenvolveram um modelo clínico de tomógrafo de raio-X limitado por feixe cônico para uso odontológico ( 3DX - J. MORITA, Kyoto, Japão), seu uso foi autorizado em dezembro de 2000, e sua utilização prática teve início em janeiro de 2001, no Departamento de Radiologia da

Universidade de Nihon, Japão, para avaliação de dentes impactados. A dose de radiação observada foi de 7,4  $\mu$ Sv que foi interpretada como pequena. Os autores concluíram que era possível observar precisamente o canal mandibular e ápice radicular, e que essas imagens eram efetivas para se obter informações e planejar o tratamento. Também relataram a expectativa de que esse sistema seria bem popular rapidamente.

Honda et al. (2001), apresentaram um relato sobre uma técnica e sua aplicação para a articulação têmporo mandibular. O estudo foi feito com três pacientes que apresentavam alterações nessa região como trauma, algia, disfunção, anquilose fibro-óssea, e que foram avaliados com o tomógrafo volumétrico ORTHO CT (modelo C5259-03X, Hamamatu Photonics Co) e as imagens comparadas a filmes convencionais pelas técnicas panorâmica e lateral transcraniana. Esse aparelho realiza um giro de 360° ao redor do paciente e foi usado 85 Kv e 10 mA com tempo de exposição de 17 seg.. Os autores concluíram que as imagens resultantes da tomografia volumétrica foram superiores às imagens das radiografias convencionais para a articulação têmporo mandibular, como no caso de fratura que não foi detectada no exame convencional. Em outros casos, a tomografia volumétrica também ofereceu mais informações. Citam que a tomografia volumétrica tem potencial diagnóstico superior à panorâmica para avaliação de componentes ósseos dessa articulação.

No estudo feito por Hashimoto et al. (2003), para a comparação a tomografia volumétrica dental com uma tomografia multidirecional, foi usado o aparelho 3DX Multi-Image Micro CT (J Morita Co Ltd. ,Japão) que utiliza feixe cônico com foco de radiação de altura de 29 mm e largura de 38 mm. A imagem padrão foi feita com tubo de 80 kVp, com corrente de 2 mA e tempo de exposição de 17 seg.,

com filtro equivalente a 3,1 mm de alumínio, com rotação de 360° ao redor do paciente. Foi usado um fantom antropomórfico com coluna cervical, e feita a mesma captura com o aparelho tomógrafo multidetector AQUILLION MULTISLICE CT (Toshiba, Tokyo, Japão). As imagens foram avaliadas por dois radiologistas, dois dentistas cirurgiões e um clínico geral. Cada um deles examinou as imagens por duas vezes com intervalo de 10 dias. No fantom foram colocados dosímetros termoluminescentes para avaliar a dose-pele nas regiões maxilo-faciais usando aparelho de 60kVp. Concluíram que a dose no tomógrafo multidetector foi de 458mSv por exame e a do tomógrafo volumétrico foi de 1,19 mSv por exame, assim a dose do aparelho volumétrico é de aproximadamente 1/400 da dose do multidetector. A imagem tridimensional deu uma alta pontuação com respeito ao espaço periodontal, e lâmina dura, que requer uma alta resolução na captura. As imagens então receberam a mais alta contagem para muitos dos itens avaliados. Os resultados mostraram a indicação da tomografia volumétrica devido à eficácia no diagnóstico e exame de tecidos duros nas regiões maxilo-faciais.

Honda et al. (2004) estudaram 21 articulações têmporo mandibulares de 21 cadáveres, usando dissecação e imagens tridimensionais para avaliar a espessura do soalho da fossa glenóide. Foi usado um tomógrafo volumétrico de feixe cônico 3DX Multi-Image Micro CT (J Morita Co., Japão), desenvolvido em 2000, que usa um pequeno feixe cônico para produzir a imagem de reconstrução tridimensional. Devido ao campo limitado de exposição neste sistema, a dose paciente é considerada pequena comparada à tomografia convencional. Após a tomografia, as cabeças da mandíbula foram removidas, examinadas, e múltiplas mensurações foram feitas, usando-se um micrômetro digital para medir a espessura do soalho da cavidade glenóide. Em um caso a cabeça da mandíbula era normal e a

mensuração da espessura do soalho pela imagem tridimensional mostrou 0,69 mm enquanto que a mensuração pelo micrômetro foi de 0,84mm. Em outro caso, a cabeça da mandíbula apresentava osteófito, e a imagem da espessura do soalho da cavidade glenóide era de 1,70 mm e pelo micrômetro foi de 1,86 mm. Os autores sugerem que o sistema volumétrico é mais indicado como diagnóstico para tecidos duros em Odontologia e também em Otorrinolaringologia, que as técnicas tomográficas convencionais. Também concluíram que o uso do tomógrafo volumétrico para aplicação no diagnóstico da articulação têmporo mandibular baseia-se na acurácia das mensurações e na dose decrescente de radiação quando comparada à tomografia computadorizada helicoidal.

Tsiklakis, Syripoulos e Stamatakis (2004), realizaram um estudo de casos de pacientes com disfunção têmporo mandibular e utilizaram o tomógrafo volumétrico de feixe cônico modelo NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona, Itália), operando com 110 V e 10 mA com tempo total de aquisição da imagem de 76 seg. As imagens foram obtidas em planos paralelos e perpendiculares ao longo eixo da cabeça da mandíbula ao invés dos planos reais anatômicos coronal e sagital. Isto resultou em maior qualidade de imagem dos componentes ósseos em todos os planos. Além disso, a reconstrução tridimensional forneceu uma visão geral da articulação têmporo mandibular, permitindo assim a avaliação de severas anormalidades morfológicas na região e melhor planejamento cirúrgico. Concluíram que a tomografia volumétrica de feixe cônico produziu imagens reconstruídas com alta qualidade para diagnóstico em menor tempo de aquisição e com dose de radiação para o paciente bem menor quando comparada à tomografia computadorizada.

Nakajima et al.(2005) apresentaram um artigo cujo propósito era demonstrar a efetividade das imagens tridimensionais para o diagnóstico ortodôntico e plano de tratamento para dentes impactados, disfunções têmporo-mandibulares, e outros casos.. Com a imagem da tomografia volumétrica obtida por meio do aparelho 3DX Multi-Image Micro CT (J Morita Corp. Japão) observou-se que o segundo pré-molar superior estava com a coroa localizada lingualmente, o que não era possível visualizar em uma radiografia panorâmica. Outro caso citado é que a tomografia volumétrica mostrava a localização da raiz do segundo pré-molar superior retido entre as raízes do primeiro molar superior. Relata ainda o caso de um paciente com disfunção da articulação têmporo mandibular onde por meio da tomografia volumétrica observou-se uma erosão na cabeça da mandíbula esquerda. Concluíram que as imagens volumétricas auxiliam muito o diagnóstico e plano de tratamento para dentes impactados, indicando precisamente sua localização e visualização. A alta resolução das imagens permite a observação óssea da cabeça da mandíbula, e a avaliação do desenvolvimento das raízes dos dentes impactados, além de poder comparar o pré e pós tratamento ortodôntico da posição condilar, com menor dose de radiação que outros métodos aceitos.

Capelozza, Fattori e Maltagliati. (2005), citam que com o tomógrafo volumétrico de feixe cônico e um programa específico permitindo mensurações de cortes tomográficos,haverá a possibilidade de avaliação das inclinações e angulações com exatidão das estruturas dentárias. O aparelho NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona, Itália), foi desenvolvido para a região maxilo facial e proporciona imagem volumétrica semelhante aos tomógrafos médicos, porém com redução da dose de radiação e com vantagens de excelente imagem, de baixo custo, de fácil manuseio e tempo reduzido de captura da imagem. Em uma única

aquisição de imagem volumétrica, é possível fazer reconstruções nos diferentes planos obtendo-se várias imagens. O exame tomográfico volumétrico de feixe cônico proporciona a visualização das inclinações dentárias e permite que se façam mensurações, pois não possui magnificação das imagens adquiridas, e na proporção de 1:1 em relação às estruturas examinadas não há distorção e erros assim relacionados.

Kau et al. (2005), enfocam neste estudo a recente tecnologia da tomografia volumétrica de feixe cônico que utiliza sistema de raio-X convencional e reconstrução computadorizada volumétrica para reproduzir imagem tridimensional. Uma variedade de aplicações e resultados associados a esta técnica é apresentada neste relato. Citam que o ortodontista pode ter qualidade de diagnóstico da radiografia periapical, panorâmica, cefalograma, radiografia oclusal, e uma série de imagens para a articulação têmporo mandibular a seu dispor. As indicações são para dentes impactados, anormalidades bucais (como cistos, dentes supranumerários, fendas palatinas e labiais, análise de vias aéreas, avaliação de dimensões e qualidade óssea no caso de implantes, morfologia da articulação têmporo mandibular (reabsorção, remodelação), distração osteogênica, e outros. Enfatizam que a tecnologia volumétrica pode significar redução de custos e da dose de radiação e assim um aumento de seu uso. A redução da miliamperagem e a colimação são meios de diminuição da radiação para o paciente, mas também pode haver perda na qualidade da imagem. Relatam que a dose de radiação tem sido descrita como menor que 45  $\mu\text{Sv}$  e maior que 650  $\mu\text{Sv}$ , enquanto que radiografias periapicais de boca toda tem dose de 150  $\mu\text{Sv}$ , a radiografia panorâmica de 54  $\mu\text{Sv}$ , e uma viagem de Paris a Tóquio adiciona 139  $\mu\text{Sv}$  de dose efetiva para cada passageiro. Relatam que a dose de radiação no tomógrafo volumétrico é 20% da

dose da tomografia computadorizada convencional, e equivalente a um exame de radiografias periapicais de boca toda. A tomografia volumétrica é excelente para estruturas de tecidos duros e parte de componentes de tecidos moles, entretanto não é possível a visualização de estruturas musculares. Os autores citam os aparelhos existentes: NEWTOM 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália), i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América), CB MERCURAY (Hitachi Medical Corporation, Tóquio, Japão) e 3D ACCUITOMO (J Morita, Kyoto, Japão); e que estes diferem em tamanho, possibilidade de recursos, área de captura da imagem (campo ou visão) e uso clínico.

Segundo Pohlenz et al. (2007), a tomografia volumétrica é o exame ideal no caso de fraturas do complexo zigomático, pois a visualização desta se faz melhor por meio das imagens. Foi feito um estudo onde descrevem um espectro de auxílio com indicações clínicas para a tomografia volumétrica de feixe cônico e sua combinação com navegação intraoperatória. O aparelho utilizado foi o ARCADIS ORBIC 3D (Siemens Medical Solutions, Erlanger, Alemanha). Foram estudados dados de tomografia volumétrica de feixe cônico de 179 pacientes com fratura de zigomático, e fratura mandibular. Uma limitação desse tipo de técnica é o caso de imagens fantasmas decorrentes de corpos estranhos metálicos localizados.

Maeda et al. (2006), citam que seu estudo foi com o intuito de caracterizar o aspecto de pacientes com deformidades faciais e sugerir um sistema de classificação baseado na avaliação por tomografia volumétrica de feixe cônico, especialmente para prognatismo mandibular. Foram selecionados 46 pacientes e submetidos a um exame tomográfico com o aparelho SOMATOM ART (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Alemanha), com 130 Kv, 10 mA, corte axial de 2mm, com matriz de 512 x 512 *pixels* e *de pixel* de 0,3mm. Relatam que a tomografia

volumétrica permite visualizar a assimetria facial dos pacientes com deformidade maxilo facial que antes eram identificadas somente por radiografias frontais, e que 80% das deformidades ocorrem na mandíbula e 20% na maxila. Concluíram que a tomografia volumétrica de feixe cônico permite maiores detalhes na avaliação destas deformidades e que a dose de radiação para o paciente deve ser a menor possível sem alterar a qualidade da imagem.

Schulze et al. (2006), investigaram o uso da tomografia volumétrica de feixe cônico em suspeitas de osteomielite mandibular. O tomógrafo volumétrico NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona , Itália ) foi utilizado para os exames de 13 pacientes com suspeita de osteomielite. Após a tomografia, foram confirmados sinais de diagnóstico dessa lesão, e foram realizadas biópsias. A tomografia volumétrica de feixe cônico permitiu avaliar lesões típicas osteolíticas e osteoclásticas como reação periostal, que definem as corticais e seqüestro. Concluíram que devido à extensão da lesão e envolvimento com estruturas anatômicas, a tomografia volumétrica de feixe cônico é suficiente para essa avaliação.

Swennen e Schutyser (2006), descreveram as vantagens e desvantagens da tomografia computadorizada espiral em cefalometria tridimensional e discutem o potencial da cefalometria tridimensional na tomografia volumétrica de feixe cônico. Relataram que a tomografia volumétrica é deficiente em ferramentas para a mensuração crânio facial, porém tem a vantagem da fidelidade volumétrica em representar tecidos duros e moles do crânio, em escala real (1:1), e análise cefalométrica imediata, sem sobreposição de estruturas, alta acurácia e confiança, e de sistema de referências de cefalogramas de cortes longitudinais e

transversais para casos de alterações crânio faciais. A aplicação da tecnologia volumétrica de feixe cônico permite o desenvolvimento de nova geração comercial na aquisição de sistemas volumétricos como os aparelhos: NEWTOM 9000 DTV e NEWTOM 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália), 3D ACCUITOMO (J Morita, Kyoto, Japão), i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América ) e CB MERCURAY (Hitachi Medical Corporation, Osaka, Japão). O tomógrafo volumétrico adquire a imagem com detector bidimensional com rotação de 360°. Os autores citam as vantagens deste sistema no futuro: redução da dose de radiação, visualização do contorno de tecidos moles (caso do i-CAT e CB MERCURAY), redução de artefatos ao nível de oclusão, acesso direto para a avaliação de pacientes nos consultórios e redução dos custos. Citam que os aparelhos NEWTOM 3G, i-CAT e CB MERCURAY tem aquisição de imagem com amplo volume suficiente para abranger as estruturas anatômicas para análise de tecidos duros e moles. O ACCUITOMO e o NEWTOM 9000 DTV adquirem volumes menores e não possibilitam o método cefalométrico tridimensional. Relatam que a radiação atenuada no sistema volumétrico de feixe cônico produz valores diferentes de unidades Hounsfield para ossos e tecidos moles similares, em diferentes áreas da digitalização (como a densidade óssea tem um valor específico na imagem à nível mental, mas o osso tem valores diferentes à nível da base do crânio). Concluíram que o método de cefalometria tridimensional é uma ligação entre a convencional e a moderna tecnologia de imagens crânio faciais que proporciona alta qualidade tridimensional, acurada aquisição de dados. Os autores desejam que esta tecnologia possa ser usada rotineiramente com redução de exposição à radiação, acesso facilitado e análise satisfatória de custo-benefício para o paciente.

Loubele et al. (2006) citam que enquanto estudos em fantoms permitem um acesso direto aos objetivos, a realidade para as imagens *in vivo* é necessariamente questionável. No estudo destes autores, foi avaliada a qualidade dos modelos ósseos derivados de tomografia computadorizada de feixe cônico no contexto de planejamento e de cirurgia bucal em comparação com modelos similares derivados de dados obtidos por tomografia computadorizada. Diferenças geométricas entre modelos ósseos construídos por tomografia computadorizada e por tomografia volumétrica de feixe cônico foram avaliadas e mensuradas nos cortes obtidos com amplo número de correspondentes anatômicos em ambos os modelos. Os autores usaram um fantom antropomórfico (cabeça) (RANDO, Alderson Research Lab., Long Island City, Nova York, Estados Unidos da América) e pacientes. Foram utilizados três diferentes sistemas para a aquisição de imagem volumétrica: NEWTOM 9000 DVT ( Quantitative Radiology, Verona, Itália), i-CAT (Imaging Sciences Int., Hattfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América), e o 3D ACCUITOMO (J. Morita, Kyoto, Japão). Foi usado um tomógrafo computadorizado modelo SOMATOM VOLUME ZOOM (Siemens, Erlanger, Alemanha). Os autores informaram que foi observada uma diferença estatística significativa entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica de feixe cônico variando de 0,05-0,47mm (i-CAT) 1,2mm-1 mm (ACCUITOMO - região posterior de mandíbula). As espessuras foram mensuradas na região frontal, posterior da mandíbula, região de pré molares e molares inferiores, frontal da maxila e posterior da mandíbula. Houve uma diminuição de diferença significativa entre tomografia volumétrica de feixe cônico e a tomografia computadorizada e mensuração de 30% em quase todos os casos, exceto no NEWTOM 9000 DTV onde houve aumento da diferença significativa de 40%. Entre o ACCUITOMO e o i-CAT, menores espessuras foram

obtidas com a tomografia volumétrica de feixe cônico do que com a tomografia computadorizada, entretanto para o NEWTOM 9000 DTV espessuras mais largas foram mensuradas quando comparado à tomografia computadorizada. No caso do ACCUITOMO e i-CAT, as diferenças encontradas para a mandíbula são menores que para a maxila. Para o ACCUITOMO a parte frontal da mandíbula e maxila produz menor diferença de espessura comparada à tomografia computadorizada do que as partes posteriores. Concluíram que no caso de planejamento de cirurgia bucal, avaliando a qualidade dos modelos ósseos gerados por tomografia volumétrica de feixe cônico em comparação à tomografia computadorizada de um mesmo objeto, esta é considerada padrão ouro.

Saddy (2006) fez um trabalho comparando modelos de prototipagem rápida de uma mandíbula humana macerada, obtidos por meio de imagens de tomografia computadorizada helicoidal do aparelho SELECT SP,(Helsinc, Israel) e tomografia volumétrica de feixe cônico com o aparelho NEWTOM 9000 DTV (Quantitative Radiology, Verona, Itália). Concluiu que os modelos de prototipagem rápida obtidos por meio de dados do exame de tomografia computadorizada são mais precisos que os modelos originados por meio de dados da tomografia volumétrica de feixe cônico.

Segundo Pohlenz et al. (2007), a tomografia volumétrica é o exame ideal no caso de fraturas do complexo zigomático, pois a visualização desta se faz melhor por meio das imagens. Foi feito um estudo onde descrevem um espectro de auxílio com indicações clínicas para a tomografia volumétrica de feixe cônico e sua combinação com navegação intraoperatória. O aparelho utilizado foi o ARCADIS ORBIC 3D (Siemens Medical Solutions,Erlanger, Alemanha). Foram estudados

dados de tomografia volumétrica de feixe cônico de 179 pacientes com fratura de zigomático, e fratura mandibular. Uma limitação desse tipo de técnica é o caso de imagens fantasmas decorrentes de corpos estranhos metálicos localizados.

Bueno et al. (2007) citam que a primeira geração de tomógrafos volumétricos de feixe cônico utilizava como sensores intensificadores de imagens de 8 *bits* e os sensores atuais de *flat panel* possuem de 12 a 16 *bits*. Os sensores *flat panel* produzem imagens livres de distorções e com menor ruído, não são sensíveis a campos magnéticos e não precisam de calibração freqüente. O tempo de exposição em média está entre 8 a 40 seg, mas devido ao raio -X ser pulsátil, o tempo real é menor. As imagens digitais são fornecidas por pequenos pontos (quadrados com altura e largura) com médias idênticas e são chamados de *pixel*. Na tomografia volumétrica é adicionado um outro plano que é a profundidade e se torna um cubo, que é chamado de *voxel*, sendo isomorfo e isométrico, proporcionando melhores detalhes na imagem de pequenas estruturas como a lâmina dura. As imagens capturadas são exportadas em sistema *DICOM* que pode armazenar dados técnicos e estes arquivos podem ser convertidos para o formato *STL* para realização dos sistemas tridimensionais.

Shi, Scarfe e Farman (2007), realizaram um estudo sobre a maturação cérvico vertebral que está relacionada com a maturação esquelética e pode ser usada para prognosticar a idade esquelética, sendo um dado importante na determinação do potencial de crescimento para o planejamento do tratamento ortodôntico. Estudos anteriores da relação de maturação esquelética cérvico vertebral enfocaram as superfícies das vértebras da coluna cervical entre C1, C2, C3, observando o contorno no plano sagital usando cefalogramas laterais. Estes

autores estudaram três pacientes com idade de 9, 17 e 27 anos, através de tomografia volumétrica das vértebras em questão. O aparelho utilizado foi i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América). Concluíram que a possibilidade da segmentação das vértebras individuais foi comprovada nos dados da tomografia de feixe cônico. Este trabalho proporcionou a possibilidade da estimativa da idade biológica nos pacientes, usando imagens da coluna vertebral. Este é também um potencial no estudo de processos degenerativos como fraturas na coluna, conseqüência de osteoporose.

Kim et al. (2007), utilizaram a tomografia volumétrica de feixe cônico com o aparelho PSR 9000N (Asahi Roentgen, Kyoto, Japão) para a instalação de mini implantes ortodônticos em locais precisos. Quando é necessário colocar mini parafusos próximos a estruturas anatômicas delicadas como raízes dentárias, seio maxilar, nervo alveolar, um guia cirúrgico pode ser usado para a correta localização do ponto e vetor para evitar dano a estruturas vizinhas. A tomografia volumétrica de feixe cônico pode adquirir mais cortes em menor espaço de tempo, cobrindo grande parte de estruturas anatômicas com cortes delgados. Imagens tridimensionais reconstruídas adquiridas de cortes originais (axiais) de uma tomografia por meio de feixe cônico poderão ser utilizadas na obtenção de informação adicional sobre estruturas anatômicas. Assim, tem sido desenvolvido um sistema seguro, acurado e simples para localizar mini implantes com tomografia volumétrica de feixe cônico. É criado um modelo tridimensional dos dentes do paciente e anatomia óssea alveolar abaixo deste; isto permite ao clínico pré determinar posições para colocação do mini implantes.

Cohenca et al. (2007a), analisaram as complicações comuns de traumas dento alveolares como necrose pulpar, obliteração dos canais pulpare, patologias periapicais e reabsorções radiculares por meio da tomografia volumétrica de feixe cônico. Existem diferentes tipos de reabsorção radicular identificadas com injúrias traumáticas. Este trabalho discute e ilustra aplicações clínicas da tomografia volumétrica de feixe cônico para o diagnóstico e plano de tratamento de reabsorções radiculares. Foi utilizado o aparelho NEWTOM 3G (Quantitative Radiology SRL, Verona, Itália). Com a tomografia volumétrica de feixe cônico podem-se avaliar os defeitos e determinar facilmente a localização da extensão da lesão, para que se possa ter um diagnóstico diferencial, tratamento e prognóstico do dente.

Cohenca et al. (2007b), relataram que o tomógrafo volumétrico NEWTOM 3G (Quantitative Radiology SRL, Verona, Itália), adquire 360° de imagem em 36 seg com reconstrução de 512 por 512 *pixel*, com 12 bits por *pixel*. O tamanho do *pixel* varia de 0,25 mm a 0,42 mm dependendo do sensor usado. O corte axial tem espessura entre 0,1 mm a 5 mm. Os autores relatam casos de pacientes onde foram feitas radiografias periapicais e tomografia volumétrica de feixe cônico. A tomografia evidenciou com mais detalhes a fratura no elemento dental e na região óssea que não era observado na radiografia periapical, Em outro caso a tomografia volumétrica de feixe cônico permitiu a visualização de fratura na região alveolar e um fragmento dentário na região de lábio superior do paciente, o que também não foi observado na radiografia periapical. Assim os autores concluíram que o aparelho NEWTOM 3G permitiu valorosa informação que auxiliou na determinação do tipo e severidade da injúria e assim, contribuiu para o diagnóstico e planejamento do tratamento.

Peck et al. (2007), citam que o maior objetivo do tratamento ortodôntico é a correção da posição dos dentes em três planos. Uma das principais características é idealizar a posição dentária quando a inclinação méso distal das raízes dos dentes. Esses autores compararam a inclinação das raízes dos dentes nas radiografias panorâmicas e na tomografia volumétrica. O tomógrafo utilizado foi NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona, Itália). Nas radiografias panorâmicas existe aparentemente uma discrepância na largura, especialmente na região de pré-molares. Concluíram que a projeção panorâmica é uma boa projeção, mas não proporciona real informação quanto à angulação das raízes dos dentes, particularmente do canino e região do pré-molar. A introdução da tomografia volumétrica por feixe cônico criou a oportunidade para os clínicos de adquirir alta qualidade em imagens de diagnóstico, com a dose de absorção que é comparada a outra avaliação dental, e menor que a tomografia convencional. O amplo campo de visão e as imagens tridimensionais oferecida pela tomografia de feixe cônico criam a oportunidade do clínico se adequar às avaliações dos ossos, dentes, disfunções têmporo mandibulares e outros fatores que devem estar associados com o total sucesso da reabilitação ortodôntica e oclusão do paciente.

Lofthag-Hansen et al. (2007) compararam a radiografia periapical e a tomografia volumétrica de feixe cônico na avaliação das lesões periapicais. Citam que é fundamental se ter conhecimento da extensão de uma lesão periapical, bem como o número de raízes e canais existentes, e no caso de uma cirurgia periapical a avaliação entre os ápices radiculares e a região circunvizinha é essencial. Outras relações importantes se referem à proximidade da região periapical dos elementos dentários com o seio maxilar e canal mandibular. As radiografias periapicais são limitadas para a avaliação da região periapical de molares superiores devido às

condições anatômicas e assim se faz necessário uma informação tridimensional. . Os autores realizaram um estudo com 36 pacientes (46 dentes) com lesão periapical, em pré molares superiores, primeiros e segundos molares superiores e inferiores. Foram feitas duas radiografias periapicais ( uma com a técnica do paralelismo e outra com diferença de angulação horizontal de 10°) e uma tomografia volumétrica de feixe cônico (com o tomógrafo ACCUITOMO, J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japão). Foi utilizado 80 Kv, 2 a 4 mA, com 17 seg. de exposição, e os cortes eram de 1mm de espessura. As radiografias foram analisadas por três especialistas em radiologia odontológica. Primeiro foram avaliadas as radiografias periapicais e após duas semanas, as tomografias. Nas radiografias periapicais dois pré molares foram dados como tendo duas raízes, mas somente um foi visto na tomografia. Com relação aos canais, 124 foram encontrados nas radiografias periapicais e 12 a mais (10% a mais) foram encontrados na tomografia. O seio maxilar foi avaliado como localizado entre as raízes palatina e vestibular em sete dentes nas radiografias periapicais e em 11 na tomografia. Em 32 dentes, foram diagnosticadas lesões periapicais através das radiografias e 10 dentes a mais nas tomografias. Em 33 dentes que não eram visíveis lesões periapicais nas radiografias, foram encontradas na tomografia. Erosões e perfurações foram vistas nove vezes a mais nas tomografias. Foram também observados 13 dentes com lesões, com expansão para o seio maxilar e nas tomografias foram encontrados 18 dentes. Espessamento da membrana sinusal foi observado em mais de quatro vezes nas tomografias que nas radiografias periapicais. Concluíram que a relação entre as raízes e o canal mandibular é mais bem visualizada na tomografia volumétrica; a relação entre o canal mandibular, as raízes e as lesões periapicais podem variar devido à inclinação das raízes e a variação da angulação da técnica

periapical. No caso da presença de objetos metálicos nos dentes ou em áreas adjacentes, pode haver ruído na imagem nas tomografias e as radiografias periapicais são de grande auxílio nestes casos.

Closmann e Schmidt (2007) publicaram um artigo para instruir os profissionais sobre uma opção para avaliação e plano de tratamento de câncer bucal utilizando a tomografia computadorizada de feixe cônico. Este estudo foi feito por meio de biópsias de três pacientes e para cada paciente foi indicada uma tomografia volumétrica para avaliar a extensão da destruição óssea. Uma das biópsias era de 2cm de um carcinoma de células escamosas de gengiva da região anterior da mandíbula. A tomografia volumétrica revelou claramente a erosão do tumor através da cortical até o osso medular. Outra biópsia era de lesão exofítica com dimensão de 1,5cm, de carcinoma de células escamosas de região gengival anterior, abaixo de pânticos de uma prótese fixa, em uma paciente fumante e a tomografia volumétrica de feixe cônico mostrou nitidamente a erosão do tumor na mandíbula. A outra biópsia era de um sarcoma osteogênico da região posterior de mandíbula direita, presente a dois meses e de 1,5cm por 4 cm, e o paciente apresentava parestesia no lábio. A tomografia determinou a extensão do envolvimento do tumor na mandíbula. Os autores concluíram que por meio da tomografia volumétrica de feixe cônico o cirurgião pode mensurar a exata extensão da lesão para a ressecção e o planejamento de enxertos. A tomografia volumétrica de feixe cônico permite a exata visualização do osso envolvido por uma neoplasia na mandíbula por uma fração do custo de uma tomografia computadorizada convencional, além da redução do nível de radiação. A tomografia volumétrica pode auxiliar no pré-operatório de câncer bucal, além de estabelecer a necessária extensão da ressecção do tumor com margem de segurança.

Tsurumachi e Honda (2007), relataram um caso de fratura de material intra radicular onde foi feita a tomografia volumétrica de feixe cônico (aparelho 3DX MICRO CT -J Morita Co Ltd., Kyoto, Japão). Citam que dentes com instrumentos fraturados onde estes se encontram no interior do seio maxilar, propiciam um fator etiológico para sinusite. Quando uma cirurgia é necessária, a exata extensão do instrumento fraturado deve ser conhecida, bem como as estruturas anatômicas circunvizinhas, como no caso de seio maxilar. Neste estudo foi feita uma tomografia volumétrica de feixe cônico e foi observado o instrumento que estava entre as duas raízes vestibulares e não próximo à raiz palatina. A exata extensão do instrumento. Houve uma hemiseção das raízes e remoção do instrumento fraturado.

Cotton et al. (2007) citam que a tomografia volumétrica de feixe cônico além de apresentar um aumento na acurácia da imagem, alta resolução da mesma, menor tempo de captura da imagem e pequena dose de radiação para o paciente, tem grande potencial para avaliar dentes na moderna prática endodôntica. Neste trabalho os autores utilizaram o tomógrafo volumétrico 3D ACCUITOMO XYZ SVT ( J. Morita, Kyoto, Japão) e avaliaram as imagens obtidas em radiografias periapicais e imagens da tomografia volumétrica de feixe cônico. Os casos foram: uma radiografia periapical mostrava uma dilaceração em um molar inferior, mas na tomografia volumétrica foi observada uma raiz supranumerária disto lingual; na radiografia periapical foi observada radiolucência no ápice de um incisivo central direito, mas a tomografia volumétrica revelou um aumento do forame incisivo; uma outra radiografia periapical apresentou uma reabsorção óssea na região distal de um incisivo central superior, mas na tomografia volumétrica foi observada fratura na porção palatina deste elemento com perda óssea na região; em outro caso uma radiografia periapical mostrou uma reabsorção radicular interna no incisivo central

superior e o paciente relatou trauma cinco anos antes, na tomografia volumétrica foi observada uma perfuração na raiz devido à reabsorção radicular; uma radiografia periapical da região inferior de um paciente que apresentava parestesia denotava uma lesão periapical próxima ao forame mental, com a tomografia volumétrica de feixe cônico observou-se que a saída do nervo mandibular estava próximo ao ápice do dente que devido à lesão causava pressão no local; um outro paciente colocou dois implantes inferiores posteriores e tinha sensibilidade à percussão e ao frio no local, e a tomografia volumétrica mostrou extensa radiolucência no ápice de um dos implantes. Os autores concluíram que a aplicação da tomografia volumétrica de feixe cônico inclui diagnóstico de patologias endodônticas e morfologia do canal radicular, contribuição na avaliação de patologias de origem não endodônticas, avaliação de fraturas radiculares e traumas, análise de reabsorção radicular interna e externa, e planejamento pré cirúrgico..

Hintze, Wiese e Wenzel (2007), realizaram um estudo para comparar a acurácia das imagens na morfologia da articulação têmporo mandibular por meio da tomografia computadorizada e da tomografia volumétrica de feixe cônico. Foram escaneados 80 crânios humanos macerados em um tomógrafo computadorizado e em um tomógrafo volumétrico de feixe cônico NEWTOM 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália) com reconstrução frontal e lateral do lado direito e esquerdo. Os diferentes tipos de morfologia em relação à cabeça da mandíbula e tubérculo articular foram evidenciados com significativa exatidão na tomografia volumétrica, na avaliação lateral, mas sem muita diferenciação entre a frontal somente e a frontal associada a lateral. Concluíram que não existe diferença significativa para avaliação da cabeça da mandíbula e tubérculo articular entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica de feixe cônico.

Kumar et al. (2007) compararam as mensurações cefalométricas de cefalogramas laterais com a tomografia volumétrica usando projeções ortogonais. Foram obtidas radiografias cefalométricas convencionais em sistema DIGORA (PCT, Soredex, Estados Unidos da América) e tomografia volumétrica de feixe cônico por meio do aparelho NEWTOM 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália), em dez crânios macerados. Este estudo utilizou mensurações no crânio macerado como padrão ouro para ter a escala de três imagens méso sagitais. O volume da tomografia foi exportado em formato *DICOM* e importado em sistema DOLPHIN 3D. Os autores relatam que teoricamente a ampliação e distorção da projeção não afetam as medidas méso sagitais. As mensurações feitas com a tomografia volumétrica são similares a real distância entre os locais do crânio macerado.

Suomalainen et al. (2007), avaliaram o uso do tomógrafo volumétrico de feixe cônico na Odontologia. O aparelho utilizado neste estudo foi o 3DX ACCUITOMO (J Morita Mfg. Corp. Kyoto, Japão). O feixe de radiação tem 30 mm de altura e 40 mm de largura, com tempo de exposição de 17 seg. e 60-80 Kv e 1-10 mA., com cortes de espessura de 1mm. Foram observadas 198 imagens de 138 pacientes, que foram avaliados com radiografias panorâmicas e intra-buciais anteriormente. A tomografia foi indicada para planejamento de implante (49%), confirmação de diagnóstico de infecções dentais (28%), avaliação de raízes ou localização de corpos estranhos(13%), imagens da articulação têmporo mandibular, diagnóstico de cistos e tumores (7,5%), e exames destas áreas (2,5%). Concluíram que o tomógrafo volumétrico em questão proporciona a visualização precisa de estruturas anatômicas e permite planejar o tratamento com implantes. O aparelho é utilizado comumente em instituições públicas e também é frequentemente usado em

consultórios particulares. Os autores recomendam o uso deste sistema quando radiografias intra e extra-bucais convencionais são insuficientes para o diagnóstico.

Estrela et al. (2008), relataram a acurácia na obtenção de imagens de lesão apical pela tomografia volumétrica. Compararam radiografia periapical, panorâmica e a tomografia volumétrica de feixe cônico. Em 1508 dentes avaliados com infecção, a acurácia da radiografia periapical foi superior à da radiografia panorâmica, porém somente em condições de severidade. A tomografia volumétrica de feixe cônico foi superior na visualização de lesões periapicais.

Blake et al. (2008), publicaram um estudo sobre a praticidade na aquisição de imagem pela tomografia volumétrica de feixe cônico, propiciando a redução no tempo de uma intervenção cirúrgica. Relata o caso de uma cirurgia para levantamento de seio maxilar, onde entre a aquisição da imagem feita por meio do tomógrafo volumétrico ARCADIS ORBIC 3D (Siemens Medical Solutions, Erlanger, Alemanha) e a colocação de enxerto autógeno associado a osso sintético na membrana sinusal, foram gastos cerca de 5 minutos.

Draenert et al. (2008) citam em seu trabalho a avaliação da definição e uso de enxertos ósseos com imagens adquiridas no tomógrafo volumétrico de feixe cônico NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona, Itália). A acurácia da tomografia volumétrica de feixe cônico comparada à tomografia computadorizada mostra ser constante em vários relatos. Outros estudos sobre os aparelhos de feixe cônico mostram algumas desvantagens técnicas comparadas à tomografia computadorizada como no caso de artefatos causados por implantes metálicos. Os autores relatam que com sua prática por meio do NEWTOM 9000 DVT, este sistema mostrou imagens deficientes do enxerto ósseo em alguns casos. Neste trabalho os autores compararam

dois grupos de osso enxertado: um de osso trabecular e outro de osso cortico-trabecular. O estudo foi feito com 21 pacientes após 3 a 6 meses da cirurgia e foram submetidos a exame tomográfico com o aparelho NEWTOM 9000 DVT para aquisição de imagem, com 70 seg. de escaneamento, usando 110 kV e 7 mA, com resolução espacial de 0,25mm de reconstrução de imagem axial e com 0,3mm de espessura do corte axial. Posteriormente as imagens foram reconstruídas com auxílio do *software* OSIRIX (Foundation, Genebra, Suíça) com uma janela entre -450 e +1050 unidades Hounsfield. Foi observado que a parte do osso trabecular não tinha limites nítidos entre o enxerto ósseo e o tecido ao redor, isto significou que não existe diferença na visualização do tecido normal e do enxerto ósseo nas imagens. Os autores concluem que frequentemente a tomografia computadorizada é considerada para representar o padrão ouro de imagens quanto a qualidade do tamanho do enxerto ósseo. As observações subjetivas dos autores indicam uma limitação importante do NEWTOM 9000 DVT para as imagens de enxerto ósseo trabecular devido a pouca qualidade da imagem na análise descritiva. Citam que o enxerto ósseo trabecular é pouco definido devido à desmineralização associada ao processo de remodelação durante observação de três a seis meses após a cirurgia. Reabsorção do enxerto ósseo é comum em certos graus após procedimentos de adição óssea em algumas áreas do crânio e tem sido avaliado antes da implantação com tecnologia segura de imagem. Alguns aparelhos, incluindo o NEWTOM 9000 DVT, tem sido desenvolvidos para aperfeiçoar o sistema com melhoria da imagem, aperfeiçoamento dos programas e da tecnologia de sensores *flat panel*. Subjetivamente, o uso do NEWTOM 9000 DVT é limitado para avaliar enxerto ósseo trabecular, mas tem bom contraste para enxerto ósseo cortical, porém análises estatísticas revelam não haver diferença significativa entre os especialistas.

Chilvarquer, Hayek e Azevedo (2008), descreveram os conceitos e aplicações da tomografia na Odontologia. Relatam que os tomógrafos volumétricos de feixe cônico são de dois tipos: os que capturam somente o volume e os de multifunção, onde além do volume podem ser adquiridas radiografias panorâmica e telerradiografia. Os sensores destes aparelhos podem ser intensificadores de imagem e *flat panel*. Os intensificadores de imagem são constituídos de fósforo que captam os fótons de raios X, convertendo em luminosidade, que é transformada em elétrons, que são acelerados e focalizados em um sensor CCD. São sensíveis, grandes e causam distorções geométricas quanto ao volume. Nos sensores *flat panel* os raios X são absorvidos por uma camada de cintiladores e transformados em luminosidade que será convertida em elétrons, capturados e armazenados pela camada de silicone amórfica, e os transistores farão a leitura final dos sinais. Os sensores *flat panel* tem a vantagem de ser menor em tamanho e peso (menor vibração), não causam distorção na imagem, tem maior resolução, maior vida útil e não são sensíveis aos campos eletromagnéticos. Explicam a diferença entre a colimação do tomógrafo computadorizado que é dupla, sendo no feixe e no sensor, reduzindo o ruído e a radiação secundária, enquanto que no tomógrafo volumétrico de feixe cônico não existe colimação tanto para o feixe como para o sensor de área, o que gera grande quantidade de ruído na aquisição da imagem e faz com que imagens de baixo contraste (tecidos moles) não se diferenciem como na tomografia computadorizada. Citam que um grande desafio na interpretação das imagens da tomografia volumétrica de feixe cônico é a presença de artefatos nas imagens quando existe metal na região buco-maxilo-facial do paciente. Enfatizam que estes artefatos podem se assemelhar às fraturas e reabsorções. Relatam as inúmeras aplicações deste exame como auxiliar no diagnóstico de afecções de tecidos duros do complexo maxilo-mandibular, avaliações da articulação têmporo mandibular,

planejamento de cirurgias ortopédicas e ortognáticas, planejamento cirúrgico de reabilitações com o uso de implantes osseointegrados, distração osteogênica, cirurgias periodontais, e até análises cefalométricas tridimensionais. Também pode ser indicado para reconstruções detalhadas da anatomia no caso de cirurgias virtuais guiadas e confecção de biomodelos, para orientação pré operatória.

Ballrick et al. (2008), em seu estudo observaram imagens obtidas pelo tomógrafo volumétrico de feixe cônico i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América) para avaliação da acurácia da mensuração e da resolução espacial para alguns locais e nas três dimensões. Foi utilizado um fantom com marcações com 0,3mm de diâmetro de cromo, com aproximadamente 5 mm de comprimento em três planos espaciais e desenvolvido para a análise de distorção e acurácia de mensuração. Um par de linhas foi usado no fantom para avaliar a resolução espacial. Relataram que não existe diferença estatística significativa entre as imagens tridimensionais. A diferença absoluta foi menor que 0,1mm, sem probabilidade de significado clínico para aplicações. A resolução espacial foi menor em escaneamento mais rápido e com *voxel* de maior tamanho. Concluíram que o aparelho i-CAT tem acurácia clínica para mensurações e resolução espacial aceitável

Liang et al. (2009a) realizaram uma comparação entre a qualidade da imagem e visualização de estruturas anatômicas na mandíbula entre cinco tomógrafos volumétricos de feixe cônico e um sistema de tomografia computadorizada *multislice*. O desenvolvimento da tomografia volumétrica de feixe cônico possibilita a melhor visualização das estruturas craniofaciais. Neste estudo os autores utilizaram uma mandíbula humana macerada que foi colocada em um recipiente plástico e imersa em água para simular tecido mole e submetida a exame tomográfico em cinco aparelhos: NEWTOM 3G (Quantitative Radiology, Verona,

Itália), ACCUITOMO 3D (J Morita, Kyoto, Japão), i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, EUA), GALILEOS (Sirona, Bensheim, Alemanha), SCANORA 3D (Soredex, Tuusula, Finlândia), e um tomógrafo computadorizado SOMATOM SENSATION (Siemens, Erlanger, Alemanha). Treze protocolos com diferentes campos de visão foram escolhidos para as imagens, e estas foram exportadas em *DICOM*. Foram incluídas onze estruturas anatômicas na análise. Cinco observadores avaliaram todas as imagens por duas vezes em diferentes sessões com intervalo de uma semana. Os observadores eram dentistas e foram devidamente orientados. As concordâncias entre e intra observadores foram quantificadas por estatística Kappa. Concluíram que o osso trabecular, espaço periodontal e lâmina dura foram significadamente menos visíveis em comparação com outras estruturas. Na visualização do osso trabecular, espaço periodontal, e lâmina dura, o sistema ACCUITOMO apresentou o melhor resultado. A tomografia computadorizada foi o segundo em melhor visualização das estruturas, e foi superior a todos os sistemas volumétricos em relação à diminuição do ruído na imagem. Todos os sistemas permitiram a visualização do forame mental, canal mandibular, cortical óssea, canal incisivo, e câmara e condutos pulpares.

Para Liang et al (2009b), o sucesso da reabilitação com implantes dentários requer exato planejamento cirúrgico pré operatório, pois a real posição do implante no osso pode evitar danos a nervos e estruturas vasculares. Os modelos tridimensionais podem ser usados para planejar o procedimento pré operatório do implante e também criar modelos físicos para cálculos usando tecnologia estereolitográfica. Os autores neste estudo avaliaram a exatidão do modelo tridimensional obtido de cinco tomógrafos volumétricos de feixe cônico, comparando com o obtido pelo tomógrafo computadorizado. Um laser de alta resolução (XC50

CROSS SCANNER, Metris, Leuven, Bélgica) foi usado para criar a referência padrão ouro dos modelos. Uma mandíbula humana macerada foi digitalizada por esse laser que permite obter superfícies com uma acurácia de 15  $\mu\text{m}$ . A mandíbula foi colocada em um recipiente de plástico e preenchido com água para simular os tecidos moles do paciente. Esta foi submetida a exame tomográfico em cinco aparelhos: NEWTOM 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália), ACCUITOMO 3D (J Morita, Kyoto, Japão), i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, EUA), GALILEOS (Sirona, Bensheim, Alemanha), SCANORA 3D (Soredex, Tuusula, Finlândia), e um tomógrafo computadorizado SOMATOM SENSATION (Siemens, Erlanger, Alemanha), e os protocolos foram realizados conforme o fabricante de cada sistema. Os autores citaram que tanto a tomografia computadorizada como a volumétrica permitem resultados satisfatórios para o planejamento e localização de implantes. A tomografia computadorizada apresentou um desvio linear entre 0,9 mm e 1,3 mm, desvio angular entre 2,9° e 4,4°, enquanto que a tomografia volumétrica de feixe cônico apresentou desvio linear entre 1,1 mm e 2,0 mm, e desvio angular entre 1,2° e 2,8°. Os desvios significativos do padrão ouro para a tomografia computadorizada foi de 0,137 mm e para a tomografia volumétrica foi de 0,282 mm (i-CAT), 0,225 mm (ACCUITOMO), 0,165 mm (NEWTOM 3G), 0,386 mm (SCANORA), 0,206 mm (GALILEOS). Os resultados mostram que a exatidão da reconstrução dos modelos pela tomografia volumétrica de feixe cônico é relativamente menor, mas aceitável quando comparada tomografia computadorizada do padrão ouro. A exatidão dos contornos mandibulares é diminuída devido a defeitos como sombras. Com relação aos resultados e devido à baixa radiação, ao menor tempo de aquisição da imagem e à boa qualidade da imagem, a tomografia volumétrica pode ser de grande auxílio nas cirurgias incluindo localização de implantes na região maxilo facial.

Ilgüy et al. (2009), cita que no caso de paciente traumatizado, o exame clínico é fundamental para determinar o diagnóstico inicial, a severidade e injúria, o plano de tratamento, e criar uma conduta a ser seguida. Segundo os autores o sistema NEWTOM 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália) é utilizado para diagnóstico em radiologia odontológica e no campo da cirurgia maxilo facial. Relata o caso de um paciente com severos danos traumáticos na face decorrente de acidente automobilístico, uma semana antes deste atendimento, onde foi diagnosticada fratura na região do canino inferior direito por meio de uma tomografia volumétrica de feixe cônico. Os autores relatam este atendimento, em que foram feitas radiografias periapicais, mas não foi observada nenhuma fratura. A radiografia panorâmica indicou nitidamente uma fratura na região do canino inferior direito. Por meio da tomografia volumétrica foi observada linha de fratura no primeiro pré molar superior direito, primeiro pré molar superior esquerdo e segundo pré molar inferior direito, uma linha de fratura vertical óssea entre os pré molares superiores direitos. Também foi notada linha de fratura no canino inferior esquerdo. A espessura do corte axial da tomografia computadorizada inicial foi de 0,7mm e do corte coronal de 0,7mm, e da tomografia volumétrica o corte axial foi de 0,2mm e o corte coronal de 0,5mm. Os autores concluíram que a tomografia computadorizada, a tomografia volumétrica, a radiografia panorâmica e as radiografias periapicais foram usadas neste caso e permitiram somatória de informações detalhadas.

Swennen et al. (2009) relatam um estudo para avaliar o uso de um duplo escaneamento tomográfico com a finalidade de obter detalhada superfície dental nos modelos virtuais, e avaliar a acurácia dos pontos de superfície baseados na utilização de registros rígidos. Foi confeccionada uma placa de mordida, onde estariam as impressões dos arcos dentais de cada paciente. Nesta placa foram

colocadas dez marcações radiopacas. Este estudo foi feito com 10 pacientes que foram submetidos à tomografia volumétrica de feixe cônico, por meio do aparelho i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América), com protocolo de digitalização de alta resolução, utilizando 120 Kv, 48 mA, com campo de visão de 17cm por 22 cm. Foi feita a captura da imagem primeiro da maxila com a placa de mordida em posição e depois da mandíbula. Após a aquisição dos dados estes foram armazenados e importados para serem avaliados. Os autores constataram que a margem de erro para a superfície dental do arco superior foi de :  $\leq 0,16$  mm ( 25%),  $\leq 0,34$  mm (50%) e  $\leq 0,97$  mm (90%). Para o arco inferior foi:  $\leq 0,22$  mm (25%),  $\leq 0,44$  mm (50%) e  $\leq 1,09$  mm (90%). Uma média de sete marcações foi usada para o registro automático de pontos nos modelos virtuais. Algumas marcações não foram segmentadas, pois eles tocaram os dentes dos pacientes e estavam submersos nos artefatos da imagem. A média total de erros foi de  $0,18$  mm  $\pm 0,10$  mm. Os autores relatam que a aquisição da imagem no aparelho i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América) consegue abranger a cabeça e pescoço, e a região do ângulo cérvico mental até seios frontais, o paciente fica sentado e não há alteração do contorno facial de tecidos moles pela posição do paciente. O NEWTOM 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália) e o CB MERCURAY (Hitachi Medical Corporation, Osaka, Japão) tem boa aquisição de volume e são capazes de digitalizar o mesmo volume somente na horizontal, pois o paciente é posicionado deitado, que não é a posição ideal para o planejamento ortognático e cirurgia orto-morfo facial. O 3D ACCUITOMO (J Morita, Kyoto, Japão) e o NEWTOM 9000 DVT(Quantitative Radiology, Verona, Itália) tem digitalização de volume pequeno e não é adequado também para o planejamento ortognático e cirurgia orto-morfo facial.

Brown et al. (2009), compararam a acurácia linear das mensurações entre marcações cefalométricas nas imagens de tomografia volumétrica com variações de projeções, e mensuradas diretamente nos crânios humanos. Foram mensuradas dezesseis marcações lineares em vinte e quatro locais marcados em dezenove crânios humanos. As tomografias foram realizadas com o auxílio do aparelho i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América). As mensurações através da tomografia volumétrica foram consistentes para as medições dos pontos diretamente no crânio. Reduzindo o número de projeções de imagens, podem aparecer sombras na superfície das imagens, não reduzindo a acurácia dimensional, mas há redução na dose de exposição para o paciente.

Van Vlijmen et al. (2009), avaliaram mensurações com construções cefalométricas de tomografia volumétrica de feixe cônico com o aparelho i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América), e radiografias cefalométricas convencionais em 40 crânios humanos macerados. Um mesmo operador identificou 15 marcações em ambos os tipos de radiografias cefalométricas. Segundo os autores, a reprodutibilidade de mensurações em radiografias cefalométricas obtidas por meio da tomografia volumétrica de feixe cônico foi melhor, comparada à convencional. Não há diferença de acurácia clínica entre as radiografias.

Moura et al. (2009), em seu estudo executaram uma expansão maxilar em um crânio humano macerado. Foi feita uma tomografia computadorizada com o aparelho ASTEION (Toshiba, Tóquio, Japão) com 120 Kvp, 80 mA, cortes e 1mm de espessura com 1 mm de intervalo e tempo de exposição de 3,6 seg. A tomografia volumétrica de feixe cônico foi feita por meio do aparelho i-CAT (Imaging Sciences

Int., Hatfield, Pensilvânia, EUA), com 120 Kvp, 30 mA, cortes de 1mm e *voxel* de 0,4mm. A reconstrução tridimensional das estruturas maxilares foi realizada pelo programa Dental Slice v2.1 ( Bioparts, Brasília DF, Brasil) para todos os exames tomográficos. A radiografia oclusal é usualmente utilizada para evidenciar a disjunção da sutura palatina mediana. Os cortes foram realizados ao nível das raízes dos pré molares, para avaliação axial, nessa profundidade não se observam artefatos produzidos pelo expansor. A utilização de reconstruções tridimensionais possibilita averiguar, ainda com o aparelho expansor em posição, qual a real abertura conseguida e fazer a sobrecorreção necessária para o procedimento. Concluem que os cortes tomográficos possibilitam a reconstrução tridimensional da maxila após procedimento de expansão rápida, permitindo uma real avaliação da abertura intermaxilar.

Nigro (2009) elucida quanto aos dados adquiridos por meio da tomografia volumétrica que serão transformados para a confecção de um modelo de prototipagem. Esses dados serão reformatados para a obtenção de um modelo tridimensional, com melhor compreensão de sua estrutura. As imagens tomográficas em formato *DICOM* tem grande quantidade de tons de cinza (imagens tipo Raster), que variam do zero (escuro) até 4095 (claro). O formato *DICOM* fornece a informação do *pixel*, e assim o programa posiciona virtualmente os cortes, criando o volume tridimensional com todos os *pixels* da imagem do paciente. Essas imagens serão segmentadas baseadas nos tons de cinza, separando o tecido mole de cavidades aéreas, ou a mandíbula e a maxila separadas da coluna vertebral. Após a segmentação, as secções transversais devem ser transformadas do formato matricial para um formato vetorial poligonal com malhas triangulares, criando um arquivo STL. Definem-se os pontos relevantes em cada contorno para a interpolação

entre pares de fatias. Em locais de grande curvatura, é selecionado um conjunto maior de pontos, aqueles onde ocorre mudança de orientação, pois só os pontos com orientação diferente são relevantes para a malha triangular. A reconstrução da superfície do objeto se faz através de contornos de todas as secções extraídas, e a seguir se faz a aproximação de superfície, reconstruindo o objeto. Apesar de existirem vários processos de prototipagem, o mais aceito é o STL que possibilita ser interpretado por qualquer sistema de prototipagem. Os arquivos vetoriais (arquivo STL) perdem a informação das estruturas internas da peça ou da imagem, porém melhoram a forma externa, que é interessante para a produção do protótipo.

## 2.2 Prototipagem Rápida

Pessa (2001) descreve que a estereolitografia tem sido largamente utilizada em engenharia para confecção de modelos como réplicas de grande parte das produções. Mais recentemente, a estereolitografia tem um papel importante no planejamento pré-operatório das anomalias dento-faciais. A excelente qualidade dos modelos são produzidos com tomógrafo computadorizado helicoidal com cortes reformatados com intervalo de 1 mm ; no futuro, um maior grau de acurácia será adquirido com o progresso da tecnologia na tomografia computadorizada.

Pessa, (2001) mostra alguns potenciais da estereolitografia no estudo da maturação facial. O uso de prototipagem rápida oferece assim habilidade para favorecer o estudo da maturação crânio-facial. A estereolitografia oferece um grande número de vantagens, devido esta tecnologia proporcionar imagens com extremo grau de acurácia Assim, esta tecnologia oferece ao clínico, devido a essa fidelidade, a habilidade para realizar estudos retrospectivos e prospectivos de maturação facial nos indivíduos. Neste estudo foram utilizados 20 esqueletos faciais mais jovens (média de 20,2 anos) e outro grupo de mais idade (58,8 anos), de ambos os sexos. As imagens foram adquiridas através de um tomógrafo helicoidal e reformatadas com cortes de intervalos de 1 mm. Confeccionaram-se réplicas de cada sujeito através de polimerização a laser. Foram mensurados os ângulos da maxila com relação a linha sela-nasion. As alterações quanto à altura, largura e profundidade foram avaliadas. O estudo mostrou que alterações angulares ocorrem

com a idade, devido a deformações de certas curvas e contornos advindos da mesma. A estereolitografia pode ser de grande valor para essas observações. O autor cita também que provavelmente, o principal fator na obtenção da imagem exata é a posição do *gantry* mais próximo possível de 0°. Assim conclui que com os avanços significativos atualmente neste campo, a estereolitografia tem o potencial de acrescentar valorosas informações no futuro estudo da maturação facial.

Van Lierde et al. (2002) relataram um estudo com 20 crânios macerados, verificando a validade da reprodução das estruturas anatômicas nos biomodelos, baseado em dados gerados por exames de tomografia computadorizada, com precisão para aplicações clínicas e terapêuticas desta tecnologia.

Williams, Bibb e Rafik (2004) realizaram um estudo para confecção de prótese parcial removível utilizando prototipagem rápida. Foi obtido um modelo tridimensional do paciente através de um projeto de captura óptica de superfície. Foram marcados alguns pontos usando um *software*, e posteriormente foi produzido um modelo tridimensional através de uma prototipagem rápida. Concluíram que a desvantagem deste método atualmente é o custo dos equipamentos utilizados. Contudo devido a familiaridade com essa tecnologia associada a programas mais sofisticados que estarão disponíveis, haverá uma contribuição para a redução do tempo na confecção de um biomodelo. Um outro fator que ocorreu foi a presença de trincas no modelo decorrente da expansão térmica no molde. Porém foi usada outra tecnologia de prototipagem para o padrão e esse problema foi solucionado.

Silva et al. (2004) publicaram uma metodologia de fabricação de biomodelos cujo desenvolvimento através das ciências biomédicas, informática e

engenharia, agregavam tecnologias recentes das áreas de prototipagem rápida e diagnóstico por imagem. A partir dos modelos gerados no computador, foram confeccionados biomodelos de prototipagem rápida. Estes facilitam de sobremaneira a cirurgia, melhoram os resultados, diminuem os riscos e o tempo cirúrgico.

Rosa, Oleskovicz e Aragão (2004), publicaram um caso sobre um paciente com anquilose da ATM. Este paciente havia sofrido um coice de um cavalo quando tinha nove anos de idade. Desde então sua abertura bucal vinha gradualmente sendo limitada até ser impedido qualquer movimento mandibular. Há dez anos atrás havia sido feita cirurgia de osteotomia da região da ATM direita e posteriormente uma reconstrução com enxerto. Após onze anos da cirurgia, existia uma anquilose recorrente da ATM direita e sua abertura bucal era de 5 mm. Foi feita uma tomografia computadorizada e a confecção de um modelo de prototipagem rápida obtido por sinterização seletiva laser. O planejamento cirúrgico e a simulação dos procedimentos foram feitos com o auxílio do modelo que permite a visualização correta das estruturas anatômicas. Foi feita nova cirurgia e durante esta, foi conseguida uma abertura bucal de 45 mm que foi mantida até um ano após a intervenção. Os autores citam que uma das maiores vantagens da prototipagem rápida é o completo conhecimento da anatomia óssea anteriormente à cirurgia. Eles concluem que a prototipagem rápida em cirurgia e traumatologia maxilo facial permite o conhecimento dos detalhes anatômicos com alta qualidade, simulação dos procedimentos cirúrgicos, e produção e adaptação de biomateriais (placas, parafusos e próteses). Também reduzem o tempo cirúrgico, mortalidade e permite um melhor treinamento para profissionais quanto à orientação e discussão do

tratamento com os pacientes. A principal desvantagem é a disponibilidade dos equipamentos e o alto custo.

Chilvarquer et al. (2004), publicaram a aplicação do uso da prototipagem rápida para o planejamento cirúrgico-protético de implantes ósseo integrados. Concluíram que seu uso ofereceu excelente reprodutibilidade.

Curcio et al., (2005), apresentaram um caso clínico de protocolo de reabilitação com carga imediata em mandíbulas edêntulas, utilizando modelos de prototipagem rápida no planejamento cirúrgico e protético. Concluíram que o uso desta tecnologia minimiza o tempo de tratamento em casos de cirurgia de carga imediata.

Saddy et al. (2005), demonstraram uma alternativa para a redução de custos na confecção de modelos de prototipagem obtidos com dados adquiridos em um exame de tomografia volumétrica, e confecção de modelos pelo método de impressão tridimensional. Constatou que os modelos obtidos pela tomografia volumétrica teriam custo mais baixo que os da tomografia computadorizada. Contudo as imagens geradas pela tomografia volumétrica possuem baixo contraste, mais artefatos, dificultando a segmentação com ferramentas mais comuns, e não possuíam resolução para tecido mole.

Segundo Winder e Bibb (2005), a prototipagem rápida foi descrita originariamente por Mankowich et al. em 1990. Ela é definida por esses autores como a confecção física de acurada dimensionalidade dos modelos da anatomia humana, decorrentes de aquisição de imagem. Tem sido aplicada em muitas especialidades médicas incluindo cirurgia oral, maxilo-facial, e ortopédica,

neurocirurgia, implantodontia , e outras. Os modelos tem sido confeccionados satisfatoriamente para tecidos duros (osso) e moles (vasos sanguíneos e cavidades). O desenvolvimento desta técnica tem sido facilitado pelo progresso da tecnologia nas imagens médicas, ferramentas computadorizadas, programas de processamento de imagens tridimensional e tecnologia de métodos de engenharia de transferência no campo da cirurgia. A criação de biomodelos requer um número de passos. A aquisição da imagem volumétrica tridimensional deve proporcionar alta qualidade para a anatomia, processamento da imagem tridimensional para separar a região de interesse das circunvizinhas, modelagem da superfície anatômica pela interação matemática, formatação de dados para a prototipagem (como criação de estruturas de suporte servindo de base para a construção do modelo e que serão posteriormente removidas), confecção do modelo e a garantia da qualidade e dimensões exatas do modelo. A fidelidade da produção e a alta qualidade dos modelos requerem uma equipe especializada que incluem especialistas em imagens médicas, engenheiros e cirurgiões.

Saddy (2006) concluiu que os modelos de prototipagem rápida obtidos por meio de dados do exame de tomografia computadorizada Helicoidal são mais precisos que os modelos originados por meio de dados da tomografia volumétrica (utilizou o aparelho NEWTOM 9000 DVT – Quantitative Radiology, Verona , Itália).

Chow et al. ( 2006) investigaram um protocolo modificado para implantes zigomáticos de carga oclusal imediata, utilizando cirurgia virtual e guias cirúrgicas confeccionadas por prototipagem rápida, para minimizar a extensão da elevação da mucosa periostal.

Rotaru et al. (2006) publicaram um método modificado de cranioplastia utilizando modelos tridimensionais e prototipagem rápida. Defeitos de calota craniana resultam de trauma, infecção, ressecção de tumores, ou procedimentos de decompressão cerebral. O uso de imagens tridimensionais e prototipagem rápida permitem reparos exatos de extensos defeitos do crânio, com boa estética e resultados funcionais. Os autores concluem que implantes feitos com silicone são particularmente usados para reparar extensos e complexos defeitos e tem mais vantagens quando comparado com procedimentos intra operatórios

Curcio et al. (2007) citam que com o avanço da tomografia computadorizada que é um exame complementar preciso, a imagem permite ao cirurgião uma melhor visualização da situação anatômica, da avaliação local para o diagnóstico e plano de tratamento, permitindo um planejamento que proporciona mais segurança. Esses autores citam que aplicam a prototipagem associada a implantes ósseo- integrados, devido ao progresso da tecnologia do processamento de imagens médicas computadorizadas, proposto para esse novo tratamento. Os biomodelos que são gerados decorrentes das imagens virtuais permitem a simulação de cirurgias e reabilitação protética. Estudos preliminares sugerem que os modelos de estruturas anatômicas da maxila e mandíbula através da prototipagem usando dados da tomografia computadorizada, é uma técnica que pode ser aplicada em planejamento de cirurgia de implantes e ensino de Anatomia. Entretanto, este estudo foi proposto para modelos em planejamento inverso de carga imediata em mandíbulas edêntulas, especificamente seu largo uso em aplicabilidade cirúrgica. Esses autores realizaram este estudo com quatorze pacientes edêntulos ou parcialmente dentados na mandíbula, que desejavam ter reabilitação total da mandíbula com implantes de carga imediata. Foi utilizado um

tomógrafo helicoidal (SELECT SP,PICKER- Elsinc, Israel), com aquisição da imagem até a cabeça da mandíbula. A reconstrução foi feita com cortes de 2 mm. O exame foi enviado para a Bioparts (Brasília), onde as imagens foram segmentadas para separar tecido mole de estruturas ósseas. Os modelos produzidos foram confeccionados através da prototipagem rápida com escala de 1:1. Entretanto, o resultado final foi um modelo de mandíbula com média de acurácia de 0,43mm. Relataram que para o diagnóstico e plano de tratamento com o auxílio da tomografia computadorizada, a visibilidade das imagens dos cortes tomográficos permite ao cirurgião ter um melhor prognóstico da avaliação do local anatômico, permitindo um planejamento seguro. A prototipagem rápida permite um planejamento pré-cirúrgico que é muito similar à reabilitação, dando ao cirurgião mais tempo durante os procedimentos cirúrgicos e a produção da prótese final. Neste estudo, os autores citam que essa técnica permite obter imagens sem movimentação, com alta qualidade. Sobretudo um fator importante destes modelos para o paciente é proporciona a eles a idéia real sobre o tratamento. O uso da estereolitografia em cirurgia oral e maxilo-facial é vantajoso para a representação anatômica do modelo, com eficaz esterilização dos protótipos para uso intra- operatório. É também confirmada melhor avaliação, auxiliando os resultados operatórios, diminuindo os riscos e reduzindo o tempo cirúrgico. Este estudo utilizou a tecnologia da confecção dos modelos através da sinterização seletiva a laser, reproduzindo as dimensões reais. Assim é possível confeccionar guias cirúrgicos, que são usados em locais do implante tendo o mesmo local e direção previamente simulado no computador. O uso de modelos transparentes permite a melhor visualização do forame mental, preservando os resultados. Os avanços desta tecnologia permite a produção de guias cirúrgicos que são extremamente importantes pois auxiliam a transportar os

implantes em posição na boca do paciente durante a cirurgia. Este procedimento ocorre exatamente como foi planejado no modelo de diagnóstico, simulando a cirurgia e a reabilitação definitiva do paciente. No futuro o acesso a esta tecnologia será mais fácil e conseqüentemente, os tratamentos serão mais eficientes. Os autores concluíram que o modelo no planejamento reverso da reabilitação oral tem 100% de menos dificuldades comparadas ao protótipo dentado que apresenta 83% de dificuldade.

Kim et al. (2007), utilizaram a tomografia computadorizada volumétrica na confecção de modelos através da prototipagem para que através destes ocorra a instalação de mini implantes ortodônticos em locais precisos. Quando é necessário colocar mini parafusos próximos a estruturas anatômicas delicadas como raízes dentárias, seio maxilar, nervo alveolar um guia cirúrgico pode ser usado para a correta localização do ponto e vetor para evitar dano a estruturas vizinhas. A tomografia volumétrica de feixe cônico pode adquirir mais cortes em menor espaço de tempo, cobrindo grande parte de estruturas anatômicas com cortes mais delgados que a tomografia computadorizada. Imagens tridimensionais reconstruídas adquiridas de cortes originais (axiais) de uma tomografia volumétrica de feixe cônico poderão ser utilizadas na obtenção de informação adicional sobre estruturas anatômicas da região posterior da maxila, pois os parâmetros pré-estabelecidos podem assim serem usados para cortes interpostos. Assim, tem sido desenvolvido um sistema seguro, exato e simples para localizar mini implantes com tomografia volumétrica de feixe cônico. Um modelo tridimensional dos dentes do paciente e anatomia óssea alveolar abaixo deste é criado. Isto permite ao clínico, pré determinar posições para colocação do mini implante.

Robiony et al. (2007), relatam em seu estudo a demonstração da realidade virtual e a prototipagem rápida o planejamento de cirurgia maxilo-facial. O modelo tridimensional é o resultado da prática da engenharia reversa baseada da segmentação das imagens adquiridas, e o modelo real é produzido por estereolitografia. Todos estes estágios necessitam da interação e colaboração de vários especialistas: radiologistas, especialistas em engenharia reversa e prototipagem rápida, e cirurgiões. A tomografia volumétrica é a técnica de aquisição de dados que utiliza um feixe de raios-X de alta colimação para a obtenção de informação sobre certa parte de um objeto. A aquisição volumétrica representa o elemento necessário para a realização do protótipo sólido que fidedignamente representa as estruturas de interesse do paciente. A tomografia fornece a matéria prima para as atividades da engenharia reversa, que pode ser concluída com o auxílio e cooperação de *softwares* comerciais. A seqüência das imagens representa as várias secções e as estruturas anatômicas podem ser identificadas com base em tons de cinza dos *pixels*. Estas regiões anatômicas são contornadas usando segmentação algoritma e a estrutura tridimensional é reconstruída por geração de áreas que serão unidas esboçando o contorno. A área representando o modelo tridimensional é descrita por meio de entrelaçamento de triângulo; esta representação pode ser facilmente transferida para o laboratório de prototipagem rápida no formato padrão de estereolitografia. Sobretudo, o modelo virtual pode ser utilizado para simulação de implantes, incisões, propriedades mecânicas, e interações entre osso e prótese. A prototipagem rápida inclui um grande número de tecnologias de manufatura que, utilizando um modelo virtual, constrói as partes, camada por camada, gerando desta maneira um modelo tridimensional por adição de material. Uma das mais conhecidas e consolidadas técnicas de prototipagem

rápida é chamada de estereolitografia, que utiliza uma resina líquida que é polimerizada camada por camada, por feixe de laser ultravioleta, que solidifica a região representando a região da secção. A peça é confeccionada dentro de uma cuba cheia de resina líquida. Quando o processo é terminado, a peça é suspensa, e a polimerização é completada em um forno de luz ultravioleta. Durante discussões com cirurgiões, a necessidade de simulação dos procedimentos tem sido percebida, não só quanto à obtenção do modelo de prototipagem rápida, mas também no modelo virtual digital. De fato das primeiras experiências com modelos de prototipagem, os cirurgiões apreciaram o auxílio que estes proporcionam, e também enfatizaram suas limitações, em particular um corte ou manipulação, e assim, o modelo estereolitográfico não poderá ser utilizado novamente.

Ainda para esses autores, a posição do paciente para a aquisição da imagem requer imobilização da cabeça. Uma movimentação acidental do paciente poderá gerar artefatos que serão reproduzidos no modelo sólido. Algumas vezes, particularmente para crianças é necessária sedação. O maior problema relatado para a tomografia é representado pela geração de artefatos frequentemente em pacientes com grande quantidade de material metálico usados em cirurgias anteriores. Quando um modelo é produzido, este é entregue para um cirurgião para a validação, pois erros podem ser originários da aquisição da imagem, da transferência da imagem, da reconstrução tridimensional, e dependendo do tipo de erro, o procedimento deverá ser repetido iniciando-se do passo onde o erro ocorreu.

Robiony et al. (2007), relatam um caso de correção de uma assimetria facial causada por uma microssomia hemifacial. Foi planejada uma distração vertical unilateral do ramo mandíbula. Citam que a grande vantagem em usar prototipagem

rápida para reconstrução da geometria anatômica se encontra no fato de que o doutor tem literalmente “sob suas mãos” a real anatomia característica do paciente. O uso dos modelos de prototipagem permite: uma melhor compreensão da situação clínica, a avaliação de várias soluções cirúrgicas, a simulação prática de implantes protéticos, a possibilidade de realizar um projeto personalizado, o tipo de implante, colocado primeiro no modelo ao invés dos tecidos do paciente, reduzindo assim a duração da intervenção, Quando um enxerto é necessário, o modelo tridimensional permite uma avaliação mais precisa da espessura e dimensão deste enxerto, evitando assim desnecessária remoção óssea, e também permite a troca de idéias ente diferentes especialistas e atividades didáticas. Os autores concluem que a prototipagem rápida e a realidade virtual com suas vantagens e limitações, podem aperfeiçoar as atividades cirúrgicas e efetivas, no caso de estruturas anatômicas para cirurgia maxilo-facial. Entretanto, os resultados podem ser melhores obtidos quando a comunicação entre cirurgiões e engenheiros é contínua, coordenada e eficiente e não limitada à simples transferência de dados e protótipos.

Zemnick et al. (2007), descrevem uma técnica de prototipagem rápida para desenhar e confeccionar um proteção de radiação extra oral, para uso de pacientes que se submetem a Radioterapia, no caso de tumores de cabeça e pescoço. Citam que a vantagem primária do processo de prototipagem rápida por deposição de material, é que o modelo criado tem todos os detalhes de geometria interna e é mais apropriado que outros sistemas Existem sistemas médicos de imagens não invasivas e sem contato, com auxílio de computador como a ressonância magnética, a tomografia e o digitalizador de superfície por laser, que podem ser usados para captar detalhes e contornos anatômicos. Este estudo foi feito com paciente de 73 anos, com carcinoma recorrente de células basais, com 3

mm na região do sulco da asa do nariz, do lado direito. Foi usado um digitalizador de laser de superfície (Vivid 910, Minolta Corp. Ramsey, NJ), que obtém 307.000 pontos em 2,5 seg. Essas imagens foram exportadas e convertidas para o processo de estereolitografia. Foi feita uma máscara blindada, com abertura no local de interesse da radioterapia através da prototipagem, protegendo as áreas circunvizinhas da radioterapia.

Subburaj et al. (2007), relatam o uso de metodologia de *designer* assistido pelo computador e prototipagem rápida para desenvolver prótese auricular. A qualidade advém da alta qualidade das tecnologias como tomografia computadorizada e engenharia reversa, *designer* pelo computador, controle numérico da computação, confecção e prototipagem rápida. A engenharia reversa pode ser usada para capturar a morfologia das orelhas normais ou deficientes, bem como os passos para impressão. Dois sistemas foram utilizados para confeccionar os protótipos protéticos para a avaliação comparativa. Foi usado um sistema de modelagem por deposição fundida (FDM.1650, SRATASYS Inc.,USA), construindo por partes em estireno butadieno acrilonitrila, que é um material termoplástico. O segundo protótipo foi fabricado num sistema de prototipagem rápida (3D INVISION), que utiliza polímero transparente. Ambos mostraram acurácia de dimensões similares quanto a largura. O modelo INVISION permite maior acurácia em menores detalhes e é melhor acabado. O custo do modelo termoplástico é menor.

Hu et al. ( 2007), apresentam um caso de paciente com deformidade de face esquerda, com maxilectomia subtotal. Descrevem uma técnica para reconstrução de uso combinado com vascularização de enxerto ósseo e osteotomia, associado à colocação de dois implantes zigomáticos. O trabalho pré-operatório foi

feito em um modelo de prototipagem rápida cuja proposta é promover a acurácia da mensuração dos defeitos. O paciente de 26 anos tinha sido submetido a uma ressecção de um sarcoma epitelial no palato, lado esquerdo, dois anos antes dessa intervenção. Os autores citam que a técnica de micro cirurgia vascular associada ao modelo de prototipagem com visualização direta das estruturas tridimensionais envolvidas na cirurgia, pode ser realizada.

Paeng et al. (2007) apresentaram um estudo de simulação de método do movimento rotacional na distração osteogênica no caso de microsomia hemifacial. Citam que uma das grandes vantagens da cirurgia virtual é a múltipla simulação e a possibilidade de repetição dos procedimentos. Antes da simulação dos movimentos da mandíbula, o eixo da rotação mandibular pode ser definido. Baseados nas informações os modelos de prototipagem serão confeccionados e simulação da cirurgia será executada. Os autores concluem que a análise tridimensional e a simulação são benéficas para o planejamento cirúrgico, especialmente para microsomia hemifacial.

Papaspyridakos e Lal (2008) , relataram um caso de paciente portador de prótese total superior e inferior, que não conseguia usar a da mandíbula feita há um ano. Foi constatada severa reabsorção óssea mandibular e atrofia maxilar A tomografia foi reformatada para avaliação tridimensional com finalidade de planejamento de implante. Posteriormente foi feita a estereolitografia. Os autores citam que usaram um protocolo minimamente invasivo para cirurgia de implantes e colocação imediata para conforto do paciente, e restaurações estéticas e biocompatível com os implantes definitivos suportados por prótese de zircônia.

Salles et al. (2008), relatam um caso de aglossia e consequentes deformidades dento faciais com agenesia de quatro incisivos inferiores, tanto na dentição decídua quanto na permanente. Descrevem o uso de modelos de prototipagem rápida e auxílio no planejamento de distração osteogênica da sínfise mandibular. Este estudo foi em uma paciente de 14 anos com aglossia. Após a tomografia computadorizada foi confeccionado um modelo de prototipagem rápida em resina acrílica usando tecnologia POLIJET, escolhido devido a sua transparência e acurada reprodução de detalhes anatômicos, que auxilia na cirurgia. O modelo de prototipagem rápida foi usado para confeccionar um distrator e determinar a correta posição do vetor do distrator. Os autores concluem salientando que o modelo de prototipagem transparente confeccionado em resina acrílica é um excelente auxílio na cirurgia, pois permite simulação pré-operatória, reduzindo riscos e o tempo de cirurgia, colaborando na confiança do paciente.

Jayme et al. (2008) relatam uma técnica cirúrgica modificada como alternativa da técnica de guia convencional para instalação de implantes em arcos edêntulos. Citam que ancoragem de implantes em maxila edêntula é sempre restrita devido à reabsorção óssea, que é freqüente na região posterior da maxila, onde enxerto ósseo é sempre indicado. A reabilitação da maxila requer um volume ósseo apropriado para sustentar o implante e consequentemente prover suporte de tecidos moles. A prototipagem produz uma relação física de regiões anatômicas em escala real, tornando possível o planejamento da posição, distribuição e tamanho dos implantes. Com a tomografia é possível examinar a inclinação do implante em relação ao osso e consequentemente a posição e inclinação da broca inicial durante a cirurgia.

### 3 PROPOSIÇÃO

O propósito neste estudo será avaliar a reprodutibilidade quantitativa dos modelos tridimensionais usados na prototipagem rápida, gerados por imagens de tomografia volumétrica de feixe cônico, por meio de inspeção de engenharia reversa tridimensional de dois sistemas de dois tomógrafos volumétricos : NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona, Itália) e i-CAT (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América).

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

4.1.1 Mandíbula macerada (cedida pela Disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo)

4.1.2 Tomógrafo volumétrico de feixe cônico modelo NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona, Itália)

4.1.3 Tomógrafo volumétrico de feixe cônico modelo i-CAT (Imaging Sciences.Int., Hatfield, Pensilvânia Estados Unidos da América.)

4.1.4 Dados gravados em padrão DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine).

4.1.5 *Software* Dental Slice ( Bioparts, Brasília,DF), para obtenção dos modelos virtuais.

4.1.6 *Scanner* (digitalizador) 3D VIVID 910 (Konica-Minolta, Japão) associado à fotometria digital.

4.1.7 *Software* Geomagic Studio ( Geomagic, EUA)

- 4.1.8 Algoritmo “ITERATIVE CLOSEST POINT” (algoritmo de computação gráfica utilizado para comparação de grupos de pontos de superfície tridimensional em diferentes digitalizações, principalmente em reconstruções de modelos ósseos)
- 4.1.9 Subtração booleana (usada para esculpir o volume de sobreposição de um objeto ou o outro;a intersecção booleana só preserva a região de sobreposição e elimina todo o resto dos dois objetos)

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo (ANEXO A).

## **4.2 Métodos**

- 4.2.1 A mandíbula macerada foi submetida a um exame de tomografia volumétrica de feixe cônico no aparelho Newtom 9000 DVT com 80 kVp e 5 mA com 76 seg. de tempo de exposição. Após a aquisição do volume, foram realizadas reconstruções axiais primárias com 1 mm de espessura. Os dados obtidos foram gravados em padrão DICOM.
- 4.2.2 A mandíbula macerada foi submetida a um exame de tomografia volumétrica de feixe cônico no aparelho i-CAT com 120 kVp e 5 mA com 40 seg. de tempo de exposição. Após a aquisição do volume, foram

realizadas reconstruções axiais primárias com .1 mm de espessura. Os dados obtidos foram gravados em padrão DICOM.

4.2.3 Um modelo virtual “padrão ouro” foi criado a partir da digitalização a laser da mandíbula macerada, utilizando o *Scanner* 3D VIVID 910 (Konica-Minolta, Japão) associado à fotometria digital. A precisão deste *scanner* é 0,01 mm. A reconstrução dos pontos tridimensionais foi realizada no *software* Geomagic Studio (Geomagic, EUA). O modelo final contém 150.000 triângulos e 49.998 vértices e suas dimensões são de: X=117,260 mm, Y= 98,201 mm e Z= 91,618 mm. Este modelo foi gravado no formato STL, onde não é comprometida a geometria original. (Figuras 4.1; 4.2; 4.3; 4.4; 4.5; 4.6;4.7).



Figura 4.1 Observação da malha de triângulos

A malha obtida pela digitalização a laser da mandíbula macerada será utilizada como “padrão ouro”. A grande quantidade de triângulos que formam a malha torna esse modelo muito preciso ideal para comparações de geometria.

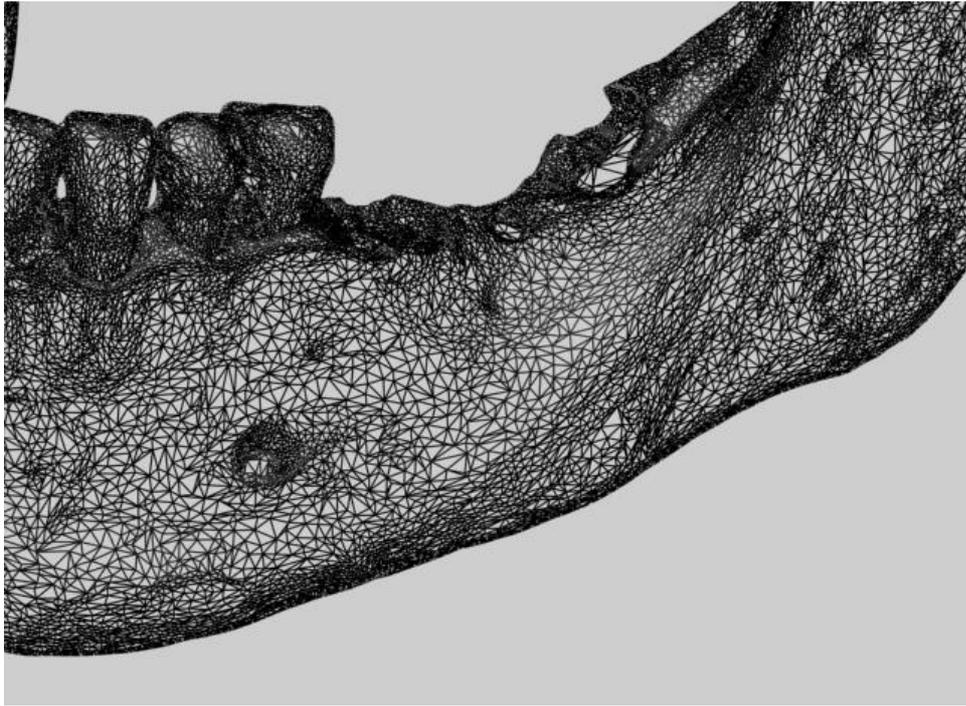


Figura 4.2 - Detalhe dos triângulos que compoem a malha

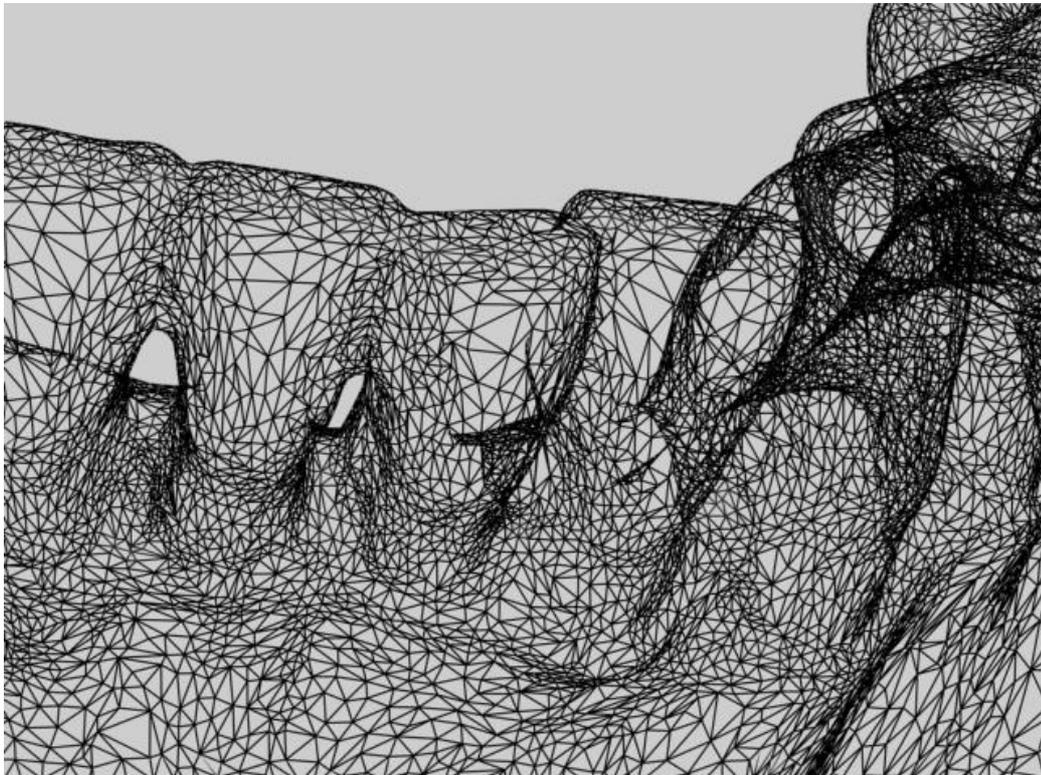


Figura 4.3 - Detalhe dos triângulos da malha da digitalização da mandíbula macerada

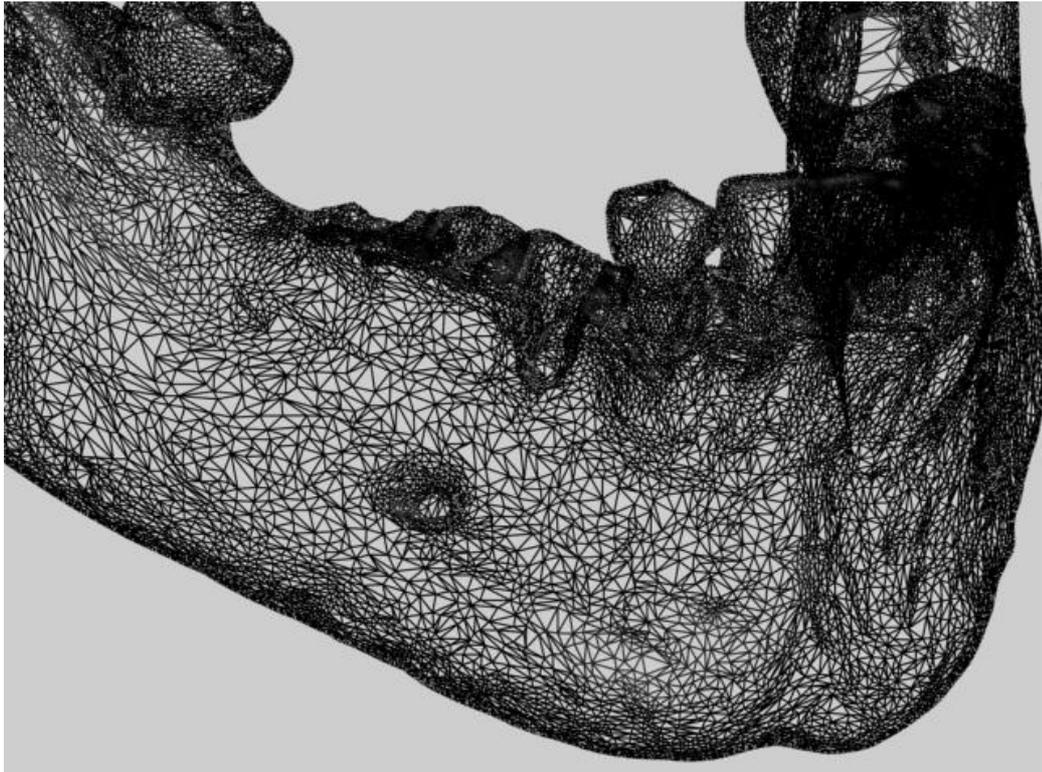


Figura 4.4 - Outra visualização dos triângulos da malha



Figura 4.5 - Detalhe dos triângulos que perfazem o total de 150.000 nesta digitalização

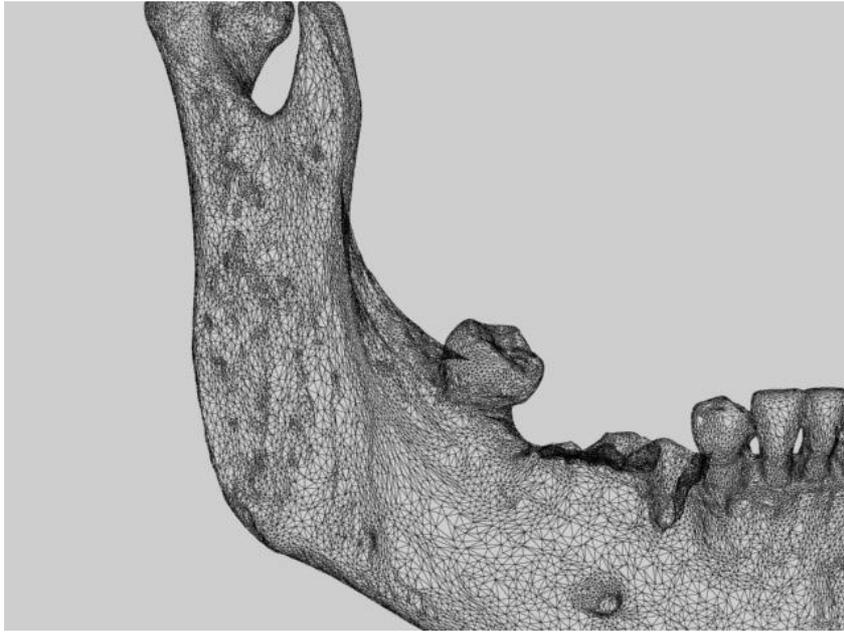


Figura 4.6 - Uma outra observação dos triângulos

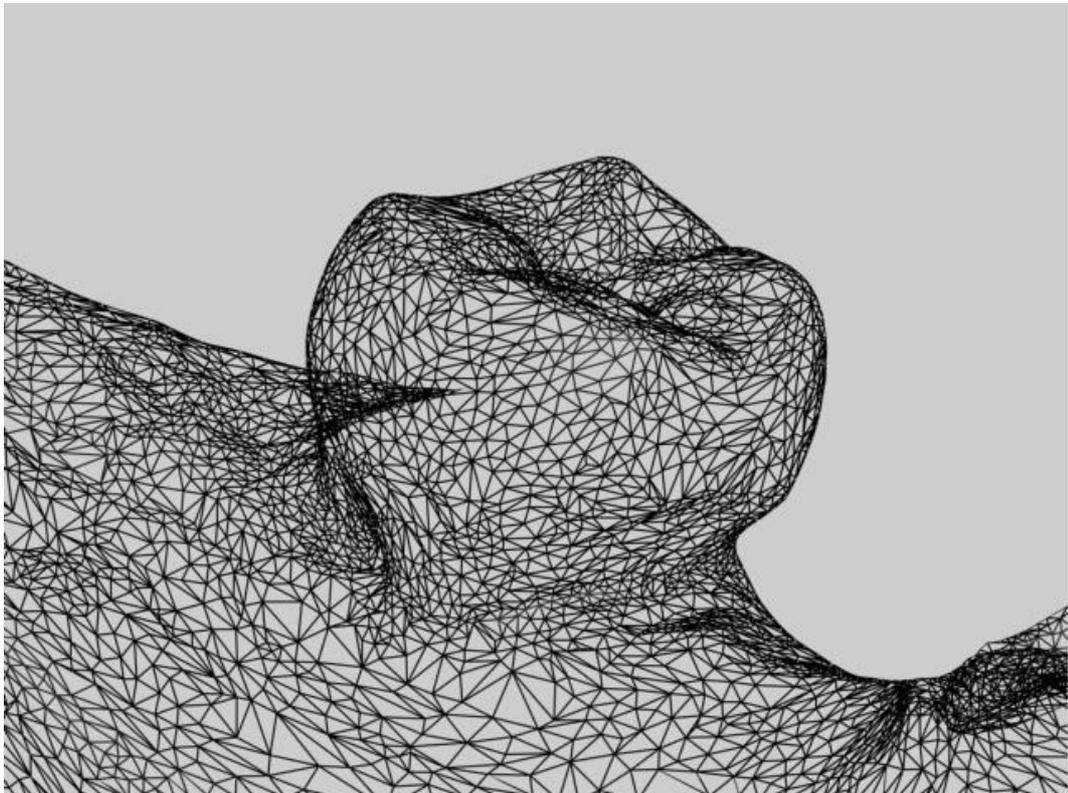


Figura 4.7 - Uma outra observação dos triângulos

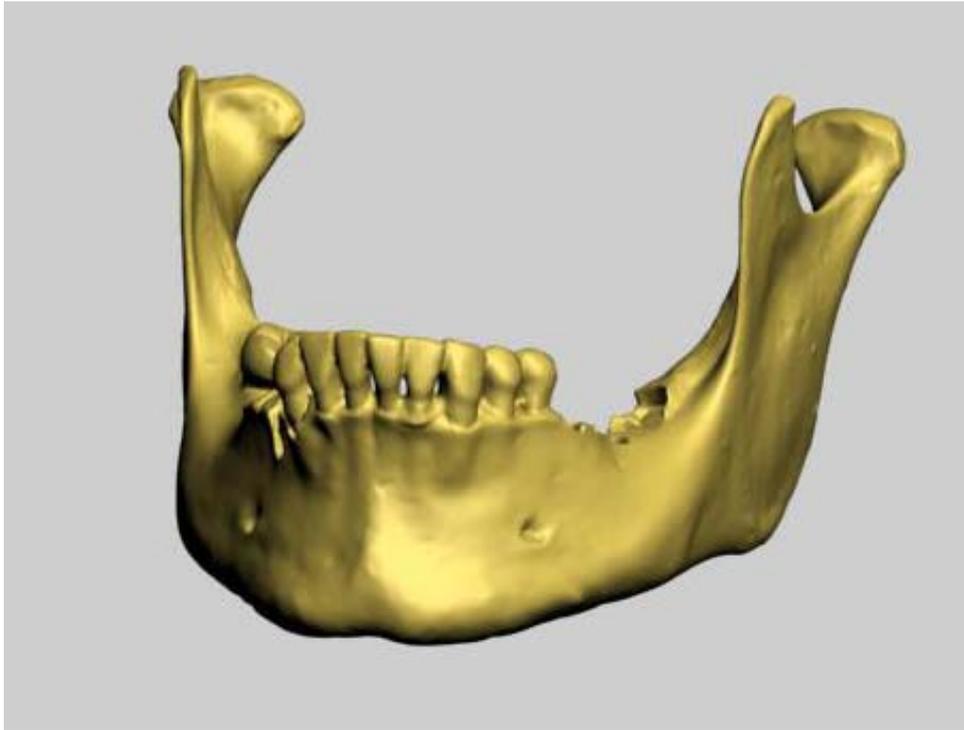


Figura 4.8 - O modelo virtual obtido pela digitalização da mandíbula macerada, que será considerado “padrão ouro”

4.2.4 Um conjunto de imagens DICOM axiais ( com matriz de 0,20x 0,20x 0,20mm - voxel) da mandíbula macerada foi obtido através do tomógrafo NEWTOM 9000 DVT e transformado em modelo virtual tridimensional com extensão STL (arquivo nativo de estereolitografia) através do *software* Dental Slice Converter (Bioparts- Brasília-DF).O algoritmo computacional utilizado no *software* foi o “Marching Cubes” (algoritmo para extração de uma malha de polígonos de uma superfície isométrica para geração de um objeto tridimensional). O modelo final contém 126.318 triângulos e 63.100 vértices, e suas dimensões são de: X=93,399 mm, Y=83,370 mm e Z=46,351mm. Este modelo foi gravado no formato STL, onde não é comprometida a geometria original. (Figuras 4.9 e 4.10).



Figura 4.9 - Detalhe do modelo virtual decorrente da tomografia pelo aparelho NEWTOM 9000 DVT



Figura 4.10 - Detalhe do modelo virtual decorrente da tomografia pelo aparelho NEWTOM 9000 DVT

4.2.5 Digitalização da mandíbula macerada em tomógrafo NEWTOM 9000 DVT. Foi feito um arquivo volumétrico de imagens *DICOM* com *voxel* de 0,20 mm. A partir daí foi criada uma geometria (STL) por segmentação de imagens da Bioparts. Foram utilizados algoritmos computacionais padrão para a criação do arquivo STL, que tem a mesma precisão dos utilizados para prototipagem, sendo ideal para comparar com o “padrão ouro”.(Figuras 4.11e 4.12).

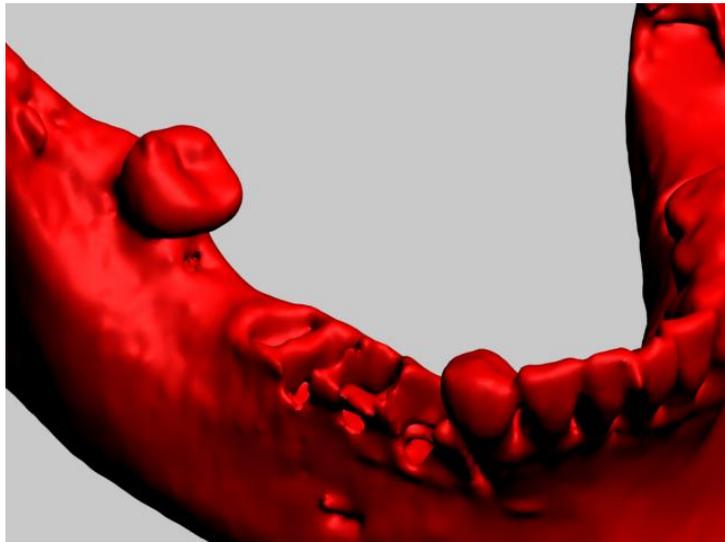


Figura 4.11 – Modelo virtual (NEWTOM 9000)

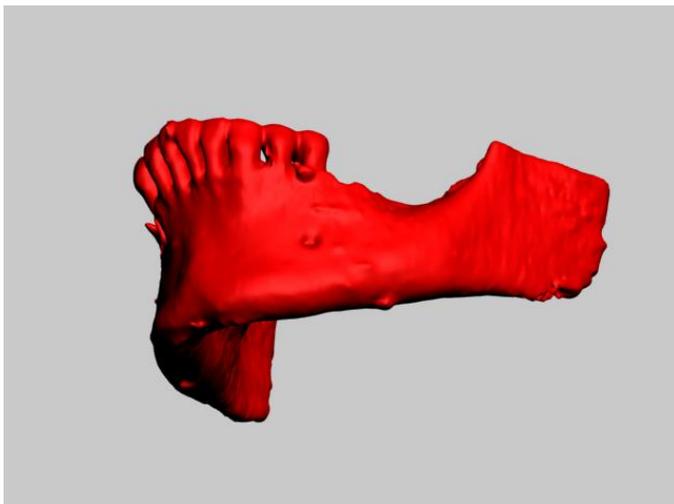


Figura 4.12 - Modelo virtual (NEWTOM 9000)

4.2.6 Procedeu-se à comparação do STL NEWTOM 9000 DVT com o modelo tridimensional “padrão ouro” no programa Dental Slice ( Bioparts, Brasília, DF). Para essa metodologia de comparação foi utilizado o algoritmo “ITERATIVE CLOSEST POINT”. Uma subtração booleana foi então realizada, resultando na diferença em volume do modelo tridimensional obtido por meio do aparelho NEWTOM 9000 DVT em relação ao modelo “padrão ouro”.

4.2.7 Devido a pequenas diferenças na metodologia da digitalização, uma maior parte do espécime mandibular foi digitalizada no tomógrafo NEWTOM 9000 DVT resultando em um maior número de triângulos, o que não significa maior precisão.

4.2.8 Foi feito o alinhamento virtual de modo a sobrepor as geometrias “padrão ouro” e do NEWTOM 9000.DVT de forma mais uniforme possível. Isto é realizado por algoritmos computacionais de alinhamento de geometrias. A diferença de cores mostra os locais onde existem discrepâncias entre o “padrão ouro” e o modelo virtual obtido pelo NEWTOM 9000 DVT (Figuras 4.13; 4.14; 4.15; 4.16)



Figura 4.13 –Alinhamento virtual do NEWTOM 9000

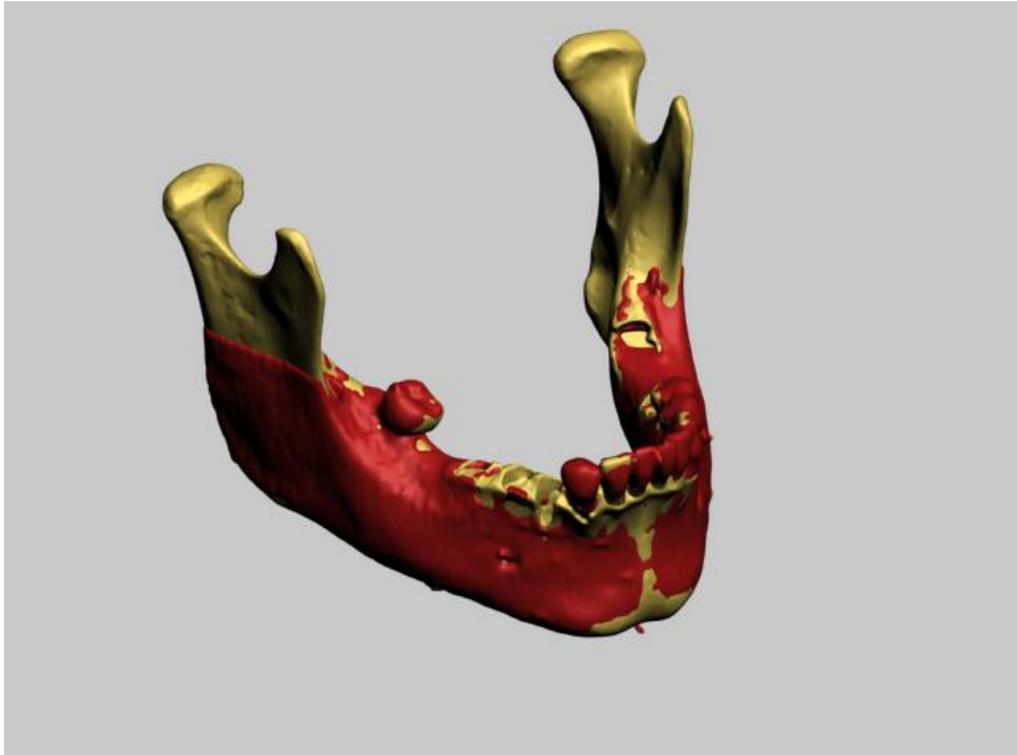


Figura 4.14 - Alinhamento virtual entre o “padrão ouro” e o modelo obtido pelo tomógrafo NEWTOM 9000 DVT

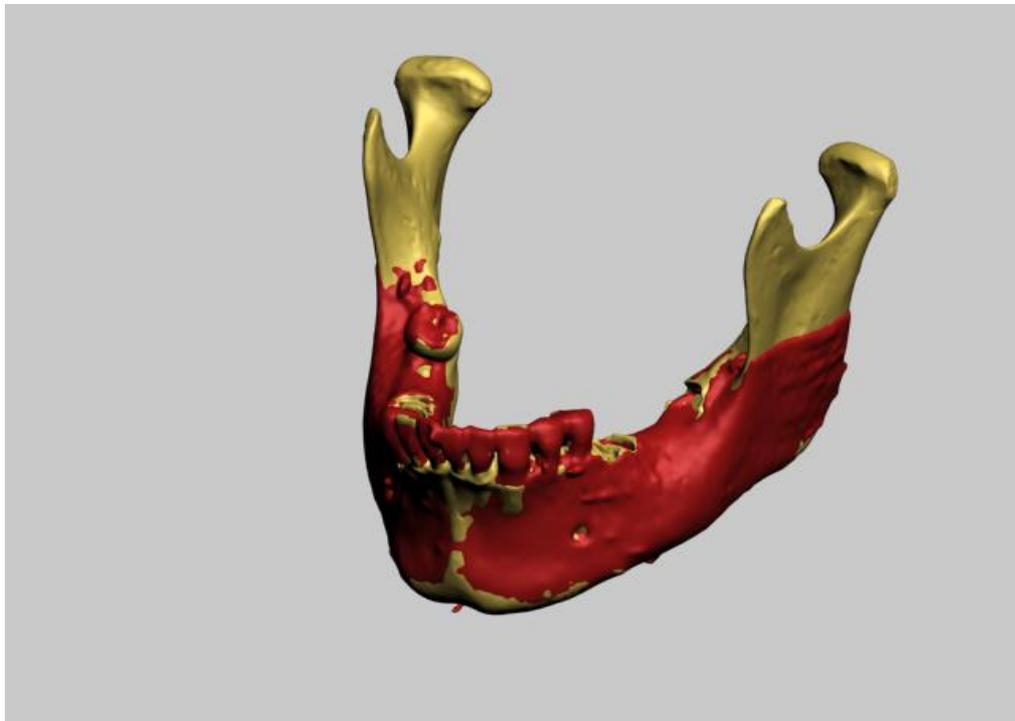


Figura 4.15 - Alinhamento virtual entre o “padrão ouro” e o modelo obtido pelo tomógrafo NEWTOM 9000 DVT

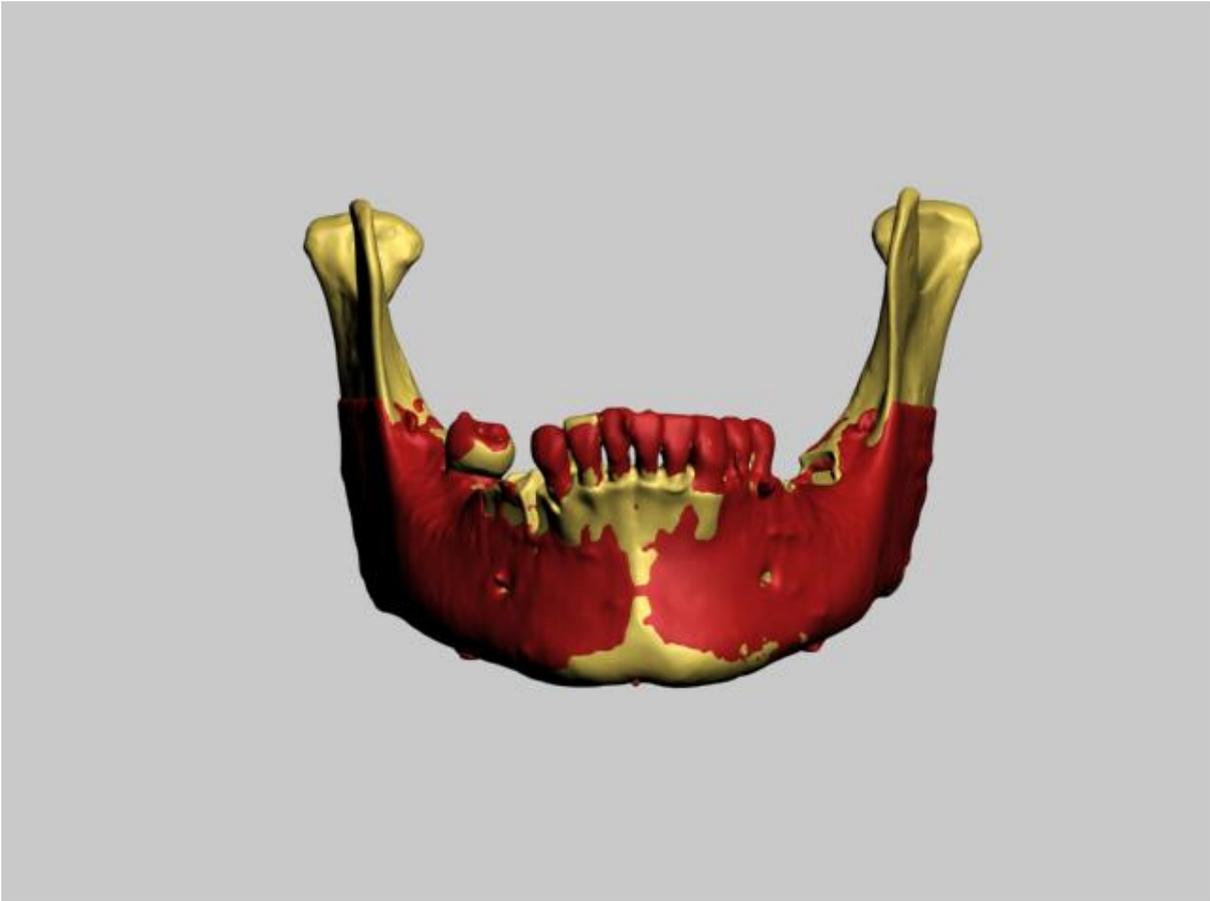


Figura 4.16 - Outro detalhe do alinhamento virtual entre o “padrão ouro” e o modelo obtido pelo tomógrafo NEWTOM 9000 DVT

#### **DISCREPÂNCIAS ENTRE OS MODELOS:**

**AMARELO :** Modelo “padrão ouro”

**VERMELHO :** Modelo obtido pelo tomógrafo NEWTOM 9000 DVT

4.2.9 Um conjunto de imagens DICOM axiais (com matriz de 0,25 0,25 0,25m - voxel) da mandíbula macerada foi obtido através do tomógrafo i-CAT e transformado em modelo virtual tridimensional com extensão STL (arquivo nativo de estereolitografia) através do *software* Dental Slice Converter (Bioparts- Brasília-DF). O algoritmo computacional utilizado no *software* foi o “Marching Cubes” (algoritmo para extração de uma malha de polígonos de uma superfície isométrica para geração de um objeto tridimensional). O modelo final contém 89.098 triângulos e 44.527 vértices, e suas dimensões são de: X=96,174 mm, Y=88,094 mm e Z=43,309 mm. Este modelo foi gravado no formato STL, onde não é comprometida a geometria original. (Figuras 4.17 e 4.18)

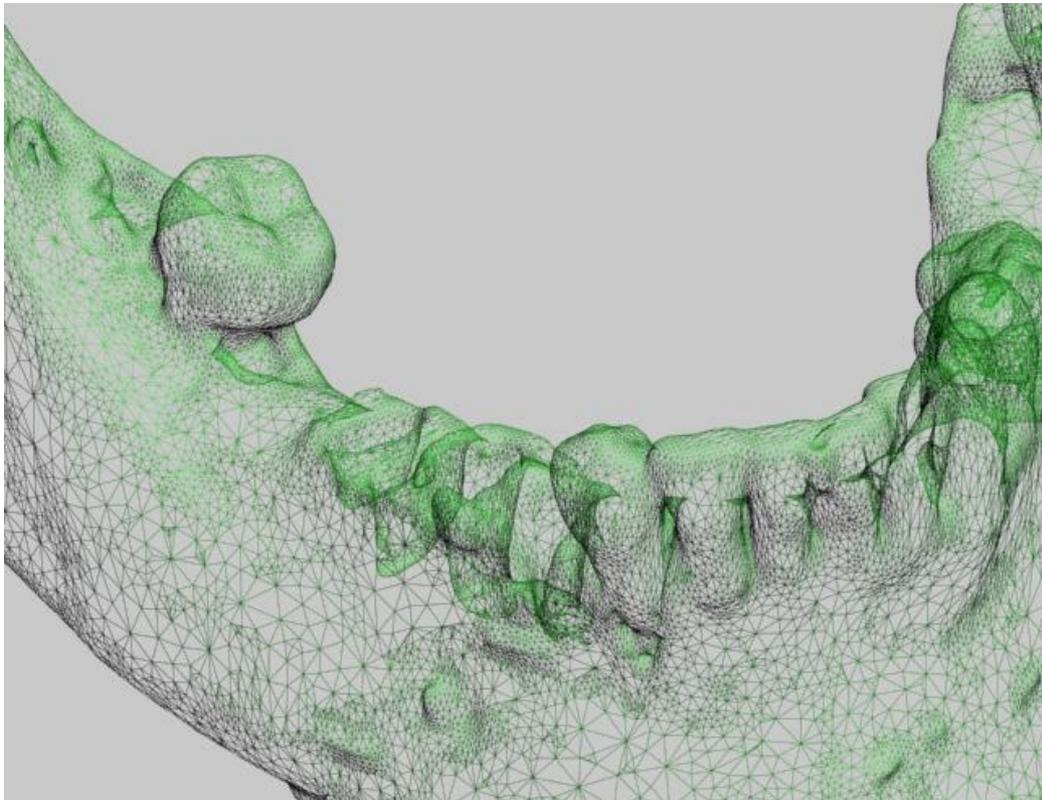


Figura 4.17 - Modelo virtual composto de 89.098 triângulos

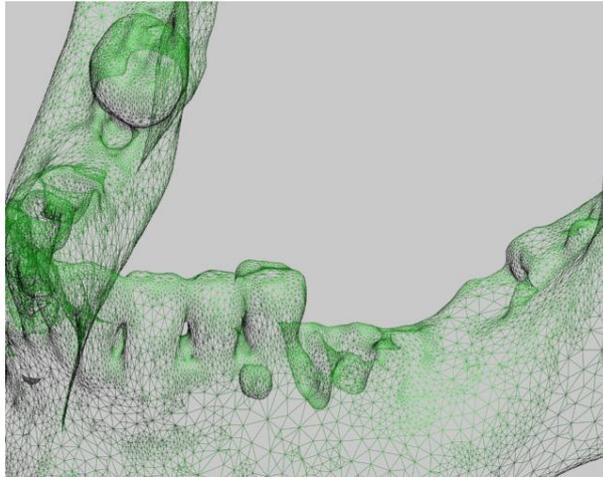


Figura 4.18 - Detalhe da malha de polígonos

4.2.10 Digitalização da mandíbula macerada em tomógrafo i-CAT Foi feito um arquivo volumétrico de imagens *DICOM* com *voxel* de 0,25 mm. Foi criada uma geometria (STL) por segmentação de imagens na Bioparts. O arquivo STL criado com algoritmos computacionais padrão tem a mesma precisão dos utilizados para prototipagem, sendo ideal para comparar com o “padrão ouro”. (Figuras 4.19 e 4.20).

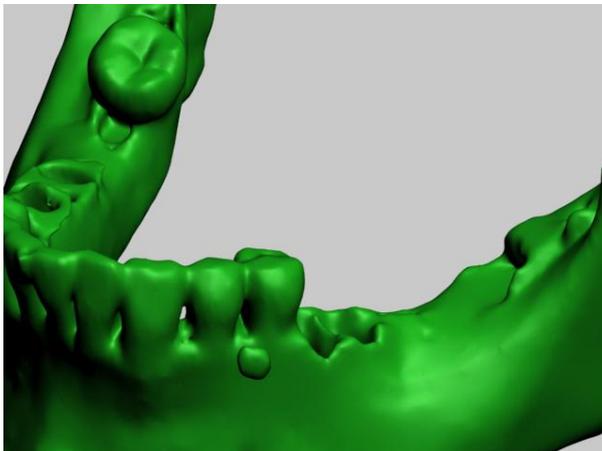


Figura 4.19 Modelo virtual (i-CAT)

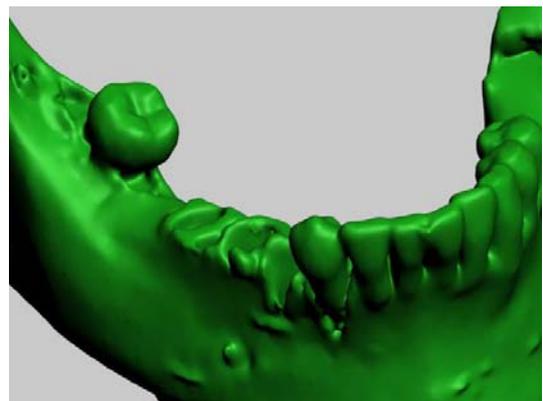


Figura 4.20 Modelo virtual (i-CAT)

4.2.11 Procedeu-se à comparação do STL i-CAT com o modelo tridimensional “padrão ouro” no programa Dental Slice ( Bioparts, Brasília, DF). Para essa metodologia de comparação foi utilizado o algoritmo “ITERATIVE CLOSEST POINT” Uma subtração booleana foi então realizada, resultando na diferença em volume do modelo tridimensional obtido por meio do aparelho i-CAT em relação ao modelo “padrão ouro”

4.2.12 Foi feito o alinhamento virtual do “padrão ouro” e i-CAT de modo a sobrepor as geometrias de forma mais uniforme possível. Isto é realizado por algoritmos computacionais de alinhamento de geometrias. A diferença de cores mostra os locais onde existem discrepâncias entre o “padrão ouro” e o modelo obtido pelo tomógrafo i-CAT (Figuras 4.21; 4.22; 4.23; 4.24).

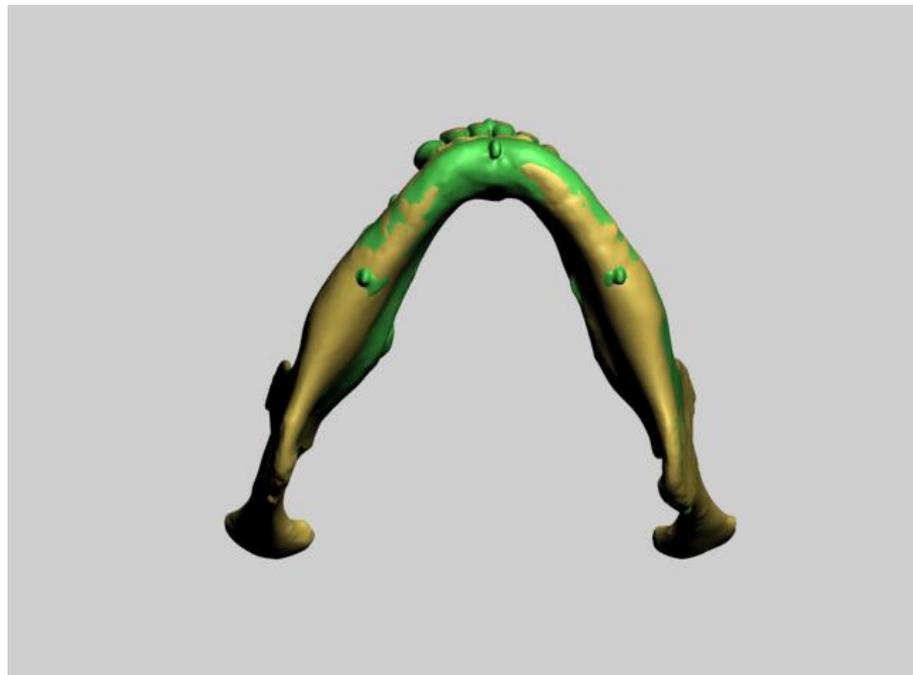


Figura 4.21- Alinhamento das geometrias

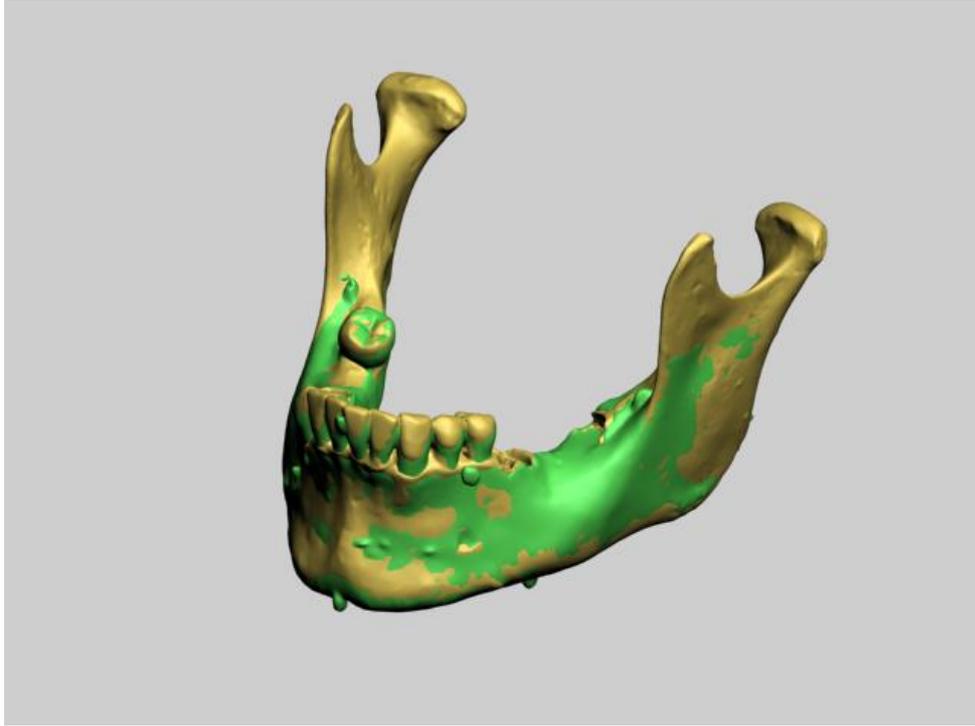


Figura 4.22 - Alinhamento virtual entre o “padrão ouro” e o modelo obtido pelo tomógrafo i-CAT

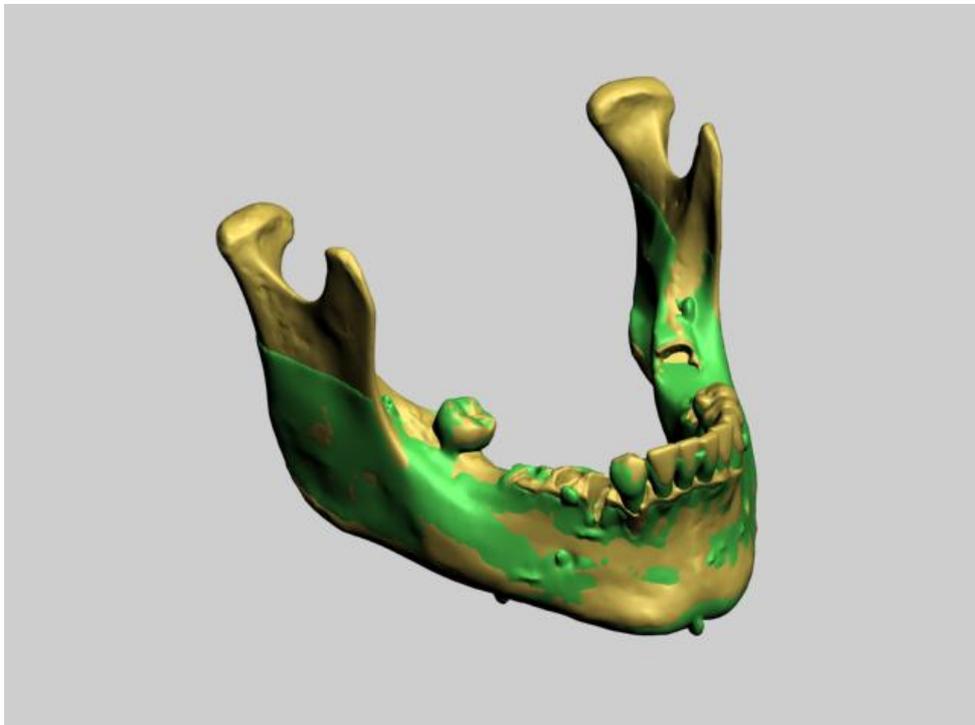


Figura 4.23 - Alinhamento virtual entre o “padrão ouro” e o modelo obtido pelo tomógrafo i-CAT

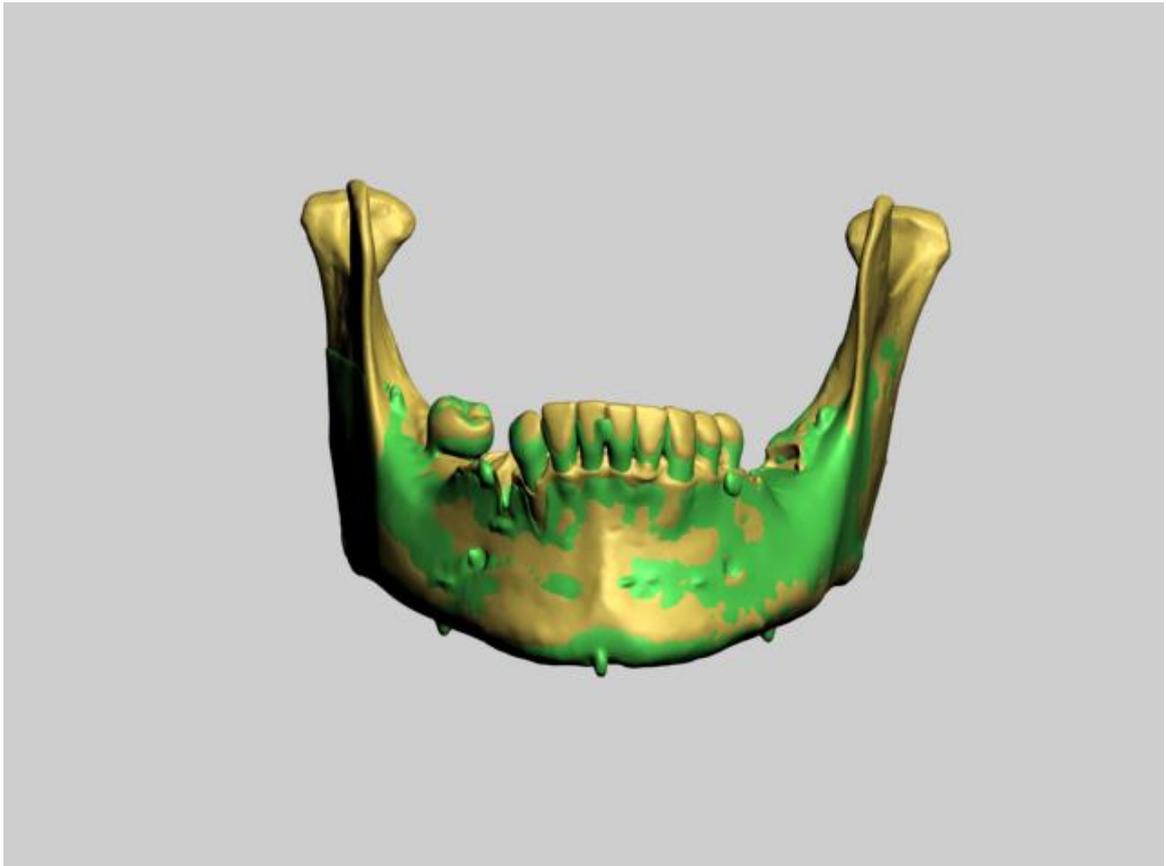


Figura 4.24 - Outro detalhe do alinhamento virtual entre o “padrão ouro” e o modelo obtido pelo tomógrafo i-CAT

#### **DISCREPÂNCIAS ENTRE OS MODELOS:**

**AMARELO :** Modelo “padrão ouro”

**VERDE:** Modelo obtido por meio do tomógrafo i-CAT

4.2.13 Ao realizarmos uma subtração matemática dos sólidos virtuais (NEWTOM 9000DVT- “padrão ouro”) temos como resultado somente as discrepâncias entre as geometrias que agora podem ser medidas em espessura (Figuras 4.25; 4.26; 4.27 e 4.28)

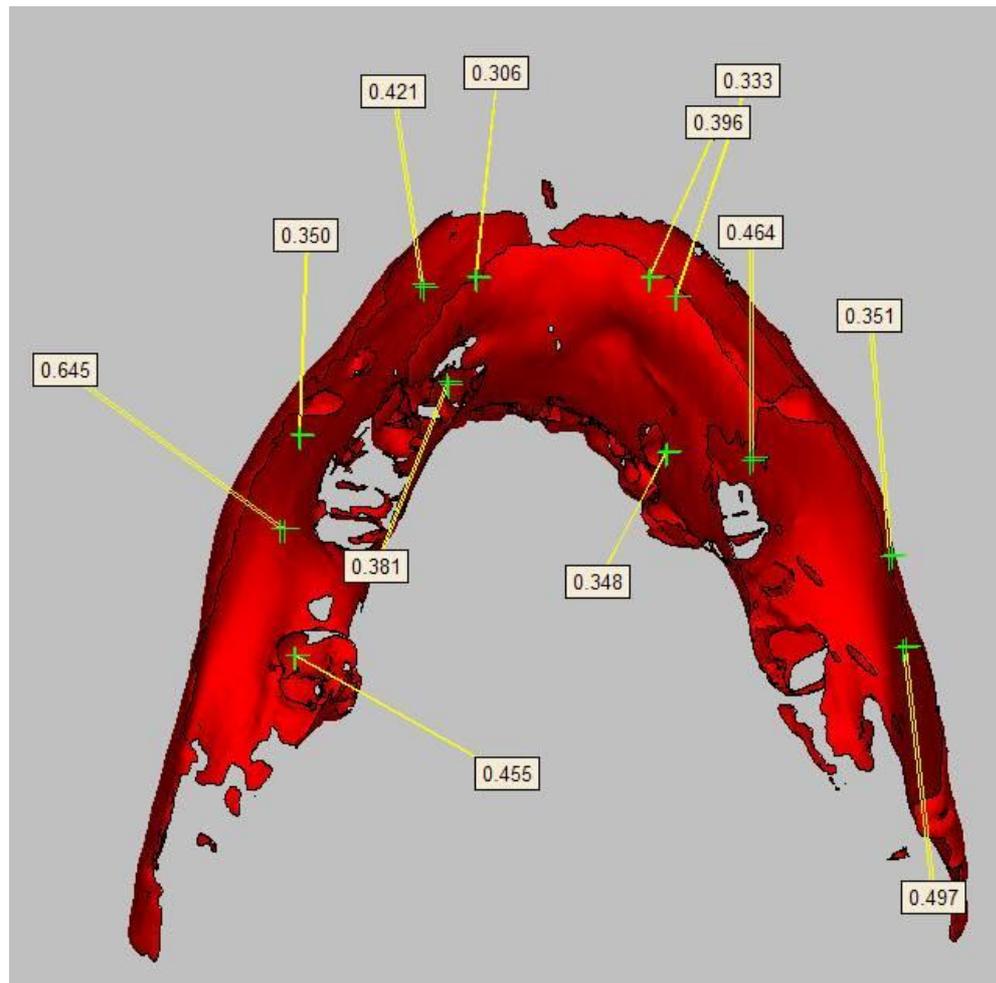


Figura 4.25 - Mensurações feitas com modelo virtual do NEWTOM 9000 DVT em áreas chave

Foram feitas doze medidas em espessura em áreas chave para quantificar as discrepâncias. As medidas mostram a média de discrepância da área em questão (Figuras 4.25; 4.26; 4.27 e 4.28).

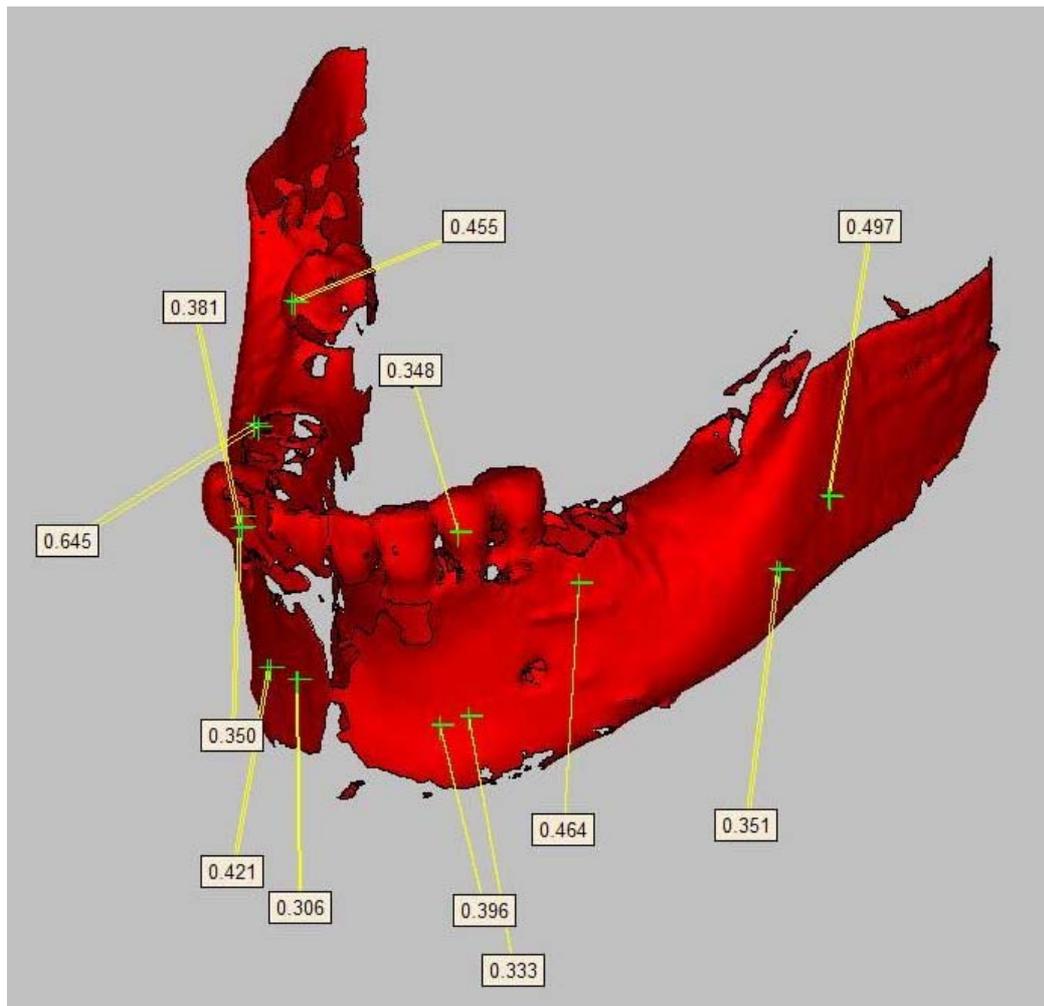


Figura 4.26 - Outro detalhe das mensurações feitas com modelo virtual do NEWTOM 9000 DVT em áreas chave

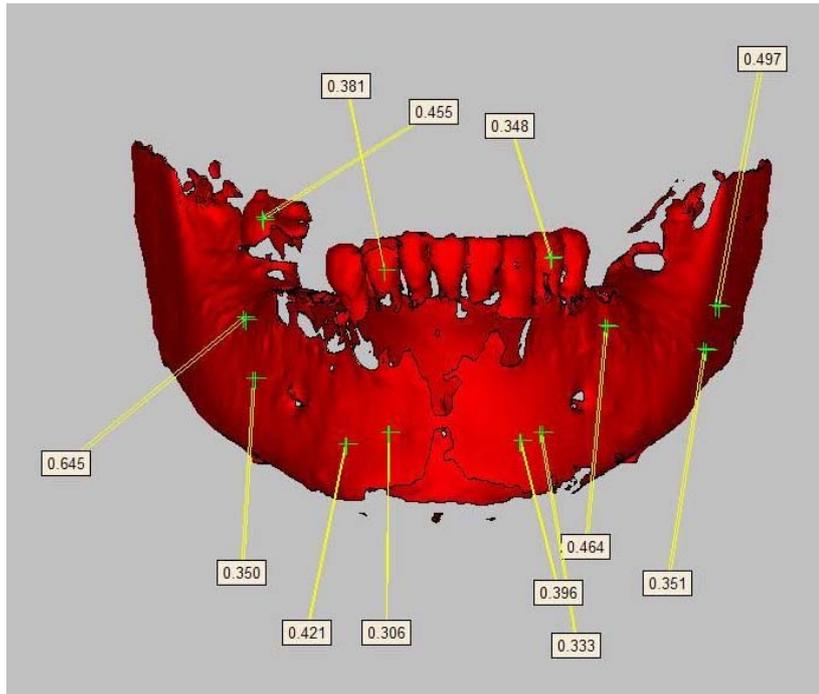


Figura 4.27 - Mensurações no modelo do NEWTOM 9000 DVT

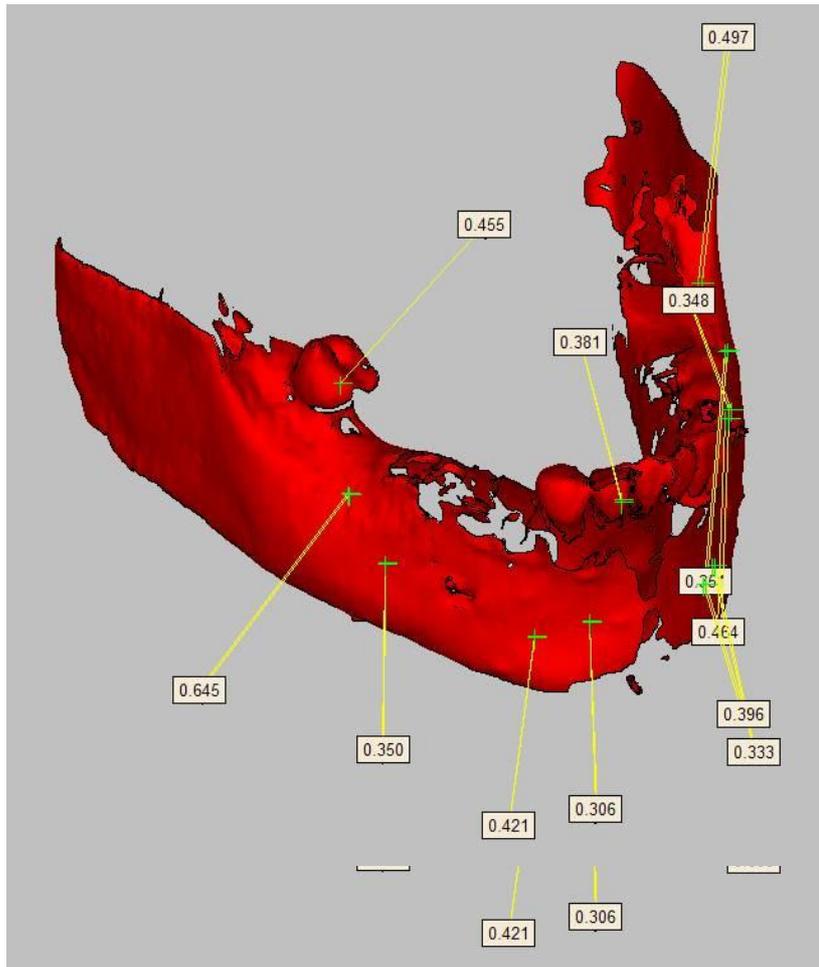


Figura 4.28 - Mensurações no modelo do NEWTOM 9000 DVT

4.2.14 Ao realizarmos uma subtração matemática dos sólidos virtuais (i-CAT – “padrão ouro”) temos como resultado somente as discrepâncias entre as geometrias que agora podem ser medidas em espessura (Figuras 4.29; 4.30; 4.31; 4.32)



Figura 4.29- Mensurações feitas com modelo virtual do i-CAT em áreas chave

Foram feitas quatorze medidas em espessura em áreas chave para quantificar as discrepâncias. As medidas mostram a média de discrepância da área em questão (Figuras 4.29; 4.30; 4.31 e 4.32).

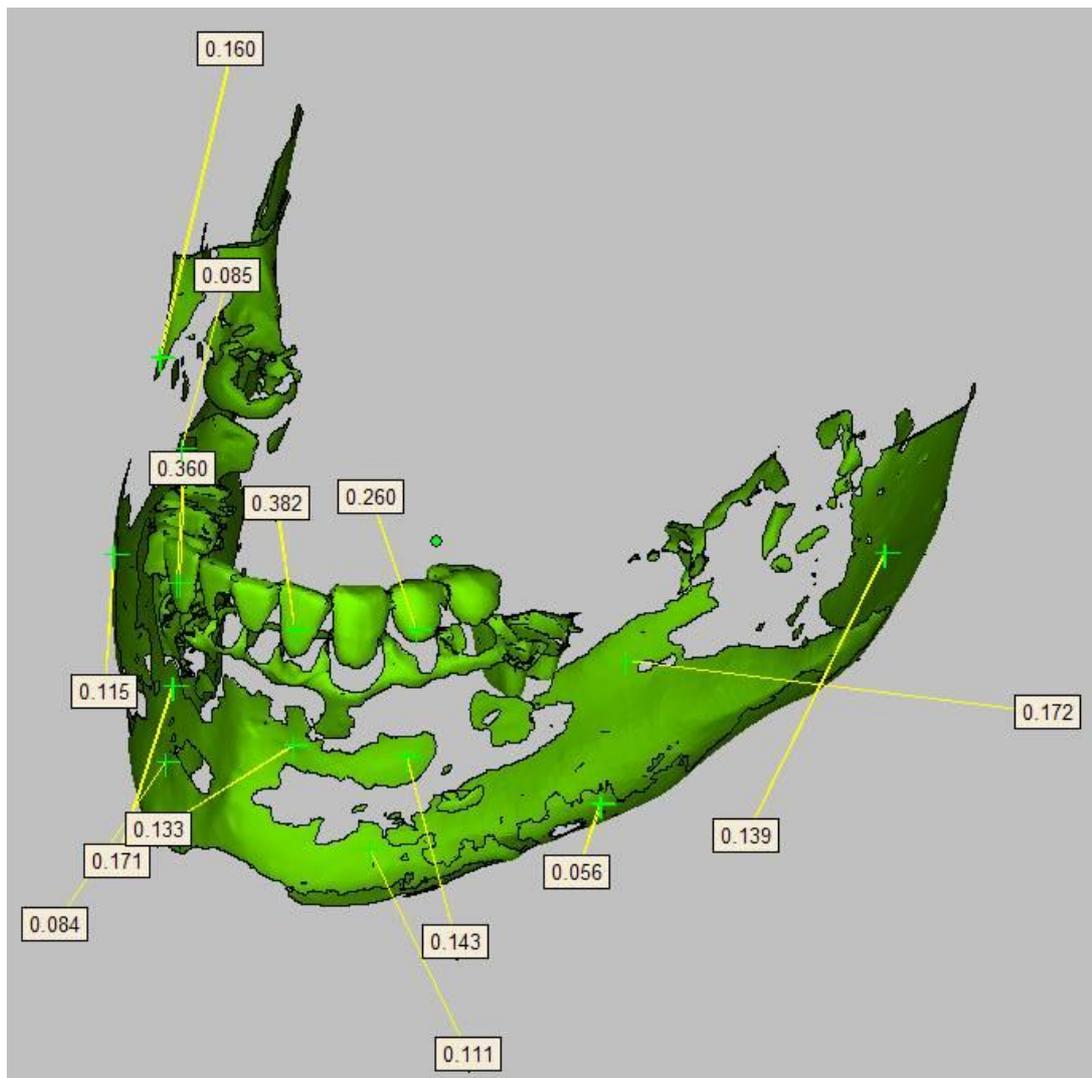


Figura 4.30 - Outro detalhe das mensurações feitas com modelo virtual do i-CAT em áreas chave

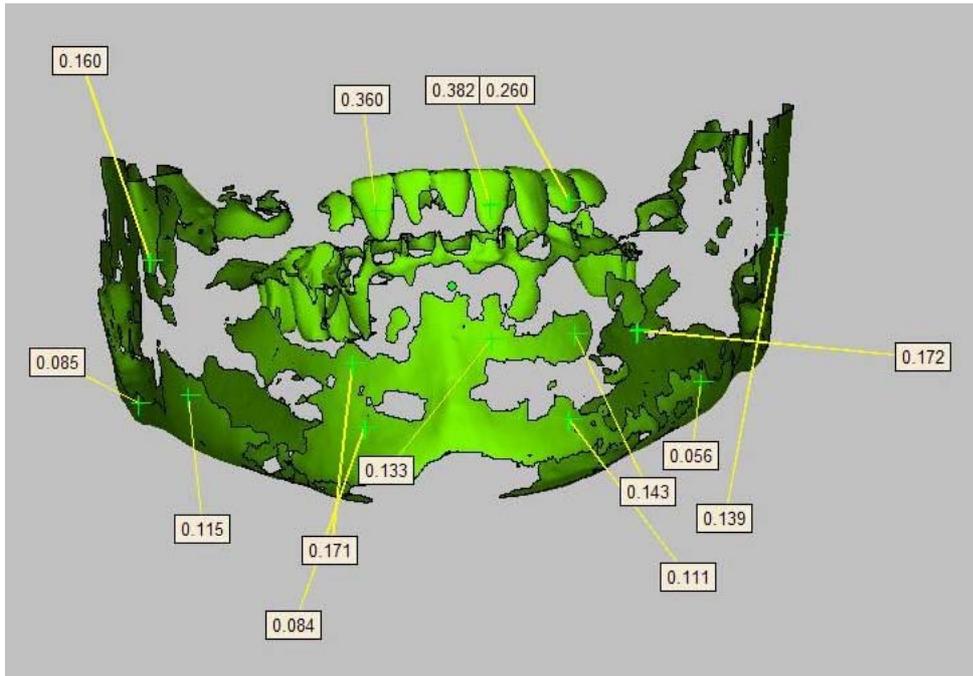


Figura 4.31 - Mensurações no modelo do i-CAT

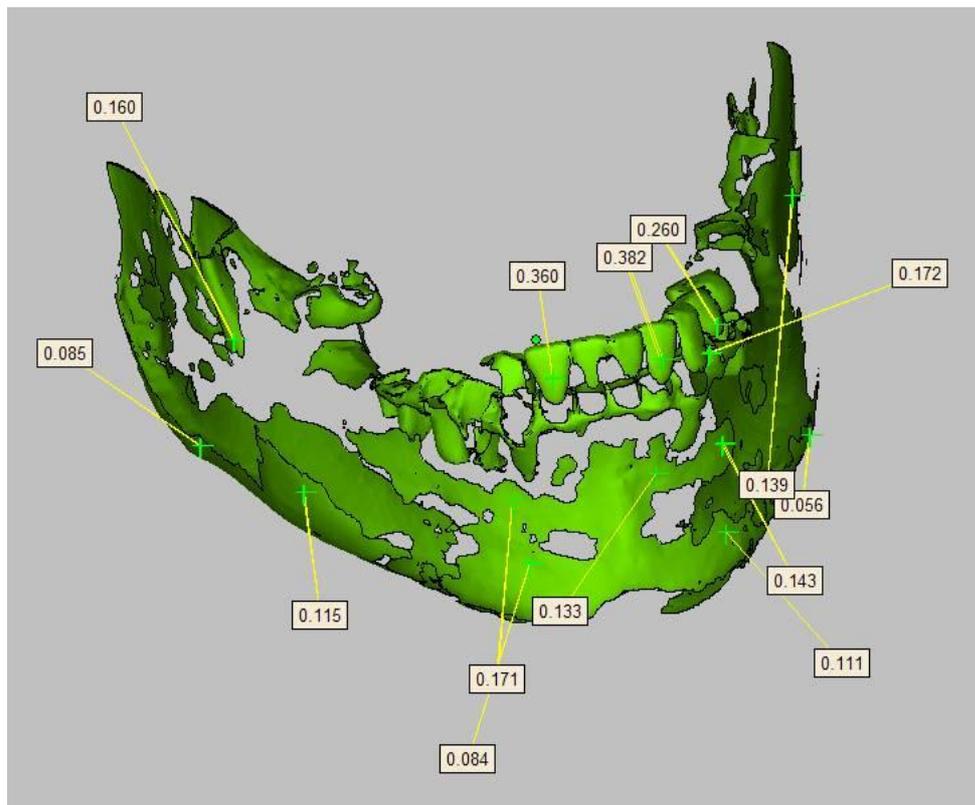


Figura 4.32 - Mensurações no modelo do i-CAT

Foi então realizada a mensuração da espessura destas diferenças e tabulação para análise comparativa ( NEWTON 9000 DVT Figura 4.33 e 4.35) e i-CAT Figura 4.34 e 4.36).

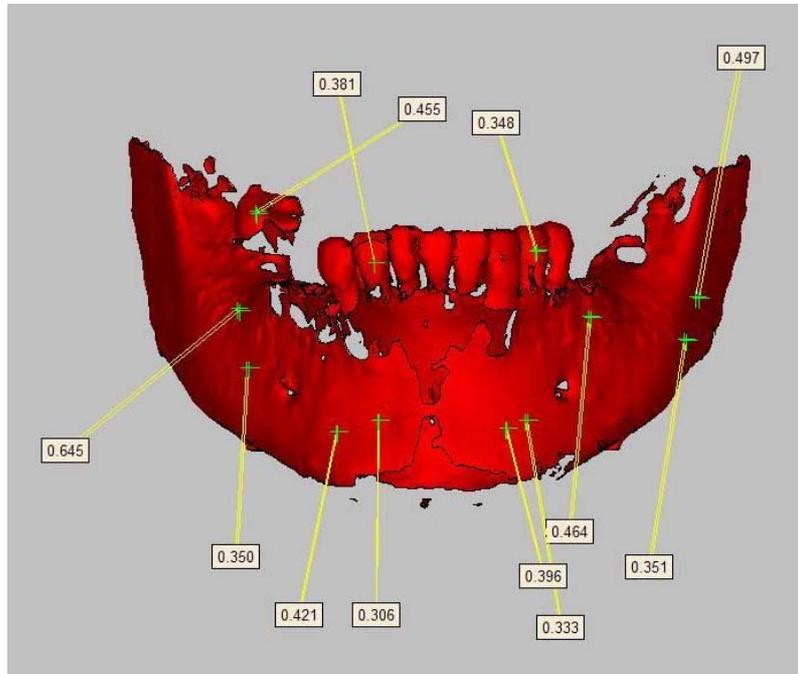


Figura 4.33 - Mensurações no modelo do NEWTOM DVT 9000

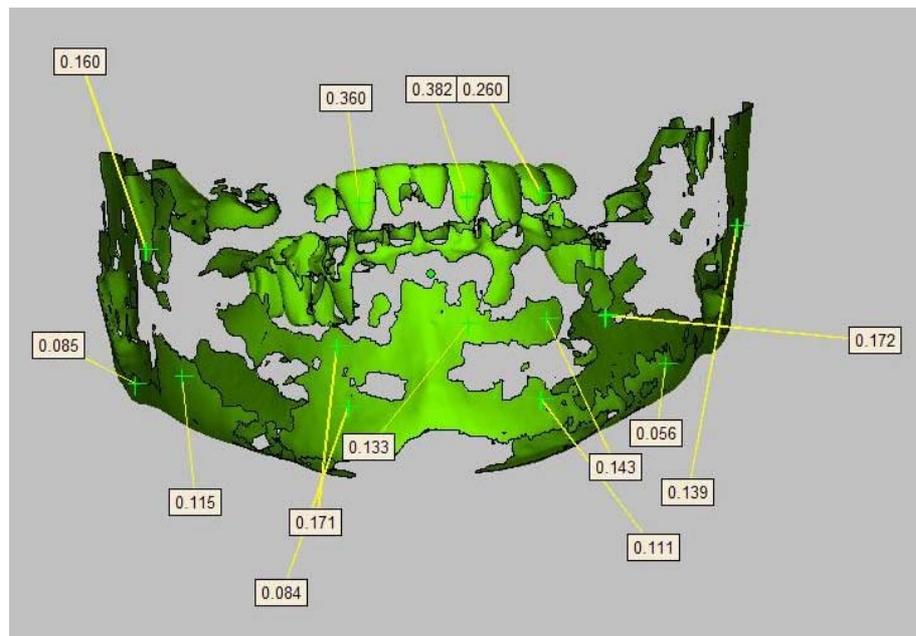


Figura 4.34 - Mensurações feitas com modelo virtual do i-CAT

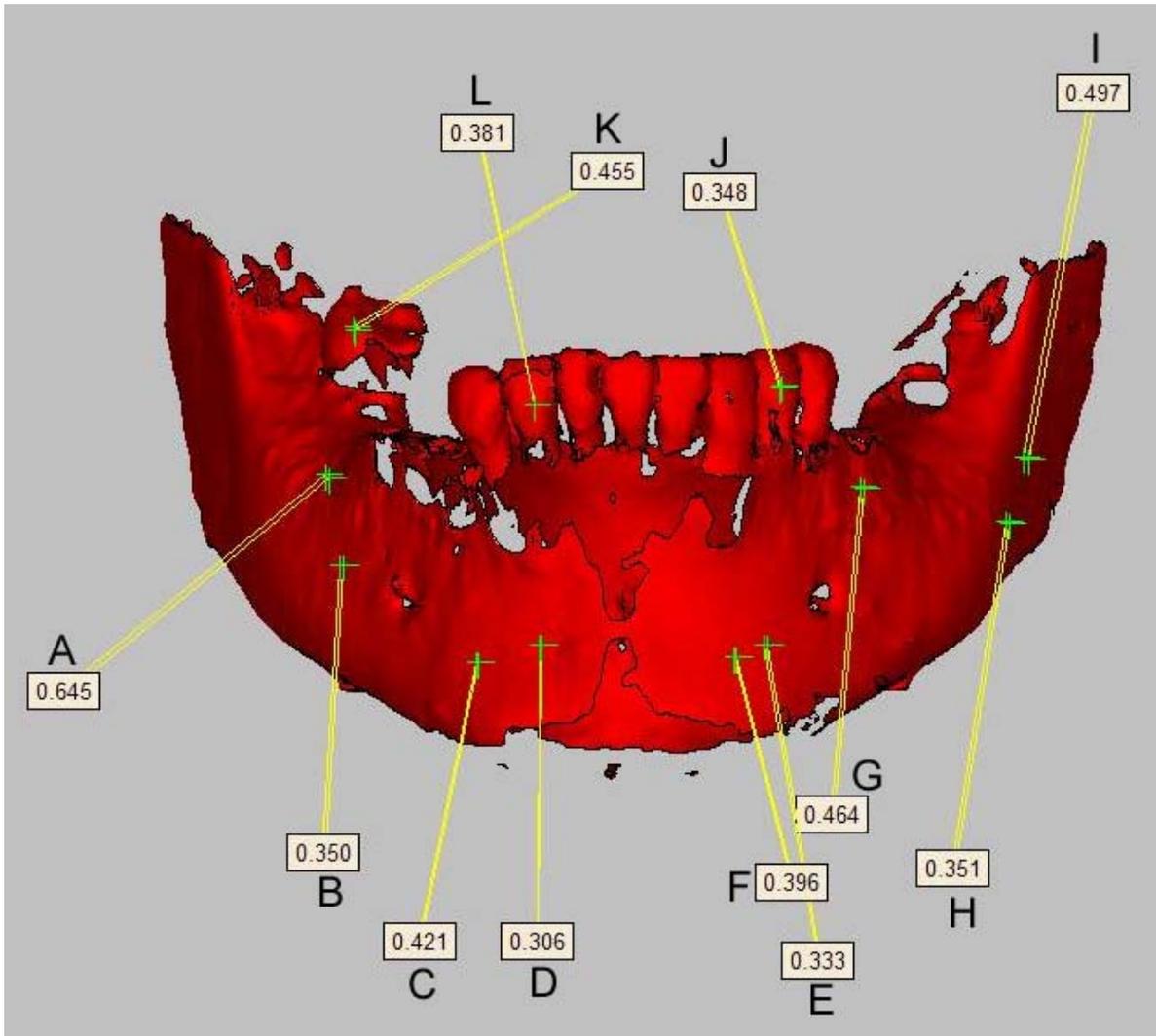


Figura 4. 35 - Medidas que evidenciam a média das discrepâncias  
NEWTOM 9000 DVT

A	0,645
B	0,350
C	0,421
D	0,306
E	0,333
F	0,396

G	0,464
H	0,351
I	0,497
J	0,348
K	0,455
L	0,381

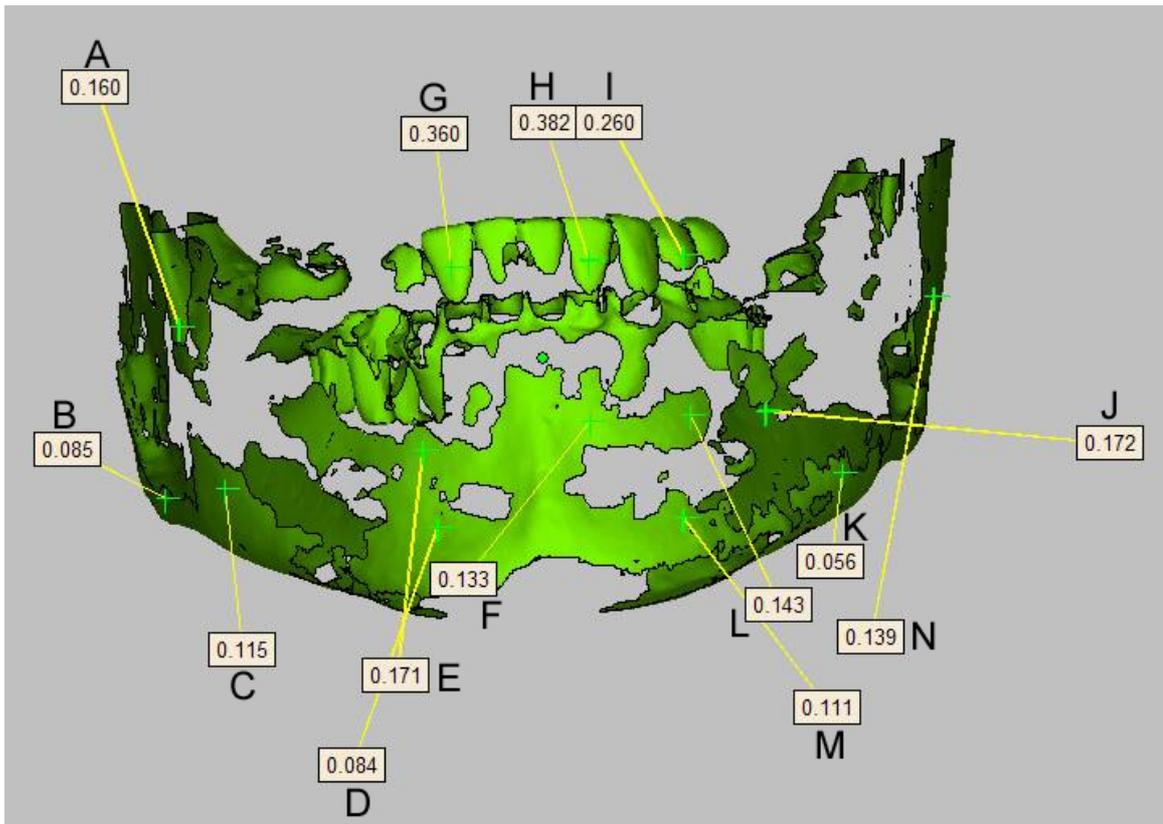


Figura 4.36 Medidas que evidenciam a média das discrepâncias i-CAT

A	0,160
B	0,085
C	0,115
D	0,084
E	0,171
F	0,133
G	0,360

H	0,382
I	0,260
J	0,172
K	0,056
L	0,143
M	0,111
N	0,139

## 5 RESULTADOS

A malha tridimensional criada pela digitalização a laser da mandíbula macerada com precisão de 0,01 mm torna o modelo “padrão ouro” muito preciso, ideal para comparações geométricas.

A aquisição de imagens por meio do tomógrafo volumétrico de feixe cônico modelo NEWTOM 9000 DVT propiciou a criação de um arquivo volumétrico de imagens *DICOM* com *voxel* (volume element picture) de 0,20 mm., e para o modelo i-CAT , as imagens deste arquivo possuíam *voxel* de 0,25 mm

A partir disso, uma geometria (STL) foi criada por segmentação de imagens na BIOPARTS. Este arquivo STL tem a mesma precisão dos utilizados para prototipagem, sendo ideal para comparar com o modelo “padrão ouro”.

Em algumas áreas chaves foram feitas mensurações nos modelos evidenciando a discrepância com o modelo “padrão ouro” ( doze para o NEWTOM 9000 e quatorze para o i-CAT). As médias de discrepâncias do padrão ouro encontradas para o tomógrafo volumétrico NEWTOM 9000 DVT foi de 0,377mm, e para o tomógrafo volumétrico i-CAT foi de 0,169 mm (Gráfico 5.1).

Existem alguns valores com três décimos de milímetros (0.360 mm a 0.382 mm ), pois foram aferidos na região dentária da mandíbula que é hiper densa e por isso existe essa diferença que é considerada normal.

Se houvessem artefatos metálicos, poderíamos ter alguns valores acima de três décimos de milímetro.

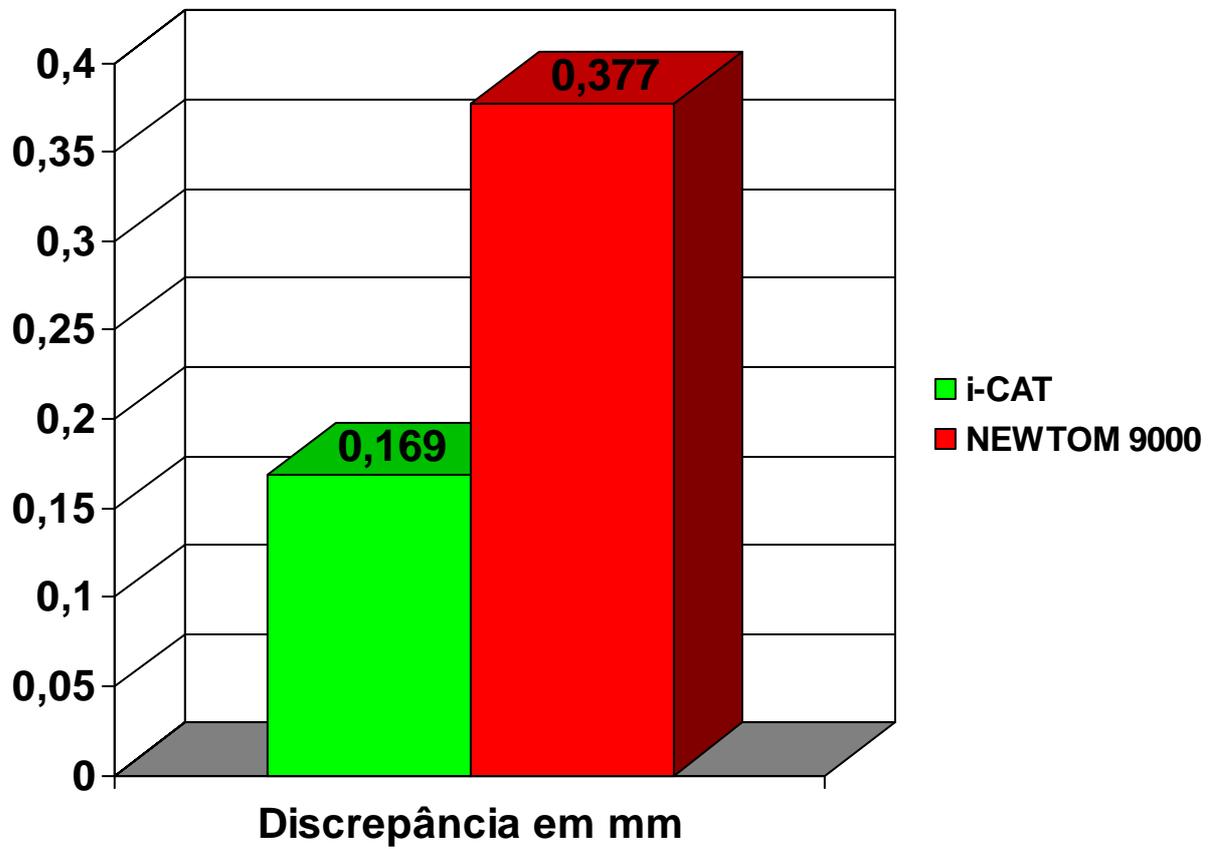


Gráfico 5.1 – Discrepâncias entre os modelos obtidos nos tomógrafos volumétricos NEWTOM 9000 DVT e i-CAT

## 6 DISCUSSÃO

A tomografia volumétrica é um recurso relativamente recente onde as imagens obtidas podem ser manipuladas, possibilitando a reconstrução tridimensional, além de poder gravar esses dados em *DICOM* (Digital Imaging and Communications in Medicine).

Os tomógrafos volumétricos de feixe cônico mais comercializados na atualidade apresentam algumas diferenças em sua constituição como descreve Kau et al. (2005):

**1) NEWTOM 3G**(Quantitative Radiology, Verona, Itália) tem como precursor o modelo NEWTOM 9000 (Quantitative Radiology, Verona, Itália) que foi o primeiro aparelho destinado à Odontologia com essa tecnologia. O sistema opera de modo similar à tomografia computadorizada convencional, onde o paciente fica em posição supina e a captura é feita na cabeça e pescoço em 36 seg.. A resolução do voxel (volume picture element -que é a quantidade tridimensional do *pixel* -picture element-, o qual é um ponto dos dados bidimensionais) é de 0,125 mm quando se usa um campo pequeno. O *voxel* permite habilidade para capturar pequenos detalhes como o ligamento periodontal, que em média tem 0,5 mm de espessura (serão necessários dois *voxels* com resolução de 0,25 mm). Os programas permitem análise volumétrica e de superfície de tecidos duros e moles. Os dados são exportados em um formato *DICOM* (Digital Imaging and Communications in Medicine) para manipulação da imagem.

**2) i-CAT** (Imaging Sciences Int., Hatfield, Pensilvânia) onde a imagem tridimensional é capturada com o paciente sentado e esta aquisição se faz em 20 a

40 seg.. No protótipo inicial só regiões maxilo mandibulares eram obtidas, mas com novas modificações e melhorias, um campo maior será obtido ( 20mmX25mm). O sensor denominado de *flat panel* é de silicone amorfo, não causa distorção na imagem, possui 12 *bits* de escala de cinza e o *pixel* é de resolução de 0,125 mm. A distorção que ocorria inicialmente na imagem obtida por meio desses aparelhos era devido ao mal posicionamento do paciente. O sensor *flat panel* produz bom contraste

tem longa vida.

A seguir, as especificações dos dois tomógrafos acima descritos:

- NEWTOM 9000 DVT;

a) Dimensões: 2000 mm X 2413 mm X 2000 mm

b) Voltagem: 110kVp

c) Corrente: 15 mA

d) Tempo de digitalização: 36 seg.

e) Sensor de Imagem: intensificador de imagem CCD

f) Campo de visão: 100 mm – 150 mm – 200 mm

g) Tamanho do voxel: 0,2 mm - 0,4 mm

h) Tempo de reconstrução: 2 minutos

i) Escala de cinza: 12 bit

- i-cat

a) Dimensões: 1040 mm X 1120 mm X 1830 mm

b) Voltagem: 120kVp

c) Corrente: 3-8 mA

d) Tempo de digitalização: 10-40 seg.

- e) Sensor de Imagem: *flat panel* amorfo
- f) Campo de visão: 250 mm – 200 mm
- g) Tamanho do voxel: 0,2 mm - 0,4 mm
- h) Tempo de reconstrução: 1,5 minutos
- i) Escala de cinza: 12 bit

Após leitura da literatura especializada, observamos que os sistemas de tomografia volumétrica, genericamente atingem os objetivos a que foram propostos (BALLRICK et al., 2008; BLAKE et al., 2008; BUENO et al, 2007; BROWN et al., 2009; CAPELOZZA; FATTORI; MALTAGLIATI , 2005; CHILVARQUER et al.,2004; COHENCA et al.,2007 a,b; COTTON et al., 2007; DRAENERT et al., 2008; ESTRELA et al., 2008; HASHIMOTO et al.,2003; HINTZEI, WIESE e WENZEL, 2007; HONDA et al.,2001, 2004; ILGÜY et al., 2009; KAU et al.,2005; KIM et al., 2007; KUMAR et al., 2007; LIANG et al., 2009;a,b; LOFTHAG-HANSEN et al., 2007; LOUBELE et al.,2006; LUDLOW et al.,2008;MAEDA et al.,2006;MOURA et al., 2009; NAKAJIMA et al.,2005; PECK et al.,2007; POHLENZ et al.,2007; SADDY, 2006; SCHULZE et al.,2006; SHI; SCARFE; FARMAN, 2007; SUOMALAINEN et al.,2007; SWENNEN e SCHUTYSER, 2006; SWENNEN et al., 2009; TSIKLAKIS,SYRIPOULOS e STAMATAKIS, 2004; TSURUMACHI e HONDA, 2007; VAN VLIJMEN et al., 2009).

Os tomógrafos volumétricos de feixe cônico atuais permitem que o paciente permaneça sentado, mais confortável, menos constrangedor que os tomógrafos computadorizados, e mesmo como os primeiros modelos de aparelhos tomográficos volumétricos de feixe cônico (como NEWTOM 9000 DVT). Tal fato diminui a possibilidade de movimentação do paciente durante exposição.

Vários autores concordam que a tomografia volumétrica tem sido um recurso amplamente aplicado para diagnóstico de cabeça e pescoço no que concerne à avaliação de anomalias dentais (DRAENERT et al., 2008; KAU et al., 2005), lesões periapicais (ESTRELA et al., 2008; KAU et al., 2005; LIANG et al., 2009a; LOFTHAG-HANSEN et al., 2007), infecções envolvendo tecidos duros, como no caso de cistos (CLOSMANN; SCHMIDT, 2007; DRAENERT et al., 2008; KAU et al., 2005; SUOMALAINEN et al., 2007), fraturas dentais (COHENCA et al., 2007; COTTON et al., 2007; ILGÜY et al., 2009; LIANG et al., 2009a) e reabsorções radiculares (COHENCA et al., 2007; COTTON et al., 2007; LIANG et al., 2009a).

Na localização de dentes retidos, especialmente no caso de terceiros molares inferiores, onde a proximidade das raízes destes elementos com o canal mandibular requer extrema perícia na cirurgia para não provocar injúria na região, a tomografia volumétrica de feixe cônico é imprescindível, pois permite a acurácia nesta avaliação. Esta indicação é relatada por vários autores como ARAI et al., 2001; CLOSMANN; SCHMIDT., 2007; DRAENERT et al., 2008; KAU et al., 2005; LIANG et al., 2009; SUOMALAINEN et al., 2007.

Tem sido bastante difundida a indicação da tomografia volumétrica de feixe cônico no tocante ao planejamento cirúrgico (LOUBELE et al., 2006; PAENG et al., 2007), como osteostomias, ressecções, distração óssea (CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; KAU et al., 2005; ROBIONY et al., 2007), osteossíntese (LIANG et al., 2009a), e com maior ênfase para a cirurgia ortognática devido a possibilidade da manipulação das imagens previamente à cirurgia (CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; LIANG et al., 2009a; POHLENZ et al., 2006).

Com referência às deformidades maxilo faciais, a tomografia volumétrica de feixe cônico é bastante solicitada, pois além do planejamento cirúrgico, há a possibilidade da simulação e confecção de modelos de prototipagem (CHILVARQUER et al., 2004; SADDY, 2006), onde se tem a exata visualização da instalação de enxertos e peças protéticas para a reconstrução das áreas afetadas por lesões, anomalias ou traumas buco maxilo faciais (KAU et al., 2005; LIANG et al., 2009a; MAEDA et al., 2006; PAENG et al., 2007).

Também existe a indicação deste tipo de exame para o diagnóstico de traumas faciais, onde se pode ter a real extensão das injúrias e lesões instaladas. (MAEDA et al., 2006; SUOMALAINEN et al., 2007).

Uma vantagem da tomografia volumétrica de feixe cônico é ser um sistema onde não há sobreposição de estruturas, permitindo melhor avaliação das regiões de interesse sem interferência de estruturas anatômicas (COTTON et al., 2007).

Indubitavelmente, o incremento das solicitações de exames de tomografia volumétrica de feixe cônico atualmente se deve ao desenvolvimento das técnicas para mensuração óssea e colocação de implantes ósseo-integrados. Através do correto planejamento pode-se selecionar o sítio onde será feita a colocação do implante, com a avaliação da qualidade e espessura óssea, pois esta técnica permite cortes com mensurações de relação de 1:1 (CHILVARQUER et al., 2004), indicada para cada tipo de implante, bem como a necessidade de enxerto ósseo na região. (CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; DRAENERT et al., 2008; JAYME et al., 2008; KAU et al., 2005; LIANG et al., 2009b; SUOMALAINEN et al., 2007)..

Um aspecto importante também é quanto angulação e inclinação dos dentes que podem ser avaliadas por meio da tomografia volumétrica de feixe cônico (CAPELOZZA; FATTORI; MALTAGLIATI, 2005; PECK et al., 2007), obtendo-se assim imagem com relação às estruturas anatômicas circunvizinhas.

No caso da avaliação da extensão de tumores e seu envolvimento com estruturas adjacentes, é imprescindível o exame tomográfico volumétrico de feixe cônico. Esta tecnologia permite a avaliação exata da localização da lesão, e o comprometimento dos tecidos circunvizinhos para que o cirurgião tenha condições de observar previamente à cirurgia a área de intervenção e o comprometimento com as estruturas anatômicas ( CLOSMANN; SCHIMIDT, 2007; DRAENERT et al., 2008; SUOMALAINEN et al., 2007).

Poucos relatos existem sobre uma nova indicação da tomografia volumétrica que é decorrente de estudos e desenvolvimento de um programa recente ( Dolphin-3D) para permitir a cefalometria tridimensional, sem dúvida de grande auxílio para os ortodontistas ( CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; KUMAR et al., 2007; SWENNEN; SCHUTYSER, 2006). Com esse mesmo programa é possível também avaliar as vias aéreas (KAU et al., 2005).

A tomografia volumétrica de feixe cônico possibilitou um recurso indiscutivelmente auxiliar que diz respeito às cirurgias virtuais guiadas (CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; PAENG et al., 2007), onde se pode manipular as imagens, fazendo uma simulação cirúrgica, reduzindo assim os riscos e o tempo cirúrgico ( CURCIO et al., 2005; BLAKE et al., 2008).

Para a avaliação da articulação têmporo mandibular, atualmente a tomografia volumétrica de feixe cônico tem sido bastante solicitada, pois permite uma excelente observação da região para averiguação detalhada da morfologia

óssea e de disfunções, em vários momentos dos movimentos mandibulares (CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; HONDA et al., 2001, 2004; KAU et al., 2005; LIANG et al., 2009a; NAKAJIMA et al., 2005; PECK et al., 2007; SUOMALAINEN et al., 2007; TSIKLAKIS; SYRIOPOULOS; STAMATAKIS, 2004).

Um outro aspecto mais recente no campo da ortodontia se refere à colocação de mini implantes, onde com as imagens tridimensionais pode ser feita a instalação destes em locais específicos para o tratamento indicado (KIM et al., 2007).

Um estudo pioneiro foi feito para avaliação da idade óssea através da tomografia volumétrica de feixe cônico, onde foi observada a maturação cérico vertebral para averiguar a idade óssea do paciente, propiciando também a avaliação da coluna cervical como no caso de osteoporose e fraturas decorrentes dessa alteração óssea (SHI et al., 2007).

A grande vantagem da tomografia volumétrica de feixe cônico na atualidade é a redução da dose de radiação para o paciente (CAPELOZZA; FATTORI; MALTAGLIATI, 2005 ; CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008; CLOSMANN; SCHIMIDT, 2007; COTTON et al., 2007; HASHIMOTO et al., 2003; HONDA et al., 2004; ILGÜY et al., 2009; KAU et al., 2005; KIM et al., 2007; LIANG et al., 2009; LUDLOW, 2008; MAEDA et al., 2006; PECK et al., 2007; SUOMALAINEN et al., 2007; SWENNEN et al., 2006; TSIKLAKIS; SYRIOPOULOS; STAMATAKIS, 2004).;

Apesar da redução da dose, e da colimação, não se pode ter prejuízo da imagem devido a estas interferências. Estudos devem ser feitos para que haja melhores recursos de manipulação de imagens e redução da dose de radiação para o paciente (LIANG et al., 2009b).

O tempo de aquisição da imagem também é um fator que contribui para as vantagens, pois evita que o paciente se movimente e haja distorção na imagem (CAPELOZZA; FATTORI; AZEVEDO, 2005). A captura das imagens é feita de modo contínuo, com um giro de 360° do cabeçote com um tempo relativamente curto (cerca de 40 seg.), sem estressar o paciente.

Uma desvantagem bastante relatada por estudiosos se refere à presença de ruído na imagem decorrente de metais existentes nas restaurações metálicas e dos implantes nas regiões maxilo mandibulares dos pacientes, que causam artefatos nas imagens prejudicando a observação detalhada das mesmas (DRAENERT et al., 2008; LOFTHAG-HANSEN et al. 2007; PHOLENZ et al. 2006).

Muitos autores utilizam crânios macerados e fantoms para analisar acurácia de medidas lineares obtidas por tomografia volumétrica de feixe cônico e comparar com medidas reais. A utilização destes possibilita a comparação de diferentes técnicas tomográficas sem a exposição de pacientes à dose de radiação (BALLRICK et al., 2008; HINTZE; WIESE; WENZEL, 2007; KUMAR et al., 2007; MOURA et al., 2009; SADDY, 2006).

A tecnologia tem seus desenvolvimentos acelerados e certamente, novos aparelhos tomógrafos serão pesquisados proporcionando um menor tamanho, tendo seu custo também reduzido, e propiciando seu uso em vários centros de diagnósticos, incrementando seu uso, auxiliando amplamente a manutenção da qualidade de vida, saúde e bem estar das pessoas.(CLOSMANN; SCHIMIDT 2007; COTTON et al., 2007;KAU et al., 2005).

Em nosso estudo, utilizamos uma mandíbula macerada que foi digitalizada por um *software* de manipulação de imagem (*Scanner 3D VIVID 910 – Konica- Minolta, Japão*).

Nosso objetivo foi avaliar as discrepâncias nas várias áreas anatômicas analisadas. Notamos que com o uso do aparelho NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona , Itália ) obtivemos uma média de cerca de 0,377 mm de discrepância do "padrão ouro".

Já a média de discrepância do "padrão ouro" obtida quando do uso do tomógrafo volumétrico i-CAT foi de 0,169 mm.

Tal fato pode ser explicado pelas diferenças de tecnologia de captação de imagem.

Quanto aos sistemas de captação de imagem dos tomógrafos volumétricos de feixe cônico usados neste estudo temos o NEWTOM 9000 (Quantitative Radiology, Verona, Itália ) que usa sensor CCD e o i-CAT ( Imaging Sciencies, Hartfield. Pensilvânia, Estados Unidos da América) que utiliza sensor *flat panel*.

Com o desenvolvimento tecnológico o sistema de captação da imagem tem evoluído sensivelmente. Os aparelhos que atualmente usam *flat panel* permitem uma melhor acurácia na imagem além de serem menores em tamanho e peso (não ocasionam vibração), não causam distorção na imagem, tem maior resolução, maior vida útil e não são sensíveis aos campos eletromagnéticos (CHILVARQUER; HAYEK; AZEVEDO, 2008)..

Liang et al (2009a, b) e Loubele et al. (2006) estudaram a variabilidade das imagens e concordamos, pois em nossos resultados usando os tomógrafos volumétricos de feixe cônico modelos NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona , Itália) e i-CAT (Imaging Sciencies, Hartfield. Pensilvânia, Estados Unidos da América), tivemos uma maior reprodutibilidade com o aparelho que utiliza o sensor *flat panel*. (i-CAT).

Vários autores encontraram resultados similares aos nossos, quando compararam a acurácia da reformatação tridimensional dos tomógrafos volumétricos aqui estudados (BALLRICK et al., 2008; BUENO et al., 2007; LIANG et al., 2009a; LOUBELE et al., 2006; SADDY, 2006).

Apesar das diferentes metodologias empregadas, esses autores encontram que a tomografia volumétrica de feixe cônico realizada pelo aparelho i-CAT (Imaging Sciences, Hartfield, Pensilvânia, Estados Unidos da América) apresenta menores discrepâncias de mensuração e reprodutibilidade tanto para modelos de prototipagem, que a tomografia volumétrica realizada pelo aparelho NEWTOM 9000 DVT (Quantitative Radiology, Verona, Itália).

## 7 CONCLUSÕES

Os tomógrafos volumétricos de feixe cônico utilizados neste estudo produzem imagens suficientemente precisas para reprodução de protótipos.

As discrepâncias encontradas nas regiões demarcadas são menores nas imagens adquiridas pelo tomógrafo volumétrico modelo i-CAT.

As médias de discrepâncias do “padrão ouro” encontradas para o tomógrafo volumétrico NEWTOM 9000 DVT foi de 0,377mm, e para o tomógrafo volumétrico i-CAT foi de 0,169 mm.

O valor médio de discrepância mínimo para o tecido ósseo da mandíbula foi de 0,084 mm para o aparelho i-CAT, e 0,306 mm para o aparelho NEWTOM 9000 DVT.

Este estudo não contempla casos com artefatos metálicos ou outros fatores de erro, tais como movimento do paciente e técnica de exame.

Com as constantes pesquisas e o rápido desempenho da tecnologia, o aperfeiçoamento dos sistemas de aquisição de imagem também tem seu desenvolvimento acelerado. Por esta razão, estudos complementares são necessários para a verificação e confirmação dos resultados obtidos por meio deste estudo.

## REFERÊNCIAS <sup>1</sup>

Arai Y, Honda K, Iwai K, Shinoda K. Practical model “3DX” of limited cone-beam X-ray ct for dental use. International Congress Series 2001;1230:713-8.

Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone beam computed tomography machine. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134(4):573-82.

Blake FA, Blessmann M, Pohlenz P, Heiland M. A new imaging modality for intraoperative evaluation of sinus floor augmentation. Int J Oral Maxillofac Surg 2008 Feb; 37(2): 183-5.

Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam ct derived 3d images. Angle Orthod 2009; 79:150-7.

Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Brugnera Jr A, Azevedo JR. Tomografia computadorizada cone beam: revolução na Odontologia. Rev Assoc Paul Cir Dent 2007; 61(5):354-63.

Capelozza LF, Fattori L, Maltagliati LA. Um novo método para avaliar as inclinações dentárias utilizando a tomografia computadorizada. Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial 2005; 10(5): 23-9.

Chilvarquer I, Chilvarquer LW, Hayek JE, Saddy MS. A prototipagem na Odontologia no novo milênio. In: Querido MRM, Fan YL. Implantes Osseointegrados. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

Chilvarquer I, Hayek JE, Azevedo B. Tomography: its advances and uses in dentistry. Rev ABRO 2008; 9(1):3-9.

Chow J, Hui E, Lee PKM, Li W. Zygomatic implants- protocolo for immediate occlusal loading: a preliminary report. J Oral Maxillofac Surg 2006; 64:804-11.

<sup>1</sup>De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Closmann JJ e Schmidt BL. The use of cone beam computed tomography as an aid in evaluating and treatment planning for mandibular cancer. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:766-71.

Cohenca N, Simon J H, Mathur A, Malfaz J M. Clinical indicatios for digital imaging in dento alveolar trauma. Parte 2: root resorption. *Dent Traumatol* 2007a; 23(2):105-13.

Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1:traumatic injuries. *Dental Traumatology* 2007b; 23:95–104.

Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 2007;33:1121–3.

Curcio R, Perin GL, Chilvarquer I, Borri ML, Ajzen S. Planejamento reverso com estereolitografia em carga imediata em mandíbula edentula: nota técnica. *Implant News* 2005;2(4):377-82.

Curcio R, Perin GL, Chilvarquer I, Borri ML, Ajzen S. Use of model in surgical predictability of oral rehabilitations. *Acta Cirur Brás* 2007;22 (5):387-95.

Draenert FG, Gebhart F, Neugebauer C, Coppenrath E, Mueller-Lisse U. Imaging of bone transplants in the maxillofacial area by New Tom 9000 cone-beam computed tomography: a quality assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endod* 2008;106:e31-e35.

Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accurcy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod* 2008; 34(3): 273-9.

Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone-beam computed tomography machine for dental use a multidetector row helical ct machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95:371-7.

Hauret L, Hodez C. A new modality for dentomaxillofacial imaging: cone beam ct. *J Radiol* 2009; 90(5):604-17.

Hintze h, Wiese M, Wenzel A. Cone beam ct and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Oral Maxillofac Radiol* 2007; 36(4):192-7.

Honda K, Arai Y, Kashima M, Takano Y, Sawada K, Ejima K, et al.. Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam ct( 3DX) in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:391-5.

Honda K, Larheim TA, Johannessen S, Arai Y, Shinoda K, Westesson P-L. Ortho cubic super-high resolution computed tomography: A new radiographic technique with application to the temporomandibular join. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001; 91:239-43.

Hu YJ, Hardianto A, Zhang ZY, Zhang CP. Reconstruction of a palatomaxillary defect with vascularized iliac bone combined with a superficial inferior epigastric artery flap and zygomatic implants as anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36:854-7.

Ilgüy D, Ilgüy M, Fisekcioglu E, Bayirli G. Detection of jaw and root fractures using cone beam computed tomography: a case report. *Dentomaxillofacial Radiology* 2009; 38:169-13.

Jayme SJ, Muglia VA, de Oliveira RR, Novaes Jr AB. Optimization in multi-implant placement loading in edentulous arches using a modified surgical template and prototyping: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23: 759-62.

Jorge EC, Tanomaru-Filho M, Gonçalves M, Tanomaru JMG. Detection of periapical lesion development by conventional radiography or computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106: e56-e61.

Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthodontics* 2005; 32:282-93.

Kim S-H, Choi Y-S, Hwang E-H, Chung K-R, Kook Y-A, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;(4) S82-S89.

Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007; 36:263–69.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice ct (MSCT). Part I: On subjective image quality. Eur J Radiol 2009a; Abr.30. Disponível em URL: <http://www.elsevier.com/locate/ejrad>.

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. Eur J Radiol 2009b; May 5. Disponível em URL: <http://www.elsevier.com/locate/ejrad>.

Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone beam CT and intra oral radiography for the diagnosis of periapical pathology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007;103:114-9.

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 Méd Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006;102:225-34.

Ludlow JB. Comparative dosimetry of dental CBTC devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008; 106: 106-14.

Maeda M, Katsumata A, Yoshiko A, Muramatsu A, Yoshida K, Goto S, et al..3d-ct evaluation of facial assymetry in patients with maxillofacial deformities.Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.2006;102: 382-90.

Meurer MI, Meurer E, Silva JVL, Barbara AS, Nobre LF, Oliveira MG, et al. Acquisition and manipulation of computed tomography images of the maxillofacial region for biomedical prototyping. Radiol Bras 2008;41(1):49-54.

Moura MP, Lima LU, Faria MDB, Gutfilen B. Expansão rápida da maxila- avaliação de dois métodos de reconstrução 3d por meio de um modelo laboratorial. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 2009;4(1):90-9.

Mozzo P. A new volumetric CT machine for dental imaging based on cone beam technique :preliminary results. Eur Radiol 1998;9:1558-64.

Nakajima A, Sameshimi GT, Arai Y, Homm Y, Shimizu N, Dougherty Sr H. Two-and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone-beam computed tomography. Angle Orthod 2005;75:895-903.

Nigro F. Planejamento virtual em implantodontia – Cirurgia guiada- Prototipagem 2009. São Paulo: Ed Santos ; 2009.

Paeng JY, Lee JH, Lee JH, Kim MJ. Condyle as the point of rotation for 3-D planning of distraction osteogenesis for hemifacial microsomia. J Cranio- Maxillofacial Surgery 2007;35:91-102.

Papaspyridakos P, Lal K. Complete arch implant rehabilitation using subtractive rapid prototyping and porcelain fused to zirconia prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent 2008;100:165-72.

Peck J L, Sameshima GT, Miller A, Worth P, Hatcher DC. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam ct. Angle Orthodontist 2007;77(2):206-13.

Pessa JE. The potential role of stereolithography in the study of facial aging. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:117-20.

Pholenz P, Blessmann M, Blake F, Horinch S, Schmelzle R, Heiland M. Clinical indications and perspectives for intraoperative e cone-beam computed tomography in oral and maxillo facial surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007;103:412-7.

Robiony M, Salvo I, Costa F, Zerman N, Bazzocchi M, Toso F, et al. Virtual reality surgical planning for maxillofacial distraction osteogenesis : the role of reverse engineering rapid prototyping and cooperative work. J Oral Maxillofac Surg 2007; 65:1198-1208.

Rosa ELS, Oleskovicz CF, Aragão BN. Rapid prototyping in maxillofacial surgery and traumatology: case report. Braz Dent J 2004; 15(3):243-7.

Rotaru H, Băciut M, Stan H, Bran S, Chezan H, Iosif A, et al.. Silicone rubber mould cast polyethymethacrylate-hydroxyapatite plate used for repairing a large skull defect. J Cranio-Maxillofacial Surg 2006;34:242-46.

Saddy MS. Estudo comparativo entre a tomografia computadorizada e a tomografia volumétrica na confecção de modelos de prototipagem [Tese de Doutorado]. São Paulo. Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

Saddy MS, Silva JVL, Santa-Barbara A, Maia IA. Cost reducing of maxillofacial RP biomodels. In: 2<sup>nd</sup> International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping 2005.sep.28-oct. 1; Leiria- Portugal.

Salles F, Anchieta M, Bezerra PC, Torres MLGM, Queiroz E, Faber J. Complete and isolated congenital aglossia : case report and treatment of sequelae using rapid prototyping models. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:e41-e47.

Schulze D, Blessmann N, Pohlenz P, Wagner KW, Heiland M. Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(4):232-5.

Shi H, Scarfe WC, Farman AG. Three- dimensional reconstruction of individual cervical vertebrae from cone-beam computed-tomography images. *Am. J. Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:426-32.

Silva JVL, Meurer E, Santa-Barbara A, Oliveira MG, Meurer MI, Heitz C. As tecnologias CAD-PR (prototipagem rápida) na reconstrução de trumas da face. III Congresso Ibero Americano. San Jose; 2004.

Subburaj K, Nair C, Rajesh S, Meshram SM, Ravi B. Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007; 36:938-43.

Suomalainen AK, Salo A, Robinson S, Peltola JS. The 3DX multi image micro ct device in clinical dental practice. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:80-5

Swennen GRJ, Mommaerts MY, Abeloos J, D Clercq C, Lamoral P, Neyt N, et al.. A cone-beam CT based technique to augment the 3d virtual skull model with a detailed dental surface. *Int. J. Oral Maxillofac Surg* 2009;38:48–57

Swennen GRJ, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multislice vs cone beam computed tomography. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop* 2006;130:410-6.

Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(3):196-201.

Tsurumachi T, Honda K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *Int. Endodontic. J.* 2007;40:224-32.

Van Lierde C, Huysmans T, Depreitere B, Sloten JV, Van Audekercke R, Van der Perre G, et al. Curvature accuracy of RP skull models. *Phidias*; 2002.

Van Vlijmen OJ, Swennen GR, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kutjpers-Jagtman AM. Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone beam computed tomography scans and conventional radiographs. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67(1):92-7.

Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 85-8.

Winder J, Bibb R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63: 1006-15.

Zemnick C, Woodhouse SA, Gewanter RM, Raphael M, Piro JD. Rapid prototyping technique for creating a radiation shield. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 236-41..

## ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



**Universidade de São Paulo**  
**Faculdade de Odontologia**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**

**PARECER DE APROVAÇÃO**  
**FR - 223875**  
**Protocolo 153/2008**

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Análise quantitativa de modelos de prototipagem rápida, baseados em dados de tomografia, por meio de inspeção de engenharia reversa tridimensional**", de responsabilidade da pesquisador(a) Fátima Maria De Angelis Kang, sob orientação do(a) Prof(a). Dr(a). Israel Chilvarquer.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 18 de setembro de 2008.

  
Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz  
Coordenador do CEP-FOUSP

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)