

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA - RADIOLOGIA

ESTUDO COMPARATIVO DE PROTOCOLOS TOMOGRÁFICOS NA  
AQUISIÇÃO DAS IMAGENS PARA CONFECÇÃO DE MODELOS DE  
PROTOTIPAGEM

Jorge Javier de Lima Moreno

Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos obrigatórios para obtenção do  
título de Mestre em Clínica Odontológica  
/Radiologia pela Universidade Federal  
do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Heraldo Luis Dias  
da Silveira

Coorientador: Prof. Int. Dr. Roberto Soler

Porto Alegre

2013

### CIP - Catalogação na Publicação

de Lima , Jorge Javier  
ESTUDO COMPARATIVO DE PROTOCOLOS TOMOGRÁFICOS NA  
AQUISIÇÃO DAS IMAGENS PARA CONFECCÃO DE MODELOS DE  
PROTOTIPAGEM / Jorge Javier de Lima . -- 2013.  
47 f.

Orientador: Heraldo Luis Dias da Silveira.  
Coorientador: Roberto Soler.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do  
Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia,  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Porto  
Alegre, BR-RS, 2013.

1. Tomografia Computadorizada. 2. Prototipagem  
Rápida. 3. Dose de Radiação. I. Silveira, Heraldo  
Luis Dias da , orient. II. Soler, Roberto, coorient.  
III. Título.

Agradeço, especialmente, a minha mulher Karina e meus filhos Santiago e Guillermo que me apoiaram arduamente. Muitas vezes, sem saberem que estavam apoiando, mas sempre a meu lado, com muita força.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a minha mãe, Susana, pela presença, apoio e motivação para ir em frente.

Ao professor Heraldo, profissional sempre disposto e disponível para o desenvolvimento do trabalho. Destaco sua humildade profissional para com seus alunos. Muito obrigado por tudo.

À professora Heloísa, pessoa e profissional que despertou minha admiração. Desde o início deste mestrado ela abriu as portas para que este trabalho fosse possível. Muito obrigado por tudo.

Ao professor Roberto, pessoa e profissional que sempre esteve colocando a palavra certa nos momentos mais complicados de meu trabalho.

Aos meus colegas de mestrado do Uruguai, em especial a Gainer e Gonzalo presenças fundamentais nos momentos de discussão científica e de descontração.

À Gabriela Liedke pelo apoio no início deste projeto.

Às professoras da Radiologia, Mariana e Nádia, pelos conhecimentos compartilhados, excelentes sugestões e apoio durante a elaboração desta dissertação.

Aos Centros que realizaram as tomografias.

Ao Engenheiro Mestre Jorge Vicente Lopez da Silva, coordenador da divisão desenvolvimento de produtos CenPRA (Centro de Pesquisa Renato Archer), à Paulo e Airton pela colaboração, disponibilidade e participação em este estudo.

Aos professores, alunos e funcionárias do serviço de Prótese Buco Maxilo Facial de Uruguai, pelo apoio, presteza e cordialidade.

Aos demais professores, colegas do Programa de Pós-Graduação da FO-UFRGS.

Ao pessoal da biblioteca da FO-URGS pelo auxílio prestado.

*“En la naturaleza está todo, solo hay que darle forma”*

**Isabel Janckielewicz**

## RESUMO

A especialidade de Prótese Buco-Maxilo-Facial é responsável por reconstruções complexas da face e do crânio. Entretanto, com a utilização de impressões convencionais, é difícil se alcançar uma adequada adaptação clínica para a reabilitação do paciente. Assim, algumas vezes, faz-se necessária a obtenção de modelos tridimensionais (3D) que reproduzam a realidade clínica. O objetivo deste estudo é comparar os protótipos obtidos com diferentes protocolos de aquisição de imagem provenientes de distintos aparelhos de tomografia computadorizada com relação à rugosidade superficial, área reconstruída e dose de exposição gerada, procurando estabelecer o mais adequado para a confecção de protótipos de crânio. Para isso, nove protótipos de um fragmento craniofacial seco foram confeccionados. A comparação entre os protótipos quanto à lisura superficial e à área reconstruída foi realizada por meio da Análise de Variância (ANOVA). Nos casos em que a avaliação indicou diferença significativa, foi aplicado como complemento o Teste de Comparações Múltiplas de Tukey. O nível de significância adotado foi de 5%. Em relação à análise de rugosidade as diferenças encontradas não demonstraram correlação com a área reconstruída. Já em relação aos diferentes protocolos, diferenças significativas foram observadas nos protótipos com respeito à área reconstruída e dose de radiação gerada. Pode-se concluir, frente aos resultados encontrados, que as imagens geradas pelos tomógrafos de feixe cônico e feixe em leque, utilizando os protocolos com as resoluções máximas estudadas, estão indicadas para a confecção de protótipos. Contudo, o que deve nortear a seleção do melhor protocolo tomográfico deve ser o propósito da indicação clínica correlacionado com o princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada. Prototipagem Rápida. Dose de Radiação.

## **ABSTRACT**

Oral-maxillo-facial prosthodontics is the study of complex face and skull reconstructions. In view of the insufficient degree of adjustment of conventional impression to enable proper clinical rehabilitation, among other reasons, practitioners increasingly resort to 3D models that accurately reproduce the clinical reality. The aim of this study is to determine the optimal selection of imaging device and protocol for use in skull prototyping. The surface roughness and reconstructed area of nine prototypes obtained from a dried craniofacial specimen using different image acquisition protocols and CT devices were measured, in addition to measurements of the radiation dose potentially received by the patient. ANOVA of the surface roughness, reconstructed area and radiation dose data enabled statistical comparisons among the prototypes. Where significant differences were found, Tukey's multiple-comparison test was conducted, using a significance level of 5%. No correlation was found between surface roughness and reconstructed area. However, significant differences in reconstructed area and radiation dose were found among the different protocols. These results support the use of images generated by CBCT or fan beam CT for the construction of prototypes, using the protocols with the highest resolution. Nevertheless, the selection of the most appropriate TC protocol should be based on the particular clinical indication along with the ALARA (as low as reasonably achievable) principle.

Keywords: Computerized Tomography. Rapid Prototyping. Radiation Dosimetry.

## LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

3D – Tridimensional

ANOVA – Análise de Variância

CAD - Computer Aided Designing

CAM - Computer Aided Manufacturing

CD-RW - compact disc regravável

cm - centímetros

mm - milímetros

DICOM - Imagem Digital para Comunicação em Medicina

FOV - Field of View

Gb - Gigabytes

ICC – Coeficiente de Correlação Interclasse

IRM - Imagem por Ressonância Magnética

kVp - kilovolts pico

LS - Laser Scanning

mAs - miliampères

Mb - Megabytes

mm – milímetros

Sc - Scanner

s - segundo

SLA - Sthereolithographic Aparatus (aparelho estereolitográfico)

SLS - Sinterização Seletiva a Laser

STL – *Stereolithography format* (formato estereolitográfico)

TC - Tomografia Computadorizada

TCFL - Tomografia Computadorizada de Feixe Leque

TCFC - Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico



## LISTA DE SÍMBOLOS

® - marca registrada

< - menor

> - maior

p - significância

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	12
2 OBJETIVOS .....	17
2.1 Objetivo Geral .....	17
2.2 Objetivos específicos .....	17
3 ARTIGO .....	18
Introduction .....	20
Material and Methods .....	21
Results .....	24
Discussion .....	28
Acknowledgments .....	30
References .....	30
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	35
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	36
ANEXOS .....	40

## 1 INTRODUÇÃO

A especialidade de Prótese Buco Maxilo Facial é responsável por reconstruções complexas da face e do crânio, considerando aspectos anatômicos, funcionais e estéticos. A utilização de impressões convencionais dificulta a correta realização destas próteses, bem como a adequada adaptação clínica, o que interfere na reabilitação do paciente (SYKES, 2004). Assim, em alguns casos, faz-se necessária a obtenção de modelos tridimensionais (3D) que reproduzam estrutura anatômica.

A técnica de prototipagem rápida foi introduzida na Odontologia no ano de 1991. A estereolitografia foi utilizada no planejamento cirúrgico e na reconstrução de uma mandíbula acometida por um tumor que envolvia corpo e ângulo do lado esquerdo. O modelo confeccionado a partir de uma tomografia computadorizada (TC) possibilitou a realização prévia da reconstrução desta estrutura anatômica, facilitando a abordagem cirúrgica (SALLES, ANCHIETA E CARVALHO, 2002). Mais recentemente, Oliveira *et al.* (2007) ressaltam o emprego desta tecnologia para a construção de guias para a colocação de células-tronco, com a utilização de materiais aloplásticos biocompatíveis ou não absorvíveis.

Cada vez mais se mostra evidente a contribuição de modelos 3D para o diagnóstico e planejamento dos casos e confecção das próteses, principalmente, pelo avanço da tecnologia, da acessibilidade e diminuição de custos. Sannomiya *et al.* (2008) verificou que o uso de biomodelos permite procedimentos cirúrgicos mais previsíveis, redução do tempo cirúrgico e melhores condições para o paciente no pós-operatório. Erickson *et al.* (1999) apresentaram o relatório de um questionário sobre a utilização de modelos de estereolitografia 3D em diferentes especialidades médicas e odontológicas e observaram que 69% dos profissionais os utilizaram para diagnóstico, 73% para explicar a cirurgia aos seus pacientes e 77% declararam redução no tempo cirúrgico. Os autores concluíram que o uso dos modelos facilita a visualização das estruturas pelo profissional e o entendimento da situação clínica pelo paciente.

Morris, Barber e Day (2000) estudaram um defeito ósseo iniciando-se no ângulo de uma mandíbula seca e estendendo-se 5 cm em direção ao côndilo. Foi realizada uma TC com cortes de 1mm e, a partir das imagens, o defeito unilateral do osso foi reconstruído pelo espelhamento virtual do lado contralateral íntegro. Os dados obtidos foram convertidos para a forma requerida em estereolitografia resultando na fabricação de um modelo em resina epóxi. Paralelamente, foi confeccionado outro à mão livre. Comparando os modelos, foi observado que ambos se encaixaram no defeito, entretanto, o modelo reverso estereolitográfico apresentou uma diferença de 0,50mm na largura distal, enquanto no modelo à mão livre esta diferença foi de 0,98mm.

Soler, de Lima e Cabrera (2011) observaram diferenças na adaptação clínica das próteses e nos protótipos em casos de traumatismos cranianos com relação à reprodução das margens. Mesmo assim, estes procedimentos neurocirúrgicos apresentaram alta taxa de sucesso. Todavia, regiões como a mandíbula e assoalho de órbita necessitam de maior precisão na adaptação clínica das margens das próteses, pois variações de milímetros podem alterar estruturas sensíveis como a articulação têmporo mandibular ou o globo ocular.

A evolução do processo de aquisição de imagens na área médica e o desenvolvimento de *softwares* específicos no setor de computação auxiliaram também a manipulação das imagens obtidas a partir de TC, imagem por ressonância magnética (IRM), *scanner* de superfície (Sc) e *laser scanning* (LS). As imagens 3D de estruturas anatômicas geradas por essas tecnologias possibilitam que os dados do relevo superficial sejam captados e disponibilizados, permitindo a confecção das próteses faciais. As imagens obtidas por meio de TC e IRM, gravadas no formato DICOM, podem ter seus dados reformatados, originando imagens 3D (LAMBRECHT *et al.*, 1995).

Coward *et al.* (2007) compararam as medidas e a topografia superficial de modelos estereolitográficos de orelhas, gerados a partir de TC, IRM e LS com os dados clínicos e dos modelos em gesso. Nos modelos estereolitográficos originados de exames tomográficos foram observadas mínimas diferenças de medidas sendo estatisticamente semelhantes às

das orelhas naturais. Os autores consideraram, ainda, que a utilização da IRM é particularmente interessante, uma vez que este método possibilita a aquisição de imagens sem submeter o indivíduo à radiação, entretanto, seus resultados não foram satisfatórios.

Falk, Gielen e Heuser (1995) avaliaram o emprego da imagem de TC em cirurgias maxilofaciais e observaram que o tempo de aquisição da imagem influencia na resolução, sobretudo em estruturas anatômicas móveis, tais como língua, faringe e laringe. Os autores concluíram que a TC é especialmente importante em cirurgia de reconstrução craniofacial, uma vez que a imagem 3D do tecido mole e duro permite uma impressão realista da situação patológica e anatômica, o que consolida o emprego da TC nas técnicas CAD/CAM.

Berry *et al.* (1997) verificaram que, embora a precisão de reprodução da TC seja relativamente alta, com erros entre 0,1 a 0,6 mm, ela depende da espessura de aquisição, a qual deve ser a mais fina possível, cerca de 1 a 2mm.

Na aquisição das imagens tomográficas é desejável a obtenção de um volume único de todo o segmento a ser estudado, utilizando cortes finos. No entanto, é essencial considerar a exposição do paciente à radiação. É responsabilidade do radiologista a escolha do melhor protocolo de aquisição, buscando um equilíbrio entre qualidade e dose de radiação. Deste modo, alguns cuidados são necessários a fim de se otimizar a aquisição das imagens para o pós-processamento computadorizado. Embora a espessura de corte deva ser a menor possível, se a área a ser escaneada for muito extensa, pode não ser tecnicamente viável obter os dados desta forma. No caso da área de interesse ser a face, a mudança no plano de aquisição de axial para coronal pode diminuir o número de cortes. Assim como, no modo helicoidal, o aumento do pitch pode permitir a obtenção de um volume com maior extensão, mantendo os cortes finos. Isto pode ser uma melhor solução, sobretudo, nos aparelhos com múltiplas camadas de detectores, evitando o aumento da espessura do corte. Se este aumento for inevitável, deve-se optar pela

formação do volume com o menor intervalo de reconstrução possível entre as imagens (MEURER *et al.*, 2008).

Caceres *et al.* (2005) afirmam que a seleção do *field of view* (FOV) deve englobar toda a região de interesse. Quanto menor o FOV, maior a qualidade da imagem, pois a matriz disponível é aplicada a uma área menor, diminuindo o tamanho do *pixel* e, conseqüentemente, o efeito de volume parcial.

O gantry, a princípio, não deve ser inclinado durante a aquisição das imagens, pois alguns *softwares* ainda não permitem a compensação dessa inclinação, produzindo protótipos com alterações dimensionais (KRAGSKOV *et al.*, 1996). A utilização de filtros de imagem durante a aquisição é controversa, alguns estudos têm reportado maior formação de artefatos com o seu emprego durante a aquisição para osso (CHOI, *et al.*, 2002).

O desenvolvimento da TC de feixe cônico (TCFC) difundiu a utilização das imagens volumétricas na Odontologia. A TCFC é baseada na tomografia volumétrica, onde os dados são adquiridos e armazenados em formato digital com uma única volta da fonte de raios X ao redor da cabeça do paciente, gerando uma imagem 3D e em escala de 1:1 com a imagem real (ARAKI *et al.*, 2004; SCARFE *et al.*, 2006). Muitos dos princípios e características são comuns entre as TC convencional e de feixe cônico (KWONG *et al.*, 2008). Entretanto, a TCFC apresenta algumas vantagens para o uso odontológico: natureza sempre isotrópica dos voxels; rapidez para a realização do exame; artefatos metálicos são reduzidos; acesso facilitado e redução de custos para o paciente (SWENNEN *et al.*, 2006; LUDLOW *et al.*, 2006; LUDLOW *et al.*, 2007).

Com relação à dose de radiação recebida pelo paciente, estudos mostram que, quando comparada com a TC tradicional, os benefícios da utilização da TCFC ficam mais evidentes. Ainda, a otimização da dose deve ser realizada pela adequada seleção de parâmetros de exposição e tamanho do FOV, dependendo das necessidades de diagnóstico (GARIB *et al.*, 2007;

LUDLOW *et al.*, 2008; ANSON *et al.*, 2009; ROBERTS *et al.*, 2009; PAUWELS *et al.*, 2011).

Diversos estudos já demonstraram a aplicabilidade da TCFC para o diagnóstico e o planejamento de intervenções nas diversas áreas da Odontologia (ZIEGLER *et al.*, 2002, NAKAGAWA *et al.*, 2002, SATO *et al.*, 2004, SILVEIRA *et al.*, 2007, LIEDKE 2009). Acredita-se que ela possa vir a beneficiar a confecção de protótipos crânio-maxilo-faciais. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar os protótipos obtidos com diferentes protocolos de aquisição de imagem provenientes de distintos aparelhos de TC (TCFC e TCFL) com relação à lisura superficial, área reconstruída e dose de exposição gerada. Desta forma, buscou-se estabelecer qual o protocolo mais adequado para a confecção de prototipagem em crânio.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Comparar os protótipos obtidos com diferentes protocolos de aquisição de imagem provenientes de diferentes aparelhos de Tomografia Computadorizada com relação à área reconstruída e à dose de exposição gerada e à rugosidade superficial.

### **2.2 Objetivos específicos**

- a) Comparar os protótipos obtidos a partir de: 3 protocolos de aquisição em aparelho de TCFC, 3 protocolos de aquisição em aparelho de TC 16 canais e 3 protocolos de aquisição em aparelho de TC 64 canais quanto à rugosidade superficial.
  
- b) Comparar os protótipos obtidos a partir de: 3 protocolos de aquisição em aparelho de TCFC, 3 protocolos de aquisição em aparelho de TC 16 canais e 3 protocolos de aquisição em aparelho de TC 64 canais quanto à área reconstruída.
  
- c) Comparar as doses de radiação geradas pelos diferentes protocolos de cada aparelho de TC.
  
- d) Correlacionar os dados obtidos nos itens a, b, c.



3 ARTIGO

---

Formatado para publicação na revista *Dentomaxillofacial Radiology*

## **Comparative study of reconstruct area and radiation dose in rapid prototyping**

### **Abstract**

**Objectives:** The aim of this study was to compare different image acquisition protocols to produce prototypes and the radiation dose.

**Methods:** Three image acquisition protocols were applied to each of cone beam CT, 16-channel fan beam CT and 64-channel fan beam CT to produce 9 prototypes of a dry craniofacial specimen. Surface roughness and reconstructed area were determined for each prototype. The radiation dose received by the specimen was measured by means of lithium crystals. ANOVA and the Tukey test were used to determine significant relationships among the data obtained for the different prototypes. Finally, linear function optimization techniques based on stochastic variables were applied.

**Results:** Significant differences were found among the different acquisition protocols as well as among the different CT devices.

**Conclusion:** The three CT devices proved suitable for rapid prototyping when used at full-resolution. The highest reconstruct area vs. radiation dose ratio was found for 64-channel CT devices.

**Acknowledgments:** This research was made in association between Universidad de la República (UdelaR) /Uruguay and Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) /Brazil.

**Keywords:** Computed Tomography. Rapid Prototyping. Radiation Dosimetry.

## Introduction

Rapid prototyping in dentistry has enabled significant advances in cost-affordable diagnostic, planning and manufacturing technology for prosthesis applications. The use of biomodels has also increased the predictability of surgical procedures, leading to both a reduction in surgical time and improved post-surgery conditions.<sup>1</sup> Erickson et al. (1999) reported that 69% of medical and dental specialists have used stereolithography for diagnostic purposes and 73% for explanatory purposes, with 77% of the sample reporting a reduction in surgical time.<sup>2</sup>

Different applications of rapid prototyping are described in the literature. Whereas high success rates have been associated with the use of rapid prototyping, prototypes have been reported to differ from the relevant anatomical parts in varying degrees.<sup>3,4,5,6</sup>

Developments in medical imaging applications and associated computer software have enabled the easy manipulation of images obtained by computed tomography (CT).<sup>7</sup> However, the precision of rapid prototyping techniques based on such images depends on a number of factors like scanner type (cone beam or fan beam), acquisition time, field of view (FOV), voxel size, slice thickness, pitch, gantry type and image filters.<sup>8,9,10</sup>

Despite several common features shared by cone beam CT (CBCT) and fan beam CT<sup>11</sup>, CBCT can be conveniently used in dental applications in view of isotropic voxels, rapid scanning, reduced number of metal parts, easy availability and low operating cost, in addition to a low patient radiation dose.<sup>12,13,14,15,16,17,18</sup> An appropriate

dose optimization procedure is based on the selection of correct exposure parameters and FOV size, depending on diagnostic needs.<sup>19,20,21,22</sup>

In this study, prototypes based on different image acquisition protocols applied to different CT devices were analysed for surface roughness, reconstructed area and radiation dose.

## **Materials and Methods**

A cross-sectional observational in vitro study was conducted following approval by the ethics committee of the Faculty of Dentistry of UdelaR. Nine prototypes were generated from a dry craniofacial specimen bounded by a line crossing the frontozygomatic sutures at the top, a line passing through the rear of pterygoid apophysis at the back, the occlusal plane with its palate vaulting at the bottom, and the anterior wall of the maxillary sinus, up to the alveolar ridge, at the front. The specimen used in this study was made available by the Museum of Anatomy of UdelaR's Faculty of Dentistry. The specimen was immersed in a plastic vessel containing water in order to simulate soft tissue conditions.

Three CT devices were used for the acquisition of tomographic images: a CBCT device (i-CAT tomography, Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, PA, USA, 120 kVp, 3-8 mA), a fan beam 16-channel CT scanner (Bright Speed, General Electric, Milwaukee, Wisconsin, USA, 120 kVp, 100 mA), and a fan beam 64-channel CT scanner (SOMATOM Sensation, Siemens AG Medical Solutions, Erlangen, Germany;

120 kVp, 90 mA). Three different image acquisition protocols were conducted on each of the three CT devices (Table 1).

Images recorded in DICOM format were converted to .stl format using InVesalius 3 Beta 2 software developed by CenPRA (Renato Archer Research Center, Campinas, SP, Brazil). Selective laser sintering (SLS) in PA 2200 (Sinterstation HiQ, 3D Systems Company, Valencia, CA, USA) was used to construct the prototypes, which were later tested for their reconstructed area and surface roughness (figure 1).

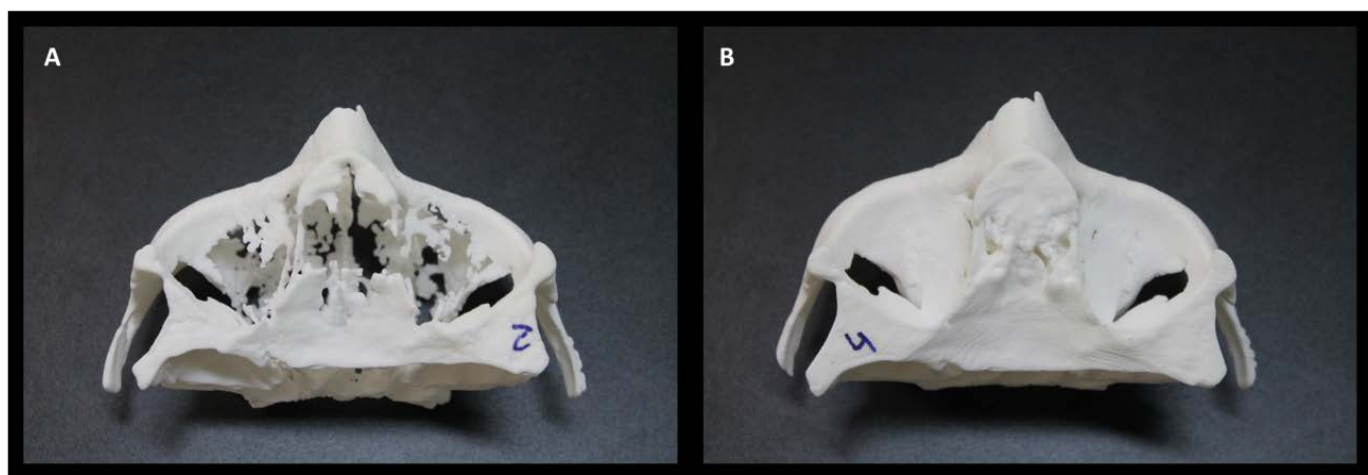


Figure 1 - Two prototypes: (A) smallest reconstructed area CB 0,3 voxel (B) greatest reconstructed area CT-16 0,625mm.

Table 1. Prototype coding scheme according to acquisition protocol and CT device

Protocol	CB 0.2 voxel	CB 0.25 voxel	CB 0.3 voxel	CT-64 0.75mm	CT-64 1.0mm	CT-64 1.5mm	CT-16 0.625mm	CT-16 1.25mm	CT-16 2.5mm
Protocol specifications	kVp 120	kVp 120	kVp 120	kVp 120	kVp 120	kVp 120	kVp 120	kVp 120	kVp 120
	mAs	mAs	mAs	mAs	mAs	mAs	mAs	mAs	mAs
	30.89	30.89	15.44	90	90	90	100	100	100
	FOV	FOV	FOV	FOV	FOV	FOV	FOV	FOV	FOV
	8.5 mm	8.5 mm	8.5 mm	140 mm	140 mm	140 mm	140 mm	140 mm	140 mm
	Diameter	Diameter	Diameter	t. 3.12 s	t.3.12 s	t. 3.12 s	t. 5.2 s	t. 5.2 s	t. 5.2 s
	14	14	14	Rot Time	Rot Time	Rot Time	Rot Time	Rot Time	Rot Time
	t. 23 s	t. 23 s	t. 8.5 s	0.5 s	0.5 s	0.5 s	0.8 s	0.8 s	0.8 s
				Slice	Slice	Slice	Slice	Slice	Slice
				thickness	thickness	thickness	thickness	thickness	thickness
			0.755	1.0	1.5	0.625	1.25	2.5	
			Pitch 0.4	Pitch 0.5	Pitch 0.7	Pitch 0.62	Pitch 0.6	Pitch 1.25	

Reconstructed area determinations were based on photographs of the orbit floor of the nine prototypes. Placing the prototypes in a standardized position, with the orbit floor facing up, camera fixed to a tripod was so positioned that the focus was directed downward at right angle with the surface to be photographed and the distance between the focus and the upper floor of the orbit was 40 cm. The photos were imported into ImageJ software (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA) and the study area was delimited by a line starting at the inner orbital angle, running along the anterior edge of the pterygomaxillary fissure up to the infraorbital crest, and thence medially, and surrounding the tear duct before returning to the inner corner of the eye orbit along the etmoidomaxillary suture (fig 2). The total non-reconstructed area was subtracted from the study area. An examiner was calibrated to provide measurements in  $\text{mm}^2$ , which were repeated after 15 days (ICC >0.9).



Figure 2 - Bone specimen and study reconstructed area.

Roughness was determined in units of Ra (roughness average) based on five readings per sample made on a roughness meter (Mitutoyo American Corporation SJ-201, Aurora, IL, USA). The same region was also analysed on the external surface of the zygomatic bone.

Radiation dose was measured by means of lithium crystal dosimeters (SAPRA, São Paulo, SP, Brazil). Triplicate determinations were made by fixing each of two dosimeters — encased in a black nylon sachet — onto each of the anterior maxillary sinus walls of the dry craniofacial specimen.

ANOVA, and the Tukey test ( $p < 0.05$ ) were used for statistical analysis of roughness (Ra) and radiation dose millisivert (mSv) data.

A linear function index was used to compare the variables, as they were expressed in different units of measurement. A linear optimization technique based on stochastic variables was applied using Risk Optimizer<sup>23</sup> software (Palisade Corporation, Ithaca, NY, USA).

## Results

Table 2 shows the results of ANOVA on the roughness data.

Table 2. Roughness data ANOVA

	Sum of squares	Gl	Quadratic mean	F	p
Inter-groups	19.669	8	2.459	3.396	.005
Intra-groups	26.063	36	.724		
Total	45.732	44			

Application of the Tukey test, (results not shown) led to the identification of three subgroups among the roughness data. None of these subgroups simultaneously

included CB 0.25 voxel and CT-16 1.25mm or CT-64 1.0mm, or CT-64 1.5mm and CT-16 1.25mm.

Table 3 shows the results of ANOVA on radiation data.

Table 3. Radiation data ANOVA

	Sum of squares	Gl	Quadratic mean	F	P
Inter-groups	679.785	8	84.973	82.727	.000
Intra-groups	46.222	45	1.027		
Total	726.007	53			

Among three subgroups identified by classical descriptive analysis, the lowest radiation dose correlated significantly with the use of CBCT protocols, whereas the highest values were associated with the use of 16-channel devices (results not shown).

The T3 Dunnet test was used to identify significant differences among the mean values. The 16-channel protocols (CT-16 0.625mm, CT-16 1.25mm and CT-16 2.5mm) generated significantly different mean values from those found for CBCT and 64-channel protocols (*i.e.*, CB 0.2 voxel, CB 0.25 voxel and CB 0.3 voxel, and CT-64 0.75mm, CT-64 1.0mm and CT-64 1.5mm, respectively). The 64-channel protocols led to different means from those generated by the CBCT protocols and that of the 16-channel protocol CT-16 2.5mm. The mean values obtained for the CBCT protocols differed significantly from the mean values found for any of the other two devices. Also significant differences were found among the radiation dose data of the three CBCT protocols.

Based on these results, a linear optimization technique with stochastic variables was used to identify which protocol had the highest performance. The procedure was



based on the linear function index  $f(x_1, x_2, x_3) = -x_1 + x_2 - x_3$ , where  $x_1$  is the roughness in Ra,  $x_2$  is the reconstructed area as a percentage and  $x_3$  is the radioactive dose in mSv. Because the variables are positive, to maximize the above index, the second variable should be maximized while the first one and the third one should be minimized.

Table 4 shows mean roughness, reconstructed area and radiation dose results. To compare the variables, results were normalized to zero and a SD equal to 1. The mean and SD of each variable were calculated and the following transformation was made:  $Z_i = (x_i - \mu_i) / \sigma_i$ , where  $\mu_i$  is the mean value of variable  $i$  and  $\sigma_i$  its standard deviation. Results are shown in Table 5.

Table 4. Raw roughness, reconstructed area and radiation dose data

Prototype	Roughness Ra	Reconstructed area %	Radiation dose mSv
CB 0.2	7.870	87.003	2.450
CB 0.25	8.470	86.069	2.380
CB 0.3	7.160	62.428	1.230
CT 16 0.625	7.300	100.000	9.900
CT 16 1.25	6.330	98.731	9.680
CT 16 2.5	6.970	80.699	11.600
CT 64 0.75	7.140	99.462	6.410
CT 64 1.0	6.610	99.195	8.065
CT 64 1.5	8.130	97.925	7.980

Table 5. Normalized roughness, reconstructed area and radiation dose data

Prototype	Roughness Ra	Reconstructed area %	Radiation dose, mSv
CB 0.2	2.302	-0.749	-3.334
CB 0.25	4.865	-0.971	-3.390
CB 0.3	-0.731	-6.569	-4.307
CT 16 0.625	-0.133	2.328	2.604
CT 16 1.25	-4.277	2.028	2.429
CT 16 2.5	-1.543	-2.242	3.959
CT 64 0.75	-0.816	2.201	-0.178
CT 64 1.0	-3.081	2.138	1.142
CT 64 1.5	3.413	1.837	1.074

In order to further discriminate which variables were the most relevant, weight coefficients were applied to the terms of the index function. Table 6 shows the variables with different weight coefficients (A, B, C, D and E). In column A, the same coefficient was applied to the three variables, showing CT-64 1.0mm to lead to the most accurate results.

Table 6. Weighted roughness, reconstructed area and radiation dose data

	A (1/3.1/3.1/3)	B (0.2.0.4.0.4)	C (0.2.0.35.0.45)	D (0.2.0.3.0.5)	E (0.03.0.92.0.03)
CB 0.2	0.09	0.57	0.78	0.98	-0.67
CB 0.25	-0.82	-0.01	0.21	0.43	-0.96
CB 0.3	-0.51	-0.76	-0.21	0.33	-6.02
CT 16 0.625	-0.05	-0.08	-0.33	-0.58	2.11
CT 16 1.25	1.29	0.69	0.47	0.25	1.96
CT 16 2.5	-1.55	-2.17	-2.26	-2.34	-2.18
CT 64 0.75	1.07	1.11	1.01	0.91	2.10
CT 64 1.0	1.36	1.01	0.85	0.69	2.07
CT 64 1.5	-0.88	-0.38	-0.52	-0.67	1.59

Alternatively, CT-64 0.75mm appears as the most accurate protocol if reconstructed area and radiation dose are assigned a higher weight (column B and C). CB 0.2 voxel appears as the best protocol assuming that radiation dose has a higher weight than that of the other variables (column D). If reconstructed area is assigned the highest weight coefficient (column E), the highest precision is associated with protocol CT-16 0.625mm, which reproduced 100% of the reconstructed area.

Applying linear optimization techniques and random variables with Risk Optimizer software, weight coefficients were selected randomly by Monte Carlo simulation and optimal values were determined. The software selected a 64-channel protocol 95% of the time, CT-64 1.0mm or CT-64 0.75mm over 85% of the time, with a marked preponderance of CT-64 0.75mm.

## **Discussion**

Despite the precision of CT-based prototyping techniques, Berry *et al.* (1997) reported errors amounting to as much as 0.1 to 0.6 mm, depending on the slice thickness, which should be restricted to within 1 to 2 mm. In this study the results show that a 16-channel CT device can be used conveniently at a 0.625 mm slice thickness to reconstruct 100% of a bone specimen. The reconstructed area of prototypes based on 64-channel fan beam CT was as high as 99.4%, with surface roughness varying only slightly according to protocol. It is in line with only slight differences among prototypes based on 64-channel CT and the successful reconstruction of relevant anatomical structures, reported in the literature.<sup>1,3,4,14</sup>

An excessive radiation dose has been associated with the use of fan beam CT.<sup>24</sup> In this study, those prototypes based on 16-channel fan beam CT had the highest radiation dose, which was 1.39-fold higher than that found for 64-channel CT protocols.

According with a greater radiation dose associated with fan beam CT<sup>18,19</sup>, CBCT protocols were found to provide a radiation dose 3.70-fold lower than that of 64-channel fan beam CT and 5.14-fold lower than that of 16-channel fan beam CT protocols.

Differences in radiation dose have been reported to depend directly on the mAs specified for each protocol.<sup>25,26</sup> In this research, were used 90 mAs for the 64-channel CT protocols and 100 mAs for the 16-channel CT were used protocols. The above explains the identification of three well-defined groups: CBCT, 64-channel fan beam CT and 16-channel fan beam CT protocols. It also explains the differences found among the CBCT protocols, as the mAs value differed according to protocol.

Variations in roughness data were did to enable the evaluation of differences among groups, as these were not great enough to generate clinical implications. Likewise, no correlation was found between roughness and reconstructed area data.

Various studies have addressed the suitability of CBCT for diagnostic and surgical planning applications in dentistry.<sup>20, 21, 22, 23</sup> Erickson *et al.* (1999) reported that 70% of prototype requests are made by practitioners wanting to study and plan clinical cases of high surgical complexity. Minimizing the radiation dose where explanatory purposes are sought, these results indicate the use of CBCT at a 0.2 voxel resolution, as it was the CBCT protocol that led to the greatest reconstructed area (87%).

Where the clinical purpose of the prototype request is the manufacture of oral-maxillo-facial prostheses, the protocol leading to the greatest reconstructed area is recommended in order to ensure the adjustment of manufactured pieces.<sup>3,4,5,6</sup> In this study, the prototypes that had the greatest reconstructed area — *i.e.*, the highest quality — were those based on 16-channel CT at 120 kVp, 100 mAs, 0.625mm slice thickness, 0.625mm pitch and 64-channel CT at 120 kVp, 90 mAs, 0.755mm slice thickness,

0.4mm pitch. Use of the 64-channel CT is recommended as it had the lowest radiation dose.

Overall, the three CT devices proved suitable for rapid prototyping when used at full-resolution. Nevertheless, the conclusion is made that most appropriate tomography protocol will entail correlating the purpose of indication with the ALARA (as low as reasonably achievable) principle.

### **Acknowledgments**

The authors thank the authorities of UdelaR and UFRGS for an agreement signed between both institutions which made this study possible.

### **References**

- 1) Sannomiya EK, Silva JV, Brito AA, Saez DM, Angelieri F, Dalben Gda. Surgical planning for resection of an ameloblastoma and reconstruction of the mandible using a selective laser sintering 3D biomodel, Surgical planning for resection of an ameloblastoma and reconstruction of the mandible using a selective laser sintering 3D biomodel. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics 2008; 106:36-40.
- 2) Erickson DM, Chance D, Schmitt S, Mathis J. An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models. J Oral Maxillofac Surg 1999; 57 (9):1040-3.

- 3) Sykes LM, Parrott AM, Owen CP, Snaddon DR. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont* 2004; 17(4):454-9.
- 4) Morris CL, Barber RF, Day R. Orofacial prostheses desing and fabrication using stereolithography. *Aust Dent J* 2000; 45(4):250-53.
- 5) Soler R, de Lima J, Cabrera M. Implante craneano individual de gran volumen en polimetilmetacrilato de metilo a partir de un prototipo rapido. Reporte de un caso. *Odontoestomatologia* 2011; XIII(17):20 – 36.
- 6) Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R. Comparision of prosthetic ear models created from data captured by computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser sacanning. *Int J Prosthodont* 2007; 20(3):275-85.
- 7) Silveira H, LIEDKE G, Lermen C, dos Santos R, de Figueiredo J, SILVEIRA H.L.D. Diagnostic ability of computed tomography to evaluate external root resorption in vitro. *Dento-Maxillo-Facial Radiology* 2007; 36:393-396.
- 8) Berry E, Brown JM, Connell M, Craven CM, Efford ND, Radjenovic A, Smith MA. Preliminary experience with medical aplications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Med. Eng. Physies* 1997; 19(1):90-6.
- 9) Kragstkov J, Sindet-Pedersen S, Gyldensted C, Jensen KL. A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. *J Oral Maxillofac Surg* 1996 ;54(4):402-11.
- 10) Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, Lee JH, Kim MJ. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31(1):23-32.

- 11) Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106:106-14.
- 12) Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, *et al.* Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB Mercuray): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(1):51-9.
- 13) Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 ;133(2):317-27. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.02.053.
- 14) Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(3):410-6.
- 15) Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006 ;35(4):219-26.
- 16) Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103(4):534-42.
- 17) Chau AC, Fung K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2009; 107(4): 559 – 565.
- 18) Pauwels R, Beinsberger J, Collaert. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*, doi:10.1016/j.ejrad.2010.11.028, 2011.

- 19) Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31: 126-30.
- 20) Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Ishii H, Asada K, et al. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31; 322-6.
- 21) Sato S, Arai Y, Shinoda K, Ito K. Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. *Quintessence Int* 2004; 35: 525-8.
- 22) Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *J Endod* 2009; 35: 233-5.
- 23) Kenneth E. Case, Philip M. Wolfe. *Introduction to Operations Research* (Seventh edn). New York: 2001.
- 24) Schulzed D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4 – slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33(22):83-6.
- 25) Fanucci E, Leporace M, Di Constanzo G, Fiaschetti V, Simonetti G. Multidetector CT and Dentascan software dosimetric evaluation and technique improvement. *Radiol Med* 2006; 111:130-8.



26) Laubele M, Jacobs R, Maes F, Schutyzer F, Debaveye D, Bogaerts R, et al. Radiation Dose vs. image quality for low – dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. *Radiat Prot Dosimetry* 2006; 117:211-6.

#### **4 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

A aplicabilidade clínica deste estudo está ligada à determinação de um protocolo tomográfico preciso para a confecção de protótipos crânio-maxilo-faciais, que atendam aos requisitos clínico-protéticos, aliado à menor dose de exposição à radiação para o paciente.

A partir dos dados obtidos fica claro a necessidade de estudos futuros para avaliar as potencialidades da TCFC na confecção de biomodelos, já que esta gera menos radiação do que a TC.

Nesta investigação os protocolos de imagem dos TC não puderam ser profundamente comparados tendo em vista que suas mAs foram diferentes. O TC de 16 canais foi programado com 100 mAs e o de 64 canais com 90 mAs. Desta forma pensa-se realizar um estudo comparativo de protocolos onde as mAs sejam iguais em ambos TC. Permitindo assim, avaliar a influência dos intervalos de corte na confecção dos protótipos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANSON C.M., *et al.* Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, v. 107, no. 4, p. 559 – 565, 2009.

ARAKI K., *et al.* Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB Mercuray): system configuration and physical properties. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, no.1, p. 51-9, Jan, 2004.

BERRY E., *et al.* Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. **Med. Eng. Physies**, v. 19, p. 0- 5, 1997

CÁCERES K.P.S., *et al.* Efeitos da variação da espessura do corte tomográfico e da largura do campo de visão (FOV) na reprodução de estruturas ósseas finas com a finalidade de prototipagem rápida – estudo in vitro. (Monografia). Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2005.

CHOI J.Y., *et al.* Analysis of errors in medical rapid prototyping models. **Int J Oral Maxillofac Surg.**, v.31, p.23–32, 2002.

COWARD T.J., *et al.* Comparison of prosthetic ear models created from data captured by computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning. **Int J Prosthodont**, v. 20, p. 275-85, 2007.

ERICKSON D.M., *et al.* An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 57, no. 9, p.1040-3, 1999.

FALK, A.; GIELEN, S.; HEUSER L. CT data acquisition as a basis for modern diagnosis and therapy in maxillofacial surgery. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 24, p.69-75, 1995.

FANUCCI E, *et al.* Multidetector CT and Dentascan software dosimetric evaluation and technique improvement. **Radiol Med**, v. 8, p. 111-130, 2006.

GARIB, D. G., *et al.* Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 12, no. 2, p. 139-156, mar./abr, 2007.

KRAGSKOV J, *et al.* A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 54, p. 402–11, 1996.

KWONG JEFFREY C., *et al.* Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. **Am J Orthop Orthod Dentofacial**, v. 133, p. 317-27, 2008.

LAMBRECHT J.T., *et al.* Individual model fabrication in maxillofacial radiology. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 24, p.147-54, 1995.

LAUBELE M., *et al.* Radiation Dose vs. image quality for low – dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. **Radiat Prot Dosimetry**, v. 6, p. 117-211, 2006.

LIEDKE G.S., *et al.* Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. **J Endod**, v. 35, p. 233-5, 2009.

LUDLOW J.B., *et al.* Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 35, no. 4,p. 219-26, Jul., 2006.

LUDLOW J.B., *et al.* Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 103, no. 4, p. 534-42, Apr, 2007.

LUDLOW J.B., *et al.* Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 106, p. 106-14, 2008.

MEURER M.I., *et al.* Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. **Radiol Bras**, V. 41, no. 1, p. 49–54, 2008.

MORRIS, CL.; BARBER, RF.; DAY, R. Orofacial prostheses desing and fabrication using stereolithography. **Aust Dent J**, v. 45, no. 4, p. 250-53, 2000.

NAKAGAWA Y., *et al.* Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 31, p. 322-6, 2002.

OLIVEIRA, M. F., *et al.* Construção de Scaffolds para engenharia tecidual utilizando prototipagem rápida; **Matéria**, v. 12, p. 373-382, 2007.

PAUWELS R., *et al.* Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **Eur J Radiol**, doi:10.1016/j.ejrad.2010.11.028, 2011.

ROBERTS J.A., *et al.* Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. **Br J Radiol**, v. 82, no. 973, p. 35-40, Jan, 2009.

SALLES F.A., *et al.* Estereolitografia auxiliando o planejamento cirúrgico em enfermidades orais. **Rev Bras Patol Oral**, 2002. Disponível em URL: <http://www.patologiaoral.com.br> [ abr 22 2005].

SANNOMIYA, E., *et al.* Surgical planning for resection of an ameloblastoma and reconstruction of the mandible using a selective laser sintering 3D biomodel, Surgical planning for resection of an ameloblastoma and reconstruction of the mandible using a selective laser sintering 3D biomodel. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, v. 106, p. 36-40, 2008.

SATO S., *et al.* Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the

preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. **Quintessence Int**, v. 35, p. 525-8, 2004.

SCARFE WILLIAM C., *et al.* Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. **JCDA** • [www.cda-adc.ca/jcda](http://www.cda-adc.ca/jcda) •, v. 72, no. 1, Feb. 2006.

SCHULZED D, *et al.* Radiation exposure during midfacial imaging using 4 – slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33 (2), p. 83-6, 2004.

SILVEIRA H, *et al.* Diagnostic ability of computed tomography to evaluate external root resorption in vitro. **Dento-Maxillo-Facial Radiology**, v. 36, p. 393-396, 2007.

SOLER, R.; DE LIMA, J.; CABRERA M. Implante craneano individual de gran volumen en polimetilmetacrilato de metilo a partir de un prototipo rapido. Reporte de un caso. **Odontoestomatologia**, v. XIII, no. 17, Pag. 20 – 36, Mayo, 2011.

SYKES L.M., *et al.* Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. **Int J Prosthodont**, v. 17, no. 4,p. 454-9, 2004.

SWENNEN G.R., *et al.* Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 130, no. 3, p. 410-6, sep., 2006.

ZIEGLER C.M., *et al.* Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 31, p. 126-30, 2002.

**ANEXOS**

---

**ANEXO 1**Termo de consentimiento de uso do fragmento ósseo

Universidad de la República  
Facultad de Odontología  
Cátedra de Anatomía General y Buco Dental

---

Dirección: Gral. Las Heras 1925 – Tel.: 487 30 48 int. 148 – e mail: anatgral@odon.edu.uy

Montevideo, 28 de abril de 2011

Por la presente dejo constancia que la cabeza ósea que se empleará en el proyecto “Análisis de protocolos tomográficos en adquisición de imágenes para confección de modelos estereolitográficos” pertenece a la colección de esta cátedra.

Prof. Dr. Jorge Gutiérrez  
Profesor Titular



**ANEXO 2****Termo de consentimento de uso do rugosímetro**Termo de Consentimento de Uso do Rugosímetro**DECLARAÇÃO**

Declaro que estou ciente do uso do Aparelho Rugosímetro SJ-201 (Mitutoyo, Japão), nas dependências do Laboratório de Materiais Dentários, referente ao projeto de pesquisa intitulado *Análise de protocolos tomográficos na aquisição das imagens para confecção de modelos de prototipagem*.

P. Alegre, 12/12/11



Profª Drª Susana Werner Samuel

**ANEXO 3****Termo de Consentimento de Uso do Aparelho de TC 16 canais****HOSPITAL MACIEL  
SERVICIO DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA**

2011.

Montevideo, 12 de octubre de

Srs del Servicio de Prótesis Buco-Máxilo-Facial  
Facultad de Odontología - UdelaR  
Drs. R. Soler Varela y J.J. de Lima Moreno

De mi mayor consideración:

por la presente me dirijo a Uds para comunicarles la decisión de aceptar la propuesta recibida y brindarles el apoyo necesario en la utilización del tomógrafo multicorte (16) que funciona en nuestro servicio.

Quedamos a las órdenes para coordinar dicha participación y brindarles la información necesaria.

Aprovecho asimismo, para felicitarlos por la dedicación a dicho proyecto de investigación y desearles el mayor éxito.

Sin otro particular reciban cordiales saludos



Dra. Alicia Stratta  
Jefe de Servicio TC  
Hospital Maciel

ANEXO 4

Termo de Consentimento de Uso do Aparelho de TC de 64 canais



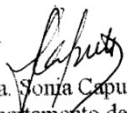
Montevideo, 15 de abril de 2011.

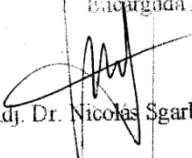
Señor Director  
Hospital de Clínicas  
Prof. Dr. Victor Tonto  
Presente

Vista la solicitud del Dr. Javier de Lima del Servicio de Prótesis de la Facultad de Odontología, de realizar unos protocolos de cráneo en nuestro Departamento, para el proyecto que esta realizando sobre: "Análisis de protocolos tomográficos en adquisición de imágenes para confección de modelos estereolitográficos".

Consideramos que no tenemos inconvenientes que se realice la muestra. Enviamos a usted para su autorización y consideración.

Saluda atentamente,

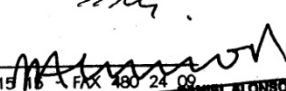
  
Prof. Dra. Sonia Caputi Muniz  
Encargada Departamento de Imagenología

  
Prof. Adj. Dr. Nicolás Sgarbi

HOSPITAL DE CLINICAS  
RECIBIDO EN DIRECCION  
FECHA: 15 ABR. 2011

29/8/011

Antevidado,

  
TELEFONOS 487 15 16 - FAX 480 24 09  
DANIEL ALONSO DELLEPIANE  
Director Asistencial

**ANEXO 5****Termo de Consentimento de Uso do Aparelho de TCFC**

Termo de Consentimento de Uso do Aparelho de TCFC

**DECLARAÇÃO**

Declaro que estou ciente do uso do Aparelho de TCFC, nas dependências da Clínica Tomo Center Moinhos de Vento, referente ao presente projeto de pesquisa.



Nadia Assein Arús

CRO 12781

## ANEXO 6

### Termo de aprovação na Comissão de Pesquisa

**Sistema Pesquisa - Pesquisador: Heraldo Luis Dias Da Silveira**

**Projeto Nº:** 22201

**Título:** ANALISE DE PROTOCOLOS TOMOGRAFICOS NA AQUISICAO DAS IMAGENS PARA CONFECCAO DE MODELOS DE PROTOTIPAGEM

COMISSAO DE PESQUISA DE ODONTOLOGIA: Parecer

Análise de protocolos tomográficos na aquisição das imagens para confecção de modelos de prototipagem Pesquisador responsável: Heloisa Emilia Dias Da Silveira O objetivo deste estudo é comparar os protótipos obtidos com diferentes protocolos de aquisição de imagem provenientes de diferentes aparelhos de tomografia computadorizada com relação à rugosidade superficial, área reconstruída e dose de exposição gerada, procurando estabelecer o mais adequado para a confecção de prototipagem em crânio. Para isso, nove protótipos serão confeccionados de um fragmento craniofacial seco. O estudo será realizado na Disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), no Serviço de Prótese Buco - Maxilo - Facial da Faculdade de Odontologia da Universidad de la Republica (UdelaR) e no Centro Renato Archer, Campinas, São Paulo. A peça óssea a ser utilizada pertence ao museu de anatomia da Faculdade de Odontologia da UdelaR e foi doada para a realização deste estudo. O presente projeto de pesquisa será encaminhado ao Comitê de Ética da UdelaR. O mesmo encontra-se adequadamente descrito e delineado. O parecer é pela aprovação.

## ANEXO 7

Termo de aprovação para confecção dos protótipos

Campinas, 05 de Dezembro de 2011.

A Professora Dra. Heloisa Dias da Silveira

Chefe do Departamento de Radiologia  
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
Rua Ramiro Barcelos, 2492 - Porto Alegre, RS

Prezada Dra. Heloisa Silveira,

Pela presente, declaro o compromisso do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, unidade de Pesquisa do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação - MCTI, por meio de sua Divisão de Tecnologias Tridimensionais, em colaborar cientificamente, com software e modelos de prototipagem rápida necessários para o projeto de pesquisa **Análise de protocolos tomográficos na aquisição das imagens para confecção de modelos de prototipagem rápida** a ser realizado pelo aluno Dr. J. Javier de Lima Moreno e supervisionado pelo Prof. Dr. Heraldo Dias da Silveira.

O interesse do CTI como parceiro neste projeto se dá pelas características complementares e multidisciplinares das instituições envolvidas.

À disposição para maiores informações que se fizerem necessárias.

Respeitosamente,

Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva, PhD  
Chefe da Divisão de Tecnologias Tridimensionais – DT3D  
Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI  
Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação – MCTI  
Tel.: 19-3746-6142  
E-mail: [jorge.silva@cti.gov.br](mailto:jorge.silva@cti.gov.br)  
<http://www.cti.gov.br>

## ANEXO 8

Termo de aprovação na Comissão de Ética

UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
Sección Comisiones y Claustro

Montevideo, 22 de mayo de 2012

Reunido el Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Odontología,

Resuelve aprobar el Proyecto Titulado:-----

**"ANÁLISIS DE PROTOCOLOS TOMOGRÁFICOS PARA LA REALIZACIÓN DE PROTOTIPOS"**, presentado por el Dr. Jorge Javier de Lima Moreno.-----

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Ernesto Borgia'.

Dr. Ernesto BORGIA

Presidentre del Comité de Ética en Investigación  
de la Facultad de Odontología