

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE-FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG - MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

Marcelo Tarcísio Martins

**AVALIAÇÃO DAS REFORMATACIONES DE ARQUIVOS DICOM,
ORIGINADOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE
CÔNICO, PARA PLANEJAMENTO CIRÚRGICO VIRTUAL EM
IMPLANTODONTIA**

Juiz de Fora
2012

MARCELO TARCÍSIO MARTINS

**AVALIAÇÃO DAS REFORMATÇÕES DE ARQUIVOS DICOM,
ORIGINADOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE
CÔNICO, PARA PLANEJAMENTO CIRÚRGICO VIRTUAL EM
IMPLANTODONTIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós - graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Marcos Vinicius Queiroz de Paula

Juiz de Fora
2012

Martins, Marcelo Tarcísio.

Avaliação das reformatações de arquivos DICOM originados de tomografia computadorizada de feixe cônico, para planejamento cirúrgico virtual em implantodontia / Marcelo Tarcísio Martins. – 2012.
60 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica)—Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2012.

1. Implante dentário. 2. Tomografia computadorizada de feixe cônico. I. Título.

CDU 616.314-089.843

MARCELO TARCÍSIO MARTINS

**AVALIAÇÃO DAS REFORMATÇÕES DE ARQUIVOS DICOM,
ORIGINADOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO,
PARA PLANEJAMENTO CIRÚRGICO VIRTUAL EM IMPLANTODONTIA**

Orientador: Prof. Dr. Marcos Vinicius Queiroz de Paula

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos (parcial) para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Aprovado em 16/03/2012

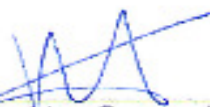
BANCA EXAMINADORA



Prof.^a. Dr.^a. Karina Lopes Devito
Universidade Federal de Juiz de Fora



Prof. Dr. Marcos Vinicius Queiroz de Paula (Orientador)
Universidade Federal de Juiz de Fora



Prof. Dr. Rodrigo Guerra de Oliveira
Faculdade de Ciências Médicas e da Saúde de Juiz de Fora - SUPREMA

Dedico esta dissertação à minha esposa Fabiana que sempre me apoiou nesta jornada e ao meu filho Rubem que apesar de muito pequeno é um grande sábio.

Dedico também, aos meus Pais, Afrânio e Sônia e a minha irmã Elvira; apesar da distância sei que torcem por mim.

Agradeço ao professor Marcos Vinícius por sua sabedoria, atenção, compreensão, amizade e por acreditar nas minhas idéias.

Agradeço a todos os colegas, professores, funcionários e à coordenação do mestrado.

Agradeço a DEUS por me ajudar a subir mais um degrau na escada da vida.

“A vida é como andar de bicicleta. Para manter o equilíbrio, é preciso se manter em movimento”

Albert Einstein, 1930

MARTINS, M.T. **Avaliação das reformatações de arquivos DICOM, originados de tomografia computadorizada de feixe cônico, para planejamento cirúrgico virtual em Implantodontia**, Universidade Federal de Juiz de Fora. 2012. 60f. Apresentação de Dissertação (Curso de Pós - graduação *stricto sensu* - Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora (MG).

RESUMO

Métodos de planejamento cirúrgico baseado em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico são utilizados para aprimorar a terapêutica em Implantodontia. Esta tecnologia possibilita a manipulação das imagens pelo Cirurgião-Dentista. Para isto, é necessário que a imagem enviada pela clínica de radiologia tenha sido reformatada/convertida, para um programa de planejamento cirúrgico virtual; necessário para tornar o exame compatível com a capacidade de processamento dos computadores domésticos. O objetivo desta pesquisa foi comparar a nitidez e a medida da altura de 55 exames tomográficos em um corte coronal da região mandibular posterior inferior entre os arquivos DICOM reformatados em 3 (3X-RF) e 5 vezes (5X-RF) e o não reformatado (S-RF). Em valores absolutos o grupo S-RF apresentou imagens mais nítidas que os demais. Foi significativa a análise da variância das fontes de variação, inerentes ao processo de medição ($p \leq 0,05$). Pelo Estudo de Gage R&R concluiu-se que os critérios de medições da altura do lado direito (MID) e do lado esquerdo (MIE), não foram alterados nos grupos S-RF, 3X-RF e 5X-RF.

Palavras chave: tomografia computadorizada de feixe cônico; implantes dentários; planejamento virtual

MARTINS, M.T. **Evaluation of reformatting DICOM files from cone beam computed tomography for virtual surgical planning for dental implants**, Universidade Federal de Juiz de Fora. 2012. 60f. Apresentação de Dissertação (Curso de Pós - graduação *stricto sensu* - Mestrado em / clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora (MG).

ABSTRACT

Methods of surgical planning based on images from cone beam computed tomography are used to improve therapy in Implantology. This technology allows the manipulation of images by the Dental Surgeon. For this, it is necessary that the image sent for clinical radiology has been resized / converted to a program of virtual surgical planning, necessary to make the examination compatible with the processing power of home computers. The aim of this study was to compare the sharpness and height measurement of coronal section of the mandibular posterior region in 55 CT scans between DICOM files reformatted in 3 (RF-3X) and 5 (RF-5X) times, and not reformatted (S-RF). The S-RF group showed sharper images than the RF-3X and 5X-RF groups. The variance analysis of the sources of variation inherent in the measurement process was statistically significant between groups ($p \leq 0.05$). By Gage R & R study concluded that measures of height of coronal mandibular right and left, did not differ in groups S-RF, RF-3X and 5X-RF.

Keywords: cone beam computed tomography; dental implants; virtual planning.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACR - *American College of Radiology*

cm – centímetro

CD – *Compact disc*

DICOM - *Digital Image Communication in Medicine*

FOV - *Field of View*

IOI - Implantes osteointegráveis

mA - *Miliampére*

MB – *megabytes*

MI – medida implantar

MID - medida implantar direita

MIE - medida implantar esquerda

mm - milímetros

MPR - multiplanar

NEMA - *National Electrical Manufacturers Association*

PDF - *Portable Document Format*

Pixel - *Picture elements*

S-RF - Sem reformatação

STL - *Standard Tessellation Language*

T0 - primeiro dia da coleta dos dados

T1- coleta dos dados após 15 dias do primeiro dia da coleta dos dados

TC - Tomografia computadorizada

TCFC - Tomografia computadorizada de feixe cônico

TIFF - *Tagged Image File Format*

V - *Volt*

Voxel - *Volume elements*

.xstd – extensão *xoran study file*

σ_{io}^2 - Variabilidade intrínseca aos objetos

σ_{pm}^2 - Variabilidade devido ao processo de medição

σ_t^2 - Variabilidade total

2D - Bidimensional

3D - Tridimensional

3X-RF - Reformatado 3 vezes

5X-RF - Reformatado 5 vezes.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação da matriz, pixel e voxel (voxel isotrópico: eixos $X = Y = Z$ e voxel anisotrópico: eixos $X = Y \neq Z$).....	20
Figura 2. Imagens geradas nas três reformatações com seus respectivos dados após reformatação conversão.....	31
Figura 3. A - Janela MPR (multiplanar) e B - maximização da janela coronal. Fonte arquivo pessoal.....	32
Figura 4. Imagens em <i>TIFF</i> montadas em <i>Power Point</i> – pranchas digitais. Fonte arquivo pessoal.....	33
Figura 5. Janelas do programa <i>Foxit READER</i> [®] , pranchas em PDF – análise qualitativa e quantitativa: A) à D). Fonte Arquivo pessoal.....	33
Figura 6. Corte coronal – A - análise qualitativa e B - análise quantitativa. Fonte: projeto de pesquisa.....	35

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1. Tamanho final dos arquivos ímpares em MB. Fonte arquivo pessoal.....	30
Quadro 2. Formulação matemática. Fonte : adaptado de Hradesky (1989)....	36
Gráfico 1. Opinião dos avaliadores quanto à nitidez do contorno da cortical óssea mandibular, no corte coronal das imagens sem reformatação e naquelas reformatadas. Fonte: projeto de pesquisa.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Tamanho em MB dos arquivos DICOM reformatados pelo <i>software implantViewer</i> . Fonte: projeto de pesquisa.....	38
Tabela 2. Análise da variância das fontes de variação das medidas realizadas no lado direito (MID) e no lado esquerdo (MIE) em relação às reformatações e ao tempo distinto (T0 e T1). Fonte: projeto de pesquisa..	40
Tabela 3. Estudo de Gage R&R. Resultado da influência de cada fonte de variação no processo de medição do lado direito (MID) e do lado esquerdo (MIE) em relação ao grupo sem reformatação e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1). Fonte: projeto de pesquisa.....	42
Tabela 4. Estudo de Gage R&R. Resultado da influência de cada fonte de variação no processo de medição do lado direito (MID) e do lado esquerdo (MIE) em relação ao grupo três vezes reformatado e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1). Fonte: projeto de pesquisa.....	43
Tabela 5. Estudo de Gage R&R. Resultado da influência de cada fonte de variação no processo de medição do lado direito (MID) e do lado esquerdo (MIE) em relação ao grupo cinco vezes reformatado e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1). Fonte: projeto de pesquisa.....	44
Tabela 6. Comparação entre os desvios padrão das medidas realizadas em cada grupo e em tempos distintos pelo Estudo de Gage R&R. Fonte: projeto de pesquisa.....	46

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	16
2.1 Implantodontia e radiologia.....	16
2.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico.....	18
2.3 Características da imagem digital.....	20
2.4 Formato de imagem DICOM.....	21
2.5 Programa de navegação cirúrgico virtual.....	23
2.5.1 Breve história.....	23
2.5.2 Programa de planejamento cirúrgico virtual ImplantViewer	24
3 PROPOSIÇÃO.....	26
4 MATERIAL E MÉTODO.....	27
5 RESULTADOS.....	38
6 DISCUSSÃO.....	47
7 CONCLUSÃO.....	51
REFERÊNCIA.....	52
ANEXOS.....	56
ANEXO A.....	56
ANEXO B.....	57
ANEXO C.....	60

1 INTRODUÇÃO

Desde que os conceitos de osteointegração foram apresentados por Branemark em 1977, a terapêutica com implantes dentários, para a reposição parcial ou total de dentes ausentes, tem demonstrado ser um procedimento de sucesso e representa um grande avanço na reabilitação oral do paciente (GUERRERO *et al.*, 2006).

A execução de um correto planejamento dos implantes requer a utilização de exames complementares de boa qualidade que devem possibilitar a avaliação da qualidade e quantidade óssea remanescente, a fim de oferecer a condição ideal para reabilitação em cada caso (GEORGESCU *et al.*, 2010, SCHROPP *et al.*, 2011).

A Odontologia conta com um exame tomográfico específico para a região maxilo facial, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que utilizando de recursos computacionais, tanto de *hardware* quanto de *software*, vem sendo empregada para auxiliar no planejamento pré-operatório para implantes dentários. A TCFC utiliza alta tecnologia para o mapeamento de imagens e reconstruções 3D (volumétricas), produzindo, assim, imagens de alta resolução. Quando comparada a outros métodos tomográficos, apresenta como fator relevante, a reduzida dimensão do aparelho, a rápida aquisição de imagens e, principalmente, a baixa dose de radiação a qual o paciente é submetido (LUDLOW, IVANOVIC, 2008).

Usufruindo desta tecnologia os cirurgiões dentistas implantodontistas são capazes de visualizar, em apenas um exame todas as imagens bidimensionais e a reconstrução tridimensional do leito ósseo receptor, além da possibilidade de utilização de recursos computacionais, por meio de programas específicos, voltados para a visualização e o planejamento virtual em Implantodontia. Estes programas possibilitam a mensuração, linear e angular, das estruturas anatômicas no sítio receptor de implantes osteointegráveis (IOI), evidenciam a imagem das tábuas ósseas vestibular e lingual/palatal, estruturas não visualizadas em radiografias bidimensionais convencionais, além de possibilitarem a simulação de inserção de implantes, virtualmente, no leito ósseo mandibular ou maxilar (GANZ, 2008b).

Porém, para que o exame tomográfico seja enviado pela clínica de radiologia odontológica ao solicitante em um programa específico, é necessário que a imagem em DICOM, adquirida pelo tomógrafo após a varredura da região maxilar de interesse, seja reformatada/convertida para um programa de planejamento cirúrgico

virtual. Isto se faz necessário para tornar o exame enviado compatível com a capacidade de processamento dos computadores de uso doméstico.

Na literatura, não se encontrou artigos que discutam a quantidade de reformatações/conversões que um arquivo com extensão DICOM, produzido pelo tomógrafo de feixe cônico, pode sofrer sem alterar a visualização das estruturas anatômicas de interesse e a qualidade das mensurações realizadas nestas imagens, quando o exame for enviado em um programa específico para planejamento cirúrgico virtual.

Portanto, este estudo, consiste em avaliar a influência das reformatações/conversões de arquivos DICOM, originados da TCFC, quando o exame for fornecido ao cirurgião dentista implantodontista para planejamento pré-operatório de implantes dentários em programa específico de planejamento cirúrgico virtual.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Implantodontia e radiologia

O edentulismo, ausência parcial ou total dos dentes, está entre os problemas de saúde bucal que correspondem a um problema de saúde pública, pois tem alta incidência e afeta a qualidade de vida dos indivíduos. Os dentes são essenciais a qualquer indivíduo não apenas por questões estéticas, mas pelas funções que possuem como a fala, a mastigação, a digestão e a pronúncia. Assim, os indivíduos desdentados passam por uma espécie de mutilação devido à perda do órgão dental (COLUSSI *et al.*, 2004; MURAKAMI *et al.*, 2007).

Indivíduos desdentados, parcialmente ou totalmente, apresentam uma redução na capacidade funcional e mastigatória em comparação com as pessoas que possuem todos os dentes. Estudos têm comprovado a eficácia no restabelecimento da função mastigatória e na satisfação do paciente, quando se emprega a reabilitação por implantes dentários (BERSANI *et al.*, 2011; CHEN *et al.*, 2002; STELLINGSMA *et al.*, 2003).

Os implantes têm sido amplamente utilizados na substituição de dentes perdidos, o que representa um dos principais avanços em reabilitação oral. Porém, para ser bem sucedida, dentre outros fatores, a reabilitação deve contar com uma avaliação rigorosa da quantidade e qualidade do osso remanescente e uma exata localização das estruturas anatômicas (DANTAS *et al.*, 2005).

Uma das mais importantes tarefas clínicas do implantodontista é a seleção do local receptor do implante osteointegrável (IOI), esta seleção serve para aprimorar o processo de osseointegração (SEIPEL *et al.*, 1998; SATO *et al.*, 2004). Branemark, em 1985, definiu osteointegração como sendo “uma conexão estrutural e funcional direta entre o tecido vivo e ordenado e a superfície de um implante submetido à carga funcional”.

Para a avaliação do leito receptor dos implantes osteointegráveis deve-se considerar a densidade óssea mineral no sítio receptor, a altura e a espessura do osso remanescente (SEIPEL *et al.*, 1998). Para Schropp e colaboradores (2011), a avaliação da quantidade e qualidade óssea no leito receptor de IOI e a localização anatômica de estruturas nobres são essenciais para o clínico. As radiografias periapicais possibilitam uma boa informação sobre as condições periodontais, já as

imagens panorâmicas fornecem uma visualização mais ampla dos ossos maxilares e geralmente são consideradas adequadas na avaliação preliminar do leito receptor dos IOI. Porém, quando desejamos avaliar as condições vestibulo-palatal/lingual devemos eleger os exames tomográficos. Esta modalidade de exame é capaz de fornecer cortes transversais essenciais para a avaliação da profundidade do sítio receptor de implantes.

Estudos têm demonstrado a superioridade dos exames tomográficos quando comparados a técnicas radiográficas convencionais (periapical e panorâmica). O uso de TC para planejamento tem sido intensamente defendido ao longo das últimas décadas (DANTAS *et al.*, 2005). Esta superioridade reside na capacidade de visualização de estruturas nobres, osso marginal e pela possibilidade de estimar as dimensões das estruturas anatômicas (UCHIDA *et al.*, 2007; NAITOH *et al.*, 2009; UCHIDA *et al.*, 2009).

A tomografia computadorizada, assim como outras técnicas radiográficas (periapical e panorâmica), fornece uma representação bidimensional de estruturas tridimensionais, porém, na TC cada estrutura pode ser avaliada individualmente, o que elimina a sobreposição de estruturas anatômicas (DANTAS *et al.*, 2005).

A literatura descreve que a colocação de implantes baseada apenas em imagens radiográficas convencionais, muitas vezes acarreta um desvio na posição vestibular-lingual/palatal, resultando em problemas estéticos de moderada a difícil solução e em alguns casos tornando-se até impossíveis de se resolver (KOPP *et al.*, 2003; AZARINIKZAD, 2008). Já implantes que não mantêm uma relação de harmonia entre seu longo eixo longitudinal e o leito ósseo receptor é submetido a forças laterais em demasia gerando vários problemas biomecânicos e até mesmo ruptura da tábua óssea (STANFORD, 1999; AZARINIKZAD, 2008).

A seleção da técnica de imagem deve basear-se na quantidade de informações diagnósticas exigida pela equipe de profissionais (implantodontista, protesista, radiologista), em diferentes estágios de tratamento (BOEDDINGHAU; SWHYTE, 2008; ANGELOPOULOS; AGHALOO, 2011).

O planejamento integral na substituição de dentes deve ser elaborado com muita atenção, pois qualquer milímetro pode alterar o resultado final prejudicando a estética e a função (GEHRKE *et al.*, 2010). A avaliação pré-cirúrgica metódica e o planejamento do caso são essenciais para alcançar resultados previsíveis (KOPP *et al.*, 2003).

2.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC)

O abismo existente entre a técnica tomográfica médica tradicional (*single/multslice*) e a Odontologia foi superado com a introdução da tomografia computadorizada de feixe cônico (ANGELOPOULOS; AGHALOO, 2011). A partir de 1998, a literatura relata o uso do primeiro tomógrafo computadorizado de feixe cônico específico para a Odontologia, o *New Tom 9000* (Quantitative radiologia, Verona Itália) (MOZZO *et al.*, 1998; ORENTLICHER *et al.*, 2010).

Desde então a TCFC vem sendo utilizada para garantir o melhor planejamento pré-operatório de implantes, com imagens em alta resolução, tempo de aquisição reduzido e baixas doses de radiação (LUDLOW; IVANOVIC, 2008).

A TCFC gera um feixe em forma cônica, característica da tomografia volumétrica. Nesta técnica há uma única rotação de 360° da fonte de raios X em torno da cabeça do paciente e sincronicamente um movimento em direção oposta do detector. Com a aquisição do volume completada, algoritmos sofisticados são usados para fornecer imagens reconstruídas nos três planos ortogonais (axial, sagital e coronal) (SCARFE *et al.*, 2006; ANGELOPOULOS *et al.*, 2008).

Quando comparada com técnicas radiográficas convencionais, que podem omitir informações importantes para o Cirurgião-Dentista devido a projeção bidimensional de estruturas tridimensionais, a TCFC apresenta como vantagem a visualização das estruturas anatômicas em diferentes planos, sem sobreposição das estruturas (SCHROPP *et al.*, 2011).

Em 1998, Seipel *et al.*, concluíram que o planejamento cirúrgico no ambiente virtual fornece grandes benefícios como a precisão do procedimento cirúrgico, a compreensão da situação do remanescente ósseo e um correto posicionamento do implante dentário no leito ósseo receptor.

Para um correto protocolo de planejamento de implantes dentários, minimizando o risco de danos às estruturas nobres como o feixe vaso-nervoso mandibular em cirurgias na região posterior da mandíbula, (SCHER, 2002) relatou a necessidade de exames precisos como a TC para visualizar a delicada anatomia desta região.

Para Sato e colaboradores (2004), a localização dos seios maxilares, canal incisivo e cavidade nasal, bem como altura, espessura e angulação do rebordo

ósseo remanescente são fundamentais para um correto planejamento cirúrgico pré-operatório dos implantes osteointegráveis.

Para Dantas, Montebello Filho e Campos (2005) a implantodontia é uma das especialidades odontológicas que mais cresce. Porém, para se obter êxito na terapêutica com implantes dentários, é indispensável uma avaliação pré-operatória criteriosa do remanescente ósseo no leito receptor dos implantes. Vários métodos de imagens são usados com este propósito e a TCFC é considerada um dos maiores avanços neste sentido.

Na região craniofacial a TCFC oferece imagens nítidas das estruturas com contraste alto e é extremamente útil para a avaliação de tecido ósseo (SUKOVIC, 2003). Embora existam limitações quanto ao uso desta tecnologia para avaliar tecidos moles, esforços estão sendo direcionados para o desenvolvimento de algoritmos capazes de melhorar esta deficiência (SCARFE *et al.*, 2006).

Hwangpark *et al.*, (2008), demonstraram que a partir de exames complementares de qualidade, como a tomografia computadorizada, pode se estabelecer a correta linha de inserção do implante na região da maxila anterior imediatamente após a exodontia, reduzindo o insucesso na osteointegração causados pelo comprometimento da integridade da cortical óssea alveolar.

Sato *et al.* (2004) vislumbrando a aplicação da TCFC para planejamento de implantes dentários maxilares, avaliou imagens de tomografia em dois casos clínicos. Com resultado afirmaram que as informações necessárias sobre remanescente ósseo e a localização das estruturas anatômicas maxilares nobres são plenamente visíveis quando se utiliza a TCFC.

Em 2007, Van Asscher e colaboradores, avaliaram a precisão de um planejamento cirúrgico virtual, usando imagens de TC para a colocação de implantes, em maxilas parcialmente edêntulas. Concluíram que as imagens obtidas por meio de TCFC podem ser usadas para planejamento de implantes dentários.

2.3 Características da imagem digital

As imagens geradas pelos aparelhos de tomografia computadorizadas são digitais. Essencialmente, as imagens digitais são formadas por um arranjo espacial de linhas X e colunas, formando assim uma matriz. Essa matriz apresenta como unidade básica o Pixel (*Picture elements*), que pode ser entendido como um quadrado. Espacialmente, cada unidade básica, possui um lugar dentro da matriz e também valores específicos de tons de cinza relacionados à escala utilizada (8 ou 16 bits; respectivamente 256 ou 65536 tons de cinza). Os pixels dão origem às imagens bidimensionais. Porém as imagens em tomografia são tridimensionais, então, para que o exame tomográfico ofereça a visualização do volume é preciso que espacialmente obtenha-se o Voxel (*volume elements*), que é a profundidade do pixel (SCARFE; FARMAN, 2008). Fazendo uma analogia, o pixel seria a face de um dado (eixos X e Y) e o voxel seria o cubo (eixos X, Y e Z) correspondente ao dado. As dimensões do voxel são muito importantes para a qualidade final da imagem, ou seja, a nitidez. Quanto mais próximo de um cubo perfeito (isotropia: eixos $X=Y=Z$) melhor a qualidade da imagem e quanto mais distante disto (anisotropia: eixos $x=Y\neq Z$) pior a qualidade da imagem (SCARFE; FARMAN, 2008) (figura 1).

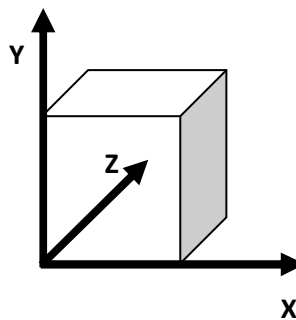


Figura 1 Representação da matriz, pixel e voxel (voxel isotrópico: eixos $X=Y=Z$ e voxel anisotrópico: eixos $X=Y\neq Z$).

2.4 Formato de imagem DICOM

O formato de imagens DICOM (*Digital Image Communication in Medicine*) foi criado em meados da década de 1980 pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR) e a Associação Nacional de Fabricantes de Aparelhos Eletrônicos (NEMA), cujo objetivo foi a definição de um padrão internacional (protocolo) para a comunicação de dados entre equipamentos radiológicos de diversos fabricantes e *softwares* de informatização hospitalar. Este padrão foi denominado ACR/NEMA e mais tarde recebeu a denominação DICOM.

O protocolo DICOM tem a finalidade da interoperabilidade dos sistemas usados na produção, processamento, manipulação, envio e impressão de imagens médicas e documentos correlacionados. Através dos arquivos DICOM as informações presentes (nome, aparelho que produziu o exame, data, local do exame e fatores de exposição) podem ser lidas por qualquer programa que tenha compatibilidade com este protocolo (OBRUL *et al.*, 2011; SPIN-NETO *et al.*, 2011).

A primeira versão do padrão surgiu em 1985 com o nome DICOM e inicialmente teve pouca aceitação por parte dos fabricantes, pois a intercomunicabilidade entre equipamentos padronizados permitia a hospitais escolher com muito mais liberdade o fornecedor de seus equipamentos. A necessidade de correções logo apareceu e fez com que uma nova versão fosse publicada em 1988 e nesse ano o padrão DICOM começou a ser verdadeiramente utilizado na codificação e intercâmbio de imagens médicas digitais. Apesar de ser largamente utilizada, essa segunda versão do padrão ainda não fornecia uma comunicação confiável. Sendo assim, o ACR/NEMA decidiu desenvolver uma nova interface e optou pela reengenharia do processo de concepção do padrão DICOM (OBRUL *et al.*, 2011; SPIN-NETO *et al.*, 2011).

O novo conceito originou a terceira versão do padrão (DICOM 3.0) com a inclusão de sugestões da indústria médica e da área acadêmica e tornou-se muito mais abrangente e robusta que as versões anteriores (OBRUL *et al.*, 2011; SPIN-NETO *et al.*, 2011).

A utilização de DICOM não está sujeita a nenhum tipo de restrição de direitos ou “*royalties*”. A documentação do padrão pode ser encontrada no site do ACR da NEMA, RSNA (Sociedade Radiológica da América do Norte) ou adquirida em CD. Para um equipamento ou um produto de *software* ser considerado compatível com

DICOM é necessária a certificação DICOM, realizada anualmente (OBRUL *et al.*, 2011; SPIN-NETO *et al.*, 2011).

As imagens geradas pelo tomógrafo computadorizado de feixe cônico da marca i-Cat® (*Imaging Sciences international, Hatfield, PA, USA*), após a varredura e o processamento das imagens da região de interesse são com a extensão DICOM 3.0.

2.5 Programas de navegação cirúrgica virtual.

2.5.1 Breve história

No final da década de 1980, no cenário científico começava a discussão sobre uso de programas de computador para navegação cirúrgica virtual, como exemplo temos o *DentaScans*, utilizado na fase pré-operatória para avaliação de possíveis áreas receptoras de implantes nos ossos maxilares e mandibulares (ORENTLICHER *et al.*, 2010). Em 1988, a *Columbia Scientific Inc* (*Columbia, MD*) introduziu o programa *3D/Dental software*. Este programa permitiu aos radiologistas oferecerem aos Cirurgiões-Dentistas cortes transversais do rebordo alveolar de um paciente. Em 1991, a *Columbia Scientific* combinando múltiplos recursos de programas, criou o *ImageMaster-101*, programa que permitiu a colocação gráfica de implantes em imagens de TC (ORENTLICHER *et al.*, 2010).

Em julho de 1993, a primeira versão do *Sim/plant* (*Columbia Scientific Inc*) foi lançada. Com este software, o Cirurgião-Dentista pôde visualizar os planos tomográficos: axial, transversal e panorâmico em uma tela de computador e colocar implantes virtualmente. A partir deste ponto foram sendo lançadas versões com mais recursos. Em 1999, com a introdução do *SimPlant* (*Columbia Scientific Inc*), a capacidade de criar imagens em 3 dimensões (3D) foi adicionada ao software. E em 2001, *Materialise* (*Leuven, Bélgica*) adquiriu a *Columbia Scientific Inc*. A partir desta fusão, em 2002, a tecnologia da cirurgia guiada para colocação de implantes foi introduzida no mercado norte-americano (NG *et al.*, 2005; ORENTLICHER *et al.*, 2010).

Todo este avanço e tecnologia servem para aperfeiçoar a quantidade de informação que o cirurgião dentista implantodontista pode apurar na fase pré-operatória do procedimento cirúrgico. Com isso diminui a possibilidade de insucesso e aumenta a chance de sucesso na cirurgia.

2.5.2 Programa de planejamento cirúrgico virtual *implantviewer*[®]

O *ImplantViewer*[®] é um software criado pela empresa brasileira *Anne Solutions*. A *Anne Solutions* é uma empresa criada com o objetivo de desenvolver ferramentas para apurar diagnósticos e melhorar a qualidade dos serviços prestados por profissionais da área de saúde à sociedade, tornando-os mais seguros.

Pioneira no segmento em que atua no mercado brasileiro oferece elementos que agregam qualidade e valor aos serviços prestados pelos profissionais da área da saúde. Aliando softwares de visualização, manipulação e análise de imagens médicas ao mundo da prototipagem rápida, (*Anne Solutions* Ltda, São Paulo, SP, Brasil, 2009).

O *ImplantViewer*[®] é um software desenvolvido para oferecer aos profissionais da odontologia uma ferramenta auxiliar para o planejamento de uma cirurgia com maior segurança e eficiência. O programa possibilita a simulação cirúrgica da colocação de implantes nas imagens em 2D (cortes panorâmicos, cortes seqüenciais, corte sagital, corte coronal e corte axial) e também sobre um modelo virtual tridimensional (3D). O arquivo do modelo simulado em 3D poderá ser exportado em um arquivo de formato STL (*Standard Tessellation Language*), que através de outros equipamentos específicos possibilitam a criação de um guia cirúrgico, protótipo da porção maxilar e/ou mandibular à até o protótipo de todo crânio; isso de forma rápida, precisa e segura.

O *ImplantViewer*[®] (*Anne Solutions* Ltda, São Paulo, SP, Brasil, 2009) na sua versão de visualização é um software disponibilizado de forma gratuito na internet (link: <http://www.annesolutions.com.br/>), está fato é importante pois possibilita a qualquer cirurgião dentista e em qualquer lugar ter acesso aos dados das imagens tomográficas e trocar informações com outros colegas cirurgiões dentistas; porém para reformatar/converter as imagens e para que se possa navegar virtualmente no exame tomográfico a empresa comercializa uma licença, que deverá ser adquirida pela clínica radiológica que disponibilizará o exame para seus clientes através de mídia digital (CD – compact disc) ou anexando o exame via internet, para posteriormente ser acessado pelo cirurgião dentista solicitante.

O programa *ImplantViewer*[®] possibilita leituras de cortes sagitais, coronais, axiais, parassagitais e reconstrução em 3D. Nos cortes é possível realizar

simulações virtuais de planos de tratamento, inserção de implantes, medidas de densidade em unidades HU (Unidade Hounsfield) (KAYA *et al.*, 2012) e medidas lineares e angulares, além de possibilitar a produção de cortes personalizados de estruturas anatômicas específicas.

A possibilidade de interação com as imagens e a personalização dos cortes tomográficos de acordo com os interesses do profissional solicitante, atribui grande auxílio diagnóstico e eleva a chance de sucesso na tomada de decisão terapêutica para dado problema.

Estes recursos são disponibilizados a partir de imagens em formato DICOM, que após serem geradas pelo aparelho tomográfico são enviadas para o programa reformatador/conversor e são então reformatados e convertidas em um arquivo único que é lido pelo programa *ImplantViewer*[®].

Abaixo segue lista de características fornecidas pelo fabricante disponível no site do desenvolvedor do programa - link: <http://www.annesolutions.com.br/>:

Lista de características do programa *ImplantViewer*[®].

- Simulação do posicionamento preciso dos implantes nos planos 2D e 3D;
- Informação prévia dos implantes necessários;
- Mensuração lineares e angulares nos planos 2D e 3D;
- Segurança no ato operatório;
- Comunicação com o paciente e diferenciação profissional;
- Arquivamento dos casos;
- Confecção de guias cirúrgicos muco-suportados a partir do planejamento virtual.

3 PROPOSIÇÃO

- Verificar o tamanho em MB dos arquivos gerados: sem reformatação (S-RF), reformatado em três vezes (R-3X) e reformatado em cinco vezes (R-5X).
- Comparar a nitidez da cortical óssea mandibular no corte coronal posterior (direito (D) / esquerdo (E)) nas imagens S-RF, R-3X e R-5X.
- Obter e comparar a altura de cortical externa alveolar à cortical externa basal de um corte coronal da região mandibular posterior (D/E) nas imagens S-RF, R-3X e R-5X.

4 MATERIAL E MÉTODO

Aspectos éticos

Conforme determina a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora, sob o nº. 120/2010 (Anexo A).

Tipo de estudo

Tratou-se de um estudo quantitativo transversal: 1) quantitativo, pois houve repetição de medidas comparadas entre populações diferentes; 2) transversal, já que os parâmetros foram avaliados em um mesmo momento (FREIRE; PATTUSSI, 2005).

Material

Os exames tomográficos que compõem a amostra selecionada para este estudo, são constituintes do arquivo digital de uma clínica de Radiologia e Imaginologia Odontológica particular, sediada na cidade de Barbacena (MG).

Foram selecionados 55 exames tomográficos em formato de extensão “.xstd” (*xoran study file*), adquiridos pelo aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico da marca i-Cat® (*Imaging Sciences international, Hatfield, PA, USA*). O número de exames necessários para a realização deste estudo foi estimado por meio de cálculo amostral, realizado pelo *software* Biostat® (2009).

Todos os exames eram da região da mandíbula, adquiridos com o campo de visão (FOV) de 8 cm, tempo de aquisição de 40 segundos, 0,25 voxel, *HiRes (High Resolution)*, tendo sido o aparelho operado com voltagem do tubo de 120V e corrente de 18,5 mA.

Para as reconstruções tomográficas foi utilizado o programa *Xoram-CAT* versão 3.0.34 (*Xoran Technologies Inc, Ann Arbor, MI, USA, 2005*) oferecido pelo fabricante do aparelho i-Cat® para o gerenciamento dos arquivos em extensão “.xstd” para a exportação no formato DICOM.

Foram incluídos exames de indivíduos de qualquer faixa etária e gênero que apresentassem ausência bilateral de dentes molares e pré-molares inferiores e, como critérios de exclusão, qualquer tipo de malformação ou patologia óssea mandibular foi desconsiderada na composição da amostra.

Arquivos DICOM e software reformatador/conversor *ImplantViewer*[®]

Os arquivos tomográficos gerados em DICOM, pelo computador de aquisição, foram submetidos ao programa reformatador/conversor *ImplantViewer*[®], versão 2.614 (*Anne Solutions* Ltda., São Paulo, SP, Brasil, 2009) para a confecção dos grupos a serem estudados.

A escolha do tamanho das reformatações para realização deste trabalho foi realizada em estudo prévio (piloto) que se baseou no tamanho final em *megabyte* (MB) dos arquivos ímpares produzidos até o número de cinco reformatações (Quadro 1). Reformatações / conversões maiores que cinco não foram objetivos desta pesquisa.

Quadro 1 Tamanho final dos arquivos ímpares em MB. Fonte arquivo pessoal

Reformatação	Tamanho em megabyte (MB)	Tipo
🌿 S-RF	53	Arquivo do <i>ImplantViewer 2</i>
🌿 2X-RF	26,5	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>
🌿 3X-RF	18	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>
🌿 4X-RF	13,5	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>
🌿 5X-RF	10,5	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>
🌿 6X-RF	9	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>
🌿 7X-RF	7,5	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>
🌿 8X-RF	6,5	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>
🌿 9X-RF	6	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>
🌿 10X-RF	5,5	Arquivo do <i>implantViewer 2</i>

Confecções dos grupos

Na formação dos grupos foram seguidos os critérios: “grupo S-RF”- sem reformatação dos arquivos DICOM; “grupo 3X-RF”- com reformatação de três vezes dos arquivos DICOM e “grupo 5X-RF”- com reformatação de cinco vezes dos arquivos DICOM.

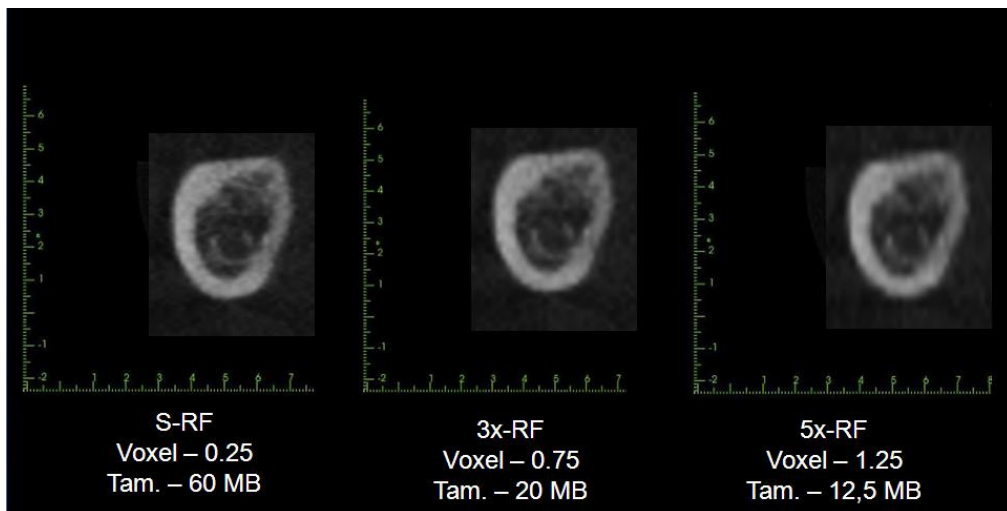
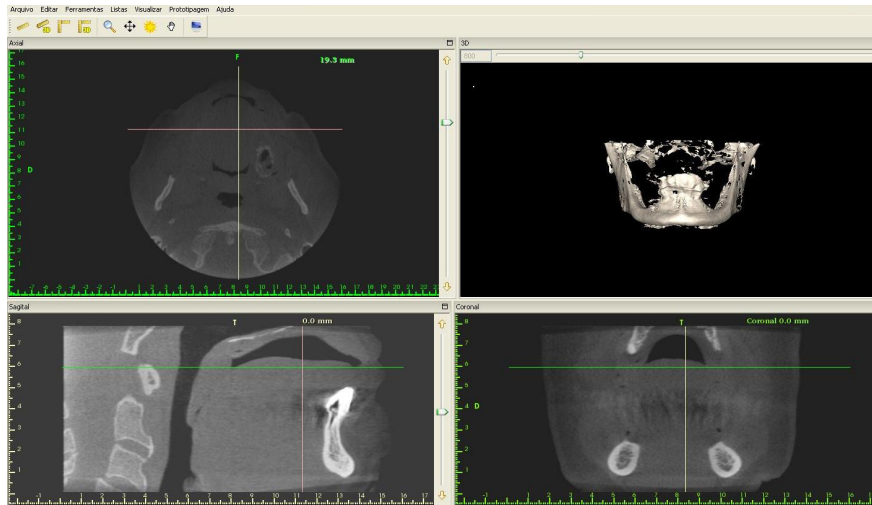


Figura 2 Imagens geradas nas três reformatações com seus respectivos dados após reformatação conversão.

Cada grupo constou de 55 imagens e a amostra de 165 imagens. Após as reformatações dos arquivos DICOM, as imagens gerados foram lidas e abertas no programa de visualização e planejamento cirúrgico virtual *ImplantViewer*[®], versão 2.614 (*Anne Solutions* Ltda, São Paulo, SP, Brasil, 2009), programa gratuito e disponível para download na internet (link: <http://www.annesolutions.com.br/>).

A janela selecionada para a visualização das imagens foi a “multiplanar” (MPR) onde se visualizam os cortes axial, sagital e coronal e a reconstrução 3D. Desta janela foi selecionado o corte coronal, e habilitada a ferramenta “maximizar” que possibilitou a visualização da imagem na plenitude da tela (figura 3 - A e B).

A



B



Figura 3 A - Janela MPR (multiplanar) e **B** - maximização da janela coronal. Fonte arquivo pessoal.

De cada exame, uma mesma imagem do corte coronal, apresentada na plenitude da tela e reformatada em R - 3X, R - 5X e sem reformatação, foi exportada em formato TIFF (*Tagged Image File Format*) e montada em uma apresentação no programa *Power Point® 2007* (Microsoft Office USA) (Figura 4). Esta montagem foi organizada de forma aleatória e numerada numa sequência crescente de 1 a 165.

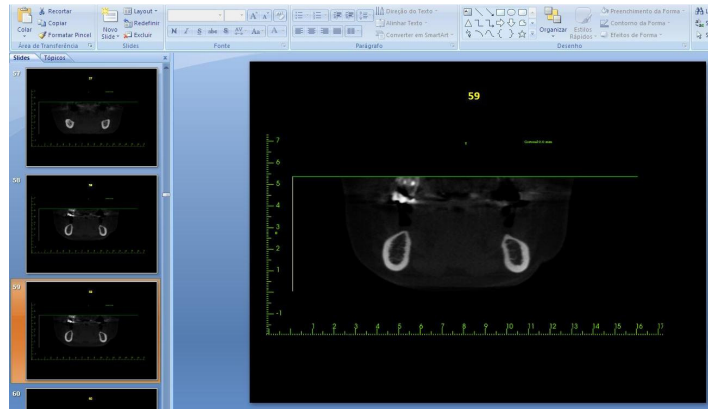
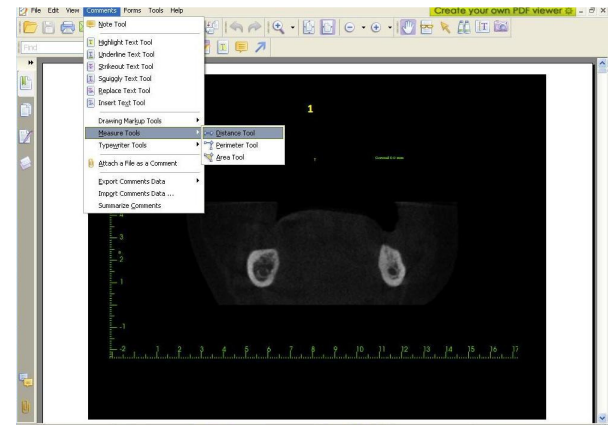
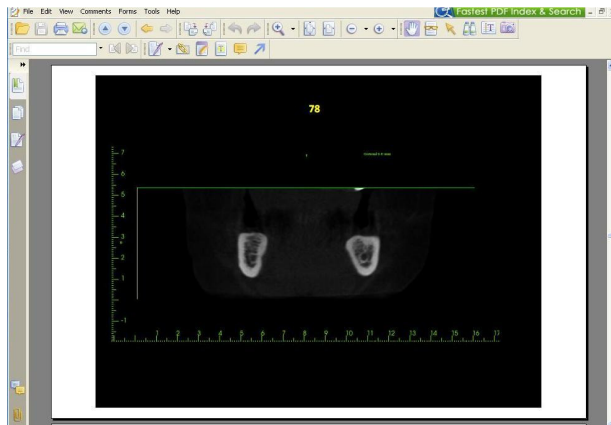


Figura 4 – Imagens em TIFF montadas em *Power Point*® – pranchas digitais. Fonte arquivo pessoal.

A

B



C

D

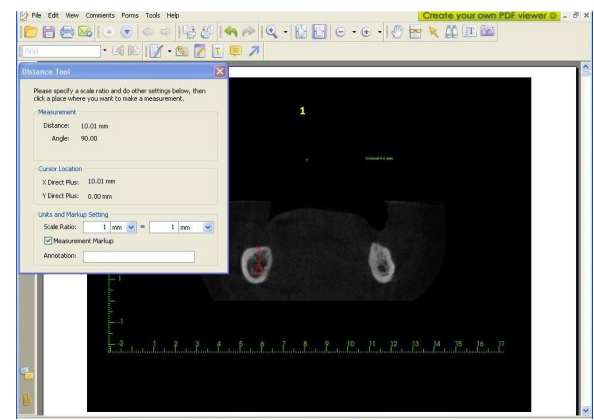
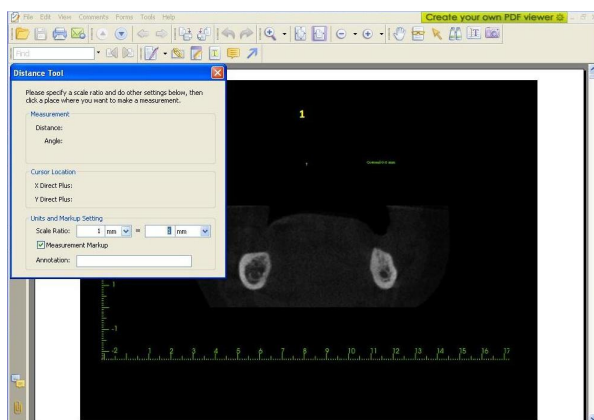


Figura 5 Janelas do programa *Foxit READER*®, pranchas em PDF – análise qualitativa e quantitativa: A) à D). Fonte Arquivo pessoal

Análises das imagens

As 165 imagens foram analisadas por quatro avaliadores (02 radiologistas e 02 implantodontistas) em dois tempos distintos (T0 e T2) com intervalo de quinze dias entre as avaliações. Foram visualizadas no mesmo monitor, de resolução de tela de 1280 X 800 pixels, qualidade da cor 32 bits e frequência de atualização da tela 60hz por todos os avaliadores em horários distintos. Foi fornecido aos avaliadores um protocolo de instrução onde constava a descrição completa das etapas da avaliação das imagens coronais (anexo B).

A prancha e o programa Foxit READER[®] (figura 5) foram entregues aos avaliadores em mídia digital - CD (*compact disc*), a instalação e execução do programa Foxit READER[®] e a manipulação da prancha digital foi descrita no protocolo de instrução (anexo B).

Na prancha digital o avaliador analisou subjetivamente o contorno da cortical óssea externa mandibular, do lado direito e do lado esquerdo, em (1) Nítido, (2) Pouco Nítido e (3) Sem Nitidez (Figura 7 - A)

A medida da altura implantar (MI) foi obtida no sentido supero-inferior traçando-se uma linha vertical iniciada na cortical externa alveolar até a cortical externa basal, no lado direito e esquerdo do mesmo corte coronal (Setas azuis da figura 7 - B).

Para a realização desta medida respeitou-se a equidistância (50%) no sentido vestibulo lingual do maior diâmetro da estrutura anatômica (Setas vermelhas da figura 7 - B)

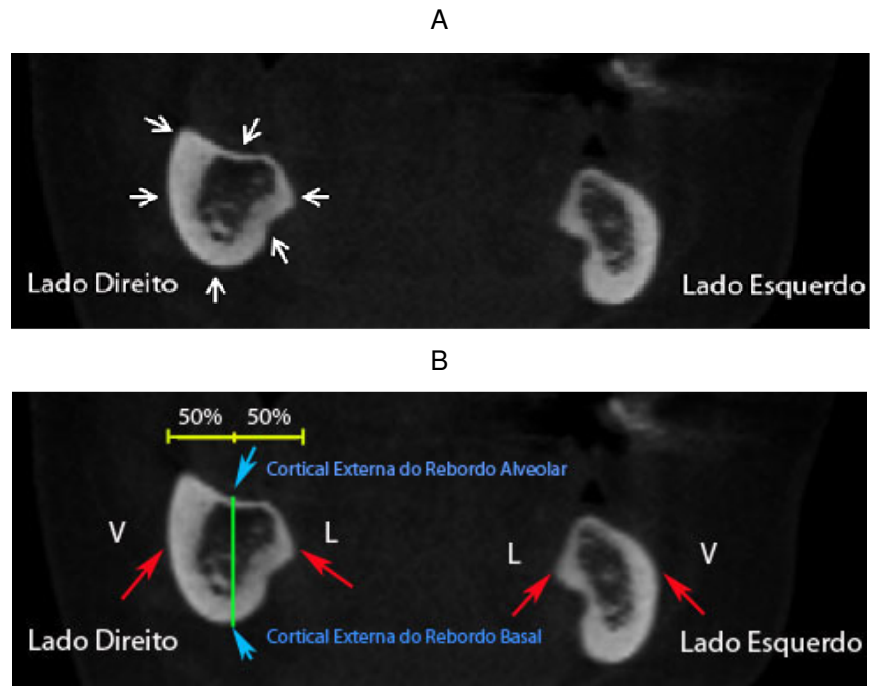


Figura 7 A – análise qualitativa e B – Análise quantitativa. Fonte: projeto de pesquisa.

Os resultados obtidos foram anotados em uma planilha impressa (anexo C).

Os dados desta planilha foram tratados estatisticamente pelo programa Minitab[®] 16 (Minitab Statistical Software[®], 2009).

Análises estatísticas

Para a descrição dos valores do tamanho em megabyte (MB) dos arquivos gerados foi utilizada a média e o desvio padrão.

A análise da opinião dos avaliadores quanto à nitidez, pouca nitidez ou ausência de nitidez; na visualização do contorno da cortical óssea externa mandibular, nos cortes coronais gerados pelo programa reformatador/conversor; foi apresentada em valores absolutos.

Para a análise das medidas feitas nas imagens geradas por cada reformatação empregou-se o estudo Gage R&R (HRADESKY J.L., 1989; DEMING W.E., 1990; MANDEL J., 1991). Este estudo tem por objetivo decompor o percentual de variação em relação ao processo de medição e a variação total observada (Quadro 2).

Quadro 2 formulação matemática. Fonte: adaptado de HRADESKY (1989).

$$\sigma^2_t = \sigma^2_{io} + \sigma^2_{pm}$$

Onde:

- Variabilidade intrínseca aos objetos (notação: σ^2_{io})
- Variabilidade devido ao processo de medição (notação: σ^2_{pm})
- Variabilidade total: σ^2_{io} mais σ^2_{pm} (notação: σ^2_t)

Este tipo de estudo é realizado quando se deseja investigar quais as influências da repetibilidade (variação do instrumento - precisão) e da reprodutibilidade (capacidade de repetir o mesmo procedimento de medição e obter o mesmo resultado), sendo assim capaz de dizer quanto de toda a variação observada em um processo é devido ao sistema de medição.

Para o estudo de Gage R&R é fundamental o conhecimento e descrição de conceitos sobre qualidade de medidas (1) e também sobre Variabilidade devido ao processo de medição (2):

1 - Qualidade de medidas

- Precisão: Quantifica a proximidade entre as medidas individuais da característica de interesse gerada pelo aparelho: variabilidade da medida.
- Exatidão (acurácia): Quantifica a proximidade existente entre o valor real da característica medida e os resultados fornecidos pelo aparelho.
- Vício: Quantifica a diferença existente entre o valor real da característica de qualidade medida e a média da distribuição dos resultados fornecidos pelo aparelho: variabilidade sistêmica – tende a um lado.

2 - Variabilidade devido ao processo de medição:

- Reprodutibilidade: é a variação nas medidas obtidas quando um operador utiliza o instrumento para reproduzir as medidas de interesse dos mesmos itens.
- Repetibilidade: é a variação na medida das medidas obtidas quando diferentes operadores utilizam o instrumento para medir repetidas vezes a característica de interesse dos mesmos itens.
- Processo Repetibilidade & Reprodutibilidade em conjunto: interação entre repetibilidade e reprodutibilidade.
- Avaliadores: Vício de um observado em relação aos demais.
- Avaliadores x imagem: interação do avaliador com a medida da imagem e a imagem influenciando na medida do avaliador
- Variabilidade Intrínseca ao Objeto: se a medição fosse perfeita toda a variabilidade seria inerente ao objeto.

Para este estudo assumiu-se como nível de significância valores de “p” menores ou iguais a 5% ($p \leq 0,05$). Os dados foram analisados pelo programa estatístico Minitab[®] versão 16 (Minitab Statistical Software[®], 2009).

5 RESULTADOS

Para avaliar o tamanho dos arquivos originados no *software* reformatador/conversor *ImplantViewer*[®]; partiu-se para a comparação da média dos valores absolutos em *megabyte* (MB) dos arquivos gerados sem reformatação e daqueles reformatados (figura aula). Os resultados encontrados estão apresentados na tabela 1.

	Valor Médio (MB)	Desv. Padrão (MB)
S-RF	60,4	2,6
3X-RF	20,2	1,5
5X-RF	12,7	2,1

Tabela 1 Tamanho em MB dos arquivos DICOM reformatados pelo software *implantViewer*. Fonte: projeto de pesquisa.

Já para as opiniões dos avaliadores quanto à nitidez do contorno da cortical óssea mandibular nas imagens dos cortes coronais gerados sem reformatação (S-RF) e naquelas reformatados, foi construído o gráfico 1 que apresenta o resultado em valores absolutos.

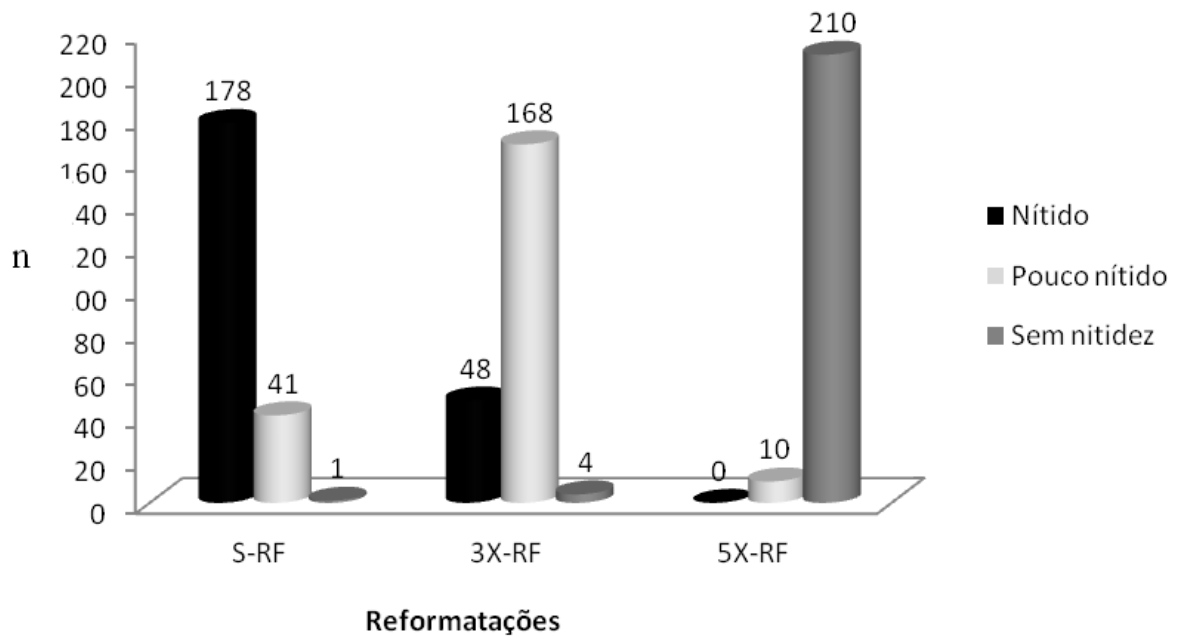


Gráfico 1 Opinião dos avaliadores quanto a nitidez do contorno da cortical óssea mandibular, no corte coronal das imagens sem reformatação e naquelas reformatadas. Fonte: projeto de pesquisa.

Para analisar as medidas (MI) realizadas pelos avaliadores nos grupos produzidos e em relação ao lado direito (MID) e ao lado esquerdo (MIE) e ao tempo de avaliação (T0 e T1); calculou-se a influência das fontes de variação (imagem, avaliador, imagem X avaliador) no processo de medição pelo cálculo da análise da variância.

Na tabela 2 são apresentados os valores de “p” obtidos no estudo das fontes de variação.

		S-RF T0xT1				
	Fontes de Variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Média dos quadrados	Estatística Fischer	p-valor
MID	Imagem	29	9643,6	332,53	166,41	0,000
	Avaliadores	3	122,6	40,85	20,44	0,000
	Imagem X avaliad.	87	173,8	1,99	1,36	0,006
	total	239	10086,6			
MIE	Imagem	29	8040,1	277,24	87,46	0,000
	Avaliadores	3	137,2	45,73	14,42	0,000
	Imagem X avaliad.	87	275,76	3,17	1,64	0,006
	total	239	8684,1			
		3X-RF t0xt1				
MID	Imagem	29	9992,8	344,5	181,4	0,000
	Avaliadores	3	118,9	39,6	20,8	0,000
	Imagem X avaliad.	87	165,2	1,89	2,34	0,000
	total	239	10373,7			
MIE	Imagem	29	8300,9	286,2	74,5	0,000
	Avaliadores	3	126,9	42,3	11	0,000
	Imagem X avaliad.	87	333,9	3,83	1,41	0,039
	total	239	9087,55			
		5X-RF t0xt1				
MID	Imagem	29	9483,5	327	158,5	0,000
	Avaliadores	3	139,4	46,4	22,5	0,000
	Imagem X avaliad.	87	179,4	2,1	1,34	0,006
	total	239	9986,3			
MIE	Imagem	29	8150,7	281,0	105,9	0,000
	Avaliadores	3	181,6	60,5	22,8	0,000
	Imagem X avaliad.	87	230,8	2,65	1,74	0,002
	total	239	8745,9			

Nível de significância - $p \leq 0,05$

Tabela 2 Análise da variância das fontes de variação das medidas realizadas no lado direito (MID) e no lado esquerdo (MIE) em relação às reformatações e ao tempo distinto (T0 e T1).
Fonte: projeto de pesquisa.

Pela análise da tabela 2 verificou - se que ocorre significância ($p < 0,05$) das fontes de variação das medidas, de altura, realizadas no lado direito (MID) e no lado esquerdo (MIE) em relação às reformatações e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1).

Verificada a significância das fontes de variação, aplicou - se o estudo de Gage R&R, para avaliar a influência de cada fonte de variação para as medidas, de altura, realizadas no lado direito (MID) e no lado esquerdo (MIE) em relação às reformatações e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1) (Tabelas 3, 4 e 5).

S-RF T0xT1				
	Fator de Variação	Componente da varianciação	Contribuição do componente	Desvio padrão
MID	Total R&R	2,25	5,18	1,50
	Repetibilidade	1,22	2,80	1,10
	Reprodutibilidade	1,03	2,38	1,01
	Vício dos avaliadores	0,64	1,49	0,80
	Avaliadores X Imagem	0,38	0,89	0,62
	Intrinseca (objeto)	41,31	94,82	6,42
	Variabilidade total	43,57	100,00	6,6
MIE	Total R&R	3,25	8,68	1,80
	Repetibilidade	1,92	5,13	1,38
	Reprodutibilidade	1,33	3,55	1,15
	Vício dos avaliadores	0,70	1,89	0,84
	Avaliadores X Imagem	0,62	1,66	0,78
	Intrinseca (objeto)	34,25	91,32	5,85
	Variabilidade total	37,51	100,00	6,12

Tabela 3 Estudo de Gage R&R. Resultado da influencia de cada fonte de variação no processo de medição do lado direito (MID) e do lado esquerdo (MIE) em relação ao grupo sem reformatação e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1). Fonte: projeto de pesquisa.

3X-RF T0xT1				
	Fator de Variação	Componente da varianciação	Contribuição do componente	Desvio padrão
MID	Total R&R	1,98	4,42	1,40
	Repetibilidade	0,80	1,80	0,89
	Reprodutibilidade	1,17	2,62	1,08
	Vício dos avaliadores	0,62	1,40	0,79
	Avaliadores X Imagem	0,54	1,22	0,73
	Intrinseca (objeto)	42,83	95,58	6,54
	Variabilidade total	44,81	100,00	6,69
MIE	Total R&R	3,91	9,99	1,97
	Repetibilidade	2,71	6,92	1,64
	Reprodutibilidade	1,20	3,07	1,09
	Vício dos avaliadores	0,64	1,63	0,80
	Avaliadores X Imagem	0,56	1,43	0,74
	Intrinseca (objeto)	35,30	90,01	5,94
	Variabilidade total	39,21	100,00	6,26

Tabela 4 Estudo de Gage R&R. Resultado da influencia de cada fonte de variação no processo de medição do lado direito (MID) e do lado esquerdo (MIE) em relação ao grupo três vezes reformatado e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1). Fonte: projeto de pesquisa.

5X-RF T0xT1				
	Fator de Variação	Componente da varianciação	Contribuição do componente	Desvio padrão
MID	Total R&R	2,53	5,88	1,59
	Repetibilidade	1,53	3,55	1,23
	Reprodutibilidade	1,00	2,33	1,00
	Vício dos avaliadores	0,74	1,71	0,86
	Avaliadores X imagem	0,26	0,61	0,51
	Intrinseca (objeto)	40,61	94,12	6,37
	Variabilidade total	43,15	100,00	6,56
MIE	Total R&R	3,05	8,06	1,74
	Repetibilidade	1,52	4,02	1,23
	Reprodutibilidade	1,53	4,04	1,23
	Vício dos avaliadores	0,96	2,55	0,98
	Avaliadores X imagem	0,56	1,50	0,75
	Intrinseca (objeto)	34,80	91,94	5,89
	Variabilidade total	37,85	100,00	6,15

Tabela 5 Estudo de Gage R&R. Resultado da influencia de cada fonte de variação no processo de medição do lado direito (MID) e do lado esquerdo (MIE) em relação ao grupo cinco vezes reformatado e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1). Fonte: projeto de pesquisa.

Verificada a contribuição de cada fonte de variação, pelo Estudo de Gage R&R, em cada um dos três grupos, para as medidas, de altura, realizadas no lado direito (MID) e no lado esquerdo (MIE) em relação às reformatações e ao tempo distinto de avaliação (T0 e T1); comparou-se os valores dos desvios padrão das medidas encontradas e calculou-se a diferença destes desvios padrão entre os grupos (Tabela 6).

T0 X T1

	FONTES DE VARIACÃO	S-RF	Diferença	3X-RF	Diferença	5X-RF	Diferença
			S-RF - 3X		3X - 5X		S-RF - 5X
MID	TOTAL R & R	± 1,50 mm (5,18%)	0,10 mm	± 1,40 mm (4,42%)	0,19 mm	± 1,59 mm (5,88%)	0,09 mm
	REPETIBILIDADE	± 1,10 mm (2,80%)	0,21 mm	± 0,89 mm (1,80%)	0,34 mm	± 1,23 mm (3,55%)	0,13 mm
	REPRODUTIBILIDADE	± 1,01 mm (2,38%)	0,07 mm	± 1,08 mm (1,62%)	0,08 mm	± 1,00 mm (2,33%)	0,01 mm
	VÍCIO AVALIADOR	± 0,80 mm (1,49%)	0,01 mm	± 0,79 mm (1,22%)	0,07 mm	± 0,86 mm (1,71%)	0,06 mm
	AVALIADOR X IMAGEM	± 0,62 mm (0,89%)	0,11 mm	± 0,73 mm (1,22%)	0,22 mm	± 0,51 mm (0,61%)	0,11 mm
	INTRINSECA OBJETO	± 6,42 mm (94,82%)	0,12 mm	± 6,54 mm (95,58%)	0,17 mm	± 6,37 mm (94,12%)	0,05 mm
	VARIABILIDADE TOTAL	± 6,60 mm (100%)	0,09 mm	± 6,69 mm (100%)	0,13 mm	± 6,56 mm (100%)	0,04 mm
MIE	TOTAL R & R	± 1,80 mm (8,68%)	0,17 mm	± 1,97 mm (9,99%)	0,23 mm	± 1,74 mm (8,06%)	0,06 mm
	REPETIBILIDADE	± 1,48 mm (5,13%)	0,26 mm	± 1,64 mm (6,92%)	0,41 mm	± 1,23 mm (4,02%)	0,15 mm
	REPRODUTIBILIDADE	± 1,45 mm (3,55%)	0,06 mm	± 1,09 mm (3,07%)	0,14 mm	± 1,23 mm (4,04%)	0,08 mm
	VÍCIO AVALIADOR	± 0,84 mm (1,98%)	0,04 mm	± 0,80 mm (1,63%)	0,18 mm	± 0,98 mm (2,55%)	0,14 mm
	AVALIADOR X IMAGEM	± 0,78 mm (1,66%)	0,04 mm	± 0,74 mm (1,43%)	0,01 mm	± 0,75 mm (1,50%)	0,03 mm
	INTRINSECA OBJETO	± 5,85 mm (91,32%)	0,09 mm	± 5,94 mm (90,01%)	0,05 mm	± 5,89 mm (91,94%)	0,04 mm
	VARIABILIDADE TOTAL	± 6,12 mm (100%)	0,14 mm	± 6,26 mm (100%)	0,11 mm	± 6,15 mm (100%)	0,03 mm

Tabela 6 Comparação entre os desvios padrão das medidas realizadas em cada grupo e em tempos distintos pelo Estudo de Gage R&R. Fonte: projeto de pesquisa.

6 DISCUSSÃO

Os implantes dentários são cada vez mais indicados para a reabilitação oral do paciente edêntulo total ou parcial. Para que ocorra sucesso na terapêutica por implantes, o diagnóstico e o plano de tratamento são tão fundamentais quanto à correta execução da técnica cirúrgica (SATO et al., 2004; ALMOG et al., 2006). Porém, para ser bem sucedida, a reabilitação deve contar com uma avaliação rigorosa da quantidade e qualidade do osso remanescente e uma exata localização das estruturas anatômicas faz-se necessária (DANTAS et al., 2005). Esta avaliação rigorosa serve para otimizar o processo de osteointegração (SEIPEL et al., 1998; SATO et al., 2004; ALMOG et al., 2006).

Para um planejamento ideal, é necessário a utilização de exames complementares de qualidade. O uso da tomografia computadorizada de feixe cônico para planejamento de implantes vem sendo defendido na literatura devido à quantidade de informações sobre o leito ósseo receptor, disponibilizada pelo exame. O exame tomográfico permite a visualização da altura e espessura óssea regional, realização de cortes personalizados, viabilizando a sua aplicação na observação de estruturas anatômicas em diferentes posições e inclinações, bem como a melhor compreensão das variações anatômicas importantes para o planejamento cirúrgico (KIM et al., 2003; HOLST et al., 2007; GANZ, 2008b).

Além disso, a TCFC produz imagens com maior nitidez, reduzido tempo de aquisição, baixa dose de radiação dispensada sobre os tecidos do paciente em relação às tomografias computadorizadas médicas (TC) (LUDLOW; IVANOVIC, 2008). Possibilita, ainda, o envio do exame em formato digital através de programas específicos de planejamento cirúrgico virtual, disponibilizados pelos centros de Radiologia e Imaginologia Odontológica. (ANGELOPOULOS; AGHALOO, 2011).

Os avanços contínuos no estado da arte dos *softwares* de planejamento cirúrgico virtual fornecem aos clínicos a visão necessária para produzir resultados desejados e é uma excelente ferramenta de comunicação entre todos os membros da equipe de implantodontistas (GANZ, 2005).

Os *softwares* de cirurgia virtual oferecem a visualização de potenciais áreas receptoras de implantes dentários, revolucionando o modo como as informações contidas nas imagens são assimiladas. As imagens em cortes transversais relacionam a altura e a largura de osso disponível, além de possibilitarem a

mensuração da espessura da cortical e do aspecto do trabeculado ósseo medular. Existe, ainda, a possibilidade de estimar a densidade óssea (escala Hounsfield) nas imagens tomográficas (KAYA et al., 2012). Há aplicações que permitem a interação e simulação de colocação de implantes e do pilar protético para ajudar a planejar a posição mais ideal baseada nas necessidades de reparação do local receptor do implante dental (GANZ et al., 2006; GANZ, 2008b, 2011).

O exame tomográfico enviado para a navegação virtual em *software* aumenta a acurácia e precisão do procedimento cirúrgico e minimiza as complicações e facilita a cirurgia e localização dos acidentes anatômicos (NG et al., 2005).

Porém, para que o exame tomográfico seja fornecido em *software* é necessário que os arquivos DICOM gerados na aquisição da imagem sejam reformatados /convertidos.

Alguns fabricantes de tomógrafos oferecem o programa de navegação com o *software* proprietário de cada scanner. Porém, a maioria dos programas para planejamento cirúrgico virtual são *softwares* de terceiros que usam os dados originais da TCFC exportados para um formato universal chamado DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), e que, posteriormente, são reformatados/convertidos para um formato proprietário que é reconhecido pelo *software* específico de planejamento cirúrgico virtual (GANZ, 2008a; ANGELOPOULOS; AGHALOO, 2011).

Na literatura não se observa estudos que abordam a quantidade de reformatações que um arquivo DICOM pode ser submetido quando for convertido para um formato proprietário.

Para esse estudo foram selecionados 55 exames tomográficos em arquivos de extensão “.xstd”, do arquivo digital de uma clínica de Radiologia e Imagiologia Odontológica. Estes arquivos foram reformatados/convertidos pelo *software* conversor *ImplantViewer*[®] em três grupos: sem reformatação (S-RF), reformatação de três vezes (3X-RF) e reformatação de cinco vezes (5X-RF). Cada grupo foi aberto pelo *software* visualizador *ImplantViewer*[®] e na janela multiplanar (MPR) o corte coronal, na região de molares e pré molares devido a proximidade com o feixe vaso-nervoso.

Comparado o tamanho em MB dos grupos S-RF, 3X-RF e 5X-RF, gerados pelo *software* conversor *ImplantViewer*[®], observou-se o tamanho médio e o desvio

padrão deste grupos, respectivamente de 60,4 MB ($\pm 2,6$ MB), 20,2 MB ($\pm 1,5$ MB) e 12,7 MB ($\pm 2,1$ MB).

Quando avaliou-se a opinião dos avaliadores em relação à nitidez, pouca nitidez e ausência de nitidez na visualização do contorno da cortical óssea externa mandibular direita /esquerda observou-se que o grupo S-RF apresentou a opinião majoritária de nitidez (178 opiniões), já o grupo 3x-RF apresentou a opinião majoritária de pouca nitidez (168 opiniões) e o grupo 5X-RF a opinião de majoritária de sem nitidez (210 opiniões).

Analisadas as medidas feitas em t0 e t2 pelo mesmo avaliador encontrou-se uma variação de 1,10mm no lado direito e de 1,48mm no lado esquerdo no grupo S-RF, já nos grupos 3X-RF e 5X-RF encontrou-se uma variação das medidas realizadas, respectivamente de: 0,89 e 1,23mm do lado direito e 1,64 mm e 1,23 mm lado esquerdo. Já entre os avaliadores encontrou-se uma variação das medidas para o lado direito, nos grupos S-RF, 3X-RF e 5-RF, respectivamente de 1,01; 1,08 e 1,00mm e para o lado esquerdo de 1,45; 1,09 e 1,23mm. Avaliando-se a repetibilidade e a reprodutibilidade ao mesmo tempo, nos três grupos, encontrou-se uma variação das medidas de: 1,50; 1,40 e 1,59mm para o lado direito e de 1,80; 1,97 e 1,74mm para o lado esquerdo respectivamente. Havendo um avaliador viciado encontra-se uma variação das medidas realizadas nos grupos S-RF, 3X-RF e 5X-RF de, respectivamente: 0,80; 0,79 e 0,86mm para o lado direito e de 0,84; 0,80 e 0,98mm para o lado esquerdo. Já nas interações entre as medidas realizadas nas imagens, a imagem e o avaliador, encontrou-se nos grupos estudados 0,62; 0,73 e 0,51mm para o lado direito e 0,78; 0,74 e 0,75mm para o lado esquerdo. Para as variações inerentes ao objeto, que é a fonte de variação que mais contribui para o processo de medição, encontrou-se respectivamente: 6,42; 6,54 e 6,37mm para as estruturas anatômicas do lado direito e 5,85; 5,94 e 5,89mm para as do lado esquerdo. Quando avaliada a variação total das medidas realizadas nos grupos S-RF, R-3X e R-5X, encontrou-se respectivamente: 6,6; 6,69 e 6,56mm para o lado direito e 6,12; 6,26 e 6,15mm para o lado esquerdo.

De posse destes resultados, percebeu-se que as fontes de variação das medições feitas nas imagens reformatadas e naquela sem reformatação variaram em valores sub-milimétricos. Com isso, verificou-se que quando o exame tomográfico for solicitado em *software* de navegação cirúrgico virtual, *ImplantViewer*[®], para a finalidade de planejamento cirúrgico em implantodontia ele

pode ser enviado em qualquer um dos três tipos de reformatação/conversão. Apesar de, em valores absolutos, as opiniões dos avaliadores sobre o exame enviado sem reformatação apresentar-se mais nítido do que aqueles reformatados em 3 e 5 vezes; esta percepção não alterou o critério das medições realizadas nos três grupos.

7 CONCLUSÃO:

A partir da análise dos resultados apresentados no estudo foi possível chegar a algumas conclusões:

- Os arquivos gerados, S-RF, R-3X e R-5X, possuem valores diferentes em *Megabyte*, diminuindo à medida que aumenta o número de reformatações.
- A nitidez da imagem, avaliada subjetivamente, é prejudicada dependendo do número de reformatações que um arquivo de extensão DICOM é submetido quando convertido para o envio do exame tomográfico no *software ImplantViewer®*.
- Porém, esta perda de nitidez das imagens reformatadas, não prejudicou os valores das medições obtidas nos três grupos estudados.

REFERÊNCIAS

ALMOG, D. M. et al. Cone beam computerized tomography-based dental imaging for implant planning and surgical guidance, Part 1: Single implant in the mandibular molar region. **J Oral Implantol**, v. 32, n. 2, p. 77-81, 2006.

ANGELOPOULOS, C.; AGHALOO, T. Imaging technology in implant diagnosis. **Dent Clin North Am**, v. 55, n. 1, p. 141-58, Jan 2011.

ANGELOPOULOS, C. et al. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 66, n. 10, p. 2130-5, Oct 2008.

AZARI, A.; NIKZAD, S. Computer-assisted implantology: historical background and potential outcomes-a review. **Int J Med Robot**, v. 4, n. 2, p. 95-104, Jun 2008.

BERSANI, E. et al. Implant-supported prosthesis following Branemark protocol on electromyography of masticatory muscles. **J Oral Rehabil**, v. 38, n. 9, p. 668-73, Sep 2011.

BOEDDINGHAUS, R.; WHYTE, A. Current concepts in maxillofacial imaging. **Eur J Radiol**, v. 66, n. 3, p. 396-418, Jun 2008.

CHEN, L. et al. The masticatory efficiency of mandibular implant-supported overdentures as compared with tooth-supported overdentures and complete dentures. **J Oral Implantol**, v. 28, n. 5, p. 238-43, 2002.

COLUSSI, C. F.; FREITAS, S. F. T. D.; CALVO, M. C. M. Perfil epidemiológico da cárie e do uso e necessidade de prótese na população idosa de Biguaçu, Santa Catarina. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 7, p. 88-97, 2004.

DANTAS, J. A.; MONTEBELLO FILHO, A.; CAMPOS, P. S. Computed tomography for dental implants: the influence of the gantry angle and mandibular positioning on the bone height and width. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 34, n. 1, p. 9-15, Jan 2005.

GANZ, S. D. Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 63, n. 9 Suppl 2, p. 59-71, Sep 2005.

GANZ, S. D. Computer-aided design/computer-aided manufacturing applications using CT and cone beam CT scanning technology. **Dent Clin North Am**, v. 52, n. 4, p. 777-808, vii, Oct 2008a.

GANZ, S. D. Defining new paradigms for assessment of implant receptor sites. The use of CT/CBCT and interactive virtual treatment planning for congenitally missing lateral incisors. **Compend Contin Educ Dent**, v. 29, n. 5, p. 256-8, 260-2, 264-7; quiz 268, 278, Jun 2008b.

GANZ, S. D. Cone beam computed tomography-assisted treatment planning concepts. **Dent Clin North Am**, v. 55, n. 3, p. 515-36, viii, Jul 2011.

GANZ, S. D.; DESAI, N.; WEINER, S. Marginal integrity of direct and indirect castings for implant abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 21, n. 4, p. 593-9, Jul-Aug 2006.

GEORGESCU, C. E. et al. Cone beam computed tomography as a method of quantitative and qualitative analysis of alveolar crest in the frontal mandibular area. **Romanian Journal of Morphology and Embryology**, v. 5, n. 4, p. 713–717, 2010.

GUERRERO, M. E. et al. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clin Oral Investig**, v. 10, n. 1, p. 1-7, Mar 2006.

HOLST, S.; BLATZ, M. B.; EITNER, S. Precision for computer-guided implant placement: using 3D planning software and fixed intraoral reference points. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 65, n. 3, p. 393-9, Mar 2007.

HWANG, K. G.; PARK, C. J. Ideal implant positioning in an anterior maxillary extraction socket by creating an apico-palatal guiding slot: a technical note. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 23, n. 1, p. 121-2, Jan-Feb 2008.

KAYA, S. et al. Measuring bone density in healing periapical lesions by using cone beam computed tomography: a clinical investigation. **J Endod**, v. 38, n. 1, p. 28-31, Jan 2012.

KIM, H. J. et al. Personal-computer-based three-dimensional reconstruction and simulation of maxillary sinus. **Surg Radiol Anat**, v. 24, n. 6, p. 393-9, Feb 2003.

KOPP, K. C.; KOSLOW, A. H.; ABDO, O. S. Predictable implant placement with a diagnostic/surgical template and advanced radiographic imaging. **J Prosthet Dent**, v. 89, n. 6, p. 611-5, Jun 2003.

LUDLOW, J. B.; 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**, v. 106, n. 1, p. 106-14, Jul 2008.

MOZZO, P. et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, v. 8, n. 9, p. 1558-64, 1998.

MURAKAMI, A. M. U.; MOYSÉS, S. J.; MOYSÉS, S. T. Prêmio de incentivo ao desenvolvimento e à aplicação da epidemiologia no sus 1o lugar especialização Eqüidade frente à necessidade de prótese dentária na população de 65 a 74 anos de idade em Curitiba. **Epidemiologia e Serviços de Saúde**, v. 16, p. 139-141, 2007.

NAITOH, M. et al. Accessory mental foramen assessment using cone-beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 107, n. 2, p. 289-94, Feb 2009.

NG, F. C.; HO, K. H.; WEXLER, A. Computer-assisted navigational surgery enhances safety in dental implantology. **Ann Acad Med Singapore**, v. 34, n. 5, p. 383-8, Jun 2005.

OBRUL, D.; LIU, Y.; ZALIK, B. Progressive Visualization of Losslessly Compressed DICOM Files Over the Internet. **J Med Syst**, Jan 18 2011.

ORENTLICHER, G.; GOLDSMITH, D.; HOROWITZ, A. Applications of 3-dimensional virtual computerized tomography technology in oral and maxillofacial surgery: current therapy. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 68, n. 8, p. 1933-59, Aug 2010.

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, n. 7, p. 525-8, Jul-Aug 2004.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? **Dent Clin North Am**, v. 52, n. 4, p. 707-30, v, Oct 2008.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, v. 72, n. 1, p. 75-80, Feb 2006.

SCHER, E. L. Risk management when operating in the posterior mandible. **Implant Dent**, v. 11, n. 1, p. 67-72, 2002.

SCHROPP, L. et al. Comparison of panoramic and conventional cross-sectional tomography for preoperative selection of implant size. **Clin Oral Implants Res**, v. 22, n. 4, p. 424-9, Apr 2011.

SEIPEL, S. et al. Oral implant treatment planning in a virtual reality environment. **Comput Methods Programs Biomed**, v. 57, n. 1-2, p. 95-103, Aug-Sep 1998.

SPIN-NETO, R. et al. Exploring CBCT-Based DICOM Files. A Systematic Review on the Properties of Images Used to Evaluate Maxillofacial Bone Grafts. **J Digit Imaging**, Mar 30 2011.

STANFORD, C. M. Biomechanical and functional behavior of implants. **Adv Dent Res**, v. 13, p. 88-92, Jun 1999.

STELLINGSMA, K. et al. Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures. A prospective, comparative study. **Clin Oral Implants Res**, v. 14, n. 2, p. 166-72, Apr 2003.

SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. **Orthod Craniofac Res**, v. 6 Suppl 1, p. 31-6; discussion 179-82, 2003.

UCHIDA, Y. et al. Measurement of anterior loop length for the mandibular canal and diameter of the mandibular incisive canal to avoid nerve damage when installing endosseous implants in the interforaminal region: a second attempt introducing cone beam computed tomography. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 67, n. 4, p. 744-50, Apr 2009.

UCHIDA, Y. et al. Measurement of anterior loop length for the mandibular canal and diameter of the mandibular incisive canal to avoid nerve damage when installing endosseous implants in the interforaminal region. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 65, n. 9, p. 1772-9, Sep 2007.

VAN ASSCHER, N.; VAN STEENBERGHE, D.; GUERRERO, M.E. et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. **J Clin Perodontol**, v. 34, n. 9, p. 816-821, Sep. 2007.

HRADESKY, J. L. Productivity and quality improvement: a practical guide to implementing statistical process control. New York: Mac-Graw Hill, 1989.

DEMING, W. E. Qualidade : a revolução da administração (tradução. Rio de Janeiro: Ed. Marques Saraiva, 1990.

MANDEL, J. Evaluation and control of measurements. New York: Marcel Dekker, Inc. 1991.

FREIRE, M. C. M.; PATTUSSI, M. P. Tipos de estudo. In: estrela, c. Metodologia científica – ciência – ensino – pesquisa. 2. Ed. São Paulo: artes médicas, 2005.cap. 10. P. 185-209.

ANEXOS:**ANEXO A****Andamento do projeto - CAAE - 1593.0.000.180-10**

Título do Projeto de Pesquisa
Avaliação das reformatações de arquivos DICOM, originados de TCFC, com finalidade de planejamento cirúrgico virtual.

Situação	Data Inicial no CEP	Data Final no CEP	Data Inicial na CONEP	Data Final na CONEP
Aprovado no CEP	27/04/2010 15:04:45	07/04/2011 11:44:06		

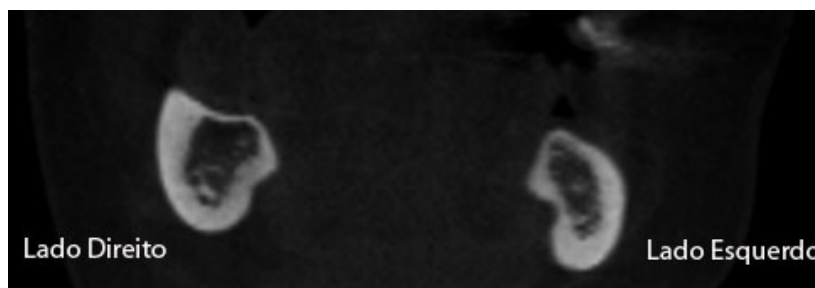
Descrição	Data	Documento	Nº do Doc	Origem
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	27/04/2010 15:04:45	Folha de Rosto	1593.0.000.180-10	CEPV
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	16/04/2010 09:03:41	Folha de Rosto	FR332557	Pesquisador
3 - Protocolo Aprovado no CEP	07/04/2011 11:44:06	Folha de Rosto	120/2010	CEP

⏪ Voltar

ANEXO B

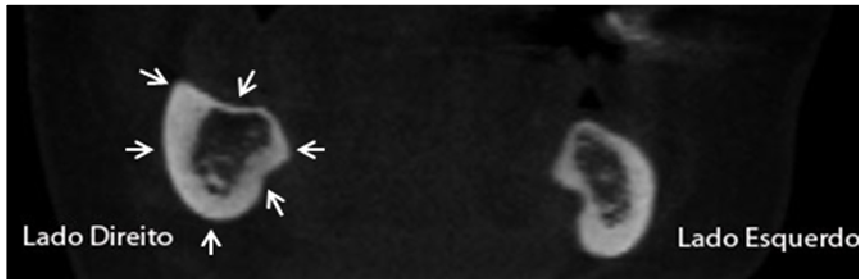
Instruções aos avaliadores

- 1- Você recebeu um envelope contendo: uma planilha para anotações impressa em papel, uma caneta esferográfica azul e um CD;
- 2- Coloque o CD no Drive de CD/DVD do computador;
- 3- Abra o CD: INICIAR – MEU COMPUTADOR – UNIDADE DE CD – dê duplo clique no ícone: UNIDADE DE CD;
- 4- No CD contem dois arquivos: um chamado “FOXITREADER431_ENU_SETUP” e outro chamado “AMOSTRA”;
- 5- Dê duplo clique no arquivo “FOXITREADER431_ENU_SETUP” e instale o programa;
- 6- Após instalar o programa, dê um clique com o BOTÃO ESQUERDO do “mouse” sobre o arquivo “AMOSTRA” e no “SUBMENU” que aparecer vá até ABRIR COM e selecione o programa “FOXIT” e clique em OK;
- 7- Feito isso surgirá uma sequência de imagens coronais (PRANCHAS), aberta na janela do programa “FOXIT”, numeradas de 1 ao 165, onde serão feitas as análises do estudo proposto (imagem abaixo):



- 8- Para esta análise é fundamental que você tenha em mãos a planilha e a caneta esferográfica azul.
- 9- Na prancha você será convidado a opinar sobre a nitidez, pouca nitidez ou ausência de nitidez: do contorno da cortical (ponta das setas brancas) imagem

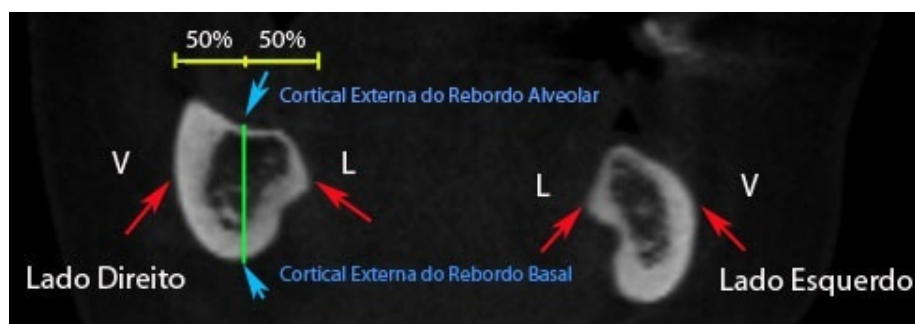
abaixo:



10- Na planilha marque somente UMA opção por opinião (imagem abaixo):

Legendas:		1-Nítido	2-Pouco Nítido	3-Sem Nitidez
Nº Id	Contorno Cortical	MID - mm	MIE - mm	
1	1() 2() 3()			

11- Agora você será convidado a fazer uma medida linear, no sentido supero - inferior e de cortical externa do rebordo alveolar (ponta da seta azul superior) à cortical externa do rebordo basal da mandíbula (ponta da seta azul inferior) no lado direito e no lado esquerdo da imagem coronal apresentada na prancha. Esta medida linear deve respeitar a equidistância (50%), no sentido vestibulo lingual e no maior diâmetro da estrutura anatômica apresentada – ponta das setas vermelhas - (imagem abaixo):



12- Para habilitar a ferramenta de medição linear do programa “FOXIT” proceda da seguinte maneira: na “aba” de ferramentas do programa “FOXIT” vá ate “COMMENTS” – “ MEASURE TOOLS” – “DISTANCE TOOL”, pronto, basta começar a fazer as medidas.

13- Na planilha anote a medida obtida no lado direito (MID) e a medida obtida no lado esquerdo (MIE) - (imagem abaixo):

Legendas: 1-Nítido 2-Pouco Nítido 3-Sem Nitidez			
Nº Id	Contorno Cortical	MID - mm	MIE - mm
1	1() 2() 3()		

14-Repita este procedimento para as demais imagens, lembrando sempre de anotar os valores na planilha impressa.

15-ATENÇÃO: EM HIPÓTESE ALGUMA PODE SE RETORNAR A IMAGEM ANTERIOR PARA CONSULTA

16-Quando acabar, coloque a planilha no envelope juntamente com o CD e a caneta e encaminhe ao executor do estudo.

“AGRADEÇO DESDE JÁ A COLABORAÇÃO PARA A EXECUÇÃO DESTE ESTUDO”.

At.,

Pesquisador.

ANEXO C

Legenda: **1 – Nítido** **2 – Pouco Nítido** **3 – Sem Nitidez**

Nº id	Contorno Cortical	MID - mm	MIE - mm
1	1() 2() 3()		
2	1() 2() 3()		
3	1() 2() 3()		
4	1() 2() 3()		
5	1() 2() 3()		
6	1() 2() 3()		
7	1() 2() 3()		
8	1() 2() 3()		
9	1() 2() 3()		
10	1() 2() 3()		
11	1() 2() 3()		
12	1() 2() 3()		
13	1() 2() 3()		
14	1() 2() 3()		
15	1() 2() 3()		
16	1() 2() 3()		
17	1() 2() 3()		
18	1() 2() 3()		
19	1() 2() 3()		
20	1() 2() 3()		
21	1() 2() 3()		
22	1() 2() 3()		
23	1() 2() 3()		
24	1() 2() 3()		
25	1() 2() 3()		
26	1() 2() 3()		
27	1() 2() 3()		
28	1() 2() 3()		
29	1() 2() 3()		
30	1() 2() 3()		
31	1() 2() 3()		
32	1() 2() 3()		
33	1() 2() 3()		
34	1() 2() 3()		
35	1() 2() 3()		
36	1() 2() 3()		