



Janaina Araújo Dantas



# Tomografia computadorizada de baixa dose para implantes: dosimetria e qualidade de imagem

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Radiologia Odontológica, Área de Concentração Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

Piracicaba  
2009

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

D235t

Dantas, Janaina Araújo.

Tomografia computadorizada de baixa dose para implantes: dosimetria e qualidade de imagem. / Janaina Araújo Dantas. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: Paulo Sérgio Flores Campos.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada por raios X. 2. Proteção radiológica. 3. Implantes dentários. I. Campos, Paulo Sérgio Flores. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Low dose computed tomography for dental implants: dosimetry and image quality

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Tomography, x-ray computed. 2. Radiation protection. 3. Dental implants

Área de Concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Doutor em Radiologia Odontológica

Banca Examinadora: Paulo Sérgio Flores Campos, Marlene Fenyo Soeiro de Matos Pereira, Andrea Gonçalves, Solange Maria de Almeida, Frab Norberto Boscolo

Data da Defesa: 21-01-2009

Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 21 de Janeiro de 2009, considerou a candidata JANAÍNA ARAÚJO DANTAS aprovada.

---

PROF. DR. PAULO SÉRGIO FLORES CAMPOS

---

PROFa. DRa. MARLENE FENYO SOEIRO DE MATOS PEREIRA

---

PROFa. DRa. ANDRÉA GONÇALVES

---

PROFa. DRa. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

---

PROF. DR. FRAB NORBERTO BOSCOLO

## **Dedico este trabalho...**

A Marcelo, meu marido, amigo, eterno namorado, amor da minha vida... pela capacidade, inacreditável, de se sacrificar por meus sonhos;

A Marisa, minha mãe, meu exemplo... por ter sido, no último ano, a mãe do meu filho. Quando crescer quero ser igual a você;

**A Marcelinho, meu sol... afinal, alguém vive sem o sol?**

## **Agradecimentos Especiais**

A meu pai, Mario, pelas orações e piadas, pelo cuidado e eterno carinho;

A minha irmã, Isabela, pela amizade e proteção. Não importa o que aconteça, nem onde a vida nos leve, estaremos sempre juntas...

A minha “princesa bailarina”, Maria Fernanda, tão pequena e tão lutadora... você era o que faltava para nossa vida ficar completa!!!

A meu sogro, Antonio Carlos (Tuca), minha sogra, Simone, e meu cunhado Fernando (Tio “Mike”) pela deliciosa amizade;

A minha amiga Andréa Pontual, por sua doçura e carinho, fundamentais para tornar minha vida em Piracicaba mais amena. Quantas saudades!!!

A minhas irmãs, de alma e coração, Karina e Maria Luiza. Guardarei vocês sempre comigo...

A minha amiga Daniela Pita, meu orgulho. Por lutar bravamente comigo contra a “macumba de Joilson”... juntas venceremos!!!

## **Agradecimentos**

A, Paulo Flores, meu orientador, meu ídolo, meu professor, amigo e inspiração. Sempre procuro palavras, mas elas são insuficientes para agradecer tudo de bom que você tem feito por mim. Por você voltei, por você estou terminando, ou seja, se você desistir eu não tenho porque continuar... nunca esqueça disso.

A Profa. Dra. Solange Maria de Almeida, pelo exemplo que nos dá, pelo carinho e pela capacidade, só sua, de entender a minha saudade... Voltar para Piracicaba me deu a oportunidade de conhecê-la melhor, afinal “a gente só entende nossa Professora depois que vira professora também”.

Ao Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo, maior exemplo de liderança que já tive a oportunidade de conhecer. Obrigada, não só pela oportunidade, mas pela alegria, cuidado e carinho com que cuida de seus alunos.

Ao Prof. Dr. Franciso Haiter Neto, “Chico”, meu amigo, meu diretor, que me enche de orgulho a cada nova conquista. Suas opiniões são muito importantes para mim...

Aos funcionários da Radiologia, Giselda, Waldeck e, em especial, aos novos amigos que fiz no Doutorado, Roberta e Fernando. Pela disponibilidade e competência que fazem da Radiologia o que ela é.

Ao Prof. Dr. Marcus Navarro, não só pelo apoio, atenção e ajuda sem os quais esse trabalho não teria se concretizado. Mas, principalmente, por sua competência, bom humor e paciência, capazes de tornar essa tarefa muito mais tranquila.

A Clínica Delfin, na pessoa de Dr. Delfin Gonzalez Miranda e Dra. Maria Olívia Gonzalez, pelo constante apoio a todas as minhas “aventuras” em tomografia computadorizada.

A Luiz Cláudio Machado, Profa. Dra. Ieda Crusoé-Rebello e Profa. Ana Carolina Marins, pelo auxílio, imprescindível, para a realização desses exames. Obrigada por tudo

Ao Prof. Wilson Otto Batista, pelo apoio para a realização de toda a etapa de dosimetria.

Ao Prof. Marcelo Alves, meu estatístico. Você é a solução dos meus problemas!!!!

A Profa. Dra. Helen Coury, chefe do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes da UFPE, pelo valioso auxílio no delineamento desta pesquisa.

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa de seu diretor Francisco Haiter Neto, pela oportunidade de completar minha formação.

A CAPES e a FAPESB pela auxílio financeiro para a realização desse curso.

A FAPESB, por conceder o auxílio a Projeto de Doutorado, sem o qual essa pesquisa não teria sido realizada.

### **Aos amigos queridos da FOP:**

Déborah e Márcia que, junto comigo, enfrentaram “tudo novamente”...

Sérgio, outro herói da resistência, pela atenção e disponibilidade;

A Fábio, pelo carinho, cuidado e paciência com um “bando de mulheres histéricas”;

A Flávia, Ellen e Cidinha, pela alegria contagiante que tornou a minha vida aqui muito mais divertida;

A Priscila, pela amizade e tranqüilidade, que fizeram da nossa casa um lugarzinho delicioso;

A Mauro, pela amizade, cuidado e atenção que sempre teve comigo.

Aos colegas de Pós-Graduação: Flávio, Andréa Domingos, Raphael, Adriana, Juliana, Sandro, Andréa K, Maria, Alynne e Rose, pela amizade.

### **Aos meus colegas do GERO:**

Iêda, admirável por sua força de vontade e competência;

e Nilson, a pessoa mais convicta que já conheci na vida,

Obrigada pelo apoio, conselhos, amizade e exemplo. E me desculpem se estive mais ausente do que gostaria de estar...

### **Finalmente a Deus...**

**Que não se cansa de me provar o quanto a vida é maravilhosa!!!**

“Bv nhjhjjjnjnjhnhhhhhuh7g88s AQAQ NTRDF MYIY NB  
NBBBBBBIntrodução

.¶ M V MJKKKKKKKKKKKK ,OLMBKUU7,Ko, úmmmmmmmmnhn  
hhhhhhhhhhhhhhhhhh nnnn”

Marcelo Dantas Franco em 27/11/2007

## RESUMO

A Tomografia Computadorizada (TC) é frequentemente utilizada no planejamento de implantes. Porém, é consenso que seu uso acarreta exposição demasiada à radiação X, o que limita sua indicação a casos mais complexos. Com o advento da TC multidetector (TCMD), é possível adquirir exames, com imagens isotrópicas que permitem excelentes reconstruções multiplanares. No entanto, ainda não se sabe o efeito de protocolos de baixa dose na qualidade das imagens de TCMD para o planejamento de implantes. Portanto, este estudo avaliou a influência da dose de exposição na qualidade da imagem de TCMD pré-implantes. Com esse propósito, foram obtidas imagens de TCMD de uma mandíbula, utilizando quatro protocolos de aquisição: 300, 200, 100 e 60 mA. As imagens resultantes foram avaliadas qualitativamente por 3 observadores, que atribuíram *notas* de 0 a 3 para itens relacionados a visualização de estruturas anatômicas e a aceitabilidade das imagens para o planejamento de implantes. Adicionalmente, 1 avaliador realizou medidas de altura e espessura óssea implantar, nos diferentes protocolos. Os resultados demonstraram que o protocolo de 60 mA apresentou uma redução de dose de 80%. As imagens estudadas apresentaram desempenho semelhante quando analisados os quesitos de visualização do canal da mandíbula, qualidade geral da imagem e aceitação para o planejamento de implantes. As imagens de 100 mA, foram as melhores avaliadas para a determinação das corticais do canal da mandíbula e das corticais superior e inferior da mandíbula. As medidas de altura e espessura óssea implantar não apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparadas ao padrão ouro. Dessa forma, pode-se concluir que é possível obter uma redução de dose de até 80%, em relação ao protocolo padrão, e ainda assim produzir imagens de boa qualidade para o planejamento de implantes.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada por raios X; Proteção radiológica; Implantes dentários.

**ABSTRACT**

Computed Tomography (CT) is frequently used for planning implants. But, it is a consensus that its use deals with a high amount of X radiation, what limits its reference to complex cases. With the advent of multislice CT (MSCT), it's possible to acquire exams in minimal time, with isometric voxel images that allow high quality multiplanar reconstructions. However, the effect of low-dose protocols on MSCT image quality for dental implant planning is not known. Based on what was stated before, this study evaluated the effect of radiation dose on image quality of MSCT for pre-implant evaluation. With that purpose, MSCT images of a mandible were acquired, using four distinct protocols: 300, 200, 100 and 60 mA, maintaining the other exposition parameters constant. The resulting images were subjectively evaluated by 3 trained observers, which scored the images from 0 to 3 for parameters related to the visualization of critical anatomical structures and the acceptability of the images for implant planning. Additionally, 1 observer measured implant bone height and width, in the different studied protocols. The results showed that the 60 mA protocol presented a dose reduction of 80% when compared with the manufacture's protocol. The studied images presented similar results when the visualization of the mandibular foramen, the image overall quality, and, its acceptance for dental implants planning, were analyzed. The images using 100 mA had the best results for the parameters related with the determinacy of the mandibular canal cortical and the mandibular superior and inferior cortical. The height and width implant bone measurements did not present significant statistical difference when compared to the gold standard. Based on our results, it was concluded that it is possible to obtain a dose reduction of 80%, compared to the standard protocol, and still have a good quality image for implant planning.

**Key Words:** Tomography, x-ray computed; Radiation protection; Dental implants

---

1. Introdução	1
2. Revisão de literatura	6
2.1 Dosimetria em tomografia computadorizada multidetector (TCMD)	6
2.1.1 CTDI	7
2.1.2 DLP	10
2.1.3 Dose efetiva	11
2.2 TCMD – fatores que influenciam na dose	11
2.3 Tomografia computadorizada de baixa dose	16
3. Proposição	22
4. Material de métodos	23
4.1 Corpo de prova	23
4.2 Simulador radiográfico	24
4.3 Controle de qualidade do aparelho de TCMD	25
4.4 Obtenção das imagens	25
4.5 Análise de qualidade de imagem	28
4.5.1 Análise qualitativa	28
4.5.2 Análise quantitativa	29
4.6 Obtenção do padrão ouro	29
4.7 Obtenção dos valores de CTDI e DLP dos exames realizados	31
4.8 Análise estatística	31
5. Resultados e Discussão	32
5.1 Dosimetria – valores de CTDI e DLP	32
5.2 Avaliação da qualidade de imagem	33
5.2.1 Avaliação qualitativa da imagem	34
5.2.2 Avaliação das medidas quantitativas	49
6. Conclusão	57
Referências	58
Anexos	61

## 1. INTRODUÇÃO

Desde que o conceito de osteointegração foi introduzido por Branemark, os implantes dentários têm sido largamente utilizados para a substituição de dentes perdidos, representando um dos maiores avanços da Odontologia, em termos de reabilitação oral (Dantas, 2002). Porém, para que o sucesso em Implantodontia seja alcançado, é necessária uma avaliação criteriosa da quantidade e qualidade do osso remanescente, bem como a localização precisa de estruturas anatômicas críticas.

A tomografia computadorizada (TC), assim como outras técnicas radiográficas, fornece uma representação bidimensional de uma estrutura tridimensional. Contudo, cada corte pode ser visualizado individualmente, minimizando a sobreposição de estruturas. Dessa maneira, a informação obtida pelo emprego dos raios X pode ser aproveitada de forma mais eficiente, quando comparada às técnicas convencionais.

Ademais, o planejamento para implantes realizado por TC permite a visualização da morfologia óssea em três dimensões. Assim, o cirurgião pode planejar precisamente o ângulo de inserção e comprimento do implante, permitindo a ancoragem de sua porção terminal no osso cortical disponível. (Dantas *et al.*, 2005)

Especificamente no caso de implantes mandibulares, a localização precisa do canal da mandíbula faz-se necessária, no sentido de evitar injúrias ao nervo alveolar inferior. Ao longo dos anos, foi comprovado que a TC permite uma melhor visualização do canal mandibular quando comparada a outros métodos radiográficos, sendo o exame de escolha para essas situações. (Ekestubbe *et al.* 1996, Rustemeyer *et al.*, 2004)

No entanto, apesar de suas inúmeras vantagens, a TC apresenta algumas desvantagens, se comparada a outros métodos radiográficos

convencionais, entre as quais podemos relacionar a pouca disponibilidade, seu alto custo e a alta dose de exposição à qual o paciente é exposto.

O aumento da dose observado na TC pode ser parcialmente justificado pelo fato da quantidade de informação contida neste exame ser muito maior que em um exame convencional. Entretanto, para alcançar esse objetivo é necessário um número muito maior de projeções em torno do paciente, o que resulta num aumento da dose de exposição. Ou seja, sempre há um custo adicional quando é necessária uma informação mais detalhada. (COCIR, 2000)

Ao longo dos anos, com o grande desenvolvimento tecnológico observado, os exames tornaram-se muito mais rápidos e de imagens mais precisas, sem, contudo haver a preocupação adequada com a redução das altas doses para o paciente. Com isto, ao lado de uma maior difusão em relação ao uso da TC, aumentou-se a preocupação em termos da alta dose relacionada ao exame (COCIR, 2000; Golding & Shrimpton, 2002; Lewis, 2005).

Ainda que as doses de radiação associadas à TC no planejamento de implantes sejam consideravelmente pequenas, se comparadas àquelas associadas a exames de TC de tórax ou abdômen (Gundogdu, 2005), elas são consideradas elevadas, quando comparadas a outras técnicas radiográficas de uso odontológico, o que restringe a sua ampla indicação. Além disso, órgãos de reconhecida radiosensibilidade (cristalino ocular, glândula tireóide, glândula parótida) encontram-se próximos a área de irradiação, assim como a medula óssea, que faz parte da área objeto da imagem. (Rustemeyer *et al.*, 2004)

Recomendações básicas de proteção radiológica foram traçadas pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica - *International Commission on Radiological Protection* - (ICRP) e no Brasil pelo Ministério da Saúde, através da Portaria 453, de 1 de junho de 1998. Dessa maneira, todas as práticas que envolvem o uso de radiações ionizantes devem obedecer a três princípios básicos:

justificação da prática, otimização e limitação da dose e risco individual (ICRP, 2007b).

A justificação da prática significa balancear o benefício do indivíduo ou da sociedade ao risco inerente à exposição à radiação (relação risco/benefício). Por otimização, entende-se manter o nível de dose “tão baixo quanto razoavelmente possível” (*As Low as Reasonably Achievable* - ALARA). O princípio de limitação da dose e risco individual fixa valores limites de dose, os quais, se ultrapassados, poderiam resultar em riscos adicionais inaceitáveis para determinada prática, em circunstâncias normais.

Desta maneira, toda exposição médica deve ser justificada, ponderando-se os benefícios produzidos e o risco associado. Uma vez justificadas, essas práticas devem ser otimizadas, isto é, deve-se obter uma imagem que apresente nitidez de detalhe e visibilidade de estruturas anatômicas, associadas à menor dose de exposição para o paciente.

No entanto, para a TC, a otimização da técnica é um pouco mais complicada do que em exames radiográficos convencionais, em que um caso de superexposição do paciente é de pronto detectada. A tecnologia da TC cria uma compensação para grandes variações nos parâmetros de exposição, o que dificulta a diferenciação entre uma imagem adequada e uma de qualidade exagerada. (COCIR, 2000; Golding & Shrimpton, 2002; ICRP, 2007a)

Para se alcançar imagens de alta qualidade com o mínimo de ruído (*noise*), os fabricantes determinam que os protocolos estabelecidos por eles sejam rigidamente seguidos. Contudo, apesar de fornecerem um maior número de informações, esses protocolos geralmente adotam fatores de exposição elevados, o que acarreta altas doses de radiação. (Ekestubbe *et al.*, 1996; Zammit-Maempel *et al.*, 2003)

Como não há qualquer penalidade em termos de qualidade de imagem em um exame de TC superexposto, observa-se uma tendência à realização de exames com uma quantidade de ruído mais baixa que o necessário e, conseqüentemente, com maior dose de radiação para o paciente. O desafio atual em TC é identificar a qualidade de imagem apropriada, em que seja balanceado o nível de ruído, permitindo que se tenha um diagnóstico preciso com níveis mínimos de radiação para o paciente, uma vez que imagens de altíssima qualidade não são essenciais para todas as tarefas diagnósticas. Ou seja, uma vez justificado o exame, ele deverá ser otimizado. (Lewis, 2005; ICRP, 2007a; ICRP, 2007b)

Com este objetivo, várias estratégias para redução da dose da TC são utilizadas por médicos e tecnólogos na prática diária. Essas estratégias incluem a modificação dos protocolos de imagem determinados pelo fabricante e a manipulação de parâmetros como miliamperagem/segundo (mAs), kilovoltagem pico (kVp) e colimação (Diederichs *et al.*, 1996, Ekestubbe *et al.*, 1996; Starck *et al.*, 1998; Ekestubbe *et al.*, 1999; Rustemeyer *et al.*, 2004; Marconato *et al.*, 2004; Gurung *et al.*, 2005; Gündogdu *et al.*, 2005).

Introduzidos em 1998, os aparelhos de TC Multidetector (TCMD) representam a última geração na aquisição de imagens de TC. Em um aparelho convencional (TC Helicoidal – de detector único) a aquisição de dados é feita corte a corte em cada rotação do aparelho. Com a tecnologia Multidetector, os aparelhos são capazes de capturar a imagem de um determinado número de cortes paralelos e simultâneos em uma única rotação, resultando numa utilização ainda mais eficiente da radiação. (COCIR, 2000; Rydberg *et al.*, 2003) O tempo de aquisição do exame é reduzido significativamente, além de possibilitar a aquisição de imagens de voxel isotrópico que permitem reconstruções multiplanares posteriores de altíssima qualidade nos planos coronal e sagital, e também imagens tridimensionais - 3D. (COCIR, 2000; Rydberg *et al.*, 2003; Groves *et al.*, 2004, ICRP, 2007a)

Em qualquer aquisição de TC, para um potencial de tubo e espessura de corte constantes, a dose de radiação para o paciente varia proporcionalmente à carga transportável (mAs) selecionada pelo operador (Marconato *et al.*, 2004). Já é conhecimento sedimentado na literatura que é possível obter uma imagem de qualidade de TC helicoidal utilizando-se protocolos de baixo mAs para o planejamento de implantes. No entanto, ainda não se provou se mesma relação será válida para a tecnologia Multidetector, e se essa tecnologia (reconhecidamente superior em termos de qualidade de imagem) permitirá uma redução ainda maior da dose de exposição.

Portanto, é proposta neste estudo avaliar a influência da dose de exposição na qualidade da imagem de TCMD para avaliação pré-implantar, com o objetivo de determinar um protocolo de exposição que associe a menor dose de radiação possível a uma imagem de qualidade diagnóstica.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Desde sua introdução na prática clínica, em 1972, a TC se transformou em uma valiosa ferramenta de diagnóstico com diversas aplicações clínicas. Isso gerou um aumento significativo no número de exames realizados e, conseqüentemente, da dose de radiação recebida pela população. (Mahesh *et al.*, 2001; Marconato *et al.*, 2004)

### **2.1. Dosimetria em tomografia computadorizada multidetector (TCMD)**

Em TC a distribuição de dose no paciente é completamente diferente daquela que ocorre na radiografia convencional. Nesta última, a dose diminui continuamente do ponto de entrada do feixe de raios X até sua saída. No caso da TC, devido a sua geometria rotacional, a dose é distribuída de maneira simétrica no plano axial escaneado. Isso é uma conseqüência direta do processo de aquisição da imagem, em que o paciente é irradiado em todas as direções durante uma rotação completa do feixe de raios X. (COCIR, 2000, ICRP, 2001)

Por essa razão, técnicas específicas de dosimetria tiveram que ser desenvolvidas para determinar a dose de radiação e permitir o monitoramento do desempenho de diferentes tipos de exames de TC. As quantidades comumente utilizadas no monitoramento de pacientes em exames de raios X convencional, como a dose absorvida na superfície, são menos úteis em TC. (ICRP, 2001)

Atualmente, três tipos de quantidades dosimétricas são utilizadas em TC: o índice de dose em tomografia computadorizada – *computed tomography dose index* - (CTDI); o produto dose comprimento – *dose length product* – (DLP) e a dose efetiva. Eles determinam uma indicação da média da dose absorvida na região escaneada (CTDI), da dose absorvida integral ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação de um exame de TC completo (DLP) e de um método para a comparação das doses no paciente em diferentes procedimentos diagnósticos (dose efetiva). (ICRP, 2007a)

### 2.1.1. CTDI

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica – *International Commission on Radiological Protection* – (ICRP) em sua publicação de número 102, no ano de 2007, trata do controle da dose de radiação em tomografia computadorizada multidetector (TCMD). Esta comissão relata que o CTDI é a primeira grandeza de dose em TC e representa a dose absorvida média, ao longo do eixo Z, de uma série de exposições contíguas. A grandeza é medida em um corte axial de TC (uma rotação do tubo de raios X) e calculada pela divisão da dose absorvida integral pelo comprimento do campo.

A comissão relata que, para mensurações de CTDI, foram padronizados dois cilindros de polimetilmetacrilato (PMMA), de 14 cm de comprimento cada. Para estimar os valores CTDI de exames de cabeça é utilizado um cilindro com diâmetro de 16 cm e para exames de corpo, um com diâmetro de 32 cm. Esses cilindros são tipicamente referidos como simulador de CTDI de cabeça e tórax, respectivamente.

O  $CTDI_{100}$  requer a integração do perfil de dose de um único corte axial sobre limites de integração específicos. No caso do  $CTDI_{100}$ , os limites de integração são  $\pm 50\text{mm}$ , que correspondem aos 100mm de comprimento da câmara de ionização de “lápiz”.

$$CTDI_{100} = 1/NT \cdot \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z)dz$$

Onde  $D(z)$  representa o perfil de dose de radiação ao longo do eixo Z, N é o número de cortes adquiridos simultaneamente e T é a espessura de corte nominal.

O  $CTDI_{100}$  é adquirido utilizando uma câmara de ionização de TC em forma de lápis, com 100 mm de comprimento e  $3\text{cm}^3$  de volume ativo, e os simuladores de acrílico padrão. Vale ressaltar que as mensurações devem ser realizadas com a mesa do paciente parada.

O CTDI pode variar ao longo da abertura do campo - *field of view* (FOV). Para exames de corpo, o CTDI é, de um a dois fatores, maior na superfície do que no centro de rotação. A média de CTDI ao longo do FOV é dada pelo CTDI ponderado ( $CTDI_w$ ), onde:

$$CTDI_w = 1/3CTDI_{100, \text{centro}} + 2/3 CTDI_{100, \text{periferia}}$$

Para a comissão, o  $CTDI_w$  é um útil indicador da radiação emitida pelo aparelho para um dado kVp e mAs.

Para representar a dose de radiação de um protocolo de exposição específico, que na maioria das vezes envolve uma série de cortes, é essencial levar em consideração qualquer intervalo ou sobreposição entre os perfis de dose de rotações consecutivas da fonte de raios X. Isso é alcançado com o uso de um descritor de dose conhecido como  $CTDI_w$  de volume ( $CTDI_{vol}$ ), onde:

$$CTDI_{vol} = (N \cdot T/l) \cdot CTDI_w$$

Em TCMD, o *pitch* é a razão entre a distância que a mesa percorre por rotação ( $l$ ) pelo comprimento total do feixe – número de cortes simultâneos multiplicado pela espessura de corte ( $N.T$ ); portanto:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / \textit{pitch}$$

Enquanto o  $CTDI_w$  representa a média de dose absorvida nas direções dos eixos x e y, o  $CTDI_{vol}$  representa a média de dose absorvida nas direções dos eixos x, y e z. Dessa forma, a ICRP (2007a) considera que o  $CTDI_{vol}$  é o parâmetro que melhor representa a média de dose absorvida em um ponto do

volume escaneado de um protocolo de exposição particular em um simulador padronizado. Além disso, ele é reconhecido como um útil indicador da dose de radiação para um protocolo de exposição específico, porque leva em consideração informações particulares do protocolo de exposição como o *pitch*, por exemplo.

Contudo, a comissão chama a atenção para o fato de que ao mesmo tempo em que o  $CTDI_{vol}$  estima a média da dose de radiação dentro do volume irradiado de uma aquisição de TC, para um objeto de atenuação semelhante ao do simulador de CTDI, ela não representa bem a média de dose para objetos que apresentem diferenças substanciais de tamanho, forma ou atenuação em relação à este simulador. Adicionalmente, ele não indica a energia total depositada no volume escaneado, porque é independente do comprimento do exame.

Para a COCIR (2000) o CTDI apenas representa uma medida da intensidade da irradiação em um local específico (por exemplo, dentro do corte em consideração). Ele é incapaz de representar a completa exposição da radiação (por exemplo, o efeito integral de toda a série de cortes). Isso ocorre porque o termo dose é definido como a razão entre a quantidade de energia absorvida e a unidade de massa. O nome especial para a unidade de dose, dos diversos valores de CTDI, no Sistema Internacional (SI) é o Gray (Gy), que corresponde a 1 joule por quilograma (J/kg). Portanto, o CTDI não representa o total de energia absorvida, visto que, à medida que o número de cortes aumenta, a massa irradiada aumenta na mesma proporção que a energia absorvida.

### 2.1.2. DLP

No sentido de obter uma melhor representação da energia total de um protocolo de exposição, de acordo com a COCIR (2000), o  $CTDI_{vol}$  pode ser integrado ao comprimento irradiado para determinar o produto dose-comprimento (DLP):

$$DLP \text{ (mGycm)} = CTDI_{vol} \text{ (mGy)} \cdot n \cdot N \cdot h \text{ (cm)}$$

Onde  $n$  é o número de rotações no modo espiral,  $N$  é o número de cortes adquiridos simultaneamente e  $h$  a espessura de corte, que correspondem em conjunto ao comprimento do exame.

Para a ICRP (2007a) o DLP reflete a energia total absorvida de um exame específico. Dessa forma, enquanto um exame de TC abdominal pode apresentar o mesmo  $CTDI_{vol}$  que um exame abdominal e pélvico, este último terá um maior DLP, proporcional a maior cobertura anatômica do exame. Para a comissão, descritores de dose como o  $CTDI_{vol}$  e o DLP devem ser usados para realizar comparações com níveis de dose referência de exames típicos de TC e não para medidas diretas da dose do paciente (como a dose órgão).

A ICRP 87 em 2001 relata que o monitoramento do CTDI leva em consideração os fatores de exposição como a corrente e a voltagem do tubo. Já o monitoramento do DLP de um exame completo leva também em consideração o volume irradiado, determinado, por exemplo, pelo número de cortes em um exame incremental, ou o tempo de aquisição em um exame espiral, bem como o número de seqüências de cortes realizados durante o exame. Valores de DLP também podem ser utilizados para estimar a dose efetiva de procedimentos de TC utilizando coeficientes específicos.

### **2.1.3. Dose efetiva**

Para a COCIR 2000, nenhuma das quantidades mencionadas até o presente momento permite qualquer comparação com os valores de dose relatados nas projeções radiográficas convencionais. O único valor que permite essa comparação é a dose efetiva.

A ICRP 102 (2007a) relata que a dose efetiva é uma quantidade calculada que reflete o detrimento de uma exposição não uniforme em termos de uma exposição equivalente de corpo todo. O cálculo da dose efetiva requer o conhecimento das doses absorvidas em órgãos radiosensíveis específicos, no interior do corpo, que são normalmente obtidas de modelos de Monte Carlo, usando simuladores antropomórficos matemáticos, e, mais recentemente, de simuladores de voxel, obtidos de exames de TC em cadáveres humanos. A dose efetiva é expressa em sievert (Sv) e é útil para a comparação entre diferentes fontes de radiação. Para a comissão, ela é válida apenas para propósitos de proteção radiológica, enquanto que consideram que seu uso para a avaliação da exposição de paciente tem severas limitações. Ela pode ser usada para comparar doses de diferentes procedimentos diagnósticos e para comparar o uso de tecnologias e procedimentos semelhantes em diferentes hospitais e países, bem como o uso de diferentes tecnologias para o mesmo exame médico.

### ***2.2. Tomografia computadorizada multidetector - fatores que influenciam a dose***

Com o desenvolvimento, recente, da tecnologia multidetector, as aplicações clínicas da TC tornaram-se ainda maiores. A TCMD produz exames com excelente qualidade de imagem, com um tempo de aquisição extremamente reduzido, além de gerar imagens isotrópicas que permitem a construção de imagens tridimensionais de alta qualidade e melhor resolução das reconstruções

nos planos sagital e coronal, o que possibilita a realização de exames de alta complexidade. (Mahesh *et al.*, 2001; Rydberg *et al.*, 2003; Groves *et al.*, 2004),

O desenvolvimento tecnológico que a TC sofreu nos últimos anos aumentou a sensibilidade dos sistemas de detectores na tentativa de viabilizar uma redução na dose de radiação. (Gurung *et al.*, 2005) No entanto, o menor tempo de aquisição e a diminuição do aquecimento do tubo de raios X possibilitam a obtenção de um número ilimitado de cortes tomográficos em um tempo mínimo. Imagens melhores e mais rápidas, com alta resolução espacial e pequenos cortes têm levado a um aumento significativo das indicações da TCMD, o que resultou em um aumento da dose de uma geração de TC a outra, quando a expectativa era que ocorresse justamente o contrário. (Starck *et al.*, 1998; Gurung *et al.*, 2005; ICRP; 2007a)

O principal objetivo da proteção radiológica é o de garantir o melhor uso das radiações ionizantes com o menor dano ao ser humano. O sistema de proteção radiológica recomendado pela ICRP (2007b) está baseado nos seguintes princípios:

**Justificação:** nenhuma atividade envolvendo exposições às radiações ionizantes devem ser adotadas a menos que se produza suficiente benefício ao indivíduo exposto ou a sociedade, a fim de compensar o detrimento que a radiação ocasiona;

**Otimização:** em qualquer prática que utilize radiação ionizante, a dose do indivíduo, o número de indivíduos expostos e a probabilidade de exposições acidentais devem ser mantidos tão baixos quanto razoavelmente exeqüíveis, levando-se em consideração fatores econômicos e sociais;

**Limitação da dose:** a exposição de um indivíduo, resultante da combinação de todas as práticas relevantes, deve estar sujeita a limites de dose,

com o objetivo de assegurar que nenhum indivíduo seja exposto a riscos julgados inaceitáveis em circunstâncias normais.

A Organização Mundial de Saúde (OMS) define um programa de garantia de qualidade em radiodiagnóstico (PGQR) como sendo um esforço organizado, por parte da comunidade radiológica, para produzir imagens diagnósticas com qualidade suficientemente elevada, com o menor custo possível e mínima exposição do paciente à radiação ionizante. A escolha do protocolo de exposição deve garantir que a dose do paciente seja mantida tão baixa quanto razoavelmente possível (ALARA). A escolha de fatores de exposição como o kVp e mAs afetam o contraste e o ruído da imagem, e essa relação contraste/ruído deve ser compatível com a necessidade de diagnóstico daquela imagem. (Huda, 2003)

A ICRP (2007a) considera que imagens de alta qualidade não são essenciais para todas as tarefas diagnósticas, mas sim o nível de qualidade (por exemplo: baixo ruído, média ou baixa dose) é que depende da tarefa diagnóstica. Mensurações objetivas como o ruído da imagem e a razão contraste-ruído podem não capturar completamente todas as características relevantes para realizar um correto diagnóstico clínico. Portanto, determinar uma qualidade de imagem “ótima” pode ser uma tarefa complexa, onde tanto as variáveis mensuráveis quanto a percepção do observador estão envolvidas. Reduções de dose excessivas podem afetar de forma adversa a qualidade da imagem e diminuir a detecção de lesões. Da mesma forma, a visibilidade de lesões em imagens de alta qualidade, adquiridas à custa de altas doses, não são necessariamente maiores que as em imagens de TC de baixa dose. Contudo, é necessário um conhecimento do processo de aquisição e dos parâmetros de reconstrução da TC por parte do radiologista, do tecnólogo e do operador no intuito de manter a qualidade de imagem associada a baixas doses para o paciente.

Protocolos de exposição de TC variam entre diferentes centros de radiologia e, com isso, ocorrem variações na dose de radiação absorvida. Essas variações dependem de vários fatores relacionados ao equipamento, ao paciente e ao operador. Parâmetros do equipamento como a eficiência geométrica do feixe, ângulo de rotação, desenho dos detectores ou filtros e parâmetros do paciente como tamanho da cabeça e densidade óssea, não podem ser controlados pelo operador do aparelho. Contudo, outros fatores como a energia do feixe de raios X (kVp), corrente do tubo (mA), tempo de aquisição e espessura do corte podem ser controlados pelo operador e afetam de maneira significativa a dose de radiação absorvida pelo paciente. (Smith *et al.*, 1998; COCIR, 2000; ICRP, 2001; Gündogdu *et al.*, 2005)

Assim como acontece na radiografia convencional, na TC dose e qualidade de imagem estão relacionadas de uma forma tal que a dose será inversamente proporcional ao ruído da imagem. Um aumento da dose de radiação pode, teoricamente, melhorar a qualidade das imagens de TC uma vez que a densidade da imagem não é alterada pelo aumento da dose, como acontece na radiologia convencional. Mas, se a dose de radiação for atenuada graças a diminuição da mAs, poucos fótons são gerados no tubo de raios X. Como consequência, o ruído (*noise*) vai aumentar e a resolução de contraste diminuir (Ekestubbe *et al.*, 1999; COCIR, 2000; ICRP, 2001), ou seja, haverá alteração na qualidade da imagem e, conseqüentemente, em sua eficácia clínica.

A resolução de contraste, que pode ser crítica em alguns tipos de exames, como a para detecção de lesões de tecido mole no fígado, é degradada pelo ruído da imagem e melhorada pelo aumento da dose exposição. (Golding & Shrimpton, 2002) No entanto, para áreas de alto contraste natural como tórax, parênquima pulmonar, seios maxilares e imagens de mandíbula para implantes dentários, o aumento do ruído na imagem é menos crítico e clinicamente aceitável. (Starck *et al.*, 1998; Golding & Shrimpton, 2002; Zammit-Maempel *et al.*, 2003; Gündogdu *et al.*, 2005) Na verdade, nessas áreas de alto contraste, acredita-se

que o aumento do ruído da imagem seja capaz de destacar as corticais da estrutura estudada de sua vizinhança, aumentando sua visibilidade, (Ekestubbe *et al.*, 1999) fato este ainda mais evidenciado na TCMD devido a sua melhor resolução longitudinal. (ICRP, 2007a)

Para a COCIR (2000), da mesma maneira que acontece na radiologia convencional, existe uma relação linear entre o mAs e a dose. O produto do mAs de uma exposição é obtido pela multiplicação da corrente do tubo pelo tempo total de exposição. As conseqüências de suas variações na qualidade de imagem são relativamente simples de serem entendidas, visto que o único aspecto a ser alterado é o ruído. Já o tempo de exposição analisado de forma isolada não influencia na dose do paciente, no entanto sua diminuição previne um excessivo mAs.

A ICRP (2001) considera que o mAs é o fator isolado mais importante no controle da dose. Sua diminuição reduz significativamente a dose do paciente e aumenta a vida útil do aparelho. O mA controla a intensidade do feixe de raios X e o mAs representa o número de fótons de raios X em um determinado tempo de exposição. Quanto maior o tempo de exposição, para um mesmo mA, maior será a quantidade de raios X. Dessa maneira, os tubos de raios X dos aparelhos de TC são desenhados para garantir melhor saída de radiação, com maior capacidade de aquecimento e dissipação de calor.

Outro fator que contribui para as altas doses em TC é a demanda por alta resolução espacial, que leva ao uso de cortes estreitos, que necessitam de intensidades ainda maiores do feixe de raios X para manter um nível aceitável de ruído. Para um valor fixo de mAs, a diminuição do tempo de exposição significa o aumento proporcional da corrente do tubo (mA). Reduções do mA sem o correspondente aumento do tempo de exposição levam ao aumento do ruído e possivelmente à possibilidade de degradação da qualidade de imagem. No entanto, isso não é significativo em exames de estruturas com alto contraste

inerente, onde é possível diminuir o mA permitindo que a qualidade de imagem permaneça aceitável. (ICRP, 2001)

### **2.3. Tomografia computadorizada de baixa dose**

Em função das altas doses de radiação associadas ao exame de TC e ao grande número de exames realizados em todo o mundo, a comunidade científica tem procurado criar mecanismos de otimização de dose e garantia de qualidade de imagem para exames onde uma baixa resolução espacial e um alto ruído possam ser tolerados.

Diederichs *et al.*, em 1996, estudaram a possibilidade de realizar exames de TC espiral de maxila e mandíbula para implantes, com dose similar à aquela utilizada em radiografia panorâmica. O estudo foi realizado com um paciente de 55 anos, candidato a colocação de implantes dentários. As doses de entrada das pálpebras, glândulas parótidas e tireóide foram medidas durante a aquisição dos dois tipos de exames utilizando dosímetros termoluminescentes. Para os autores, o protocolo de TC com redução de dose ao nível de uma radiografia panorâmica demonstrou ser viável com este paciente. As imagens geradas, apesar de apresentarem um alto grau de ruído, continham toda a informação anatômica importante para o planejamento do implante. No entanto, eles chamam a atenção para a necessidade de estudos com maior número de pacientes no intuito de identificar possíveis limitações e armadilhas dessa técnica.

Ainda em 1996, Ekestubbe *et al.* avaliaram a influência da dose de radiação e técnicas de aquisição da imagem em exames de TC helicoidal para planejamento de implantes na mandíbula. Para tal, cadáveres, edêntulos na região posterior, foram submetidos a exame de TC helicoidal e tomografia convencional com diferentes planos de aquisição de imagem (frontal e axial), espessura de cortes e miliamperagem. Esses autores concluíram que as imagens adquiridas

com protocolos de baixa dose apresentaram qualidade semelhante às aquelas obtidas por meio de protocolos convencionais (alta dose).

No ano seguinte, Scaf *et al.*, realizaram um estudo comparando doses craniofaciais de radiação absorvida, estimativa de risco de câncer e custos relativos de exames para avaliação pré-operatória de implantes. Com esse objetivo, foram utilizados dosímetros termoluminescentes para medir a dose de radiação em um simulador (Alderson Rando *phantom*) durante exames de tomografia convencional e TC com protocolo de exposição padrão para o planejamento de implantes. Essas últimas apresentaram dose de radiação muito maiores que as de tomografia convencional em todas as áreas anatômicas estudadas.

Starck *et al.*, em 1998, destacam o considerável potencial para redução de dose que algumas técnicas de TC podem ter, entre elas: TC de cabeça para reconstrução tridimensional, TC de pulmão e TC de mandíbula para o planejamento de implantes. Esses autores afirmam que a redução da dose nesses casos permite um uso mais freqüente do exame, além de diminuir o desgaste do aparelho, aumentando sua vida útil.

Ainda em 1998, Smith *et al.* observaram que a dose de radiação de exames de TC de cabeça pode variar consideravelmente por dois motivos: como resultado de características inerentes ao equipamento utilizado e por variações no protocolo de exposição. Esses autores acreditam que um PGQ pode ajudar a limitar as variações relacionadas a fatores do equipamento. No entanto, reduções substanciais da dose só podem ser alcançadas através do cuidadoso gerenciamento das variantes operador-dependentes, ou seja, aquelas que envolvem a escolha do protocolo de exposição.

Ekestubbe *et al.* (1999) realizaram um estudo *in vivo* no qual procuraram testar a influência da dose de radiação na qualidade de imagem de

exames de TC para implantes de mandíbula. Foram realizados exames de TC espiral em 17 pacientes edêntulos utilizando protocolos de exposição com 80 e 40 mAs. As imagens foram submetidas a oito observadores que avaliaram se elas eram aceitáveis para o planejamento de implantes e se era possível determinar a distância entre o canal da mandíbula e a crista alveolar, bem como a espessura do osso mandibular. Os resultados encontrados demonstraram que, para planejamento de implantes, os exames de TC poderiam ser realizados com miliamperagem menor que a padrão. Para os autores, parece que o ruído produzido pela alteração de protocolo, ao invés de influenciar negativamente, contribuiu para a visibilidade de importantes estruturas anatômicas, particularmente do canal da mandíbula.

Em 2000, Bianchi *et al.* compararam as diferenças entre a dose de radiação absorvida pelo cristalino ocular e glândula tireóide em pacientes submetidos à avaliação pré-operatória para implantes com TC convencional e TC helicoidal. Dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio foram colocados sobre a glândula tireóide, lateral da órbita e forame infra-orbitário de 20 pacientes, os quais foram divididos em 2 grupos de 10 pacientes cada. Um grupo foi submetido ao exame em um aparelho de TC convencional e o outro no helicoidal. Esses autores encontraram uma redução significativa da dose quando da utilização do aparelho helicoidal, indicando seu uso para obtenção dessas imagens, apesar de seu custo ser mais elevado. Os autores ainda recomendam maiores pesquisas, baseadas em cálculos de dose efetiva, para avaliar diferentes protocolos de TC que podem levar à padronização dos exames para a região maxilofacial.

Mahesh *et al.*, estudando a TCMD em 2001, realizou um experimento com o objetivo de determinar se era possível obter a mesma relação encontrada nos aparelhos convencionais (de único detector) entre intervalo de corte e dose de radiação. Foi observado que a estratégia de aumento dos intervalos de cortes, utilizada para diminuição de dose nos aparelhos de detector único, não obtém os

mesmo resultados quando aplicada ao aparelho de TCMD. Dessa maneira, os autores acreditam que, para maximizar os benefícios clínicos e limitar a dose de exposição de pacientes submetidos a TCMD, radiologistas e tecnólogos devem adquirir um profundo conhecimento sobre as características desse equipamento.

Em 2002, Golding & Shrimpton, afirmaram que a otimização na TC é uma tarefa mais complicada que na radiologia convencional. Enquanto que na última a própria imagem demonstra claramente quando uma radiografia foi superexposta, na primeira a tecnologia compensa variações dos padrões de exposição, impossibilitando a diferenciação entre imagens de qualidade aceitável, obtidas com altas ou baixas doses. Segundo esses autores, para a determinação da dose, as variações na prática e a escolha dos protocolos são mais importantes que a tecnologia do aparelho. Adicionalmente, acrescentam que em área de alto contraste natural (pulmão ou estruturas ósseas) o ruído da imagem é menos crítico e mais clinicamente aceitável, permitindo que imagens com fatores de exposição limitados sejam obtidas.

Zammit-Maempel *et al.*, em 2003, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a dose de radiação para o cristalino ocular e glândula tireóide em diferentes protocolos de TCMD para exame dos seios paranasais. Esses autores concluíram que essa geração de aparelhos de TC possui uma imagem com melhor resolução espacial e de contraste, além de apresentar detectores mais dose/eficientes. Com isso, é possível manter a qualidade da imagem mesmo trabalhando com mAs abaixo daquele determinado pelo fabricante do aparelho, uma vez que os fatores de exposição adotados pelo fabricante geralmente resultam em imagens clinicamente semelhantes às aquelas obtidas com protocolos de baixa dose.

Em 2004, Marconato *et al.* verificaram os protocolos utilizados nos exames de TC mais realizados em um serviço de radiologia privado para sugerir uma redução do mAs utilizado, comparando a dose de radiação, o aquecimento

do tubo de raios X e a qualidade de imagem. Esses autores observaram que uma redução no mAs pôde ter sido feita sem comprometer a qualidade do diagnóstico, proporcionando redução de 20% na dose média dos exames de crânio em adultos. Eles concluíram que uma alteração nos protocolos de exame, visando uma padronização e redução do mAs utilizado, resultaria numa redução significativa da dose recebida pelos pacientes, sem comprometer a qualidade diagnóstica, além de permitir o aumento na vida útil do tubo de raios X e uma redução dos custos do exame.

Ainda em 2004, Rustemeyer *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de medir e reduzir a dose de exposição do paciente em exames de TC de detector único com finalidade odontológica. Para esses autores, o trabalho tem justificativa no fato de que as duas estruturas de maior interesse no planejamento de implantes (dente e osso alveolar) são órgãos de alto contraste natural, conseqüentemente mais apropriados para a realização de protocolos de baixa dose. Para isso, dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio foram introduzidos em um simulador antropomórfico radiográfico para determinar a dose para a glândula tireóide, medula óssea, glândulas salivares e cristalino ocular, em dois tipos de protocolo: um padrão e outro de baixa dose. A análise da qualidade de imagem foi realizada em uma cabeça de cadáver humano preparada. Como resultado, os autores encontraram uma redução de 9 vezes do protocolo de baixa dose em relação ao protocolo padrão, mantendo uma qualidade de imagem aceitável. Dessa maneira, concluíram que é possível alcançar uma redução de dose sem perda de informação diagnóstica para este exame radiográfico.

Lewis (2005) constata que a tecnologia multidetector tem levado a um considerável avanço nas possibilidades de exame dos aparelhos de TC. Em termos de características intrínsecas de dose, eles podem ser considerados bastante similares aos aparelhos de detector único, apesar de existirem algumas diferenças em termos de eficiência geométrica do eixo-Z e do arranjo de

detectores. Para a autora, a capacidade de realização de longos exames, com pequenos cortes leva a um aumento na dose de radiação dos pacientes. Por isso, é essencial que se faça uma consideração cuidadosa sobre as necessidades diagnósticas de determinados exames, associado a seleção apropriada dos parâmetros de exposição para garantir que as doses nos aparelhos de TCMD sejam otimizadas, justificando sua utilização.

No mesmo ano, Gurung *et al.* realizaram um estudo seguindo os princípios do ALARA (tão baixo quanto razoavelmente possível) e simultaneamente mantendo uma adequada qualidade de imagem em um aparelho de TCMD de 16 canais, com o propósito de otimizar a dose de exposição em exames dos ossos pélvicos. Para isso, realizaram exames de TCMD de 16 canais em 12 cadáveres com uma redução paulatina na corrente do tubo de 160 até 20 mA, mantendo os outros fatores de exposição constantes. As reconstruções de imagem foram utilizadas por radiologistas para avaliação do córtex, trabeculado, qualidade de imagem, ruído, entre outros fatores. Os autores concluíram que é possível alcançar uma redução de dose de 33% sem comprometer a qualidade de imagem para esse tipo de exame.

Ainda em 2005, Gündogdu *et al.* analisaram vários valores de corrente de tubo (mAs), otimizando a qualidade de imagem e a dose de radiação em protocolos de TC de crânio para adultos. Os autores acreditam ser possível uma redução de até 60% na dose de radiação para esse tipo de exame, sem comprometer a qualidade de imagem.

### 3. PROPOSIÇÃO

É proposta neste estudo comparar diferentes protocolos de exposição de tomografia computadorizada multidetector para o planejamento de implantes, com o objetivo de:

1. Testar a influência da redução da corrente do tubo (mA), utilizada nos protocolos de baixa dose, na:

- Exposição do paciente
- Qualidade de imagem

2. Identificar um patamar de exposição que associe a menor dose de radiação a uma imagem de qualidade aceitável para o planejamento de implantes.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1. *Corpo de prova*

Para o estudo, aprovado pelo comitê de ética da FOP/UNICAMP (Anexo 1), foi utilizada uma mandíbula humana macerada, pertencente à coleção de peças anatômicas da Área de Radiologia da FOP/UNICAMP. Optou-se pela utilização de uma mandíbula totalmente edêntula, com processo alveolar completamente reabsorvido.

O sítio selecionado para estudo foi definido da seguinte forma:

- a) 1cm à distal do forame mental esquerdo, foi traçada, com lápis número 06, uma linha perpendicular à base da mandíbula, com o propósito de padronizar a colocação de marcador radiodenso na região avaliada;
- b) Sobre o rebordo alveolar da região avaliada foi aplicada uma camada de cera utilidade, para a fixação do marcador radiodenso, utilizado como referência para a escolha dos cortes tomográficos em que foram realizadas as mensurações e análise de qualidade de imagem;
- c) Na camada de cera utilidade, coincidente com o traço previamente descrito no item a, foi fixado um marcador esférico de 3mm de diâmetro, vazado em sua região central. (Figura. 1)



Figura 1 – Corpo de prova com o marcador radiodenso.

#### **4.2. Simulador radiográfico**

O corpo de prova acima descrito foi colocado em um simulador de acrílico (AAPM CT Performance Phantom, modelo 76-410-4130, Fluke Biomedical, Cleveland, OH, USA), posteriormente preenchido com água. Para que a mandíbula permanecesse fixa numa mesma posição durante todo o experimento, foi colocada uma espuma de 5 cm de largura no interior do simulador, envolvendo toda sua região posterior. (Figura 2).



Figura 2 – Vista superior do simulador radiográfico

A partir dessa disposição interna, era possível manter a mandíbula numa posição fixa, ao mesmo tempo que a presença da água e da superfície de espuma simulavam a presença de tecidos moles, reproduzindo a atenuação sofrida pelo feixe de raios X em uma condição real.

#### **4.3. Controle de qualidade do aparelho de tomografia computadorizada multidetector**

A clínica particular onde o experimento foi realizado possui um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ) realizado por físico especializado em radiodiagnóstico. Dessa forma, à época do experimento, o equipamento encontrava-se em condições adequadas de funcionamento, conforme declaração. (Anexo 2)

#### **4.4. Obtenção das imagens**

Para a obtenção das imagens foi utilizado um aparelho de TCMD de 16 canais (GE LightSpeed Pro 16 canais, GE Healthcare Technologies, Waukesha, Wisconsin, USA) equipado com o programa *DentaScan* (GE Healthcare Technologies, Waukesha, Wisconsin, USA). Os exames foram realizados com o simulador posicionado na mesa do aparelho, de forma que a base da mandíbula permanecesse perpendicular ao plano horizontal durante a realização de todos os exames, reproduzindo o correto posicionamento do paciente. (Figura 3)

O fabricante do aparelho de TCMD preconiza que o protocolo para a obtenção de imagens mandibulares, que serão posteriormente tratadas pelo programa *DentaScan*, deve realizar cortes tomográficos axiais de 0,625mm de espessura, *pitch* de 0,562:1, a 120kV, 300mA e FOV de 16,7cm. Partindo do valor de mA recomendado pelo fabricante do aparelho e mantendo todas as

outras variáveis constantes, foram obtidas imagens de TCMD de alta e baixa dose utilizando: 300mA, 200mA, 100mA e 60mA, com tempo total de exame comum de 6,67s, para todos os níveis de mA estudados.

Posteriormente os dados de imagem foram transferidos para uma estação de trabalho (GE Advantage Windows Workstation, GE Healthcare Technologies, Waukesha, Wisconsin, USA), onde foram executadas reformatações ortorradiais, da região avaliada, por meio do programa *DentaScan*. Essas imagens foram impressas em filme radiográfico (Kodak DryView 8900 Laser Imager, Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA).

Vale ressaltar que para todos os exames, independente do mA utilizado, foi selecionada sempre a mesma amplitude de janela de modo que todos eles apresentassem padrões semelhantes de brilho e contraste. (Figura 4)

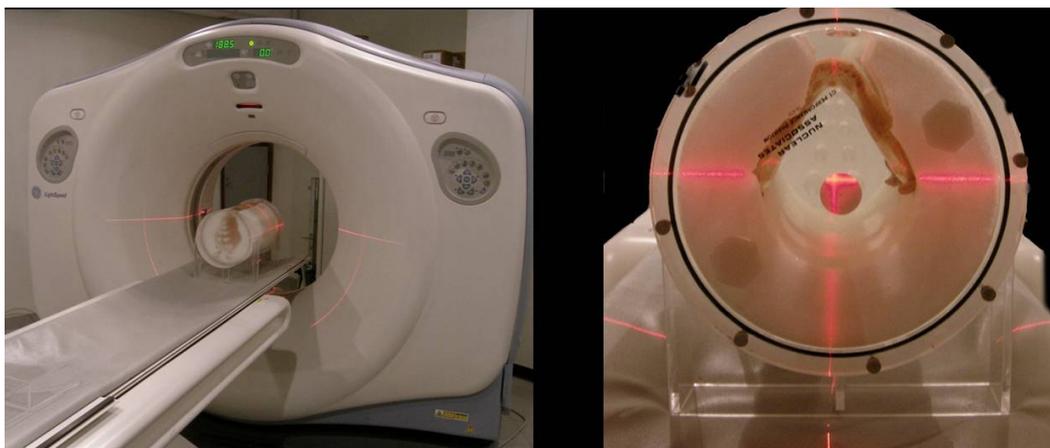


Figura 3 – Aparelho de tomografia computadorizada multidetector - GE LightSpeed Pro 16 canais com simulador radiográfico posicionado na mesa do aparelho.

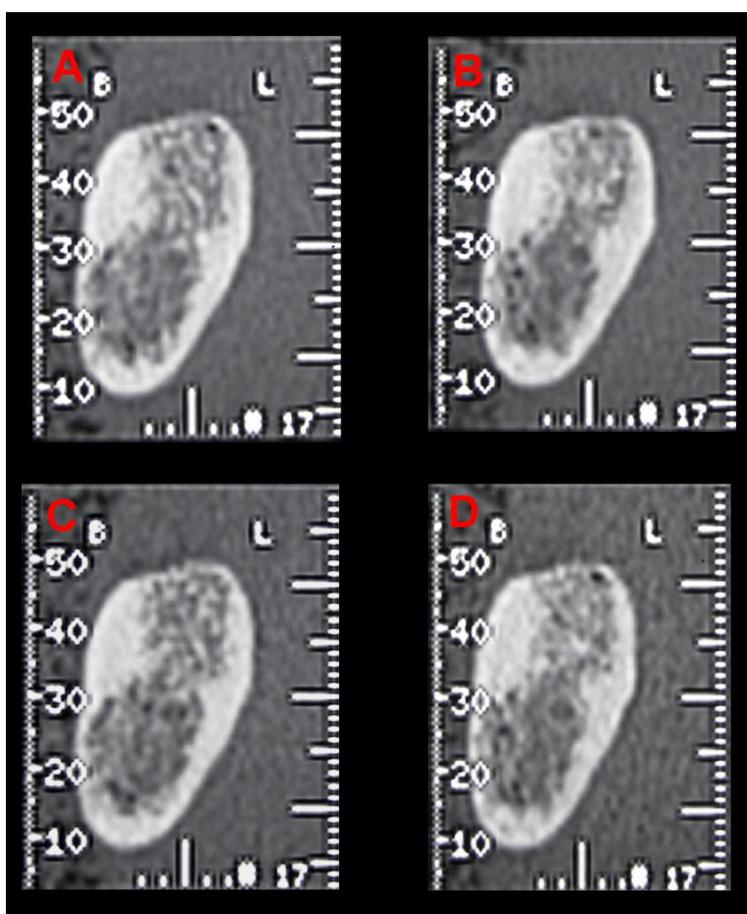


Figura 4 – Exemplo das imagens obtidas nos diferentes protocolos estudados: (A) 300 mA, (B) 200 mA, (C) 100 mA e (D) 60 mA

---

#### **4.5. Análise da qualidade de imagem**

Com o objetivo de realizar uma análise comparativa da qualidade de imagem, nos diferentes níveis de mA estudados, os exames foram distribuídos de maneira aleatória e avaliados de forma qualitativa e quantitativa, sem que os avaliadores tivessem conhecimento de qualquer fator do protocolo de imagem utilizado.

##### **4.5.1 Análise qualitativa**

Em condições ideais de luminância e iluminância, as imagens foram submetidas à apreciação de três radiologistas, com no mínimo cinco anos de experiência em avaliação de imagens de TC para implantes. Esses examinadores avaliaram as imagens em três épocas distintas, com intervalo mínimo de 2 semanas entre cada uma das avaliações, repetindo sempre o mesmo procedimento, nas mesmas condições-ambiente.

Para cada quesito, apresentado na tabela abaixo, os observadores avaliavam a imagem e atribuíam *notas* variando de: 0- péssima, 1- regular, 2- boa e 3- excelente.

Tabela 1 – Relação dos quesitos analisados sobre a qualidade da imagem radiográfica

---

F1 - Determinação das corticais mandibulares (superior e inferior)
F2 – Visualização do canal da mandíbula
F3 – Delimitação das corticais do canal da mandíbula
F4 – Qualidade geral da imagem

---

Ao final da avaliação, os examinadores também determinaram, respondendo com “sim” ou “não”, se cada uma das imagens apresentadas poderia ser considerada como aceitável para o planejamento de implantes.

#### **4.5.2 Análise quantitativa**

A análise quantitativa foi realizada com base em mensurações lineares de altura e espessura óssea implantar nas imagens com visualização mais central do marcador radiodenso. Nas mesmas condições de luminância e iluminância, as imagens foram submetidas, de forma aleatória, a apreciação de um único examinador que avaliou as imagens em três épocas distintas, com intervalo de duas semanas entre cada uma das avaliações.

Por meio de duas réguas milimetradas, transparentes, sobrepostas de forma perpendicular uma a outra, era obtida a distância partindo do centro do ponto mais alto do rebordo alveolar até o teto do canal da mandíbula, aqui denominada de altura óssea implantar (AOI). Posteriormente, em posição tangente ao teto do canal da mandíbula e perpendicular a medida anteriormente obtida, era mensurada a distância entre as corticais externas, vestibular e lingual, da mandíbula, aqui denominada de espessura óssea implantar (EOI). (Figura 5)

#### **4.6 Obtenção do padrão ouro**

A mandíbula utilizada no estudo foi seccionada, na região previamente delimitada com lápis nº 06, com um disco diamantado dupla face em baixa rotação, acoplado em um torno de mesa. (Figura 6A)

Na secção óssea correspondente aos cortes tomográficos em que foi realizada a análise quantitativa, foram realizadas as medidas reais de AOI e EOI, utilizando a mesma régua e metodologia descrita para a obtenção dessas medidas nas imagens estudadas. (Figura 6B)

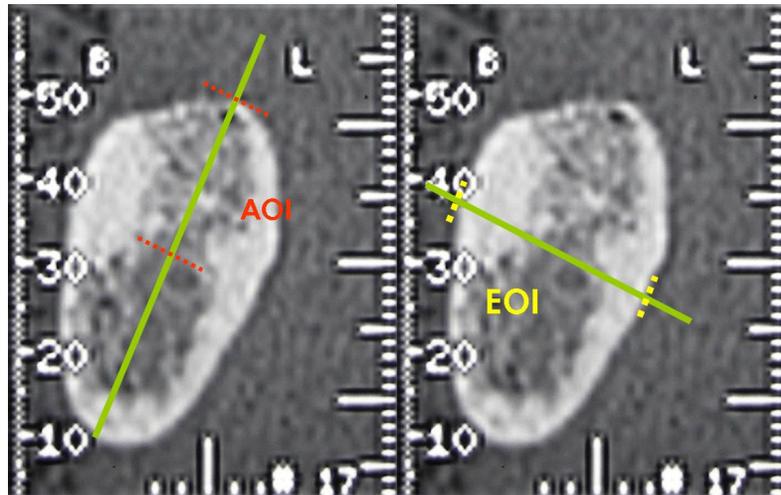


Figura 5 – Exemplo da obtenção das medidas AOI e EOI, realizadas nas imagens estudadas.

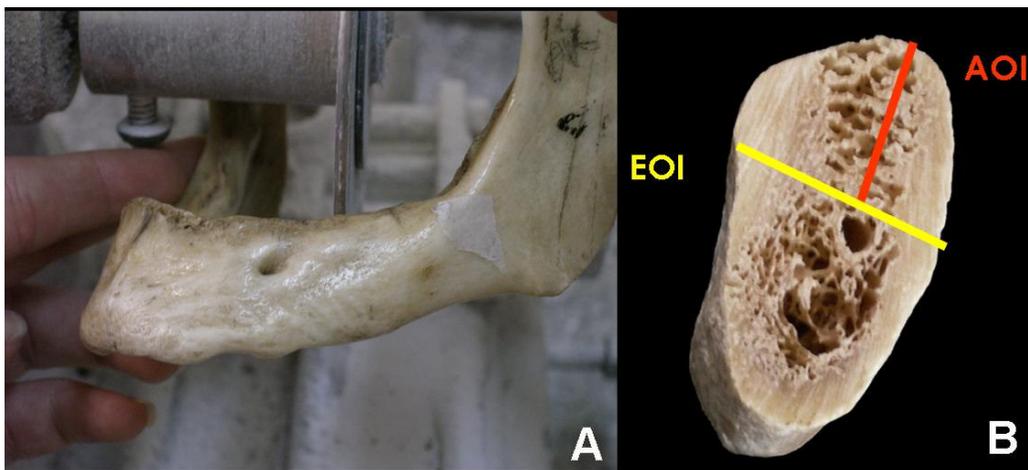


Figura 6 – Obtenção do padrão ouro: (A) corte da mandíbula; (B) medidas de altura e espessura óssea implantar.

#### **4.7 Obtenção dos valores de CTDI e DLP dos exames realizados**

Os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP, para cada um dos protocolos de imagens estudados, foram automaticamente calculados pelo próprio programa do aparelho de TCMD, de acordo com o mAs utilizado e visualizados no relatório de dose do exame.

O relatório de PGQ realizado no aparelho, comprovou que os valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP gerados pelo relatório de dose, são equivalentes aos valores medidos por meio dos simuladores de medida de dose.

#### **4.8 Análise estatística**

Os valores obtidos nas duas avaliações foram agrupados em tabelas e a análise estatística foi feita separadamente para cada uma das avaliações resultando em um estudo de medidas nominais e ordinais para os dados da análise qualitativa e um estudo de medidas quantitativas para os dados referentes à análise das medidas de altura e espessura óssea.

---

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1. Dosimetria - Valores de $CTDI_{vol}$ e DLP

O produto dos fatores “corrente do tubo x tempo” (mAs) é, isoladamente, o mais importante no controle de dose para o paciente em TCMD. Estes fatores apresentam uma relação linear com a dose, aumentando ou diminuindo na mesma proporção. Adicionalmente, as conseqüências dessa alteração na qualidade da imagem são de simples detecção, visto que afetam apenas a quantidade de ruído da imagem (COCIR, 2000; ICRP, 2001)

Nesse estudo, optamos por utilizar um tempo total de exame fixo, alterando unicamente o mA em cada um dos protocolos estudados. Dessa forma, os valores de mAs variaram exclusivamente em função do mA utilizado.

Tabela 2 – Valores de  $CTDI_{vol}$  e DLP obtidos através do relatório de dose do aparelho de TCMD, durante a aquisição dos exames com os diferentes protocolos estudados. (tabela 2)

---

<b>Protocolo</b>	<b><math>CTDI_{vol}</math></b>	<b>DLP</b>
300 mA	55,75mGy	271,45mGy.cm
200 mA	37,17mGy	180,97mGy.cm
100 mA	18,51mGy	90,48mGy.cm
60 mA	11,15mGy	54,29mGy.cm

---

Ao analisar os valores da tabela 2, pode-se observar que houve uma redução, linear, da dose em função do mA, como esperado, visto que este foi o único fator modificado na relação do número de fótons por unidade de tempo (mAs). Além disso, pode-se afirmar que o protocolo de 60 mA apresentou uma redução de dose de 80% em relação ao protocolo proposto pelo fabricante (300 mA).

### **5.2. Avaliação da qualidade de imagem**

Para a ICRP (2007a), a qualidade de imagem é uma medida não específica do senso “subjetivo” de qualidade, que deve ser definido por um observador treinado. Medidas objetivas, como o ruído da imagem e a razão ruído/contraste, podem ser obtidas facilmente. Porém, elas podem não capturar completamente todas as características relevantes para a realização de um correto diagnóstico. Portanto, para a comissão, a determinação de um nível “ótimo” de qualidade pode ser uma tarefa complexa, onde tanto as medidas objetivas quanto a percepção individual do observador estão envolvidas.

É importante lembrar que, como as imagens de TC não sofrem qualquer penalidade em uma sobre-exposição, existe uma tendência de erro no sentido de gerar imagens com níveis de ruído mais baixo do que o necessário e, conseqüentemente, de maiores doses. O atual desafio em TC, de uma maneira geral, é identificar um nível apropriado de qualidade de imagem, com um valor ótimo de ruído, que permita que um diagnóstico confiável seja procedido com níveis mínimos de dose. (Lewis, 2005)

Na tentativa de determinar um nível de ruído adequado para as imagens de planejamento de implantes, esse estudo baseou sua análise da qualidade de imagem na avaliação de observadores treinados. Essa análise foi dividida em duas etapas. Primeiramente foi feita uma avaliação qualitativa e, em

um segundo momento, uma avaliação quantitativa das imagens obtidas nos diferentes protocolos estudados.

Os resultados encontrados, em cada uma das avaliações, serão expostos abaixo e discutidos em seqüência.

### **5.2.1 Avaliação qualitativa de imagem**

A primeira análise refere-se aos dados qualitativos observados pelos três avaliadores que qualificaram as imagens de acordo com os critérios previamente estabelecidos na pesquisa. Essas qualificações foram feitas através de dois tipos de variáveis de resposta, ordinais e nominais, sendo que a primeira refere-se às respostas que foram dadas através de notas (0 para péssimo, 1 para ruim, 2 para boa e 3 para excelente), e a segunda, às respostas “sim” ou “não”.

Na análise deste tipo de variável, muito freqüentemente são utilizadas as tabelas de contingência e testes baseados na estatística qui-quadrado. Neste caso não foi diferente, manteve-se essa mesma estrutura de resultados, acrescentando-se o coeficiente Kappa, um coeficiente de correlação apropriado para variáveis nominais. O Kappa é usado para avaliar a consistência interna de resultados qualitativos observados por mais de um avaliador.

Para uma melhor compreensão dos resultados, estes foram fragmentados em duas partes. Em um primeiro momento, foi avaliada a consistência interna e resultados obtidos nos diferentes mA, avaliação esta procedida entre os avaliadores, ou seja, como cada avaliador se comporta diante dos diferentes mA. Em seguida foi feita uma avaliação da consistência intra-avaliador, e neste caso tomaram-se os dados dos diferentes mA. O objetivo desta outra análise foi avaliar a possibilidade dos diferentes mA resultarem em características qualitativas semelhantes em relação aos critérios adotados na avaliação da imagem, traduzidas nas cinco questões formuladas.

## Resultados e Discussão

Assim sendo, em um primeiro momento serão descritos os resultados relatados pelos avaliadores em cada uma das questões ordinais e nominais avaliadas diante das imagens com diferentes níveis de mA.

**Questão 1 – Delimitação das corticais mandibulares (superior e inferior)**

Tabela 3 – Síntese dos resultados das análises estatísticas que objetivaram a avaliação da confiabilidade intra-avaliador na delimitação das corticais mandibulares (superior e inferior). (Anexos 3, 4 e 5)

Avaliador	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
1	3	Não se aplica	1
2	3	Não se aplica	1
		Razão de verossimilhança	
3	2 e 3	p = 0,0452 Mantel-Haenszel p = 0,8652	0,071

Pela análise dos resultados, pode-se observar que, para o quesito referente à identificação das corticais mandibulares superior e inferior, os dois primeiros avaliadores, independente do mA, sempre apontaram a resposta 3 (excelente). Isto corresponde a um coeficiente Kappa de 1, ou seja, há plena consistência nos resultados. Neste caso, não são possíveis os cálculos das estatísticas de qui-quadrado visando testar a associação entre o mA e a resposta. O coeficiente Kappa revela uma concordância interna de 100%, o que significa que não há divergência entre as avaliações nos diferentes níveis de mA. No entanto, para o avaliador 3, o resultado evidencia a existência de associação entre as notas atribuídas nessa questão e o mA. Observa-se que, com 100 mA há 100%

## Resultados e Discussão

de respostas 3, porcentagem que se altera nos demais níveis, até 55% no caso de 200 mA. Sendo assim, pode ser entendida como razoável a hipótese de que há associação, não linear, entre as notas e o fator em estudo, uma vez que estas aumentam ou diminuem, variando ponto a ponto, sem acompanhar a dose. O coeficiente Kappa, calculado para este último avaliador, não revela uma boa aderência entre os dados observados nos diversos níveis de mA, indicando também que se observa um comportamento diferente das notas, de acordo com o mA analisado.

**Questão 2 - Visualização do canal da mandíbula**

Tabela 4 - Síntese dos resultados das análises estatísticas que objetivaram a avaliação da confiabilidade intra-avaliador na visualização do canal da mandíbula. (Anexos 6, 7 e 8)

Avaliador	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
1	2 e 3	Razão de verossimilhança $p = 0,6116$	0,09
2	3	Não se aplica	1
3	2 e 3	Razão de verossimilhança $p = 0,4088$	0,058

Para a segunda questão, referente à visualização do canal da mandíbula, observa-se uma variação pequena nas respostas dos avaliadores 1 e 3, de forma que em 60, 200 e 300 mA há uma indicação, em cada, da resposta 2 e 8 respostas 3. Já com 100 mA todas as respostas são pela alternativa 3. O teste de qui-quadrado não se mostra apropriado, uma vez que menos de 50% das células acusam contagem predita inferior a 5, o que faz com que o teste  $G^2$  (qui-

## Resultados e Discussão

quadrado de razão de verossimilhança) seja mais apropriado. De qualquer forma, ambos os testes falham em apontar associação significativa entre linhas e colunas da tabela ( $p > 0,10$ ). Isto quer dizer que não há indícios de que as diferenças de notas (respostas) estejam associadas aos níveis de mA. O coeficiente Kappa revela uma associação muito baixa (menos de 10% de associação) entre as respostas dadas pelos avaliadores 1 e 3, usando os diferentes critérios (mA). Já o avaliador 2, atribuiu nota 3 para todas as imagens avaliadas.

**Questão 3 - Determinação das corticais do canal da mandíbula**

Tabela 5 - Síntese dos resultados das análises estatísticas que objetivaram a avaliação da confiabilidade intra-avaliador na determinação das corticais do canal da mandíbula. (Anexos 9, 10, 11)

Avaliador	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
		Mantel-Haenszel	
1	1, 2 e 3	p = 0,0048 Coeficiente Phi 0,5727	0,02
2	2 e 3	Razão de verossimilhança p = 0,1840	0,09
3	2 e 3	Razão de verossimilhança p = 0,3881	0,06

Quando analisada a questão 3, observa-se que as notas dadas pelo avaliador 1 variam entre 1 e 3, sobretudo quando avaliado o nível de 300 mA. Dessa forma, o teste de qui-quadrado de Mantel e Haenszel nos dá fortes indícios ( $p < 0,01$ ) da existência de associação linear entre as doses (mA) e as respostas dadas nessa questão. É interessante notar que nas doses mais baixas (60 e 100 mA) há uma concentração de notas mais altas (2 e 3), prevalecendo a nota 3 em

## Resultados e Discussão

---

relação às demais, enquanto que nas doses mais altas concentram-se notas menores, sobretudo 2, mas aparecendo ainda uma nota 1 no protocolo de 300 mA. Portanto, para este avaliador, nessa questão, o aumento da dose resultou numa pior qualidade de imagem. Sendo assim, conclui-se por uma deterioração da qualidade da imagem à medida em que houve um aumento da dose (mA) e que esta deterioração não é casual, mas significativa. Neste caso, vale a pena comentar que o coeficiente phi mostra uma associação de 50% entre as doses e as notas, o que é um valor bastante alto para dados desta natureza e que denota uma probabilidade muito grande de que tal efeito seja verdadeiro e não fruto do acaso.

Esses resultados estão em consonância com os obtidos por Ekestubbe e colabores, em 1999, que avaliaram a qualidade de imagens tomográficas de baixa dose para implante. Esses autores encontraram que os observadores conseguiam identificar melhor o canal da mandíbula e o contorno externo da mandíbula nas imagens de TC de baixa dose do que nas de alta dose. Acredita-se que este fato seja decorrente da presença de uma maior quantidade de ruído na imagem de baixa dose, que destaca o contorno de estruturas corticais, tornando-as mais distintas em relação ao meio. Dessa forma, os autores consideram que o ruído pode, em algumas situações, contribuir para a visibilidade de estruturas anatômicas.

Além disso, a ICRP, em sua publicação 102 de 2007, afirma que a melhor resolução de imagem da TCMD melhora o contraste de pequenos objetos. Consequentemente, imagens com maior quantidade de ruído não necessariamente tem pior acurácia diagnóstica. Ao contrário do que se espera, a razão contraste/ruído pode ser similar ou até mesmo melhor que uma imagem obtida com um protocolo padrão.

## Resultados e Discussão

Para os outros avaliadores, apesar de haver uma variação das notas atribuídas, os testes estatísticos demonstram que não há indícios de que as diferenças de resposta estejam associadas aos níveis de mA.

O coeficiente Kappa denota uma baixa consistência das respostas, fruto dos diversos itens assinalados nos diferentes níveis de mA. O Kappa deu como não-significativo, o que quer dizer que os resultados não têm correlação, são muito heterogêneos.

### Questão 4 - Qualidade geral da imagem

Tabela 6 - Síntese dos resultados das análises estatísticas que objetivaram a avaliação da confiabilidade intra-avaliador na determinação da qualidade geral da imagem. (Anexos 12, 13 e 14)

Avaliador	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
1	3	Não se aplica	1
2	3	Não se aplica	1
3	3	Não se aplica	1

Com relação a avaliação da qualidade geral da imagem, pode-se observar que todos os avaliadores, independente do mA, sempre apontaram a resposta 3 (excelente), o que corresponde a um coeficiente Kappa de 1. Lembrando que, mais uma vez, não são possíveis os cálculos das estatísticas de qui-quadrado visando testar a associação entre o mA e a resposta. O coeficiente Kappa revela uma concordância interna de 100%, ou seja, não há divergência entre as avaliações nos diferentes níveis de mA.

### Questão 5 - Qualidade aceitável da imagem para o planejamento de implantes

Tabela 7 - Síntese dos resultados das análises estatísticas que objetivaram a avaliação da confiabilidade intra-avaliador na determinação da aceitabilidade da imagem para o planejamento de implantes. (Anexos 15, 16 e 17)

Avaliador	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
1	SIM	Não se aplica	1
2	SIM	Não se aplica	1
3	SIM	Não se aplica	1

Quanto à variável de resposta nominal referente à questão em que se perguntava se a imagem era ou não adequada para o planejamento de implantes, mais uma vez todos os avaliadores, independente do mA, sempre apontaram a resposta “sim”. Isto corresponde a um coeficiente Kappa de 1, o que revela que não há divergência entre as avaliações nos diferentes níveis de mA.

Em resumo, observa-se que, ao avaliar a qualidade de imagem em relação aos diferentes níveis de mA estudados, todos os avaliadores não encontraram diferenças estatisticamente significativas para os quesitos relacionados a visualização do canal da mandíbula, qualidade geral da imagem e aceitação desta para o planejamento de implantes. Esses resultados estão de acordo com os achados de estudos que, igualmente, buscam estratégias para a redução de dose em TC nas diversas áreas do diagnóstico. (Diederichs *et al.*, 1996, Ekestubbe *et al.*, 1996; Starck *et al.*, 1998; Ekestubbe *et al.*, 1999;

Rustemeyer *et al.*, 2004; Marconato *et al.*, 2004; Gurung *et al.*, 2005; Gündogdu *et al.*, 2005)

Quanto ao quesito que avaliava a determinação das corticais mandibulares superior e inferior, pode-se observar que apenas o examinador 3 encontrou diferenças estatisticamente significativas na qualidade de imagem em relação aos mA estudados. Isso denota que este avaliador, neste quesito em particular, utilizou critérios distintos em relação aos outros avaliadores. No entanto, devemos afirmar que essa diferença não foi linear, ou seja, a qualidade não aumentou ou diminuiu proporcionalmente aos diferentes mA estudados. Ao contrário, o que se pôde observar é que com 100 mA alcançava-se a melhor imagem, seguido de 300 mA, 60 mA e 200 mA.

Em relação à questão acerca da visualização das corticais do canal da mandíbula, dois examinadores não observaram diferenças na qualidade de imagem em relação aos diferentes níveis de mA estudados. No entanto, o examinador 1 encontrou diferenças de qualidade de imagem, diferenças estas que tinham uma relação linear com a dose. Para este avaliador, nesse quesito, os protocolos de baixa dose (100 e 60mA) apresentaram melhor imagem e à medida em que a dose aumentava a imagem aparecia proporcionalmente mais degradada.

Finalizada a primeira etapa das avaliações, em um segundo momento, avaliou-se a aderência dos resultados entre os avaliadores. Nesta etapa foram usadas as mesmas técnicas empregadas no primeiro estudo realizado, mas desta feita o objetivo foi quantificar o grau de coesão das respostas fornecidas pelos observadores.

**Questão 1 – Delimitação das corticais mandibulares (superior e inferior)**

Tabela 8 – Síntese das análises estatísticas que objetivaram comparar a confiabilidade inter-avaliadores nos diferentes protocolos de exposição (mA) para delimitação das corticais mandibulares (superior e inferior). (Anexos: 18, 19, 20, e 21)

mA	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
300	2 = 3,70% 3 = 96,30%	Razão de verossimilhança p = 0,3206	0,038
200	2 = 14,81% 3 = 85,19%	Razão de verossimilhança p = 0,0058	0,17
100	3	Não se aplica	1
60	2 = 11,11% 3 = 88,89%	Razão de verossimilhança p = 0,025	0,125

Para os níveis de 60 e 200 mA o estudo nos dá indícios ( $p < 0,05$ ) da associação entre as respostas e os avaliadores. Tal associação se revela quando se observa que o avaliador 2 foi o único que atribuiu uma nota 2 em cada um dos níveis, enquanto que os demais avaliadores não especificaram em momento algum esta nota. Isto é suficiente para que se possa argumentar que este avaliador tem critérios distintos na atribuição das notas em relação aos outros dois, o que faz com que o coeficiente Kappa tenha um valor pequeno, indicando um pequeno grau de consistência interna quando considerados os três avaliadores. Já para o nível de 100 mA todos os avaliadores apontaram nota 3 para a questão, o que nos dá fortes indícios de concordância ( $p < 0,01$ ) das avaliações. Quanto a 300 mA, o teste de qui-quadrado não revela associação

## Resultados e Discussão

entre avaliadores e a resposta, visto que dois avaliadores tiveram distribuição de notas um pouco diferente (1 único 2 atribuído), embora esta diferença não seja suficiente para caracterizar a associação. A exemplo de casos anteriores, também o coeficiente Kappa é não-significativo.

**Questão 2 – Visualização do canal da mandíbula**

Tabela 9 - Síntese das análises estatísticas que objetivaram comparar a confiabilidade inter-avaliadores nos diferentes protocolos de exposição (mA) para visualização do canal da mandíbula. (Anexos: 22, 23, 24 e 25)

mA	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
300	2 = 7,41% 3 = 92,59%	Razão de verossimilhança p = 0,4272	0,46
200	2 = 7,41% 3 = 92,59%	Razão de verossimilhança p = 0,4272	0,08
100	3	Não se aplica	1
60	2 = 3,7% 3 = 96,3%	Razão de verossimilhança p = 0,3206	0,038

Para a questão referente à visualização do canal da mandíbula, observa-se que para 60 e 200 mA o teste de qui-quadrado não revela associação entre avaliadores e resposta, visto que, apesar de haver diferença na distribuição de notas, esta não é suficiente para caracterizar uma associação, uma vez que o teste de qui-quadrado de razão de verossimilhança apresenta um valor-p superior a 30%. Para esses níveis de mA o coeficiente de Kappa é não-significativo. Para 100 mA, mais uma vez, todos os avaliadores apontaram nota 3 para a questão, o que nos dá fortes indícios de concordância ( $p < 0,01$ ) das avaliações. No caso de

## Resultados e Discussão

300 mA, o teste de qui-quadrado não aponta a existência de associação entre os avaliadores e a quantidade de notas 2 e 3 atribuídas. Ocorre, entretanto, que o coeficiente Kappa nos dá fortes indícios de que a coerência de respostas é significativa, apontando para um nível de consistência de 46%. O coeficiente Kappa evidencia que as notas 2 atribuídas pelos avaliadores se referem à mesma imagem na mesma replicação, ou seja, há uma concordância maior do que nos casos nos quais a distribuição apontava como casual a atribuição das notas diferentes.

**Questão 3 – Delimitação das corticais do canal da mandíbula**

Tabela 10 - Síntese das análises estatísticas que objetivaram comparar a confiabilidade inter-avaliadores nos diferentes protocolos de exposição (mA) para delimitação das corticais do canal da mandíbula. (Anexos: 26, 27, 28 e 29)

mA	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
300	1 = 3,7% 2 = 22,22% 3 = 74,07%	Razão de verossimilhança p = 0,0091 Mantel-Haenszel p = 0,0023	0,20
200	2 = 37,04% 3 = 62,96%	Razão de verossimilhança p = 0,0794	0,11
100	2 = 3,7% 3 = 96,3%	Razão de verossimilhança p = 0,3206	0,038
60	2 = 14,81% 3 = 85,19%	Razão de verossimilhança p = 0,7560	0,11

Para a questão referente à delimitação das corticais mandibulares, nos níveis de 60 e 100 mA, não são observados indícios de associação entre os

## Resultados e Discussão

---

avaliadores e as respostas. Para 60 mA a consistência interna não é significativa quando avaliado o coeficiente Kappa ( $p > 0,10$ ), o que não nos dá indícios de que exista um critério único compartilhado por todos os avaliadores.

Já para 200 mA os resultados revelam alguma divergência nas notas atribuídas pelos avaliadores, sobretudo nas notas atribuídas pelo avaliador 1, as quais revelam uma maior quantidade de notas 2 do que a proporção dessas notas para os demais avaliadores. Apesar do fato dos testes estatísticos não acusarem diferença significativa no nível de 5%, os valores-p excedem em muito pouco este limite. Dessa forma, mesmo que estatisticamente não haja condições de se afirmar que se trata de um efeito verdadeiro, o bom senso manda que se encare este resultado como indicador de critérios diferentes por parte dos avaliadores, sobretudo quando se compara o avaliador 1 com os demais avaliadores. Este avaliador atribuiu 66,67% de notas 2 contra 22,22% de notas 2 atribuídas pelos outros avaliadores, o que é, sem dúvida, uma indicação de que este avaliador tinha critérios próprios que poderiam interferir nas análises. O coeficiente phi acusa um nível de associação de 43,39%, que é relativamente alto, apesar do teste estatístico não acusar se tratar de um efeito significativo.

Para o nível de 300 mA, o teste de qui-quadrado nos dá fortes indícios da existência de associação entre linhas e colunas da tabela, ou seja, que as notas tiveram critérios diferentes de acordo com o avaliador. O teste de qui-quadrado de Mantel e Haenszel evidencia ainda que esta divergência pode ser linear, ou seja, varia de forma dependente da ordem colocada na tabela, o que fica bem evidente na análise dos dados. Observa-se que enquanto o segundo avaliador somente atribuiu notas 3, o terceiro já atribuiu uma nota 2, ou seja, há uma diminuição no escore de qualidade da imagem em pelo menos 1 ponto. Ao avaliar as notas atribuídas pelo primeiro avaliador, já há uma maioria (5) de notas 2 e até uma nota 1, o que reduz ainda mais o escore que poderia ser usado para interpretar a qualidade da imagem. Esta variação é significativa, ou seja, não há indícios de que tal distribuição tenha ocorrido por acaso.

**Questão 4 – Qualidade geral da imagem**

Tabela 11 - Síntese das análises estatísticas que objetivaram comparar a confiabilidade inter-avaliadores nos diferentes protocolos de exposição (mA) para determinação da qualidade geral da imagem. (Anexos: 30, 31, 32 e 33)

mA	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
300	3	Não se aplica	1
200	3	Não se aplica	1
100	3	Não se aplica	1
60	3	Não se aplica	1

Para a questão relacionada à qualidade geral da imagem, todos os avaliadores apontaram nota 3 (excelente), o que nos dá fortes indícios de concordância ( $p < 0,01$ ) das avaliações.

### Questão 5 – Qualidade da imagem aceitável para o planejamento de implantes

Tabela 12 - Síntese das análises estatísticas que objetivaram comparar a confiabilidade inter-avaliadores nos diferentes protocolos de exposição (mA) de irradiação para determinação da aceitabilidade do uso da imagem para o planejamento de implantes. (Anexos: 34, 35, 36 e 37)

mA	Resposta	Qui-quadrado	Valor de Kappa
300	sim	Não se aplica	1
200	sim	Não se aplica	1
100	sim	Não se aplica	1
60	sim	Não se aplica	1

Para a última pergunta, assim como na questão de número 4, todos os avaliadores apontaram que as imagens são aceitáveis para o planejamento de implantes, o que nos dá fortes indícios de concordância ( $p < 0,01$ ) das avaliações.

Em resumo, quando se analisa a consistência dos avaliadores na questão relacionada à visualização do canal da mandíbula, observa-se que para 100 mA todos os examinadores apontaram nota 3 (excelente). Já nos outros níveis, apesar de ocorrerem notas diferentes, não foram encontrados indícios de associação significativa entre avaliadores e respostas, o que indica que os resultados ainda são homogêneos. Além disso, para o nível de 300 mA observamos que o kappa é significativo, demonstrando, nesse caso, que há coerência entre as respostas.

## Resultados e Discussão

---

Em relação ao quesito que avaliava a determinação das corticais mandibulares, pode-se observar que, mais uma vez, todos os examinadores apontam para a nota máxima no nível de 100 mA. Com 300 mA houve diferenças nas notas, mas que não apontaram uma associação significativa entre linhas e colunas. Quanto aos níveis de 60 e 200 mA, pode-se observar uma associação significativa, o que indica que as notas tiveram critérios diferentes de acordo com o avaliador.

Já para a questão sobre a delimitação da cortical do canal da mandíbula, pode-se observar que nos níveis de 60, 100 e 200 mA houve uma associação não-significativa entre notas e avaliadores, ou seja, os resultados foram homogêneos. No entanto, para o nível de 200 mA é possível constatar uma pequena divergência de um dos examinadores em relação aos outros, mesmo que estatisticamente não haja condições de afirmar que esse foi um efeito verdadeiro. Já com 300 mA houve uma associação significativa e linear, ou seja, além de terem critérios distintos, essas notas tiveram uma divergência linear.

No entanto, analisando os quesitos relacionados à qualidade geral da imagem e aceitação desta para o planejamento de implantes, todos os avaliadores apontaram como resposta a nota máxima para todos os níveis de mA estudados. Dessa forma, é possível considerar que os observadores concordaram que, em todos os protocolos, as imagens obtidas poderiam ser utilizadas no planejamento de implantes, sem prejuízo para o diagnóstico. Esses resultados se assemelham aos achados de Ekestubbe *et al.* (1996), Ekestubbe *et al.* (1999) e Rustemeyer *et al.* (2004), e com a afirmação de Golding & Shrimpton (2002) de que em áreas de alto contraste natural o ruído é menos crítico e clinicamente aceitável, permitindo a obtenção de imagens com fatores de exposição limitados, principalmente a corrente do tudo (mA).

Por outro lado, quando havia diferença de aceitação entre os níveis de mA estudados, pôde-se observar que os avaliadores concordaram que as

imagens obtidas com o protocolo de baixa dose de 100 mA tinham qualidade superior de imagem.

A primeira vista, pode-se acreditar que o protocolo de baixa dose de 100 mA deveria ser o escolhido para a realização de exames para o planejamento de implantes nesse tipo de aparelho. Contudo, é importante lembrar que o desafio atual em TCMD é identificar uma qualidade de imagem apropriada em que seja balanceado o nível de ruído, permitindo que se tenha um diagnóstico apropriado, com níveis mínimos de radiação para o paciente. Ou seja, imagens de qualidade excelente não são essenciais para todos os tipos de diagnóstico, e sim o nível de qualidade deve ser escolhido de acordo com a tarefa diagnóstica. (ICRP, 2007a). Portanto, o objetivo precípua deste estudo é apontar uma imagem de qualidade diagnóstica adequada e que requeira a menor dose possível de radiação.

### **5.2.2. Avaliação de medidas quantitativas**

Para as medidas de altura e espessura óssea implantar (AOI e EOI, respectivamente) foi conduzido, em um primeiro momento, uma comparação das medidas observadas pelo examinador em relação ao padrão ouro (ou média verdadeira), que foi de 12cm para AOI e 14cm para EOI. Este primeiro estudo, portanto, consiste em avaliar, através de estatística, se há indícios para se afirmar que a média observada na amostra (dados observados pelo avaliador) difere de maneira significativa da média verdadeira.

Existem três testes apropriados para esta hipótese: o teste t de Student, o teste das ordens assinaladas e o teste do sinal. A seleção do teste mais apropriado foi feito através de um estudo de suposições, o qual se embasou na hipótese de normalidade, necessária para se validar o teste t de Student, e na simetria, condição necessária para aplicação do teste das ordens assinaladas. Se nenhuma das condições, nem normalidade e nem simetria, fossem verificadas, então o mais apropriado seria o teste do sinal.

## Resultados e Discussão

Tabela 13: Teste para a comparação da média da amostra de espessura com a média verdadeira (14,00), obtida através da medição de um padrão conhecido.

Coeficiente de assimetria	W:Shapiro Wilk	Valor-p Ho:normal	Média	Desvio padrão	Teste das ordens assinaladas	Valor – p Ho:u = 14
-1.28938	0.66246	0.00038	13.83	0.2659	-5	0.12500

Inicia-se o estudo pela avaliação do valor-p associado à hipótese de normalidade, calculada através do teste de Shapiro-Wilk e que nos dá fortes indícios de que os dados de espessura não provêm de uma população normalmente distribuída. Diante deste resultado, recomenda-se a avaliação do coeficiente de assimetria.

Em dados oriundos de populações simétricas, este coeficiente mostra valores próximos a 0, aceitando-se em geral que os valores dentro da faixa compreendida entre -2 e +2 não dão indícios de grandes desvios em relação a uma distribuição simétrica. Em vista da aderência destes dados a uma distribuição simétrica, já que o valor é superior a -2, foi aplicado o teste das ordens assinaladas, que revelou um valor de -5, o qual, por sua vez, associa-se a um valor-p de 0,12500, superior ao nível de significância de 5% estabelecido para este estudo.

Sendo assim, não são observados indícios ( $p > 0,05$ ) de que a média amostral seja diferente da média verdadeira, o que permite concluir que os erros sistemáticos são desprezíveis, restando apenas erros casuais.

De maneira similar ao apresentado para espessura, o estudo com altura é apresentado na tabela 14.

## Resultados e Discussão

Tabela 14: Teste para a comparação da média da amostra de altura com a média verdadeira (12,00), obtida através da medição de um padrão conhecido.

Coefficiente de assimetria	W:Shapiro Wilk	Valor-p Ho:normal	Média	Desvio padrão	Teste t de Student	Valor – p Ho:u = 14
-1.0300	0.86402	0.05492	12.19	0.3612	1.86478	0.089094

Para análise da altura, pelo teste de Shapiro-Wilk, não são observados indícios de que a população não seja normalmente distribuída ( $p > 0,05$ ), o que permite a aplicação do teste t de Student, um teste mais poderoso, ou seja, mais capaz de encontrar diferenças que verdadeiramente existam. O teste t de Student falha em detectar diferença entre a média observada e a média verdadeira ( $p > 0,05$ ), ou seja, também neste caso não há indícios de erros sistemáticos que conduzam a médias diferentes da média verdadeira conhecida por padrão-ouro.

Testes similares aos anteriormente aplicados foram realizados com intuito de comparar as médias amostrais com a média verdadeira, dentro de cada um dos níveis de mA.

Tabela 15. - Estatísticas para estudo de suposições dos testes para altura e espessura por mA.

Medida	mA	Coefficiente de assimetria	W:Shapiro Wilk	Valor-p Ho:Normal	Teste recomendado
EOI	60	.	.	.	não se aplica
	100	-1.73205	0.75000	0.00000	ordens assinaladas
	200	0.00000	1.00000	1.00000	t de Student
	300	-1.73205	0.75000	0.00000	ordens assinaladas
AOI	60	0.00000	1.00000	1.00000	t de Student
	100	1.73205	0.75000	0.00000	ordens assinaladas
	200	1.73205	0.75000	0.00000	ordens assinaladas
	300	0.00000	1.00000	1.00000	t de Student

## Resultados e Discussão

---

Pode ser observado que na variável espessura, com 60 mA, não é possível a execução dos cálculos, o que é decorrente do fato de que todas as medidas desta condição foram iguais a 14. Com isto não há variância para se estudar, não sendo possível aplicar a maioria dos testes estatísticos. Essa ausência de variabilidade na espessura pode ser explicada pelo fato de que a diminuição do mA resulta em um aumento do ruído, que pode, especificamente para estruturas de alto contraste, aumentar o destaque das corticais ósseas (Ekestubbe *et al.*, 1996; ICRP, 2007a). Isso é mais pronunciado para a variável espessura porque as corticais vestibular e lingual da mandíbula são áreas altamente densas, apresentando, portanto, maior contraste que as estruturas limítrofes da variável altura (rebordo alveolar e canal da mandíbula). Dessa forma, considera-se que nas imagens de 60 mA as medidas de espessura foram melhor determinadas, uma vez que nas imagens com este mA sempre houve uma medida semelhante à verdadeira.

Ainda para a espessura observa-se que em 100 e 300 mA recomenda-se a aplicação do teste das ordens assinaladas, uma vez que há fortes indícios de que os dados não provêm de população normalmente distribuída, embora o coeficiente de assimetria em termos absolutos seja menor que 2.

Para a altura não foi verificado nenhum caso de repetição de todos os valores. Assim, para as classes de mA igual a 60 e 300 recomenda-se a aplicação do teste t de Student, em vista da inexistência de indícios de que estes dados não aderem à distribuição normal. Nos casos de mA igual a 100 e 200, por sua vez, há apenas indícios de simetria, mas não de normalidade, e, por isto, recomenda-se o teste das ordens assinaladas.

Os resultados dos testes mais apropriados são apresentados na Tabela 16.

## Resultados e Discussão

Tabela 16. - Testes para comparação da média de uma amostra com a média verdadeira conhecida (padrão ouro) dentro de cada nível do fator mA.

Medida	mA	Média	Desvio		valor-p	n	Teste aplicado
			padrão	Estatística			
EOI	60	14.0000	0.00000	.	.	3	2
EOI	100	13.8889	0.19245	-0.50000	1.00000	3	2
EOI	200	13.6667	0.33333	-1.73205	0.22540	3	1
EOI	300	13.7778	0.38490	-0.50000	1.00000	3	2
AOI	60	12.0000	0.33333	0.00000	1.00000	3	1
AOI	100	12.1111	0.19245	0.50000	1.00000	3	2
AOI	200	12.3333	0.57735	0.50000	1.00000	3	2
AOI	300	12.3333	0.33333	1.73205	0.22540	3	1

Teste aplicado: 1: t de Student

2: Teste das ordens assinaladas

Podem ser observados que todos os valores-p são maiores que 0,05, o que faz com que os testes falhem em detectar diferenças entre as medidas e as médias verdadeiras. Confirma-se a inexistência de variância nas espessuras quando coletadas no nível de 60 mA, o que não permite o cálculo das estatísticas.

Outra preocupação diz respeito à avaliação da repetibilidade, desejada por ser um indicador de precisão do método de medição utilizado. Ao se avaliar diversas vezes um mesmo objeto, é ideal a inexistência de variações.

As variações podem ser separadas em sistemáticas e casuais. A primeira, analisada através dos testes anteriormente aplicados, corresponde a variações associadas de alguma forma ao método ou ao objeto mensurado. A segunda é avaliada pelos índices de repetibilidade, e, diferente da análise anterior, tem suas variações atribuídas ao acaso. Em função disso, procura-se analisar até que ponto essas diferenças podem comprometer a confiabilidade das medidas,

## Resultados e Discussão

fator que depende de baixos erros sistemáticos e baixa taxa de erros casuais, concomitantemente.

Para o cálculo da repetibilidade foi desenvolvida uma análise de medidas repetidas que tiveram as três replicações como variações repetidas. Desta análise, foram coletados os valores de variação inter-avaliações, os quais foram utilizados como denominador no cálculo da repetibilidade, e a variação intra-avaliações foi utilizada como numerador.

$$I = 1 - \frac{S_e^2}{S_t^2}$$

Tabela 17. - Índice de repetibilidade dos dados de altura e espessura, quando consideradas as medições dentro dos mesmos objetos, calculado com base em todos os dados (geral) e em cada um dos níveis de mA.

	Altura		Espessura	
	Variâncias	I	Variâncias	I
Geral	0.391	0.886	0.212	0.857
	0.134		0.091	
60	0.333	0.667	0.000	Indefinida
	0.333		0.000	
100	0.111	0.667	0.111	0.667
	0.111		0.111	
200	1.000	1.000	0.333	0.833
	0.000		0.167	
300	0.333	0.833	0.444	0.917
	0.167		0.111	

O “índice de repetibilidade” de 1, como o observado no caso da altura no nível de 200 mA, indica uma repetibilidade de 100%, ou seja, os valores foram sempre repetidos de forma igual. Analisados isoladamente, os níveis de 200 e 300

## Resultados e Discussão

mA tiveram os valores mais altos de repetibilidade, o que pode acontecer justamente por serem essas as imagens de protocolo convencional que o observador trabalha diariamente.

O valor indefinido, observado na espessura, quando aplicado o nível 60 mA, é decorrente da completa ausência de variância, o que faz com que os dois valores usados no cálculo sejam 0, e, em consequência disto, o cálculo não pode ser efetuado. Entretanto, é razoável supor que a repetibilidade é muito alta, visto que não se observam variações dentro do objeto e nem entre os objetos.

Tendo em vista a similaridade dos objetos em relação aos valores verdadeiros, também foi feito o cálculo da repetibilidade entre objetos, seguindo a mesma metodologia do cálculo intra-objetos.

Tabela 18 - Índice de repetibilidade dos dados de altura e espessura, quando consideradas as medições entre objetos distintos, calculado com base em todos os dados (geral) e em cada um dos níveis de mA.

	Altura		Espessura	
	Variâncias	I	Variâncias	I
Geral	0.149	0.565	0.152	0.717
	0.194		0.129	
60	0.000	Indefinida	0.000	Indefinida
	0.333		0.000	
100	0.111	0.667	0.111	0.667
	0.111		0.111	
200	0.000	Indefinida	0.333	0.833
	0.000		0.167	
300	0.333	0.833	0.111	0.667
	0.167		0.111	

## Resultados e Discussão

---

Conforme esperado, podem ser observadas repetibilidades menores que no caso da avaliação intra-objetos, em vista de se tratar da análise de imagens diferentes. Contudo, de qualquer forma, há bons indícios de que se observam valores com boa precisão.

Dessa maneira, pode-se observar que os resultados encontrados alinham-se à afirmação da ICRP (2001, 2007a), que relata que a degradação da qualidade de imagem, como resultado da diminuição do mAs, não é significativa em situações de alto contraste. Conseqüentemente, é possível alcançar uma diminuição considerável do mA e conseqüentemente da dose, mantendo a qualidade de imagem em um nível aceitável.

## 6. CONCLUSÃO

A partir da análise dos resultados encontrados, é possível concluir que:

1. Os protocolos estudados apresentaram qualidade de imagem semelhante, quando analisados os quesitos referentes a:

- Visualização do canal da mandíbula;
- Qualidade geral da imagem;
- Aceitação da imagem para o planejamento de implantes;

2. O protocolo de 100 mA apresentou as imagens melhor avaliadas nos quesitos relacionados a:

- Determinação das corticais mandibulares,
- Visualização do canal da mandíbula;

3. As medidas de altura e espessura óssea implantar, realizadas nas imagens dos diferentes protocolos estudados, não diferiram das medidas reais (padrão ouro);

4. O protocolo de 60 mA, considerado aceitável para o planejamento de implantes, apresentou uma redução de 80% da dose em relação ao protocolo recomendado pelo fabricante.

Bianchi J, Goggins W, Rudolph M. In vivo, thyroid and lens surface exposure with spiral and conventional computed tomography in dental implant radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000; 90(2): 249-53.

Brasil. Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria n. 453, de 1 de junho de 1998. *Diário Oficial da União* 1998 Jun.

COCIR - European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries. Radiation exposure in computed tomography: fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimization, scanner data, terminology. Hamburg; 2000.

Dantas JA. Influência do posicionamento da mandíbula em exames de tomografia computadorizada para implantes [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP: 2002

Dantas JA, Montebello Filho A, Campos PSF. Computed tomography for dental implants: the influence of the mandibular positioning on the bone height and width. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005; 34(1): 9-15.

Diederichs C, Engelke WGH, Richter B, Hermann KP, Oestmann JW. Must radiation dose for CT of the maxilla and mandible be higher than that for conventional panoramic radiography? *AJNR Am J Neuroradiol.* 1996; 17(9): 1758-60.

Ekestubbe A, Gröndahl K, Ekholm S, Johansson PE, Gröndahl HG. Low-dose tomographic techniques for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(5): 650-9.

Ekestubbe A, Gröndahl K, Gröndahl HG. Quality of preimplant low-dose tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 88 (6): 738-44.

Golding SJ, Shrimpton PC. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? Br J Radiol. 2002; 75(889): 1-4.

Groves AM, Owen KE, Courtney HM, Yates SJ, Goldstone KE, Blake GM *et al.* 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. Br J Radiol. 2004; 77 (920): 662-5.

Gündogdu S, Mahmutyazicioglu K, Özdemir H, Savranlar A, Asil K. Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. Eur Radiol. 2005; 15(9): 1959-68.

Gurung J, Khan MF, Maataoui A, Herzog C, Bux R, Bratzke H *et al.* Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT. Eur Radiol. 2005; 15 (9): 1898-905.

Huda W. Dose and Image Quality in CT. Proceedings of Radiation Protection Symposium of the North West European RP Societies; 2003 June 2-5; Utrecht, The Netherlands. [acesso 2005 abril 23]. Disponível em: <http://www.srp-uk.org/utrecht/utr37.pdf>.

International Commission on Radiation Protection. ICRP Publication 87. Managing patient dose in computed tomography. Annals of the ICRP. 2001; 30(4): 1–45.

International Commission on Radiation Protection. ICRP Publication 102. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). Annals of the ICRP. 2007a; 37(1): 1–80.

International Commission on Radiation Protection. ICRP Publication 103. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. Annals of the ICRP. 2007b; 37(2-4): 1–332.

Lewis M. Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. ImPACT technology update no. 3. 2005: 1-14 [acesso 2005 out 16]. Disponível em: <http://www.impactscan.org/download/msctdose.pdf>.

Mahesh M, Scatarige JC, Cooper J, Fishman E. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. AJR Am J Roentgenol. 2001; 177(6): 1273-5.

Marconato JA, Mazzola AA, Sanvitto PC, Carvalho ACP, Vasques MV. Redução da dose e aumento da vida útil do tubo de raios X em tomografia computadorizada. Radiol Bras. 2004; 37 (5)

Rustemeyer P, Streubühr U, Suttmoeller J. Low-dose computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. Acta Radiol. 2004; 45 (8): 847-53.

Rydberg J, Liang Y, Teague SD. Fundamentals of multichannel CT. Radiol Clin North Am. 2003; 41 (3): 465-74.

Scaf G, Lurie AG, Mosier KM, Kantor ML, Ramsby GR, Freedman ML. Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1997; 83(1): 41-8.

Smith A, Shah GA, Kron T. Variation of patient dose in head CT. Br J Radiol. 1998; 71(852): 1296-301.

Starck G, Lönn L, Cederblad A, Alpsten M, Sjöström L, Ekholm S. Radiation reduction in CT: application to tissue area and volume determination. Radiology. 1998; 209(2): 397-403.

Zammit-Maempel I, Chadwick CL, Willis SP. Radiation dose to the lens of eye and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT. Br J Radiol. 2003; 76(906): 418-20.

Anexo 1



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**

**CERTIFICADO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "Tomografia computadorizada de baixa dose para implantes dentários: **Dosimetria e qualidade de imagem**", protocolo nº **048/2005**, dos pesquisadores **JANAINA ARAÚJO DANTAS e PAULO SERGIO FLORES CAMPOS**, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 01/06/2005.

The Research Ethics Committee of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that project "Low dose computed tomography for dental implants: **Dosimetry and image quality**", register number **048/2005**, of **JANAINA ARAÚJO DANTAS and PAULO SERGIO FLORES CAMPOS**, comply with the recommendations of the National Health Council – Ministry of Health of Brazil for researching in human subjects and was approved by this committee at 01/06/2005.

*Cinthia Pereira Machado Tabchoury*  
**Cinthia Pereira Machado Tabchoury**  
Secretária  
CEP/FOP/UNICAMP

*Jacks Jorge Júnior*  
**Jacks Jorge Júnior**  
Coordenador  
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.  
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.

Anexo 2



**DECLARAÇÃO**

Declaramos, para todos os fins cabíveis, que o equipamento abaixo identificado: **Tomógrafo Computadorizado** - Fabricante: **GE**; Modelo: **LIGHT SPEED**; (V/Hz): 220 V/ 60 Hz; tensão: 140 kV  $\pm 10\%$ ; corrente: 160 mA  $\pm 20\%$ ; S/N – 200433000267 de propriedade da **Clinica Delfin Gonzalez Miranda Ltda.**, está submetido a um Programa de Controle de Qualidade conforme portaria **MS SVS 453/98 - DIRETRIZES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO E ODONTOLÓGICO**, atendendo a periodicidade e limites de tolerâncias estabelecidos nesta Legislação. Toda a responsabilidade da execução e análise dos testes de Controle de Qualidade estão sob responsabilidade de nossa por meio de contrato firmado entre as partes, **Clinica Delfin e CFR**.

Salvador, 11 de dezembro de 2008.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Wilson Otto Batista', is written over a horizontal line.

**Wilson Otto Batista**  
Físico - ABFM RT 161/977  
CNEN n° 131/2001  
CNEN FR 025/2003

**Anexo 3**

Avaliador: 1 - Questão: F1  
 Table of ma by resposta

ma	resposta		Total
Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct
60	9	25.00	9
	100.00	25.00	
100	9	25.00	9
	100.00	25.00	
200	9	25.00	9
	100.00	25.00	
300	9	25.00	9
	100.00	25.00	
<b>Total</b>	<b>36</b>	<b>100.00</b>	<b>36</b>

Kappa statistics for nominal response

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.13608	7.34847	<.0001
1	.	.	.	.

**Anexo 4**

Avaliador: 2 - Questão: F1  
 Table of ma by resposta

ma	resposta		Total
Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct
60	9	25.00	9
	100.00	25.00	
100	9	25.00	9
	100.00	25.00	
200	9	25.00	9
	100.00	25.00	
300	9	25.00	9
	100.00	25.00	
<b>Total</b>	<b>36</b>	<b>100.00</b>	<b>36</b>

Kappa statistics for nominal response

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.13608	7.34847	<.0001
1	.	.	.	.

Anexo 5

```

Avaliador: 3 - Questão: F1
Table of ma by resposta
ma      resposta
Frequency|
Percent  |
Row Pct  |
Col Pct  |2      |3      | Total
-----+-----+-----+
      60 |      3 |      6 |      9
          |  8.33 | 16.67 | 25.00
          | 33.33 | 66.67 |
          | 37.50 | 21.43 |
-----+-----+-----+
     100 |      0 |      9 |      9
          |  0.00 | 25.00 | 25.00
          |  0.00 | 100.00|
          |  0.00 | 32.14 |
-----+-----+-----+
     200 |      4 |      5 |      9
          | 11.11 | 13.89 | 25.00
          | 44.44 | 55.56 |
          | 50.00 | 17.86 |
-----+-----+-----+
     300 |      1 |      8 |      9
          |  2.78 | 22.22 | 25.00
          | 11.11 | 88.89 |
          | 12.50 | 28.57 |
-----+-----+-----+
Total    |      8 |     28 |     36
          | 22.22 | 77.78 | 100.00

```

**Statistics for Table of ma by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	3	6.4286	0.0925
Likelihood Ratio Chi-Square	3	8.0373	0.0452
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.0288	0.8652
Phi Coefficient		0.4226	
Contingency Coefficient		0.3892	
Cramer's V		0.4226	

WARNING: 50% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
Sample Size = 36

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
2	-0.071429	0.13608	-0.52489	0.7002
3	-0.071429	0.13608	-0.52489	0.7002

Anexo 6

```

Avaliador: 1 - Questão: F2
Table of ma by resposta
ma      resposta
Frequency|
Percent  |
Row Pct  |
Col Pct  |2      |3      | Total
-----+-----+-----+
      60 |      1 |      8 |      9
          |  2.78 | 22.22 | 25.00
          | 11.11 | 88.89 |
          | 33.33 | 24.24 |
-----+-----+-----+
     100 |      0 |      9 |      9
          |  0.00 | 25.00 | 25.00
          |  0.00 | 100.00|
          |  0.00 | 27.27 |
-----+-----+-----+
     200 |      1 |      8 |      9
          |  2.78 | 22.22 | 25.00
          | 11.11 | 88.89 |
          | 33.33 | 24.24 |
-----+-----+-----+
     300 |      1 |      8 |      9
          |  2.78 | 22.22 | 25.00
          | 11.11 | 88.89 |
          | 33.33 | 24.24 |
-----+-----+-----+
Total    |      3 |     33 |     36
          |  8.33 | 91.67 | 100.00

```

**Statistics for Table of ma by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	3	1.0909	0.7793
Likelihood Ratio Chi-Square	3	1.8153	0.6116
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.1722	0.6782
Phi Coefficient		0.1741	
Contingency Coefficient		0.1715	
Cramer's V		0.1741	

WARNING: 50% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
 Sample Size = 36  
**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
2	-0.090909	0.13608	-0.66804	0.7479
3	-0.090909	0.13608	-0.66804	0.7479
	-0.090909	0.13608	-0.66804	0.7479

**Anexo 7**

Avaliador: 2 - Questão: F2  
 Table of ma by resposta

ma	resposta		Total
Frequency			
Percent			
Row Pct			
Col Pct	3		
60	9		9
	25.00		25.00
	100.00		
	25.00		
100	9		9
	25.00		25.00
	100.00		
	25.00		
200	9		9
	25.00		25.00
	100.00		
	25.00		
300	9		9
	25.00		25.00
	100.00		
	25.00		
Total	36		36
	100.00		100.00

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.13608	7.34847	<.0001
	1	.	.	.

**Anexo 8**

Avaliador:3 - Questão: F2  
 ma resposta

ma	resposta		Total
Frequency			
Percent			
Row Pct			
Col Pct	2	3	
60	0	9	9
	0.00	25.00	25.00
	0.00	100.00	
	0.00	26.47	
100	0	9	9
	0.00	25.00	25.00
	0.00	100.00	
	0.00	26.47	
200	1	8	9
	2.78	22.22	25.00
	11.11	88.89	
	50.00	23.53	
300	1	8	9
	2.78	22.22	25.00
	11.11	88.89	
	50.00	23.53	
Total	2	34	36
	5.56	94.44	100.00

**Statistics for Table of ma by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	3	2.1176	0.5484
Likelihood Ratio Chi-Square	3	2.8903	0.4088
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	1.7147	0.1904
Phi Coefficient		0.2425	
Contingency Coefficient		0.2357	
Cramer's V		0.2425	

WARNING: 50% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
 Sample Size = 36

**Anexo 9**

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
2	-0.058824	0.13608	-0.43226	0.6672
3	-0.058824	0.13608	-0.43226	0.6672
	-0.058824	0.13608	-0.43226	0.6672

Avaliador: 1 - Questão: F3  
 Table of ma by resposta

ma	resposta			Total
Frequency	1	2	3	
60	0	2	7	9
	0.00	5.56	19.44	25.00
	0.00	22.22	77.78	
	0.00	14.29	33.33	
100	0	1	8	9
	0.00	2.78	22.22	25.00
	0.00	11.11	88.89	
	0.00	7.14	38.10	
200	0	6	3	9
	0.00	16.67	8.33	25.00
	0.00	66.67	33.33	
	0.00	42.86	14.29	
300	1	5	3	9
	2.78	13.89	8.33	25.00
	11.11	55.56	33.33	
	100.00	35.71	14.29	
Total	1	14	21	36
	2.78	38.89	58.33	100.00

**Statistics for Table of ma by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	6	11.8095	0.0664
Likelihood Ratio Chi-Square	6	12.1149	0.0595
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	7.9704	0.0048
Phi Coefficient		0.5727	
Contingency Coefficient		0.4970	
Cramer's V		0.4050	

WARNING: 67% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
 Sample Size = 36

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
1	-0.028571	0.13608	-0.20996	0.5831
2	-0.090909	0.13608	-0.66804	0.7479
3	0.047619	0.13608	0.34993	0.3632
	-0.021277	0.12571	-0.16925	0.5672

**Anexo 10**

Avaliador: 2 - Questão: F3  
 ma resposta

Frequency	resposta		Total
Percent	2	3	
60	1	8	9
	2.78	22.22	25.00
	11.11	88.89	
	33.33	24.24	
100	0	9	9
	0.00	25.00	25.00
	0.00	100.00	
	0.00	27.27	
200	2	7	9
	5.56	19.44	25.00
	22.22	77.78	
	66.67	21.21	
300	0	9	9
	0.00	25.00	25.00
	0.00	100.00	
	0.00	27.27	
Total	3	33	36
	8.33	91.67	100.00

**Statistics for Table of ma by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	3	4.0000	0.2615
Likelihood Ratio Chi-Square	3	4.8385	0.1840
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.0499	0.8232
Phi Coefficient		0.3333	
Contingency Coefficient		0.3162	
Cramer's V		0.3333	

WARNING: 50% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
Sample Size = 36

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
2	-0.090909	0.13608	-0.66804	0.7479
3	-0.090909	0.13608	-0.66804	0.7479

Anexo 11

Avaliador: 3 - Questão: F3  
Table of ma by resposta

ma	resposta		Total
Frequency	2	3	
60	1	8	9
	2.78	22.22	25.00
	11.11	88.89	
	25.00	25.00	
100	0	9	9
	0.00	25.00	25.00
	0.00	100.00	
	0.00	28.13	
200	2	7	9
	5.56	19.44	25.00
	22.22	77.78	
	50.00	21.88	
300	1	8	9
	2.78	22.22	25.00
	11.11	88.89	
	25.00	25.00	
Total	4	32	36
	11.11	88.89	100.00

**Statistics for Table of ma by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	3	2.2500	0.5222
Likelihood Ratio Chi-Square	3	3.0232	0.3881
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.3152	0.5745
Phi Coefficient		0.2500	
Contingency Coefficient		0.2425	
Cramer's V		0.2500	

WARNING: 50% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
Sample Size = 36

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
2	0.0625	0.13608	0.45928	0.3230
3	0.0625	0.13608	0.45928	0.3230

**Anexo 12**

Avaliador: 1 - Questão: F4

Table of ma by resposta

ma	resposta		Total
Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct
60	9	25.00	9
	25.00	100.00	25.00
100	9	25.00	9
	25.00	100.00	25.00
200	9	25.00	9
	25.00	100.00	25.00
300	9	25.00	9
	25.00	100.00	25.00
Total	36	100.00	36
			100.00

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.13608	7.34847	<.0001
	1	.	.	.

**Anexo 13**

Avaliador: 2 - Questão: F4

Table of ma by resposta

ma	resposta		Total
Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct
60	9	25.00	9
	25.00	100.00	25.00
100	9	25.00	9
	25.00	100.00	25.00
200	9	25.00	9
	25.00	100.00	25.00
300	9	25.00	9
	25.00	100.00	25.00
Total	36	100.00	36
			100.00

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.13608	7.34847	<.0001
	1	.	.	.

**Anexo 14**

Avaliador: 3 - Questão: F4  
 Table of ma by resposta  
 ma resposta

Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct	Total
60	25.00	100.00	25.00	9
100	25.00	100.00	25.00	9
200	25.00	100.00	25.00	9
300	25.00	100.00	25.00	9
<b>Total</b>	<b>36</b>	<b>100.00</b>	<b>100.00</b>	<b>36</b>

Kappa statistics for nominal response

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.13608	7.34847	<.0001
1	1	.	.	.

**Anexo 15**

Avaliador: 1 - Questão: F5  
 Table of ma by resposta  
 ma resposta

Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct	Total
60	25.00	100.00	25.00	9
100	25.00	100.00	25.00	9
200	25.00	100.00	25.00	9
300	25.00	100.00	25.00	9
<b>Total</b>	<b>36</b>	<b>100.00</b>	<b>100.00</b>	<b>36</b>

Kappa statistics for nominal response

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
sim	1	0.13608	7.34847	<.0001
1	1	.	.	.

**Anexo 16**

Avaliador: 2 - Questão: F5  
 Table of ma by resposta  
 ma resposta

Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct	sim	Total
60	25.00	100.00	25.00	9	9
100	25.00	100.00	25.00	9	9
200	25.00	100.00	25.00	9	9
300	25.00	100.00	25.00	9	9
Total	36	100.00	100.00	36	36

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
sim	1	0.13608	7.34847	<.0001
1	1	.	.	.

**Anexo 17**

Avaliador: 3 - Questão: F5  
 Table of ma by resposta  
 ma resposta

Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct	sim	Total
60	25.00	100.00	25.00	9	9
100	25.00	100.00	25.00	9	9
200	25.00	100.00	25.00	9	9
300	25.00	100.00	25.00	9	9
Total	36	100.00	100.00	36	36

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
sim	1	0.13608	7.34847	<.0001
1	1	.	.	.

Anexo 18

mA: 60 - Questão: F1  
Table of avaliador by resposta

avaliador	resposta		Total
Frequency			
Percent			
Row Pct			
Col Pct	2	3	
Ava - 1	0	9	9
	0.00	33.33	33.33
	0.00	100.00	
	0.00	37.50	
Ava - 2	0	9	9
	0.00	33.33	33.33
	0.00	100.00	
	0.00	37.50	
Ava - 3	3	6	9
	11.11	22.22	33.33
	33.33	66.67	
	100.00	25.00	
Total	3	24	27
	11.11	88.89	100.00

**Statistics for Table of avaliador by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	6.7500	0.0342
Likelihood Ratio Chi-Square	2	7.3797	0.0250
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.0000	1.0000
Phi Coefficient		0.5000	
Contingency Coefficient		0.4472	
Cramer's V		0.5000	

WARNING: 50% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
Sample Size = 27

**mA: 60 - Questão: F1**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
2	-0.125	0.19245	-0.64952	0.7420
3	-0.125	0.19245	-0.64952	0.7420
	-0.125	0.19245	-0.64952	0.7420

Anexo 19

mA: 100 - Questão: F1  
Table of avaliador by resposta

avaliador	resposta		Total
Frequency			
Percent			
Row Pct			
Col Pct	3		
Ava - 1	9	9	9
	33.33	33.33	33.33
	100.00		
	33.33		
Ava - 2	9	9	9
	33.33	33.33	33.33
	100.00		
	33.33		
Ava - 3	9	9	9
	33.33	33.33	33.33
	100.00		
	33.33		
Total	27	27	27
	100.00	100.00	

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001
	1	.	.	.

Anexo 20

```

mA: 200 - Questão: F1
Table of avaliador by resposta
avaliador      resposta
Frequency|
Percent |
Row Pct |
Col Pct |2      |3      | Total
-----+-----+-----+
Ava - 1 |      0 |      9 |      9
      | 0.00 | 33.33 | 33.33
      | 0.00 | 100.00 |
      | 0.00 | 39.13 |
-----+-----+-----+
Ava - 2 |      0 |      9 |      9
      | 0.00 | 33.33 | 33.33
      | 0.00 | 100.00 |
      | 0.00 | 39.13 |
-----+-----+-----+
Ava - 3 |      4 |      5 |      9
      | 14.81 | 18.52 | 33.33
      | 44.44 | 55.56 |
      | 100.00 | 21.74 |
-----+-----+-----+
Total      4      23      27
          14.81  85.19  100.00

Statistics for Table of avaliador by resposta
Statistic      DF      Value      Prob
-----+-----+-----+
Chi-Square      2      9.3913     0.0091
Likelihood Ratio Chi-Square  2      10.2868    0.0058
Mantel-Haenszel Chi-Square  1      0.0000     1.0000
Phi Coefficient      0.5898
Contingency Coefficient  0.5080
Cramer's V      0.5898
WARNING: 50% of the cells have expected counts less
than 5. Chi-Square may not be a valid test.
Sample Size = 27

Kappa statistics for nominal response
resposta      Kappa      Standard      z      Prob>Z
Error
2      -0.17391    0.19245     -0.90368    0.8169
3      -0.17391    0.19245     -0.90368    0.8169
-0.17391    0.19245     -0.90368    0.8169
    
```

Anexo 21

```

mA: 300 - Questão: F1
Table of avaliador by resposta
avaliador      resposta
Frequency|
Percent |
Row Pct |
Col Pct |2      |3      | Total
-----+-----+-----+
Ava - 1 |      0 |      9 |      9
      | 0.00 | 33.33 | 33.33
      | 0.00 | 100.00 |
      | 0.00 | 34.62 |
-----+-----+-----+
Ava - 2 |      0 |      9 |      9
      | 0.00 | 33.33 | 33.33
      | 0.00 | 100.00 |
      | 0.00 | 34.62 |
-----+-----+-----+
Ava - 3 |      1 |      8 |      9
      | 3.70 | 29.63 | 33.33
      | 11.11 | 88.89 |
      | 100.00 | 30.77 |
-----+-----+-----+
Total      1      26      27
          3.70  96.30  100.00

Statistics for Table of avaliador by resposta
Statistic      DF      Value      Prob
-----+-----+-----+
Chi-Square      2      2.0769     0.3540
Likelihood Ratio Chi-Square  2      2.2752     0.3206
Mantel-Haenszel Chi-Square  1      0.0000     1.0000
Phi Coefficient      0.2774
Contingency Coefficient  0.2673
Cramer's V      0.2774
WARNING: 50% of the cells have expected counts less
than 5. Chi-Square may not be a valid test.
Sample Size = 27

mA: 300 - Questão: F1
resposta      Kappa      Standard      z      Prob>Z
Error
2      -0.038462    0.19245     -0.19985    0.5792
3      -0.038462    0.19245     -0.19985    0.5792
-0.038462    0.19245     -0.19985    0.5792
    
```

**Anexo 22**

```

mA: 60 - Questão: F2
Table of avaliador by resposta
avaliador      resposta
Frequency|
Percent  |
Row Pct  |
Col Pct  |2      |3      | Total
-----+-----+-----+
Ava - 1 |      1 |      8 |      9
      |  3.70 | 29.63 | 33.33
      | 11.11 | 88.89 |
      |100.00 | 30.77 |
-----+-----+-----+
Ava - 2 |      0 |      9 |      9
      |  0.00 | 33.33 | 33.33
      |  0.00 |100.00 |
      |  0.00 | 34.62 |
-----+-----+-----+
Ava - 3 |      0 |      9 |      9
      |  0.00 | 33.33 | 33.33
      |  0.00 |100.00 |
      |  0.00 | 34.62 |
-----+-----+-----+
Total   |      1 |     26 |     27
      |  3.70 | 96.30 |100.00

Statistics for Table of avaliador by resposta
-----+-----+-----+
Statistic      DF      Value      Prob
-----+-----+-----+
Chi-Square     2      2.0769     0.3540
Likelihood Ratio Chi-Square 2      2.2752     0.3206
Mantel-Haenszel Chi-Square  1      1.5000     0.2207
Phi Coefficient                0.2774
Contingency Coefficient        0.2673
Cramer's V                    0.2774
WARNING: 50% of the cells have expected counts less
than 5. Chi-Square may not be a valid test.
Sample Size = 27

mA: 60 - Questão: F2
Standard
-----+-----+-----+
resposta      Kappa      Error      z      Prob>Z
-----+-----+-----+
2              -0.038462   0.19245   -0.19985  0.5792
3              -0.038462   0.19245   -0.19985  0.5792
3              -0.038462   0.19245   -0.19985  0.5792
    
```

**Anexo 23**

```

mA: 100 - Questão: F2
Table of avaliador by resposta
avaliador      resposta
Frequency|
Percent  |
Row Pct  |
Col Pct  |3      | Total
-----+-----+-----+
Ava - 1 |      9 |      9
      | 33.33 | 33.33
      |100.00 |
      | 33.33 |
-----+-----+-----+
Ava - 2 |      9 |      9
      | 33.33 | 33.33
      |100.00 |
      | 33.33 |
-----+-----+-----+
Ava - 3 |      9 |      9
      | 33.33 | 33.33
      |100.00 |
      | 33.33 |
-----+-----+-----+
Total   |     27 |     27
      |100.00 |100.00

Kappa statistics for nominal response
Standard
-----+-----+-----+
resposta      Kappa      Error      z      Prob>Z
-----+-----+-----+
3              1          0.19245   5.19615   <.0001
    
```

## Anexo 24

mA: 200 - Questão: F2  
Table of avaliador by resposta

avaliador	resposta		Total
Frequency	2	3	
Ava - 1	1	8	9
	3.70	29.63	33.33
	11.11	88.89	
	50.00	32.00	
Ava - 2	0	9	9
	0.00	33.33	33.33
	0.00	100.00	
	0.00	36.00	
Ava - 3	1	8	9
	3.70	29.63	33.33
	11.11	88.89	
	50.00	32.00	
Total	2	25	27
	7.41	92.59	100.00

**Statistics for Table of avaliador by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	1.0800	0.5827
Likelihood Ratio Chi-Square	2	1.7009	0.4272
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.7800	0.3771
Phi Coefficient		0.2000	
Contingency Coefficient		0.1961	
Cramer's V		0.2000	

WARNING: 50% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
Sample Size = 27

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
2	-0.08	0.19245	-0.41569	0.6612
3	-0.08	0.19245	-0.41569	0.6612
	-0.08	0.19245	-0.41569	0.6612

## Anexo 25

mA: 300 - Questão: F2  
Table of avaliador by resposta

avaliador	resposta		Total
Frequency	2	3	
Ava -1	1	8	9
	3.70	29.63	33.33
	11.11	88.89	
	50.00	32.00	
Ava - 2	0	9	9
	0.00	33.33	33.33
	0.00	100.00	
	0.00	36.00	
Ava - 3	1	8	9
	3.70	29.63	33.33
	11.11	88.89	
	50.00	32.00	
Total	2	25	27
	7.41	92.59	100.00

**Statistics for Table of avaliador by resposta**

Statistic	DF	Value	Prob
Chi-Square	2	1.0800	0.5827
Likelihood Ratio Chi-Square	2	1.7009	0.4272
Mantel-Haenszel Chi-Square	1	0.7800	0.3771
Phi Coefficient		0.2000	
Contingency Coefficient		0.1961	
Cramer's V		0.2000	

WARNING: 50% of the cells have expected counts less than 5. Chi-Square may not be a valid test.  
Sample Size = 27

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
2	0.46	0.19245	2.39023	0.0084
3	0.46	0.19245	2.39023	0.0084
	0.46	0.19245	2.39023	0.0084

**Anexo 26**

```

mA: 60 - Questão: F3
Table of avaliador by resposta
avaliador      resposta
Frequency|
Percent |
Row Pct |
Col Pct |2      |3      | Total
-----+-----+
Ava - 1 | 2 | 7 | 9
      | 7.41 | 25.93 | 33.33
      | 22.22 | 77.78 |
      | 50.00 | 30.43 |
-----+-----+
Ava - 2 | 1 | 8 | 9
      | 3.70 | 29.63 | 33.33
      | 11.11 | 88.89 |
      | 25.00 | 34.78 |
-----+-----+
Ava - 3 | 1 | 8 | 9
      | 3.70 | 29.63 | 33.33
      | 11.11 | 88.89 |
      | 25.00 | 34.78 |
-----+-----+
Total      4      23      27
           14.81  85.19  100.00

Statistics for Table of avaliador by resposta
Statistic      DF      Value      Prob
-----+-----+-----+-----+
Chi-Square      2      0.5870      0.7457
Likelihood Ratio Chi-Square      2      0.5594      0.7560
Mantel-Haenszel Chi-Square      1      0.4239      0.5150
Phi Coefficient      0.1474
Contingency Coefficient      0.1459
Cramer's V      0.1474
WARNING: 50% of the cells have expected counts less
than 5. Chi-Square may not be a valid test.
Sample Size = 27

mA: 60 - Questão: F3
Kappa statistics for nominal response
Standard
resposta      Kappa      Error      z      Prob>Z
2      0.11957      0.19245      0.62128      0.2672
3      0.11957      0.19245      0.62128      0.2672
    
```

**Anexo 27**

```

mA: 100 - Questão: F3
Table of avaliador by resposta
avaliador      resposta
Frequency|
Percent |
Row Pct |
Col Pct |2      |3      | Total
-----+-----+
Ava - 1 | 1 | 8 | 9
      | 3.70 | 29.63 | 33.33
      | 11.11 | 88.89 |
      | 100.00 | 30.77 |
-----+-----+
Ava - 2 | 0 | 9 | 9
      | 0.00 | 33.33 | 33.33
      | 0.00 | 100.00 |
      | 0.00 | 34.62 |
-----+-----+
Ava - 3 | 0 | 9 | 9
      | 0.00 | 33.33 | 33.33
      | 0.00 | 100.00 |
      | 0.00 | 34.62 |
-----+-----+
Total      1      26      27
           3.70  96.30  100.00

Statistics for Table of avaliador by resposta
Statistic      DF      Value      Prob
-----+-----+-----+-----+
Chi-Square      2      2.0769      0.3540
Likelihood Ratio Chi-Square      2      2.2752      0.3206
Mantel-Haenszel Chi-Square      1      1.5000      0.2207
Phi Coefficient      0.2774
Contingency Coefficient      0.2673
Cramer's V      0.2774
WARNING: 50% of the cells have expected counts less
than 5. Chi-Square may not be a valid test.
Sample Size = 27

Kappa statistics for nominal response
Standard
resposta      Kappa      Error      z      Prob>Z
2      -0.038462      0.19245      -0.19985      0.5792
3      -0.038462      0.19245      -0.19985      0.5792
    
```

Anexo 28

```

mA: 200 - Questão: F3
Table of avaliador by resposta
avaliador      resposta
Frequency|
Percent |
Row Pct |
Col Pct |2      |3      | Total
-----+-----+-----+
Ava - 1 |      6 |      3 |      9
      | 22.22 | 11.11 | 33.33
      | 66.67 | 33.33 |
      | 60.00 | 17.65 |
-----+-----+-----+
Ava - 2 |      2 |      7 |      9
      |  7.41 | 25.93 | 33.33
      | 22.22 | 77.78 |
      | 20.00 | 41.18 |
-----+-----+-----+
Ava - 3 |      2 |      7 |      9
      |  7.41 | 25.93 | 33.33
      | 22.22 | 77.78 |
      | 20.00 | 41.18 |
-----+-----+-----+
Total      10      17      27
          37.04  62.96 100.00

Statistics for Table of avaliador by resposta
Statistic      DF      Value      Prob
-----+-----+-----+
Chi-Square      2      5.0824      0.0788
Likelihood Ratio Chi-Square  2      5.0676      0.0794
Mantel-Haenszel Chi-Square  1      3.6706      0.0554
Phi Coefficient      0.4339
Contingency Coefficient      0.3980
Cramer's V      0.4339
WARNING: 50% of the cells have expected counts less
than 5. Chi-Square may not be a valid test.
Sample Size = 27

Kappa statistics for nominal response
resposta      Kappa      Standard      z      Prob>Z
Error
2      -0.11176      0.19245      -0.58075      0.7193
3      -0.11176      0.19245      -0.58075      0.7193
-0.11176      0.19245      -0.58075      0.7193
    
```

Anexo 29

```

mA: 300 - Questão: F3
Table of avaliador by resposta
avaliador      resposta
Frequency|
Percent |
Row Pct |
Col Pct |1      |2      |3      | Total
-----+-----+-----+
Ava - 1 |      1 |      5 |      3 |      9
      |  3.70 | 18.52 | 11.11 | 33.33
      | 11.11 | 55.56 | 33.33 |
      | 100.00 | 83.33 | 15.00 |
-----+-----+-----+
Ava - 2 |      0 |      0 |      9 |      9
      |  0.00 |  0.00 | 33.33 | 33.33
      |  0.00 |  0.00 | 100.00 |
      |  0.00 |  0.00 | 45.00 |
-----+-----+-----+
Ava - 3 |      0 |      1 |      8 |      9
      |  0.00 |  3.70 | 29.63 | 33.33
      |  0.00 | 11.11 | 88.89 |
      |  0.00 | 16.67 | 40.00 |
-----+-----+-----+
Total      1      6      20      27
          3.70  22.22  74.07 100.00

Statistics for Table of avaliador by resposta
Statistic      DF      Value      Prob
-----+-----+-----+
Chi-Square      4      12.1000      0.0166
Likelihood Ratio Chi-Square  4      13.5018      0.0091
Mantel-Haenszel Chi-Square  1      9.2767      0.0023
Phi Coefficient      0.6694
Contingency Coefficient      0.5563
Cramer's V      0.4734
WARNING: 67% of the cells have expected counts less
than 5. Chi-Square may not be a valid test.

Kappa statistics for nominal response
resposta      Kappa      Standard      z      Prob>Z
Error
1      -0.03846      0.19245      -0.19985      0.5792
2      -0.28571      0.19245      -1.48461      0.9312
3      -0.15714      0.19245      -0.81654      0.7929
-0.20205      0.16909      -1.19493      0.8839
    
```

**Anexo 30**

mA: 60 - Questão: F4  
Table of avaliador by resposta  
avaliador

		resposta		
Frequency				Total
Ava - 1	9	33.33	100.00	9
			33.33	33.33
Ava - 2	9	33.33	100.00	9
			33.33	33.33
Ava - 3	9	33.33	100.00	9
			33.33	33.33

Total 27 27  
100.00 100.00

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001

**Anexo 31**

mA: 100 - Questão: F4  
Table of avaliador by resposta  
avaliador

		resposta		
Frequency				Total
Ava - 1	9	33.33	100.00	9
			33.33	33.33
Ava - 2	9	33.33	100.00	9
			33.33	33.33
Ava - 3	9	33.33	100.00	9
			33.33	33.33

Total 27 27  
100.00 100.00

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001

Anexo 32

mA: 200 - Questão: F4  
Table of avaliador by resposta

avaliador	resposta	Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct	Total
Ava - 1	3	9	33.33	100.00	33.33	9
Ava - 2	3	9	33.33	100.00	33.33	9
Ava - 3	3	9	33.33	100.00	33.33	9
Total		27	100.00		27	27

Kappa statistics for nominal response

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001

Anexo 33

mA: 300 - Questão: F4  
Table of avaliador by resposta

avaliador	resposta	Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct	Total
Ava - 1	3	9	33.33	100.00	33.33	9
Ava - 2	3	9	33.33	100.00	33.33	9
Ava - 3	3	9	33.33	100.00	33.33	9
Total		27	100.00		27	27

Kappa statistics for nominal response

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001

Anexo 34

mA: 60 - Questão: F5  
Table of avaliador by resposta

avaliador	resposta	Frequency	Percent	Row Pct	Col Pct	Total
Ava - 1	sim	9	33.33	100.00	33.33	9
Ava - 2	sim	9	33.33	100.00	33.33	9
Ava - 3	sim	9	33.33	100.00	33.33	9
Total		27	100.00		27	27

Kappa statistics for nominal response

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001

Anexo 35

mA: 100 - Questão: F5  
 Table of avaliador by resposta  
 avaliador resposta  
 Frequency|  
 Percent |  
 Row Pct |  
 Col Pct |sim | Total  
 -----+-----+  
 Ava - 1 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Ava - 2 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Ava - 3 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Total 27 27  
 100.00 100.00

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001

Anexo 36

mA: 200 - Questão: F5  
 Table of avaliador by resposta  
 Avaliador resposta  
 Frequency|  
 Percent |  
 Row Pct |  
 Col Pct |sim | Total  
 -----+-----+  
 Ava - 1 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Ava - 2 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Ava - 3 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Total 27 27  
 100.00 100.00

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001

Anexo 37

mA: 300 - Questão: F5  
 Table of avaliador by resposta  
 avaliador resposta  
 Frequency|  
 Percent |  
 Row Pct |  
 Col Pct |sim | Total  
 -----+-----+  
 Ava - 1 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Ava - 2 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Ava - 3 | 9 | 9  
 | 33.33 | 33.33  
 | 100.00 |  
 | 33.33 |  
 -----+-----+  
 Total 27 27  
 100.00 100.00

**Kappa statistics for nominal response**

resposta	Kappa	Standard Error	z	Prob>Z
3	1	0.19245	5.19615	<.0001