

LUIZ CLAUDIO ALMEIDA MADUREIRA

**DOSIMETRIA E QUALIDADE DE IMAGEM EM
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA MULTIDETECTOR
DE 64 CANAIS PARA IMPLANTE DENTÁRIO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, como requisito para obtenção do grau de doutor em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

Salvador
2011

Ficha Catalográfica elaborada pela

Biblioteca Universitária de Saúde do Sistema de Bibliotecas da UFBA

M183 Madureira, Luiz Claudio Almeida.

Dosimetria e qualidade de imagem em tomografia computadorizada multidetector de 64 canais para implante dentário / Luiz Claudio Almeida Madureira. - Salvador, 2011.

132f. ; il.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal da Bahia, Instituto de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, 2011.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos.

1. Tomografia por raios X. 2. Implante dentário. 3. Riscos de radiação. 4. Dosagem de radiação. 5. Avaliação da tecnologia biomédica. I. Campos, Paulo Sérgio Flores. II. Universidade Federal da Bahia. Instituto de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas. III. Título.

CDU: 616.314:615.849

LUIZ CLAUDIO ALMEIDA MADUREIRA

**DOSIMETRIA E QUALIDADE DE IMAGEM EM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA MULTIDECTOR DE 64 CANAIS
PARA IMPLANTE DENTÁRIO**

Tese apresentada como requisito para obtenção do grau de Doutor em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia.

Aprovada em 14 de dezembro de 2011.

Banca Examinadora

Paulo Sérgio Flores Campos – Orientador _____

Doutor em Odontologia pela Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

Universidade Federal da Bahia

Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello _____

Doutora em Odontologia pela Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, Brasil

Universidade Federal da Bahia

Fabiana Paim Rosa _____

Doutora em Odontologia pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Araraquara, Brasil.

Universidade Federal da Bahia

Flavia Maria de Moraes Ramos-Perez _____

Doutora em Radiologia Odontológica pela Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, Brasil

Universidade Federal de Pernambuco

Márcio Corrêa _____

Doutor em Odontologia pela Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil

Universidade Federal de Santa Catarina

Aos meus queridos pais, Antônio e Lourdes, grandes exemplos de dignidade.

Aos meus filhos André e Ana, meus estímulos para seguir lutando.

A minha esposa Conceição, companheira em todas as horas.

AGRADECIMENTOS

A Antônio Hart Madureira e Maria de Lourdes Almeida Madureira, meus amados pais, pelo legado dos mais nobres exemplos.

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio Campos Flores, admirado orientador, pela sua constante disponibilidade e pelas contribuições imprescindíveis à elaboração deste trabalho.

A Conceição Silva Oliveira, minha esposa, pelo carinho, companheirismo e firmeza de caráter.

A André Luiz Romano Madureira, meu filho, pelo carinho, atenção e inestimável apoio na área da informática.

A Ana Luiza Romano Madureira, minha filha, pela compreensão nos muitos dias que precisei estar ausente para a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo, meu eterno mestre, pelas orientações e apoio constante.

A Prof.^a Dra. Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello e a Prof.^a Dra. Janaina Araújo Dantas, pelas contribuições sempre feitas de forma muito atenciosa.

Ao Prof. Dr. Marcus Vinícius Teixeira Navarro e ao Prof. Dr. Erasmo de Almeida Junior pela disponibilidade, atenção e apoio.

A todos os professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas – ICS/UFBA, pelas contribuições na realização deste trabalho.

A Clínica Delfin, na pessoa do Dr. Delfin Gonzalez Miranda, pela disponibilização da sua infra-estrutura e a todos os seus funcionários pela atenção e simpatia.

A todos os meus familiares e amigos pelo incentivo nesta caminhada.

Enfim, o meu muitíssimo obrigado a todos aqueles que possibilitaram essa experiência enriquecedora e gratificante, de importância inestimável à minha trajetória acadêmica.

"Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.
Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis."

Bertolt Brecht.

MADUREIRA, Luiz Claudio Almeida. *Dosimetria e qualidade de imagem em tomografia computadorizada para implante dentário*. 132 f. il. 2011. Tese (Doutorado) – Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2011.

RESUMO

A tomografia computadorizada multidetector (TCMD) é uma tecnologia de alto valor diagnóstico, mas que também submete os pacientes a grandes riscos de exposição à radiação ionizante. Em virtude disso, esforços têm sido feitos para minimizar a exposição desses pacientes através de técnicas de geração de imagens utilizando doses reduzidas. A utilização de uma corrente baixa pode diminuir a dose de radiação mantendo a qualidade de imagem aceitável para o planejamento de implante dentário, porque o osso e os dentes possuem alto contraste estrutural. **Objetivo:** O propósito deste estudo foi comparar os resultados de diferentes protocolos de exposição na qualidade da imagem de TCMD de 64 canais, para o planejamento de implantes dentários, visando reduzir a dose efetiva de radiação para o paciente, sem perda significativa da qualidade de imagem. **Metodologia:** Este estudo consistiu de um experimento cego visando avaliar o efeito de correntes de tubo de 20, 40, 60 e 100 mA sobre a qualidade e a precisão das medidas lineares de imagens radiográficas de 5 mandíbulas edêntulas. Para isso, foi utilizado um simulador radiográfico em aparelho de tomografia computadorizada multidetector – GE HighSpeed Pro de 64 canais. Os 20 filmes radiográficos, resultantes desse experimento, foram apresentados de maneira aleatória a avaliadores, que os analisaram, atribuindo escores aos fatores relacionados aos protocolos da pesquisa. O padrão-ouro foi obtido seccionando as mandíbulas. As análises estatísticas envolveram coeficientes Kappa, teste de McNemar, Intraclass correlation coefficient, coeficientes de Shrouf e Fleiss, teste t de Student, teste das ordens assinaladas, teste do sinal, teste de Wilcoxon das ordens assinaladas, modelos lineares generalizados e matriz de covariâncias de Huyn-Feldt. Todos os cálculos estatísticos foram realizados através do *SAS System*, versão 9.2 – *TS Level 2M0*, *SAS Institute Inc.*, Cary: NC, 2008. **Resultados:** A análise das avaliações intra e inter-avaliadores, relativa à qualidade de imagem, apresentou inconsistência de critérios. A análise das avaliações inter-avaliador, relacionadas com as medidas lineares das imagens, demonstraram que as alturas são medidas mais reprodutíveis que as espessuras. As medidas das imagens foram consistentemente maiores que as medidas obtidas a partir do padrão-ouro. A redução da corrente do tubo revelou que é possível gerar imagens com o protocolo de 60 mA, mantendo-se qualidade equivalente as geradas com 100 mA. Também foi possível reduzir a corrente de tubo de 100 para 40 mA, sem que houvesse perda de precisão das medidas. **Conclusão:** É possível reduzir a corrente do tubo de 100 para 40 mA, mantendo-se a precisão das medidas lineares necessária ao planejamento de implantes dentários. Tal redução representa 60% de diminuição na dose de exposição do paciente à radiação ionizante, respeitando o princípio ALARA. Além disso, a utilização do protocolo de 40 mA ainda permitirá o aumento na vida útil do tubo de raios X, o que reduzirá os custos do exame.

Palavras-chave: Tomografia por raios X. Implante dentário. Riscos de radiação. Dosagem de radiação. Avaliação da tecnologia biomédica.

MADUREIRA, Luiz Claudio Almeida Madureira. *Dosimetry and image quality in computed tomography for dental implant*. 132. il. 2011. Thesis (Doctorate) - Institute of Health Sciences, Federal University of Bahia, Salvador, 2011.

ABSTRACT

Multidetector Computer Tomography (MDCT) is a technology of high diagnostic value, but also submits patients to high risks of exposure to ionizing radiation. As a result, efforts have been made to minimize the exposure of these patients by using low dose images. The use of a low current may decrease the radiation dose while maintaining image quality acceptable to dental implant planning because there is a high-contrast structure in bone and teeth.

Objective: The purpose of this study was to compare results from different exposure protocols on image quality of 64-channel MDCT to dental implant planning, in order to reduce the effective radiation dose to the patient, without significant loss of image quality.

Methodology: This study consisted of a blinded trial to evaluate the effect of tube current of 20, 40, 60 and 100 mA on the quality and accuracy of linear measurements of radiographic images of 5 edentulous jaws. For this, we used a radiographic simulator in a multidetector CT scanner - GE HighSpeed Pro 64 channels. The 20 radiographic films, resulting from this experiment, were presented in random to evaluators, who analyzed them by assigning scores to factors related to the research protocols. The gold standard was obtained by sectioning the jaws. Statistical analysis involved kappa coefficients, McNemar test, intraclass correlation coefficient, coefficient of Shrouf and Fleiss, Student's t-test, assigned test orders, sign test, Wilcoxon test of assigned orders, generalized linear models and covariance matrix of Huyn-Feldt. All statistical calculations were performed using SAS System, release 9.2 - TS Level 2M0, SAS Institute Inc., Cary, NC, 2008. **Results:** The analysis of evaluations intra and inter-evaluators on the image quality criteria showed inconsistency. The analysis of the inter-evaluator assessments, related to the linear measurements of the images, showed that heights are more reproducible measures than thickness. The image measurements were consistently greater than the measurements obtained from the gold standard. The reduction of tube current revealed that it is possible to generate images with the protocol of 60 mA, while maintaining equivalent quality to 100 mA. It was also possible to reduce the tube current from 100 to 40 mA, with no loss of measurement accuracy. **Conclusion:** It is possible to reduce the tube current from 100 to 40 mA, maintaining the necessary linear measurement accuracy for the planning of dental implants. This reduction represents a 60% decrease in the amount of patient exposure to ionizing radiation, respecting the ALARA principle. In addition, the use of 40 mA protocol will increase the life of the X-ray tube, which will reduce the exam cost.

Keywords: Tomography, X ray computed. Dental implantation. Radiation risks. Radiation dosage. Technology assessment, biomedical.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1	Comparação de dose de radiação.....	30
Quadro 2	Métodos de quantificação de radiação ionizante.....	33
Figura 1	Corpo de prova com marcadores radiodensos.....	53
Figura 2	Simulador AAPM CT <i>Performance Phantom</i> , modelo 76-410-4130, <i>Fluke Biomedical</i>	54
Figura 3	Aparelho de tomografia computadorizada multidetector – GE <i>HighSpeed Pro</i> de 64 canais com simulador radiográfico posicionado.....	55
Figura 4	Obtenção de imagens mandibulares a partir de tomografia computadorizada multidetector – GE <i>HighSpeed Pro</i> de 64 canais.....	55
Figura 5	Exemplo das imagens obtidas nos diferentes protocolos estudados.....	56
Figura 6	Análise qualitativa das imagens.....	57
Figura 7	Exemplo das medidas AOI e EOI nas imagens.....	58
Figura 8	Serra-fita utilizada para cortes das mandíbulas.....	59
Figura 9	Exemplo das medidas AOI e EOI nas secções ósseas.....	59
Figura 10	Variação na qualidade do córtex e trabeculado ósseo das mandíbulas em corte anterior 1.....	67
Figura 11	Comparação de médias das avaliações dos fatores, nas diferentes correntes de tubo (mA), do lado direito das mandíbulas.....	80
Figura 12	Regressão polinomial quadrática para representação do efeito das correntes sobre os fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.....	81
Figura 13	Comparação de médias das avaliações dos fatores, nas diferentes correntes de tubo (mA), do lado esquerdo das mandíbulas.....	82
Figura 14	Regressão polinomial quadrática para representação do efeito das correntes sobre os fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.....	84
Figura 15	Qualidade da imagem, com trabeculado ósseo normal, exposto a correntes de 100, 60, 40 e 20 mA.....	85
Figura 16	Comparação das médias de altura do lado direito.....	87
Figura 17	Regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático para	

	representação da variação das alturas em função das correntes do lado direito.....	88
Figura 18	Comparação das médias de altura do lado esquerdo.....	89
Figura 19	Regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático para representação da variação das alturas em função das correntes do lado esquerdo.....	89
Figura 20	Comparação das médias de espessura do lado direito.....	91
Figura 21	Regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático para representação da variação das espessuras em função das correntes do lado direito.....	92
Figura 22	Comparação das médias de espessura do lado direito.....	93
Figura 23	Regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático para representação da variação das espessuras em função das correntes do lado direito.....	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Critério para interpretação do coeficiente <i>Kappa</i>	61
Tabela 2	Critério para interpretação do coeficiente de correlação intraclasses.....	62
Tabela 3	Resultado da concordância de respostas do avaliador 1 nos diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.....	65
Tabela 4	Resultado da concordância de respostas do avaliador 1 nos diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.....	66
Tabela 5	Resultado da concordância de respostas do avaliador 2 nos diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.....	68
Tabela 6	Resultado da concordância de respostas do avaliador 2 nos diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.....	69
Tabela 7	Resultado da concordância de respostas dos dois avaliadores quanto à avaliação 1, envolvendo fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.....	71
Tabela 8	Resultado da concordância de respostas dos dois avaliadores quanto à avaliação 1, envolvendo fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.....	72
Tabela 9	Resultado da concordância de respostas dos dois avaliadores quanto à avaliação 2, envolvendo fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.....	72
Tabela 10	Resultado da concordância de respostas dos dois avaliadores quanto à avaliação 2, envolvendo fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.....	73
Tabela 11	Coeficientes de correlação intraclasse para avaliação intra-avaliador da confiabilidade das medidas lineares.....	74
Tabela 12	Coeficientes de correlação intraclasse para avaliação interavaliador da confiabilidade das medidas lineares.....	75
Tabela 13	Estudo de suposições e teste para dados pareados para avaliar a variância entre as medidas observadas na imagem e no padrão-ouro	76
Tabela 14	Análise de variância para teste do efeito das correntes sobre as médias da avaliação da qualidade da imagem de acordo com os fatores utilizados.....	78

Tabela 15	Análise de variância para teste do efeito das correntes sobre as médias das medidas lineares de altura óssea implantar nas imagens.....	87
Tabela 16	Análise de variância para teste do efeito das correntes sobre as médias das medidas lineares das espessuras na imagem.....	91
Tabela 17	Relatório de doses do aparelho de Tomografia Computadorizada Multidetector – GE <i>HighSpeed Pro</i> de 64 canais.....	95

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA	<i>As Low As Reasonable Achievable</i>
AIC	<i>Akaike information criterion</i>
AOI	Altura óssea implantar
CBCT	<i>Cone Beam computed tomography</i>
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
CTDI _w	CTDI ponderado
CTDI _{vol}	CTDI _w de volume
DLP	<i>Dose Length Product</i>
EOI	Espessura óssea implantar
FOV	<i>Field of view</i>
ICC	<i>Intraclass correlation coefficient</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
IRM	Imagem por ressonância magnética
OMS	Organização Mundial da Saúde
PIXEL	<i>Picture element</i>
PGQR	Programa de garantia de qualidade em radiodiagnóstico
PMMA	Polimetilmetacrilato
RAD	<i>Radiation Absorbed Dose</i>
REM	<i>Roentgen equivalent in man</i>
RM	Ressonância magnética
SI	Sistema internacional
TC	Tomografia computadorizada
TCCA	Tomografia computadorizada cardíaca
TCMD	Tomografia computadorizada multidetector
VOXEL	<i>Volumetric pixel</i> ou <i>volumetric picture element</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

2D	Duas dimensões
3D	Três dimensões
Gy	Gray
J/kg	Joule por quilograma
kV	Quilovolt
kVp	Pico de quilovoltagem
kW	Quilowatt
mA	Miliampère
mAs	Miliampère segundos
mSv	Millisievert
R	Roentgen

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	33
2	REVISÃO DE LITERATURA	36
2.1	FORMAÇÃO DA IMAGEM TOMOGRÁFICA	38
2.2	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NA ODONTOLOGIA.....	39
2.2.1	TC multidetectores	40
2.3	RISCOS DA RADIAÇÃO.....	41
2.4	EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO	43
2.5	DOSIMETRIA EM TCMD	45
2.6	CTDI.....	47
2.7	DLP	49
2.8	DOSE EFETIVA.....	50
2.9	FATORES QUE INFLUENCIAM A DOSE NA TCMD.....	51
2.10	CORRENTE DO TUBO (mAs).....	54
2.11	VOLTAGEM DO TUBO (kV).....	56

2.12	TC DE BAIXA DOSE.....	57
3	OBJETIVOS.....	62
3.1	GERAL.....	63
3.2	ESPECÍFICOS.....	63
4	MATERIAL E MÉTODOS	64
4.1	PLANEJAMENTO EXPERIMENTAL.....	65
4.1.1	Aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa.....	65
4.2	POPULAÇÃO.....	65
4.2.1	Corpos de prova	65
4.2.2	Critérios de inclusão.....	66
4.2.3	Critérios de exclusão	66
4.2.4	Amostra	66
4.3	COLETA DE DADOS	67
4.3.1	Sítios selecionados.....	67
4.3.2	Simulador radiográfico	67
4.3.3	Obtenção das imagens	68
4.3.4	Análise qualitativa das imagens.....	70
4.3.5	Análise quantitativa das imagens.....	72
4.3.6	Obtenção do padrão-ouro	73
4.3.7	Obtenção dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP dos exames realizados.....	74
4.4	ANÁLISES ESTATÍSTICAS.....	74
4.4.1	Natureza dos dados e das variáveis de resposta	74
4.4.2	Técnicas aplicadas	75
4.4.2.1	Avaliação intra e interavaliador	75
4.4.2.2	Comparação de médias das medidas do padrão-ouro com as imagens.....	76
4.4.2.3	Análise de variância	77
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	78
5.1	ANÁLISE INTRA-AVALIADOR QUANTO À QUALIDADE DE IMAGEM.....	79
5.1.1	Análise de qualidade de imagens intra-avaliador 1.....	79
5.1.1.1	Lado direito.....	79

	30
5.1.1.2 Lado esquerdo	80
5.1.2 Análise de qualidade de imagens intra-avaliador 2.....	82
5.1.2.1 Lado direito	82
5.1.2.2 Lado esquerdo	83
5.2 ANÁLISE INTERAVALIADOR QUANTO À QUALIDADE DE IMAGEM.....	84
5.2.1 Análise de qualidade de imagens interavaliador da avaliação 1.....	84
5.2.1.1 Lado direito	84
5.2.1.2 Lado esquerdo	85
5.2.2 Análise de qualidade de imagens inter-avaliador da avaliação 2	86
5.2.2.1 Lado direito.....	86
5.2.2.2 Lado esquerdo	87
5.3 ANÁLISE INTRA-AVALIADOR QUANTO ÀS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS	88
5.4 ANÁLISE INTERAVALIADOR QUANTO ÀS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS	89
5.5 AVALIAÇÃO INTERAVALIADOR DAS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS COMPARADAS COM O PADRÃO-OURO.....	90
5.6 INFLUÊNCIA DA CORRENTE NA QUALIDADE DA IMAGEM	92
5.6.1 Lado direito	93
5.6.2 Lado esquerdo	96
5.7 INFLUÊNCIA DA CORRENTE NAS MEDIDAS LINEARES	100
5.7.1 Influência da corrente na medida da altura óssea implantar	100
5.7.1.1 Lado direito.....	101
5.7.1.2 Lado esquerdo	102
5.7.2 Influência da corrente na medida da espessura óssea implantar	104
5.7.2.1 Lado direito.....	105
5.7.2.2 Lado esquerdo	106
5.8 INFLUÊNCIA DA CORRENTE NA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO	108
6 CONCLUSÃO	110
REFERÊNCIAS	112

GLOSSÁRIO.....	120
APÊNDICES.....	123
APÊNDICE A – AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM	124
APÊNDICE B – INSTRUÇÃO PARA A AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM.....	132
APÊNDICE C – AVALIAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS...	133
APÊNDICE D – AVALIAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES DAS PEÇAS ÓSSEAS.....	137
APÊNDICE E – DADOS BRUTOS 1	139
APÊNDICE F – DADOS BRUTOS 2.....	140
ANEXOS.....	141
ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DE SERES HUMANOS DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA – CEP/FOUFBA.....	142
ANEXO B – AUTORIZAÇÃO PARA O TRANSPORTE DOS CORPOS DE PROVA.....	143
ANEXO C – FATORES QUE DETERMINAM AS CONDIÇÕES DE OBTENÇÃO DAS VARIÁVEIS DE RESPOSTA E RESPECTIVAS NATUREZAS	144
ANEXO D – VARIÁVEIS DE RESPOSTA E RESPECTIVAS NATUREZAS	145
ANEXO E – FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS	Error! Bookmark not defined.

1 INTRODUÇÃO

Desde que o conceito de osteointegração foi introduzido por Branemark, Zarb e Albrektsson em 1985, 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, 2009). 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. Dessa forma, durante a última década, tem havido uma tendência para a utilização de informações tridimensionais (3D) para auxiliar o diagnóstico dentomaxilofacial e o planejamento cirúrgico. Essas informações podem ser obtidas por meio de tomografia computadorizada (TC) (QI; LI; DU, 2009).

A 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 (DANTAS; MONTEBELLO FILHO; CAMPOS, 2005; DANTAS, 2009). Dessa maneira, a informação obtida pelo emprego dos raios X associado ao uso de recursos computacionais pode ser utilizada para reduzir o tempo de leitura dos exames, com o aumento da sua especificidade e sensibilidade (CAPOBIANCO; JASINOWODOLINSKI; ZARF, 2008).

O planejamento para implantes realizado por TC permite a visualização da morfologia óssea em três dimensões. Assim, o cirurgião-dentista pode planejar precisamente o ângulo de inserção e o comprimento do implante, o que permite a ancoragem de sua porção terminal no osso cortical disponível (DANTAS; MONTEBELLO FILHO; CAMPOS, 2005; DANTAS, 2009). Especificamente no caso de implantes mandibulares, a localização precisa do canal da mandíbula faz-se necessária, no sentido de evitar lesões no 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 (DANTAS, 2009; EKESTUBBE et al. 1996; RUSTEMEYER; STREUBÜHR; SUTTMOELLER, 2004).

No entanto, apesar de suas inúmeras vantagens, a TC é uma modalidade de imagem que envolve uma alta dose de exposição do paciente à radiação, quando comparada com outras técnicas de diagnóstico radiológico (KIM et al., 2009). O aumento da dose, observado na TC, pode ser parcialmente justificado pela necessidade de se realizar um número maior de projeções em torno do paciente, visando gerar uma quantidade de informação muito maior do que em um exame convencional. Portanto, a exposição do paciente à radiação aumenta quando é necessária uma informação mais detalhada (EUROPEAN COORDINATION

COMMITTEE OF THE RADIOLOGICAL AND ELECTROMEDICAL INDUSTRIES, 2000).

Aproximadamente 60% da exposição à radiação, em pacientes submetidos à bioimagem, é atribuível à TC. Por outro lado, desde que a imagem proveniente da TC foi disponibilizada, a tecnologia de escaneamento tem sido desenvolvida. Além disso, o uso da TC tem se tornado cada vez mais difundido, o que vem gerando preocupações relacionadas à exposição do paciente à radiação. No campo da tomografia computadorizada com multidetectores (TCMD), em rápida evolução, as preocupações com a necessidade de diminuição da dose de radiação têm coexistido com a busca incessante pela melhoria da qualidade da imagem e precisão diagnóstica (KIM et al., 2009; KOIZUMI et al., 2010).

O risco de pacientes com câncer induzido pela radiação dos exames de TC não é trivial. Existem vários meios práticos para reduzir a dose de radiação da TC. Os parâmetros que afetam esta dose de radiação incluem: corrente do tubo, tensão, modos de digitalização e duração do procedimento (ATAR; KORNOWSKI; BACHAR, 2010; GLEESON et al., 2010). O parâmetro mais comumente manipulado é a corrente do tubo. A dose de radiação está linearmente relacionada com a corrente do tubo, se todos os outros parâmetros forem mantidos constantes (KIM et al., 2009; KOIZUMI et al., 2010).

Diante desse contexto, uma vez que os protocolos de TC estão geralmente associados à dose de radiação relativamente alta, o presente estudo objetivou comparar os resultados de diferentes protocolos de exposição na qualidade da imagem de TCMD de 64 canais para o planejamento de implantes dentários, visando a reduzir a dose efetiva de radiação para o paciente, sem perda significativa da qualidade de imagem.

O papel principal de qualquer sistema de imagem pré-implante é fornecer informações adequadas sobre a morfologia óssea e a localização de estruturas que devem ser evitadas ao se colocarem implantes na mandíbula. Secundariamente, a imagem pré-implante também pode fornecer algumas informações significativas sobre a qualidade do osso, o que é importante para o planejamento do implante dentário (HUA et al., 2009). Atualmente, há muitas opções de imagem disponíveis, incluindo a radiografia intraoral, a radiografia extraoral convencional, a imagem por ressonância magnética (IRM), a tomografia espiral convencional, a TC espiral multidetector e a tomografia computadorizada de feixe cônico (*cone beam computed tomography* – CBCT) (CHAU; FUNG, 2009; MONSOUR; DUDHIA, 2008). Vale salientar – uma vez que os cirurgiões-dentistas comumente diagnosticam e trabalham na escala de submilímetros – que é necessária uma qualidade de imagem altamente detalhada (TC e IRM), o que vem acarretando sucessivos desafios aos limites técnicos (GAHLEITNER; WATZEK; IMHOF, 2003).

A radiografia panorâmica e a radiografia digital bidimensional (2D) têm sido amplamente adotadas pelos cirurgiões-dentistas. No entanto, imagens radiográficas 2D são difíceis de interpretar, devido à sobreposição de estruturas ósseas complexas. Com esse tipo de imagem, estruturas anatômicas, como o canal incisivo, que contêm neurovascularização, dificilmente podem ser definidas (LIANG et al., 2010). Assim, a radiografia 2D não atende às necessidades da implantodontia, já que a avaliação pré-cirúrgica exata requer a precisa visualização radiográfica das estruturas anatômicas e das condições patológicas (CHAN; MISCH; WANG, 2010; DREISEIDLER et al., 2009).

Diante da necessidade de se obter melhor qualidade de imagem, visando a uma maior precisão na identificação de estruturas anatômicas, a partir da década de 70, a TC e a ressonância magnética (RM) começaram a ser desenvolvidas em paralelo. Essas tecnologias passaram a mostrar os tecidos biológicos de modo direto e com excelente resolução espacial. Ambos os métodos foram sendo aperfeiçoados nas décadas seguintes, com o aumento da resolução e da velocidade de processamento, além do desenvolvimento de técnicas para potencializar a análise espacial, gráfica e funcional dos dados obtidos (ENGELHARDT; MOREIRA, 2008; RÍOS-LAGO, 2008).

O desenvolvimento da tecnologia relacionada à TC permitiu a avaliação tridimensional (3D) das estruturas craniofaciais. A TC se tornou uma técnica amplamente disponível para diagnóstico de cabeça e pescoço, e para vários procedimentos cirúrgicos bucais (LIANG et al., 2010). A introdução da TC helicoidal, no início dos anos 90, constituiu um passo fundamental no desenvolvimento e aperfeiçoamento contínuo das técnicas de

tomografia computadorizada (KOHL, 2005). Além disso, o uso crescente de TCMD em linha tem proporcionado um concomitante aumento na aquisição helicoidal de TC de cabeça, quando comparado com as aquisições mais tradicionais (ABDEEN et al., 2010).

A visualização tridimensional (3D) da TC passou a revelar mais detalhes anatômicos e, potencialmente, a incluir todas as informações radiográficas necessárias para a segurança cirúrgica máxima e um melhor posicionamento do implante (DREISEIDLER et al., 2009). No entanto, a TC ainda não é a tecnologia ideal para as tarefas específicas de diagnóstico em aplicações dentárias, tais como dentes inclusos ou lesões apicais. A exposição à radiação excessiva, o alto custo e a disponibilidade limitada impedem o uso rotineiro dessa tecnologia para fins odontológicos (LIANG et al., 2010).

2.1 FORMAÇÃO DA IMAGEM TOMOGRÁFICA

O desempenho global de um sistema de TC depende de vários componentes-chave. Estes componentes incluem: a fonte de raios X, um gerador de alta potência, detectores eletrônicos, sistemas de transmissão de dados, e o sistema computadorizado para a reconstrução e manipulação de imagem (KOHL, 2005). Portanto, todos os métodos para a geração de imagens radiográficas utilizam um ou múltiplos feixes de raios X que, após serem emitidos, são transmitidos através do objeto de interesse e, em seguida, são captados por uma determinada quantidade de detectores em fila única (DREISEIDLER et al., 2009).

Os escâneres TC criam imagens transversais através da medida de atenuação de raios X pelo corpo, a partir de muitas direções diferentes (MCCOLLOUGH et al., 2009). Nesses equipamentos, a combinação de tubo de raios X e gerador fornece uma potência de pico de 60 a 90 kW, geralmente em várias tensões selecionadas (por exemplo: 80, 100, 120 e 140 kV). As diferentes aplicações clínicas requerem diferentes espectros de raios X e, portanto, diferentes ajustes de tensão (quilovolts) para a otimização da qualidade de imagem. Assim, objetiva-se obter a melhor relação sinal/ruído, envolvendo a menor dose possível de radiação para o paciente (KOHL, 2005). A escolha de fatores de exposição, como a tensão aplicada (kV) e o produto corrente-tempo (mAs), afeta o contraste e o ruído. Dessa forma, tais fatores devem ser compatíveis com a necessidade de diagnóstico fundamentada na imagem (HUDA, 2003; SUR et al. 2010). Como a corrente é o fator isolado mais importante no controle da dose, sua diminuição reduz significativamente a dose à qual o paciente é submetido e aumenta

a vida útil do aparelho. (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001)

2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NA ODONTOLOGIA

A expressão "TC odontológica" não se refere a uma modalidade especial de TC, mas sim a um protocolo de investigação específico. As principais características deste protocolo incluem a aquisição de varreduras axiais da mandíbula com a maior resolução possível, juntamente com curvas e reconstruções multiplanares ortorradiais (GAHLEITNER; WATZEK; IMHOF, 2003). A TC produz dados confiáveis que facilitam a avaliação das dimensões relacionadas à altura e à espessura óssea e (ou) à localização dos pontos anatômicos importantes, como o canal mandibular, o buraco mental, o ducto nasopalatal e o seio maxilar (CHAU; FUNG, 2009; EKESTUBBE; GRÖNDAHL, K; GRÖNDAHL, H, 1999; TSIKLAKIS et al., 2005).

Vale salientar que, em caso de implante dentário mandibular, a localização exata do canal mandibular é de importância vital. A TC é necessária para esse fim, porque permite a visualização do canal melhor do que outras técnicas radiográficas (EKESTUBBE; GRÖNDAHL, K; GRÖNDAHL, H, 1999). Em última análise, é possível afirmar que as imagens tomográficas facilitam o planejamento cirúrgico e, eventualmente, aumentam a taxa de sucesso dos procedimentos, além de garantir maiores taxas de longevidade de implantes (ARANYARACHKUL et al., 2005; MONSOUR; DUDHIA, 2008).

A TC odontológica tornou-se um dos exames mais úteis e importantes para diagnósticos que envolvem a maxila e a mandíbula, uma vez que o tratamento com implantes tornou-se o método preferencial em casos de edentulismo parcial ou total (GAHLEITNER; WATZEK; IMHOF, 2003; TSIKLAKIS et al., 2005). É possível ainda afirmar que a TC tem sido o padrão-ouro para a avaliação pré-implante dos maxilares (CARRAFIELLO et al., 2010; CHAN; MISCH; WANG, 2010; MONSOUR; DUDHIA, 2008).

Atualmente, sistemas de TC proporcionam a aquisição de dados volumétricos isotrópicos que permitem imagens de alta qualidade com fatias de espessuras menores que um milímetro. Tais sistemas têm expandido a utilidade da tomografia computadorizada e, conseqüentemente, o uso da TC tem aumentado proporcionalmente, substituindo, cada vez mais, os exames radiográficos. Assim, com as imagens de TC de alta qualidade sendo

utilizadas cada vez mais frequentemente, os pacientes podem se beneficiar de diagnósticos e de planejamentos terapêuticos mais rápidos e precisos (MCCOLLOUGH et al., 2009).

2.2.1 TC multidetectores

A TC compreende uma série de tecnologias diferentes, que variam de TC de feixe em forma de leque e detector único a TC multidetector de 128 canais (DREISEIDLER et al., 2009). Com o desenvolvimento da TCMD, as aplicações clínicas da TC vêm se tornando ainda maiores (GROVES et al., 2004; MAHESH et al., 2001; RYDBERG; LIANG; TEAGUE, 2003). Em 1983, cerca de 5 milhões de exames de TC foram feitos nos Estados Unidos. Esse número aumentou para 20 milhões em 1995 – um aumento de 400% em 12 anos (BAUMGAERTEL et al., 2009). Vale ressaltar que, segundo McCollough et al. (2009), o número estimado de tomografias computadorizadas para 2006, nesse país, foi de 62 milhões. Em 1991, os exames TC representavam 2% de todos os exames radiográficos; em 2001, esse percentual subiu para 10% a 15% do total (BAUMGAERTEL et al., 2009).

O desenvolvimento tecnológico que envolveu a TC, nos últimos anos, aumentou a sensibilidade dos sistemas de detectores (GURUNG et al., 2005). Por outro lado, através dos pacotes de *software* apropriados, as imagens reformatadas passaram a ser geradas no plano panorâmico, e as imagens de seção transversal passaram a ser obtidas perpendicularmente ao mesmo plano, com intervalos entre 1 e 2 mm (MONSOUR; DUDHIA, 2008).

A TCMD tornou possível a construção de imagens tridimensionais de alta qualidade, com excelente resolução das reconstruções nos planos sagital e coronal, o que possibilita a realização de exames de alta complexidade (GROVES et al., 2004; MAHESH et al., 2001; RYDBERG; LIANG; TEAGUE, 2003). Assim, a TCMD proporciona excelentes reconstruções multiplanares, com um tempo de aquisição extremamente reduzido (MAHESH et al., 2001; MARCONATO et al., 2004).

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. Como consequência, essas imagens melhores e mais rápidas, com alta resolução espacial e pequenos cortes, geram um aumento significativo das indicações da TCMD (GURUNG et al., 2005; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2007a; STARCK et al., 1998). O rápido aumento dos pedidos de exames

radiográficos em Odontologia, especialmente os de tomografia computadorizada helicoidal multidetector, tem sido associado à crescente popularidade da implantodontia no tratamento de edentulismo parcial ou total (CHAU; FUNG, 2009; LOUBELE et al., 2005). Portanto, o aumento das indicações de TCMD tornou-se a principal fonte de radiação médica e, provavelmente, contribui com quase metade da dose coletiva de todos os exames de raios X (CHAU; FUNG, 2009; KOIZUMI et al., 2010). Tal aumento, por sua vez, resulta em maior exposição dos pacientes à radiação ionizante, quando a expectativa era de que ocorresse justamente o contrário (GURUNG et al., 2005; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2007a; STARCK et al., 1998). Dessa forma, deve-se objetivar uma imagem de qualidade diagnóstica adequada e, simultaneamente, reduzir a dose de exposição do paciente à radiação para o valor mais baixo possível (COLLI et al., 2011; GLEESON et al., 2010).

A crescente utilização da técnica de tomografia computadorizada em Odontologia proporciona o risco de sobre-exposição do paciente à radiação, o que deve ser uma das maiores preocupações do cirurgião dentista. Assim, é fundamental que a exposição à radiação seja reduzida ao mínimo, sem qualquer perda de informações necessárias aos diagnósticos (ABUL-KASIM et al., 2009; GLEESON et al., 2010; TSIKLAKIS et al., 2005).

2.3 RISCOS DA RADIAÇÃO

A radiação está associada a dois tipos de riscos: os estocásticos e os determinísticos. Os riscos estocásticos são os efeitos de mutações casuais que ocorrem de forma aleatória, mas podem ser atribuídas à probabilidade baseada na exposição à radiação, dando origem a tumores neoplásicos. Os modelos atuais sugerem uma relação linear entre a dose e o efeito biológico, sem limite seguro. Riscos determinísticos são os efeitos previsíveis, que ocorrem com o aumento à exposição à radiação, como acontece nas queimaduras solares (HUI et al., 2009; KAMBADAKONE et al., 2011).

Exposições em imagens médicas são potencialmente associadas com os riscos estocásticos de carcinogênese. Tais riscos envolvem especificamente o desenvolvimento de leucemia, de órgãos sólidos e de cânceres de tireoide. Outros efeitos em longo prazo atribuídos à irradiação são: catarata, esterilidade e defeitos ao nascimento. Visando a prevenir esses riscos, estratégias de proteção, tais como otimização de dose de TC para todas as

varreduras e utilização máxima da blindagem, devem ser consideradas (CHAU; FUNG, 2009; HUI et al., 2009).

No período de 1991 a 1996, cerca 0,4% de todos os cânceres, nos Estados Unidos, foram atribuídos à radiação proveniente do uso da TC. No entanto, quando órgãos específicos com risco de câncer foram associados aos níveis atuais de uso da TC, determinou-se que 1,5% a 2% dos cânceres podem, eventualmente, ser causados pela radiação ionizante utilizada em TC (MCCOLLOUGH et al., 2009). Como exemplo, verifica-se que o crescente uso da tomografia computadorizada de feixe cônico está associado ao risco potencialmente amplificado de os pacientes desenvolverem câncer secundário (DOWNES et al., 2009).

Os efeitos de longo prazo das imagens médicas merecem um estudo mais aprofundado. O risco de câncer é de 1 em 100 para uma exposição de 100 mSv. As imagens TC de corpo inteiro de um único e de 4 canais proporcionam doses efetivas de 10 mSv. A exposição à radiação, em um exame toracoabdominal, num tomógrafo de 64 canais, é reduzida a uma exposição de 2 mSv, resultando em um risco potencial de câncer durante a vida de 1 em 15.000. No entanto, muitos pacientes gravemente feridos são submetidos a exposições maiores durante o curso de suas internações hospitalares. Isso ocorre, em grande parte, devido a estudos repetidos. Portanto, as equipes de assistência à saúde devem estar cientes da dose de radiação administrada e de que a dose de radiação representa um risco cumulativo para seus pacientes (HUI et al., 2009).

A dose de radiação recebida pelo paciente durante os procedimentos radiográficos odontológicos é considerada baixa, quando comparada com a dose recebida por pacientes submetidos a procedimentos radiográficos médicos. Não obstante, mesmo quando a tireoide recebe uma baixa dose de radiação ionizante em uma radiografia dentária, há risco de efeitos biológicos posteriores para mulheres grávidas, como dar à luz a bebês com baixo peso (CHAU; FUNG, 2009).

Atualmente, cerca de 60% da exposição à radiação em procedimentos de imagem de pacientes é atribuída à TC, apesar de os exames tomográficos representarem apenas 15% de todos os estudos baseados em imagens por raios X (KIM et al., 2009). Além disso, os protocolos de TC convencionais estão geralmente associados a altas doses de radiação (BAI et al., 2009; KIM et al., 2009).

2.4 EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO

De um modo geral, os indivíduos estão expostos a radiações de fundo que correspondem à faixa de 1,0 a 3,0 mSv por ano, o que equivale a cerca de 80% a 85% de toda a exposição à radiação. Radiação cósmica solar e emissões do radônio respondem pela exposição natural em quantidades aproximadamente iguais. Exposições à radiação a partir de fontes humanas representam de 15% a 20% da exposição anual da população, sendo que a principal fonte é proveniente de estudos radiológicos a partir da geração de imagens médicas (MCCOLLOUGH et al., 2009).

A recomendação da Comissão Internacional de Proteção Radiológica preconiza um nível de exposição à radiação ocupacional aceitável de 1 mSv por ano (HUI et al., 2009). Atualmente, a dose de radiação associada a um típico equipamento de TC (1-14 mSv) é comparável à dose anual recebida a partir de fontes naturais de radiação (1-10 mSv). Dessa forma, o risco para a saúde de um indivíduo, a partir da exposição à radiação de um aparelho de TC, é comparável aos níveis de radiação de fundo (MCCOLLOUGH et al., 2009).

Considerando a crescente população de pessoas submetidas à TC, os efeitos da dose de radiação da TC sobre a saúde pública podem ser significativos (MCCOLLOUGH et al., 2009). A realização de uma tomografia computadorizada de baixa dose da coluna representa um total de radiação efetiva de 0,74 mSv. A exposição à radioatividade natural proveniente de diferentes fontes, incluindo radiação de fundo, radônio em casas e indústrias, pode variar de 1 a 2 mSv, podendo chegar, em algumas circunstâncias, a 4 mSv por ano. A dose de dois exames de TC de baixa dose da coluna corresponde, portanto, a apenas 18% a 74% da exposição anual à radioatividade natural (ABUL-KASIM et al., 2009).

Alguns pacientes, muitas vezes, estão expostos a altas doses de radiação, como as demonstradas em estudos relacionados com tomografia computadorizada cardíaca angiográfica (TCCA). Tais estudos evidenciaram exposições de 11,0 a 13,6 mSv para unidades de TC de 64 canais, chegando até ao valor máximo de 21,3 mSv para a artéria coronária. Essas exposições podem ainda variar de 14,7 a 26,5 mSv para estudos de revascularização coronária com varredura de duração estendida (FEUCHTNER et al., 2010).

Por outro lado, uma varredura TC de corpo inteiro, de um ou quatro canais, pode envolver uma dose efetiva igual a 500 radiografias torácicas. Essa exposição é equivalente à média nacional de radiação de fundo recebida durante um período superior a 3 anos (Quadro

1). A dose irradiada por TC de canal único varia de menos de 1 mSv até mais de 30 mSv por região estudada do corpo (HUI et al., 2009).

Quadro 1. Comparação de dose de radiação.

Procedimento	Dose efetiva mSv*	Número equivalente de radiografia de tórax	Tempo de radiação de fundo equivalente	Risco aumentado de câncer fatal†
Radiografia de tórax (posteroanterior)	0,02	1	2,4 dias	–
TC de tórax - abdômen	10,00	500	3,3 anos	–
4 canais‡	4,55	228	1,5 anos	1/2197
40 canais‡	1,60	80	6 meses	1/6250
4 canais‡	1,52	76	6 meses	1/6579

* Com base no pressuposto de uma dose efetiva média da radiação de fundo natural de 3 mSv / ano (EUA).

† Aumento do risco de câncer fatal = dose efetiva (Sv) × coeficiente de risco de câncer fatal em adultos.

‡ Novas tecnologias CT com controle de exposição automática e varredura multislice.

Fonte: adaptado de Hui et al., 2009.

Em qualquer sistema de geração de imagens radiográficas pré-implante, existe a necessidade de se manter a exposição do paciente à radiação ionizante tão baixa quanto possível (MONSOUR; DUDHIA, 2008). Em virtude de tal necessidade, a Organização Mundial de Saúde (OMS) definiu o programa de garantia de qualidade em radiodiagnóstico (PGQR) como 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 (DANTAS, 2009). A escolha do protocolo de exposição deve garantir que a dose ao paciente seja mantida tão baixa quanto possível, ou seja, deve estar baseada no princípio fundamental conhecido como ALARA, sigla para *As Low As Reasonable Achievable* (tão baixo quanto razoavelmente exequível) (HUDA, 2003; KOIZUMI et al., 2010; LOFTHAG-HANSEN, 2010; MCCOLLOUGH et al., 2009; SUR et al. 2010).

No uso da TC, a exposição do paciente à radiação a partir de imagens tomográficas tem gerado preocupações. Paradoxalmente, constatou-se também que, no campo em rápida evolução da TC multidetector, houve uma diminuição da referida preocupação, devido à busca de melhor qualidade de imagem e precisão diagnóstica (KIM et al., 2009). Conseqüentemente, a aplicação generalizada das tecnologias da imagem requer o conhecimento dos níveis de exposição à radiação para os pacientes e membros da equipe de assistência à saúde. Assim, é possível afirmar que o entendimento dos potenciais perigos dessa exposição é essencial (HUI et al., 2009).

Na tomografia computadorizada, a distribuição da dose de radiação no paciente é completamente diferente daquela que ocorre na radiografia convencional. Nesta, a dose diminui continuamente do ponto de entrada do feixe de raios X até a sua saída, enquanto naquela, devido à geometria rotacional, a dose é distribuída de maneira simétrica no plano axial escaneado. Isso é uma consequência direta do processo de aquisição da imagem, no qual o paciente é irradiado em todas as direções, durante uma rotação completa do feixe de raios X (DANTAS, 2009; EUROPEAN COORDINATION COMMITTEE OF THE RADIOLOGICAL AND ELECTROMEDICAL INDUSTRIES, 2000; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001). Dessa forma, técnicas específicas de dosimetria tiveram de ser desenvolvidas para se determinar a dose de radiação e permitir o monitoramento de diferentes tipos de exames (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001).

2.5 DOSIMETRIA EM TCMD

Três tipos de dosimetria são utilizados em TC: o índice de dose em tomografia computadorizada (*Computed Tomography Dose Index - CTDI*), o produto dose duração (*Dose Length Product - DLP*) e a dose efetiva. Eles correspondem à média da dose absorvida na região escaneada (CTDI), à dose absorvida integral ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação de um exame de TC completo (DLP) e ao método para a comparação das doses às quais o paciente é submetido em diferentes procedimentos diagnósticos (dose efetiva) (DANTAS, 2009; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2007a; LOFTHAG-HANSEN, 2010).

O CTDI é a principal medida utilizada em TC para descrever a saída de radiação de um tomógrafo e é medido a partir de uma tomografia computadorizada axial (uma rotação do tubo de raios X). Esse tipo de dosimetria é uma medida da quantidade de radiação emitida a partir de uma série de irradiações contíguas para modelos de acrílico padronizados (MCCOLLOUGH et al., 2009).

O CTDI representa a dose em uma única fatia. O DLP é o produto do CTDI pela duração da varredura (HUI et al., 2009). Além disso, 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. Esse volume é determinado, por exemplo, pelo número de cortes em um exame incremental, ou pelo tempo de aquisição em um exame espiral, bem como pelo número de sequências de cortes realizados durante o exame (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001).

A dose efetiva não é uma medida de dose, mas sim um conceito que reflete o risco estocástico (a indução do câncer) a partir da exposição a radiações ionizantes. Normalmente, é expressa em unidades de miliSievert. No entanto, a dose efetiva, por si só, não permite uma avaliação completa acerca do risco de radiação estimado para órgãos específicos com maior sensibilidade, ou para pacientes de idades ou sexos específicos. Para tornar possível uma avaliação completa, as informações relativas às doses de órgãos específicos, idade, sexo, e riscos estimados são necessárias (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2007a; KATAYAMA et al., 2011; MCCOLLOUGH et al., 2009).

A exposição à radiação, expressa em Roentgens (R), é a concentração de radiação em um ponto específico no ar e pode ser descrita também como a ionização produzida em um volume específico de ar (Quadro 2). Ela não revela quanta energia o tecido irradiado absorve. A dose de radiação ou a dose absorvida, expressa em Rad ou Gray, descreve a quantidade de energia absorvida por unidade de massa em um ponto específico. Essa dose não leva em consideração a sensibilidade à radiação diferencial de órgãos e, portanto não pode ser usada em comparações entre exames que envolvem diferentes partes do corpo. Por outro lado, a dose equivalente é uma modificação da dose absorvida que incorpora os fatores ponderados e, portanto, leva em consideração os diferentes efeitos biológicos de várias fontes de radiação. Tais efeitos são referidos como REM, em unidades convencionais, e Sievert, em unidades do Sistema Internacional: $100 \text{ REM} = 1 \text{ Sievert}$. A dose efetiva, também representada em ambos os sistemas em Sievert, leva em conta a região do organismo onde a dose de radiação é absorvida. A dose efetiva tenta estimar a dose do corpo inteiro que seria necessária para produzir o mesmo risco que a dose na parte do corpo que foi irradiada em um procedimento radiológico localizado (HUI et al., 2009).

Quadro 2. Métodos de quantificação de radiação ionizante.

Método	Unidade Convencional	Unidade SI
Exposição à radiação	Rad	Gray (Gy)
Dose equivalente	REM	Sievert (Sv)
Dose efetiva	Dose efetiva equivalente (Sv)	Sievert (Sv)
Índice de dose de tomografia computadorizada	–	Milligray (mGy)
Produto de duração de dose	–	Centímetro milligray (mGy.cm)

1 Gy = 1 J/kg.

1 Gy = 100 rad.

10 mSv = 1 REM (1 mSv = 100 mREM).

Fonte: adaptado de Hui et al., 2009.

Atualmente, a dose efetiva é a melhor medida disponível, uma vez que permite a comparação com outros tipos de exposição à radiação, incluindo a radiação de fundo natural. O método de quantificação de radiação ionizante específico para varredura TC é o índice de dose TC e o produto dose duração (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001).

2.6 CTDI

A *International Commission on Radiation Protection* (ICRP), em sua publicação de número 102, no ano de 2007, trata do controle da dose de radiação em TCMD. Essa 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 pela duração do campo (DANTAS, 2009).

A ICRP 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 cilindro com diâmetro de 32 cm. Esses cilindros são tipicamente referidos como simuladores de CTDI de cabeça e tórax, respectivamente (DANTAS, 2009).

O CTDI₁₀₀ requer a integração do perfil de dose de um único corte axial sobre limites de integração específicos. Assim, o CTDI₁₀₀ é adquirido utilizando-se de uma câmara de ionização de TC em forma de lápis, com 100 mm de comprimento e 3 cm³ de volume ativo, assim como de simuladores de acrílico padrão. Dessa forma, os limites de integração são ± 50

mm, que correspondem aos 100 mm de comprimento da referida câmara. Vale ressaltar que as mensurações devem ser realizadas com a mesa do paciente parada (DANTAS, 2009).

Portanto, é possível afirmar que

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

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 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

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

Para a Comissão, o $CTDI_w$ é um útil indicador da radiação emitida pelo aparelho, para um dado kVp e mAs (DANTAS, 2009).

Para se 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

$$CTDI_{vol} = (N \cdot T/I) \cdot CTDI_w \quad \dots(3)$$

Em TCMD, o *pitch* é a razão entre a distância que a mesa percorre por rotação (I) pela duração total do feixe – número de cortes simultâneos, multiplicado pela espessura de corte (N.T) (DANTAS, 2009). Portanto,

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{pitch} \quad \dots(4)$$

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 (DANTAS, 2009).

Contudo, a Comissão chama a atenção para o fato de 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. No entanto, o $CTDI_{vol}$ não representa bem a média de dose para objetos que apresentam diferenças substanciais de tamanho, forma ou atenuação em relação ao simulador. Adicionalmente, o $CTDI_{vol}$ não indica a energia total depositada no volume escaneado, porque é independente da duração do exame (DANTAS, 2009).

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 (DANTAS, 2009; EUROPEAN COORDINATION COMMITTEE OF THE RADIOLOGICAL AND ELECTROMEDICAL INDUSTRIES, 2000).

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, já que, à medida que o número de cortes aumenta, a massa irradiada aumenta na mesma proporção que a energia absorvida (DANTAS, 2009; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2007).

2.7 DLP

Para obter uma melhor representação da energia total de um protocolo de exposição, a *European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries* (2000) preconiza que o $CTDI_{vol}$ pode ser integrado à duração da irradiação para determinar o produto dose duração (DLP):

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

...(5)

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, à duração do exame (DANTAS, 2009).

O DLP reflete a energia total absorvida em um exame específico. Dessa forma, enquanto um exame de TC abdominal pode apresentar o mesmo CTDI_{vol} que um exame pélvico, este terá um maior DLP, proporcional à maior cobertura anatômica do exame. Para a comissão, descritores de dose como o CTDI_{vol} e o DLP devem ser usados para realizar comparações que envolvem níveis de dose referência de exames típicos de TC, e não para medidas diretas da dose ao paciente (como a dose-órgão) (DANTAS, 2009; *International Commission on Radiation Protection*, 2007a).

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. Este, por sua vez, é determinado pelo número de cortes em um exame incremental, ou pelo tempo de aquisição em um exame espiral, assim como pelo número de sequências de cortes realizados durante o exame. Os valores do DLP também podem ser usados para estimar a dose efetiva de procedimentos de TC (DANTAS, 2009; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001).

2.8 DOSE EFETIVA

Para a *European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries* (2000), nenhuma das variáveis mencionadas anteriormente permite qualquer comparação entre valores de dose relativos às exposições radiográficas convencionais. O único valor que permite tal comparação é a dose efetiva.

A dose efetiva é uma variável calculada de modo a refletir uma determinada exposição não uniforme comparada a 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. Essas doses são normalmente obtidas a partir de modelos de Monte Carlo. E, para a obtenção das doses absorvidas em órgãos radiosensíveis específicos, utilizam-se simuladores antropomórficos e simuladores de voxel provenientes de exames de TC em cadáveres humanos. A dose efetiva é expressa em Sievert (Sv) e é útil para comparações entre diferentes fontes de radiação. Para a *International Commission on Radiation Protection*

(2007a), a dose efetiva é válida apenas para propósitos de proteção radiológica, mas essa Comissão considera 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 também para comparar o uso de tecnologias e procedimentos semelhantes em diferentes hospitais e países. Além disso, a dose efetiva pode ser usada em processos de comparação que envolvem diferentes tecnologias relacionadas com um mesmo exame médico (DANTAS, 2009).

2.9 FATORES QUE INFLUENCIAM A DOSE NA TCMD

O desenvolvimento tecnológico a que a TC foi submetida nos últimos anos aumentou a sensibilidade dos sistemas de detectores, na tentativa de viabilizar a 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. Assim, imagens melhores e mais rápidas, com alta resolução espacial e pequenos cortes, têm levado a um aumento significativo das indicações da TCMD. Por sua vez, o aumento dessas indicações vem resultando em acréscimo da dose de uma geração de TC a outra, quando a expectativa era de que ocorresse justamente o contrário (DANTAS, 2009; GURUNG et al., 2005; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2007a; KOIZUMI et al., 2010; STARCK et al., 1998).

Diante do aumento descrito acima, tornou-se imprescindível estabelecer mecanismos de proteção radiológica visando a garantir o melhor uso das radiações ionizantes com o menor dano ao ser humano. Dessa forma, o sistema de proteção radiológica recomendado pela *International Commission on Radiation Protection* (2007b) está baseado nos seguintes princípios:

- a) justificação: nenhuma atividade que envolva exposições às radiações ionizantes deve ser adotada, a menos que se produza suficiente benefício ao indivíduo exposto ou à sociedade, a fim de compensar o comprometimento que a radiação ocasiona;
- b) otimização: em qualquer prática que utilize radiação ionizante, a dose de exposição radioativa submetida ao indivíduo, o número de indivíduos expostos e a probabilidade de exposições acidentais devem ser mantidos tão baixos quanto

razoavelmente exequível, levando-se em consideração fatores econômicos e sociais;

- c) 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.

Não obstante, a escolha dos fatores de exposição, como a quilovoltagem de pico (kVp) e a corrente do tubo (mAs), afeta o contraste e o ruído da imagem. Assim, a relação entre contraste e ruído deve ser compatível com a qualidade da imagem necessária ao diagnóstico (DANTAS, 2009; HUDA, 2003; LOFTHAG-HANSEN, 2010; SUR et al. 2010). Nesse aspecto, a *International Commission on Radiation Protection* (2007a) considera que imagens de alta qualidade não são essenciais para todas as tarefas diagnósticas, mas sim o nível de qualidade que está relacionado com a tarefa diagnóstica. Por outro lado, mensurações objetivas, que envolvem o aumento do ruído da imagem, podem não capturar completamente todas as características relevantes para se realizar um correto diagnóstico clínico. Portanto, determinar uma qualidade de imagem “ótima” pode ser uma tarefa complexa, uma vez que tanto as variáveis mensuráveis quanto a percepção do avaliador 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 é necessariamente maior que aquelas adquiridas em imagens de TC de baixa dose. Portanto, 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 (DANTAS, 2009).

Protocolos de exposição de TC variam entre diferentes centros de radiologia e, com isso, ocorrem também variações na dose de radiação absorvida pelos pacientes. Essas variações dependem de vários fatores relacionados ao equipamento, ao paciente e ao operador. Alguns parâmetros não podem ser controlados pelo operador do aparelho do equipamento, como, por exemplo, a eficiência geométrica do feixe, o ângulo de rotação, o desenho dos detectores ou os filtros e as características do paciente, como o tamanho da cabeça e a densidade óssea. Contudo, há outros fatores que podem ser controlados pelo operador e afetam, sobremaneira, a dose de radiação absorvida pelo paciente, como, por exemplo, a energia do feixe de raios X (kVp), a corrente do tubo (mA), o tempo de aquisição e a espessura do corte (DANTAS, 2009; EUROPEAN COORDINATION COMMITTEE OF

THE RADIOLOGICAL AND ELECTROMEDICAL INDUSTRIES, 2000; GÜNDOĞDU et al., 2005; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001; SMITH; SHAH; KRON, 1998; SUR et al. 2010).

Assim como acontece na radiografia convencional, na TC, a dose e a qualidade da imagem estão relacionadas, de maneira que a dose é 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 à diminuição dos mAs, poucos fótons serão gerados no tubo de raios X. Como consequência dessa atenuação, o ruído (*noise*) aumentará, e a resolução do contraste diminuirá, ou seja, haverá alteração na qualidade da imagem e, conseqüentemente, em sua eficácia clínica (DANTAS, 2009; EKESTUBBE; GRÖNDAHL, K; GRÖNDAHL, H., 1999; EUROPEAN COORDINATION COMMITTEE OF THE RADIOLOGICAL AND ELECTROMEDICAL INDUSTRIES, 2000; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001).

A resolução de contraste pode ser crítica em alguns tipos de exame. Na detecção de lesões de tecido mole no fígado, por exemplo, a qualidade da imagem é degradada pela presença do ruído e melhorada pelo aumento da dose. 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 (DANTAS, 2009; GOLDING; SHRIMPOM, 2002; GÜNDOĞDU et al., 2005; STARCK et al., 1998; ZAMMIT-MAEMPEL; CHADWICK; WILLIS, 2003). 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, aumentando sua visibilidade (DANTAS, 2009; EKESTUBBE; GRÖNDAHL, K; GRÖNDAHL, H., 1999). Esse fato se torna ainda mais evidenciado na TCMD, devido à sua melhor resolução longitudinal (DANTAS, 2009; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2007a).

Diante do exposto, é possível afirmar que, ao contrário das imagens radiográficas tradicionais, a imagem TC nunca parece “superexposta” no que se refere a ser muito escura ou muito clara. A natureza dos dados normalizados da TC, isto é, os números da TC que representam uma quantidade fixa de atenuação em relação à água, garantem que a imagem sempre pareça adequadamente exposta. Como consequência, os usuários da TC não são tecnicamente obrigados a diminuir o produto corrente do tubo-tempo (mAs), o que pode

resultar em excesso de dose de radiação para alguns pacientes (KOIZUMI et al., 2010; MCCOLLOUGH et al., 2009; SUR et al. 2010).

Os parâmetros que interferem na dose de radiação da TC incluem a corrente do tubo, a voltagem, os modos de escaneamento e a duração da varredura (ATAR; KORNOWSKI; BACHAR, 2010; KIM et al., 2009; LOUBELE et al., 2005). Dessa forma, para que haja redução da dose de radiação, é preciso que ocorra, por exemplo, a redução da corrente do tubo ou a diminuição do número de varreduras (EKESTUBBE; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H, 1999; KOIZUMI et al., 2010; SUR et al., 2010).

2.10 CORRENTE DO TUBO (mAs)

Existe uma relação linear entre a corrente do tubo e a dose. O produto em mAs de uma exposição é obtido pela multiplicação da corrente do tubo pelo tempo total de exposição. As consequências de suas variações na qualidade de imagem são relativamente de simples entendimento, visto que o único aspecto a ser alterado é o ruído (DANTAS, 2009; EUROPEAN COORDINATION COMMITTEE OF THE RADIOLOGICAL AND ELECTROMEDICAL INDUSTRIES, 2000).

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. A corrente do tubo (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 a melhor saída de radiação, com menor capacidade de aquecimento e maior dissipação de calor (DANTAS, 2009; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001; KOIZUMI et al., 2010).

Outro fator que contribui para as altas doses em TC é a demanda por alta resolução espacial. Esta demanda leva ao uso de cortes estreitos, que necessitam de intensidades ainda maiores do feixe de raios X para se manter um nível aceitável de ruído. Para um valor fixo de mAs, a diminuição do tempo de exposição implica em um 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, em que é possível diminuir o mA e manter uma qualidade de imagem aceitável (DANTAS, 2009; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2001).

Estudos relacionados com a tomografia computadorizada do tórax sugeriram que é possível reduzir a corrente do tubo sem afetar significativamente a qualidade de imagem (KIM et al., 2009). Além disso, constatou-se que a dose à qual o paciente é submetido é diretamente proporcional à corrente do tubo e ao tempo de varredura, se todos os outros fatores de seleção, tais como voltagem do tubo, espessura do corte, distância entre cortes, número de cortes e extensão da varredura forem mantidos constantes (EKESTUBBE; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H, 1999; KIM et al., 2009). Verificou-se ainda que a diminuição da corrente do tubo é possível, independentemente da técnica de varredura (EKESTUBBE; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H, 1999). Dessa forma, embora a redução da dose de radiação possa ser realizada através da diminuição da quilovoltagem, do aumento do *pitch* ou do estabelecimento de cortes mais espessos, o parâmetro mais comumente manipulado é a corrente do tubo (LOUBELE et al., 2005).

No entanto, se a dose de radiação é reduzida, pelo decréscimo dos mAs, poucos fótons são gerados a partir do tubo de raios X. Como consequência, o ruído quântico aumenta e a resolução do contraste diminui (DANTAS, 2009). Dessa maneira, quanto mais presente for o ruído em um ponto de uma imagem digital, mais distinguíveis serão os pixels do entorno. Consequentemente, o ruído pode contribuir para uma maior visibilidade de estruturas anatômicas. Assim, para o planejamento de implante mandibular, exames de tomografia computadorizada teoricamente podem ser realizados com ajuste de mAs mais baixo que o padrão. Nesse caso, o ruído parece não ter uma influência negativa na qualidade de imagem diagnóstica; ao invés disso, contribui para a visibilidade das estruturas anatômicas importantes, em especial o canal mandibular (EKESTUBBE; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H, 1999).

As imagens da TC odontológica com redução da dose de radiação são exibidas com excelente contraste entre o tecido ósseo e o tecido mole. Nesse tipo de TC, nenhum meio de contraste é utilizado e, geralmente, não é necessária a exibição de detalhes dos tecidos moles. Portanto, a TC odontológica é ideal para a aplicação de protocolos de investigação com redução de dose. Nesses protocolos, a redução é realizada principalmente através da diminuição da corrente do tubo, o que leva ao aumento do ruído quântico relacionado à

imagem do tecido mole, enquanto que a imagem óssea é apenas marginalmente afetada (GAHLEITNER; WATZEK; IMHOF, 2003).

2.11 VOLTAGEM DO TUBO (kV)

Na realização de exames contrastados, tais como exames angiográficos, a relação entre contraste e ruído para doses fixas aumenta com a diminuição da voltagem do tubo de raios X. Como consequência, para se obter uma melhor relação entre contraste e ruído, a dose do paciente pode ser reduzida através da escolha de uma quilovoltagem mais baixa (KOHL, 2005). Portanto, na TC angiográfica que envolve a revascularização coronariana, o uso de configurações de baixa voltagem do tubo pode minimizar a exposição à radiação. Esse procedimento ainda gera menor ruído de imagem e melhor resolução de baixo contraste, o que representa uma vantagem definitiva para a geração de imagens vasculares (FEUCHTNER et al., 2010).

O uso de um protocolo de imagem otimizado, incluindo a adequação da tensão e do produto corrente-tempo ao peso do paciente, reduz significativamente a dose de radiação, sem perda da qualidade da imagem. Nesse caso, estima-se que os pacientes sejam beneficiados com uma redução de radiação de 37% da dose efetiva. No entanto, há vários problemas que devem ser levados em consideração quando as técnicas de diminuição da kV são utilizadas na prática. Primeiro, valores kV baixos implicam produção menos eficiente de raios X do tubo, e, conseqüentemente, os mAs devem ser aumentados para que se evitem níveis excessivos de ruído. Em segundo lugar, para pacientes maiores, um kV mais baixo pode não ser apropriado, em virtude da maior massa de tecido biológico a ser irradiado (MCCOLLOUGH et al., 2009).

O desenvolvimento tecnológico da TC aumentou a sensibilidade dos sistemas de detectores, na tentativa de se viabilizar a redução da dose de exposição do paciente à radiação (GURUNG et al., 2005). Além disso, outros estudos determinaram parâmetros para a redução da dose de protocolos TC multicanal para a cabeça. Tal redução permitiu a segmentação dos ossos faciais com precisão suficiente para implantes bucais, assim como planejamento de cirurgia maxilofacial, ambos com protocolos de baixa dose (LOUBELE et al., 2005).

De um modo geral, o tempo de exposição, a tensão aplicada e o produto corrente-tempo, em combinação com a modulação da corrente do tubo e filtros para focalizar o feixe

de radiação interferem na dose de radiação à qual o paciente está submetido. Portanto, a dose de radiação é proporcional à corrente do tubo, ao tempo de exposição e ao quadrado da tensão do tubo (KIM et al., 2009; LUND et al., 2009; MCCOLLOUGH et al., 2009; SUR et al. 2010). Assim, é possível afirmar que a dose e a exposição à radiação da TC variam com o quadrado da quilovoltagem, mantendo-se a corrente do tubo constante. Portanto, a redução da voltagem do tubo tem um efeito mais significativo sobre a redução da exposição à radiação do que a redução da corrente do tubo. Entretanto, investigações mais aprofundadas são necessárias para se determinar o efeito da redução da voltagem do tubo sobre a redução da dose de radiação com qualidade de imagem aceitável, nos exames de TC (KIM et al., 2009).

2.12 TC 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. Tais mecanismos são particularmente importantes para exames nos quais uma baixa resolução espacial e um alto ruído possam ser tolerados (DANTAS, 2009; KOHL, 2005).

Diederichs et al., em 1996, estudaram a possibilidade de se realizarem exames de TC espiral de maxila e mandíbula para implantes com dose similar àquela utilizada em radiografia panorâmica. O estudo foi realizado em paciente de 55 anos, candidato à colocação de implantes dentários. As doses de entrada nas pálpebras, glândulas parótidas e tireoide foram medidas durante a aquisição dos dois tipos de exames, utilizando-se dosímetros termoluminescentes. Para os autores, o protocolo de TC com redução de dose, em nível de uma radiografia panorâmica, apresentou-se viável para esse paciente. As imagens geradas, apesar de apresentarem alto grau de ruído, continham toda a informação anatômica importante para o planejamento do implante. No entanto, os autores chamaram a atenção para a necessidade de estudos com maior número de pacientes, no intuito de se identificarem possíveis limitações dessa técnica (DANTAS, 2009).

Ekestubbe et al., em 1996, avaliaram a influência da dose de radiação e de técnicas de aquisição da imagem em exames de TC helicoidal para planejamento de implantes na mandíbula. Para essa avaliação, 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 corte e miliamperagem. Esses autores concluíram que as imagens adquiridas com protocolos de baixa dose apresentaram qualidade semelhante às obtidas por meio de protocolos convencionais associados à alta dose (DANTAS, 2009).

Scaf et al., em 1997, realizaram um estudo comparando doses craniofaciais de radiação absorvida, estimativa de risco de câncer e custo relativo 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 durante TC com protocolo de exposição padrão para o planejamento de implantes. As TC com protocolo de exposição padrão apresentaram doses de radiação muito maiores que aquelas relacionadas à tomografia convencional, em todas as áreas anatômicas estudadas (DANTAS, 2009).

Starck et al., em 1998, destacaram o considerável potencial à redução de dose em algumas técnicas de TC. Entre essas técnicas, é possível citar: 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, nos citados casos, permite um uso mais frequente do exame, além de diminuir o desgaste do aparelho, aumentando sua vida útil (DANTAS, 2009).

Ainda em 1998, Smith, Shah e Kron 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 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 (DANTAS, 2009).

Ekestubbe, Gröndahl, K. e Gröndahl, H., em 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, com protocolos de exposição de 80 e 40 mA. As imagens foram submetidas a oito avaliadores, que julgaram 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, 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 (DANTAS, 2009).

Em 2000, Bianchi, Goggins e Rudolph compararam as diferenças entre a dose de radiação absorvida pelo cristalino e glândula tireoide 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 tireoide, lateral da órbita e forame infraorbitário 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 a obtenção dessas imagens, apesar de seu custo ser mais elevado. Os autores recomendaram que outras pesquisas, baseadas em cálculos de dose efetiva para avaliar diferentes protocolos de TC, fossem realizadas. Esses mesmos autores ainda afirmaram que os resultados dessas pesquisas podem levar à padronização dos exames para a região maxilofacial (DANTAS, 2009).

Mahesh et al., em 2001, fizeram um estudo comparativo que envolveu o intervalo de corte e dose de radiação na TCMD e nos aparelhos convencionais (de único detector). Nesse estudo, realizaram experimentos com o objetivo de determinar se era possível obter, na TCMD, a mesma relação de intervalo de corte *versus* dose de radiação encontrada nos aparelhos convencionais. Foi observado que a estratégia de aumento dos intervalos de cortes, utilizada para a diminuição de dose nos aparelhos de detector único, não obtém os mesmos 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 à TCMD, radiologistas e tecnólogos devem possuir um profundo conhecimento sobre as características do equipamento (DANTAS, 2009).

Golding e Shrimpton, em 2002, afirmaram que a otimização na TC é uma tarefa mais complicada que na radiologia convencional. Enquanto, na radiologia convencional, a própria imagem demonstra claramente quando uma radiografia foi superexposta, na TC, 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, a escolha dos protocolos é mais importante que a tecnologia do aparelho para a determinação da dose. Os autores ainda acrescentam que, em área de alto contraste natural (pulmão ou estruturas ósseas), o ruído da imagem é menos crítico e mais clinicamente aceitável (DANTAS, 2009).

Zammit-Maempel, Chadwick e Willis (2003) realizaram um estudo com diferentes protocolos de TCMD para exame dos seios paranasais. Nesse estudo, o objetivo foi avaliar a dose de radiação submetida ao cristalino e à glândula tireoide. Esses autores concluíram que a tecnologia TCMD proporciona imagens com excelente resolução espacial e contraste e que

foi possível manter qualidade equivalente, mesmo trabalhando com mAs abaixo daquele determinado pelo fabricante do aparelho.

Em 2004, Marconato et al. estudaram os protocolos utilizados nos exames de TC mais realizados em um serviço de radiologia privado. O objetivo desse estudo foi sugerir a redução do mAs utilizado, comparando a dose de radiação, o aquecimento do tubo de raios X e a qualidade de imagem. Esses autores constataram que era possível diminuir o mAs, sem comprometer a qualidade do diagnóstico, proporcionando uma redução de 20% na dose de radiação média dos exames de crânio em adultos. Dessa forma, eles concluíram que a padronização da redução do mAs, além de proporcionar um novo protocolo de exame associado à redução significativa da dose recebida pelos pacientes, sem comprometer a qualidade diagnóstica, também permite aumentar a vida útil do tubo de raios X, reduzindo, assim, os custos do exame.

Ainda em 2004, Rustemeyer, Streubühr e Suttmoeller realizaram um estudo com o objetivo de reduzir a dose de exposição do paciente em exames de TC de detector único utilizado para fins odontológicos. Esse trabalho baseou-se no fato de que as duas estruturas de maior interesse no planejamento de implantes (dente e osso alveolar) são composições de alto contraste natural. Assim, tais estruturas mostraram-se apropriadas para o uso de protocolos de baixa dose. Na realização desse estudo, foram utilizados dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio introduzidos em um simulador antropomórfico radiográfico. A utilização desses dosímetros teve como propósito determinar a dose de radiação à qual a glândula tireoide, a medula óssea, as glândulas salivares e o cristalino foram submetidos. Nesse processo, utilizaram-se dois tipos de protocolo: um padrão e outro de baixa dose. Para a análise da qualidade de imagem, foi utilizada uma cabeça de cadáver humano preparada. Os resultados verificados no protocolo de baixa dose evidenciaram uma redução de dose de 9 vezes, quando comparados com os resultados obtidos com o protocolo padrão, mantendo-se a qualidade de imagem aceitável.

A tecnologia multidetector tem proporcionado um considerável avanço no que se refere ao aumento das possibilidades de exame com os aparelhos de TC. Em termos de características intrínsecas de dose, os aparelhos TCMD 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. A referida autora assegura que a ampliação da capacidade para realizar longos exames com pequenos cortes está associada a um aumento na dose de radiação dos pacientes. Por isso, é essencial que se façam considerações cuidadosas sobre as necessidades diagnósticas de determinados exames. Tais

considerações têm também de estar associadas à seleção apropriada dos parâmetros de exposição, visando a garantir que as doses, nos aparelhos de TCMD, sejam otimizadas, justificando-se, assim, sua utilização (DANTAS, 2009; LEWIS, 2005).

Ainda em 2005, Gurung et al. realizaram um estudo seguindo os princípios ALARA. Nesse estudo, foi utilizado um aparelho de TCMD de 16 canais, com o propósito de se otimizar a dose de exposição em exames dos ossos pélvicos, com adequada qualidade de imagem. Para isso, realizaram tomografias 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 de 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. Seguindo princípios semelhantes, Gündogdu et al. (2005) analisaram vários valores de corrente do tubo (mA), 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 (DANTAS, 2009). Além disso, Lund et al. (2009) fizeram uso da modulação de corrente do tubo em TCMD de 64 canais para pacientes com suspeita de doença arterial coronária. Nessa modulação, foi possível reduzir a dose de radiação em até 47%.

3.1 GERAL

Comparar os resultados de diferentes protocolos de exposição na qualidade da imagem de TCMD de 64 canais, para o planejamento de implantes dentários.

3.2 ESPECÍFICOS

- a) Avaliar a concordância de respostas intra e interavaliadores em relação à avaliação da qualidade de imagem e medidas lineares.
- b) Avaliar a variância entre as medidas lineares da altura e da espessura óssea implantar obtidas através das imagens e as mesmas medidas obtidas a partir dos respectivos padrões-ouro.
- c) Testar a influência da redução da corrente do tubo (mA) na qualidade de imagem e nas medidas lineares, levando-se em consideração a visualização do canal mandibular, a delimitação da cortical do canal mandibular e a qualidade geral da imagem.
- d) Determinar, dentre os protocolos utilizados, o que oferece a melhor imagem para o planejamento de implantes dentários.
- e) Identificar um patamar de exposição que associe a menor dose de radiação a uma imagem de qualidade aceitável para o planejamento de implantes.

4.1 PLANEJAMENTO EXPERIMENTAL

Este estudo baseou-se em experimento cego, visando a avaliar o efeito das doses de radiação sobre a qualidade e a precisão das medidas lineares das imagens. Para tanto, imagens obtidas com o uso de diferentes correntes de tubo foram apresentadas de maneira aleatória a avaliadores, que as analisaram. Nesse processo, os avaliadores, que desconheciam as correntes usadas na geração das imagens, atribuíram escores aos quesitos quali-quantitativos formulados no protocolo da pesquisa.

4.1.1 Aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa

A aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia deu-se através do registro FR: 287916 CAAE: 0032.0.368.000-09 (Anexo A). Vale salientar que tal aprovação aconteceu antes do início da operacionalização deste estudo.

4.2 POPULAÇÃO

Foram utilizados 5 mandíbulas (corpos de prova) expostas a correntes de tubo de 20, 40, 60 e 100 mA. Assim, foram produzidos 20 filmes radiográficos (exames) com as imagens que foram posteriormente avaliadas.

4.2.1 Corpos de prova

Para este estudo, foram utilizados corpos de prova constituídos de mandíbulas pertencentes à coleção de peças anatômicas do Laboratório de Anatomia Humana do

Departamento de Biomorfologia, do Instituto de Ciências da Saúde, da Universidade Federal da Bahia (Anexo B).

4.2.2 Critérios de inclusão

- Mandíbulas edêntulas.
- Estrutura mandibular com processo alveolar completamente reabsorvido.

4.2.3 Critérios de exclusão

- Alvéolos dentais preservados.
- Presença de dentes.
- Estrutura óssea danificada.

4.2.4 Amostra

A partir do universo das peças anatômicas e critérios supracitados, foram escolhidas 23 mandíbulas. Elas foram numeradas de 1 a 23 e, a partir de sorteio simples (amostragem aleatória), 5 mandíbulas passaram a constituir a amostra deste estudo.

4.3 COLETA DE DADOS

4.3.1 Sítios selecionados

a) Utilizando-se marcador com ponta média de 2 mm, foram traçadas seis linhas perpendiculares à base da mandíbula, com o propósito de padronizar a colocação de marcadores radiodensos. As referidas linhas foram traçadas sobre os forames mentuais esquerdo e direito, a 1 cm e a 2,5 cm à distal de cada forame, que corresponderam às regiões avaliadas.

b) Sobre os rebordos alveolares das regiões avaliadas, foram aplicadas camadas de cera utilidade, para a fixação dos marcadores radiodensos, utilizados como referência para a escolha dos cortes tomográficos. Nesses cortes, foram realizadas as mensurações e análises de qualidade de imagem.

c) Nas camadas de cera utilidade, coincidente com os traços previamente descritos no item “a”, foram fixados quatro marcadores esféricos de 3 mm de diâmetro, vazados em sua região central (Figura 1).



Figura 1. Corpo de prova com marcadores radiodensos.
Fonte: Produção do autor, 2011.

4.3.2 Simulador radiográfico

Os corpos de prova, acima descritos, foram submersos em água por 24 horas e, em seguida, colocados em um simulador radiográfico de acrílico preenchido com água. Para que as mandíbulas permanecessem fixas numa mesma posição durante todo o experimento, foi colocada uma esponja de cinco centímetros de espessura no interior do simulador, de forma a

envolver e fixar todas as mandíbulas. A água e a esponja simularam a presença de tecidos moles, reproduzindo a atenuação sofrida pelo feixe de raios X em condições reais (Figura 2).

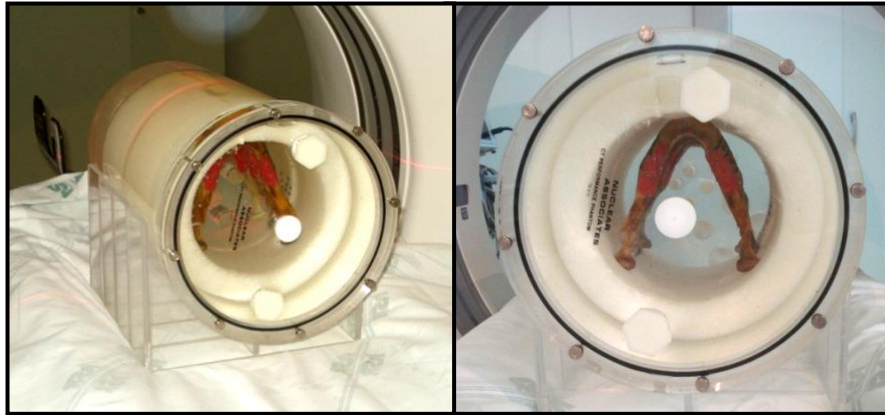


Figura 2. Simulador AAPM CT *Performance Phantom*, modelo 76-410-4130, *Fluke Biomedical*, *Cleveland*, OH, USA, cedido pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia para a realização do experimento.
Fonte: Produção do autor, 2011.

4.3.3 Obtenção das imagens

Para a obtenção das imagens, foi utilizado um aparelho de TCMD GE *HighSpeed Pro* 64 canais, equipado com o programa DentaScan. Todo o processo de geração de imagens foi realizado pela Clínica Delfin, em suas instalações no Hospital São Rafael em Salvador, Bahia.

Os exames foram realizados com o simulador posicionado na mesa do aparelho de TCMD de 64 canais, de forma que as bases das mandíbulas permanecessem perpendiculares ao plano horizontal durante a realização de todos os exames, reproduzindo o posicionamento adequado do paciente (Figura 3).

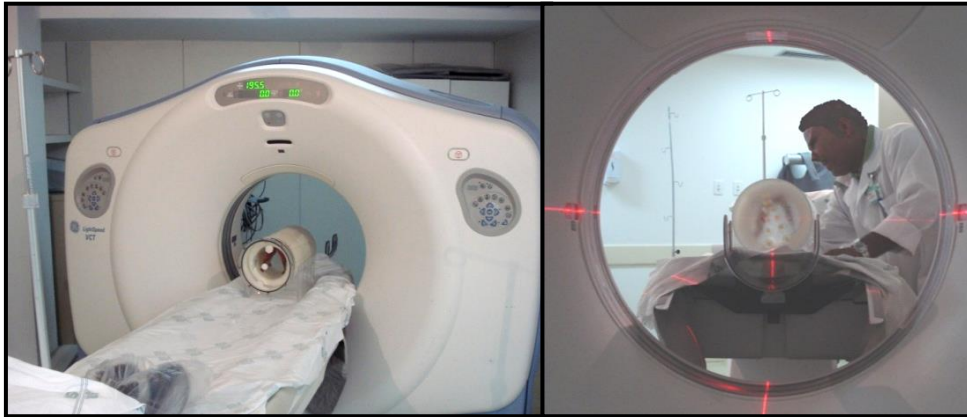


Figura 3. Aparelho de tomografia computadorizada multidetector GE *HighSpeed Pro* 64 canais, GE *Healthcare Technologies*, *Waukesha, Wisconsin, USA*, com simulador radiográfico posicionado.

Fonte: Produção do autor, 2011.

O fabricante do aparelho de TCMD preconiza que, para o protocolo de obtenção de imagens mandibulares posteriormente tratadas pelo programa *DentaScan*, devem ser adquiridos cortes tomográficos axiais de 0,625mm de espessura, *pitch* de 0,562:1, a 120 kV, 300 mA e FOV de 16,7cm (Figura 4). Partindo do valor de corrente do tubo recomendado pelo fabricante do aparelho e mantendo todas as outras variáveis constantes, foram obtidas imagens de TCMD de alta e baixa dose. Para isso, foram utilizadas correntes de 100, 60, 40 e 20 mA, para cada mandíbula, com tempo total de exame comum de 6,67s, para todos os níveis de corrente estudados.



Figura 4. Obtenção de imagens mandibulares a partir de tomografia computadorizada multidetector – GE *HighSpeed Pro* de 64 canais.

Fonte: Produção do autor, 2011.

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, através do programa *DentaScan*. Essas imagens foram impressas em filme acetato (*Kodak DryView 8900*

Laser Imager, Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA). Foram impressos quatro filmes (correspondentes à exposição de 100, 60, 40 e 20 mA) para cada um dos cinco corpos de prova. Portanto, foram gerados 20 exames, selecionando-se sempre a mesma amplitude de janela, de modo que todas as imagens apresentassem brilho e contraste uniformes (Figura 5).

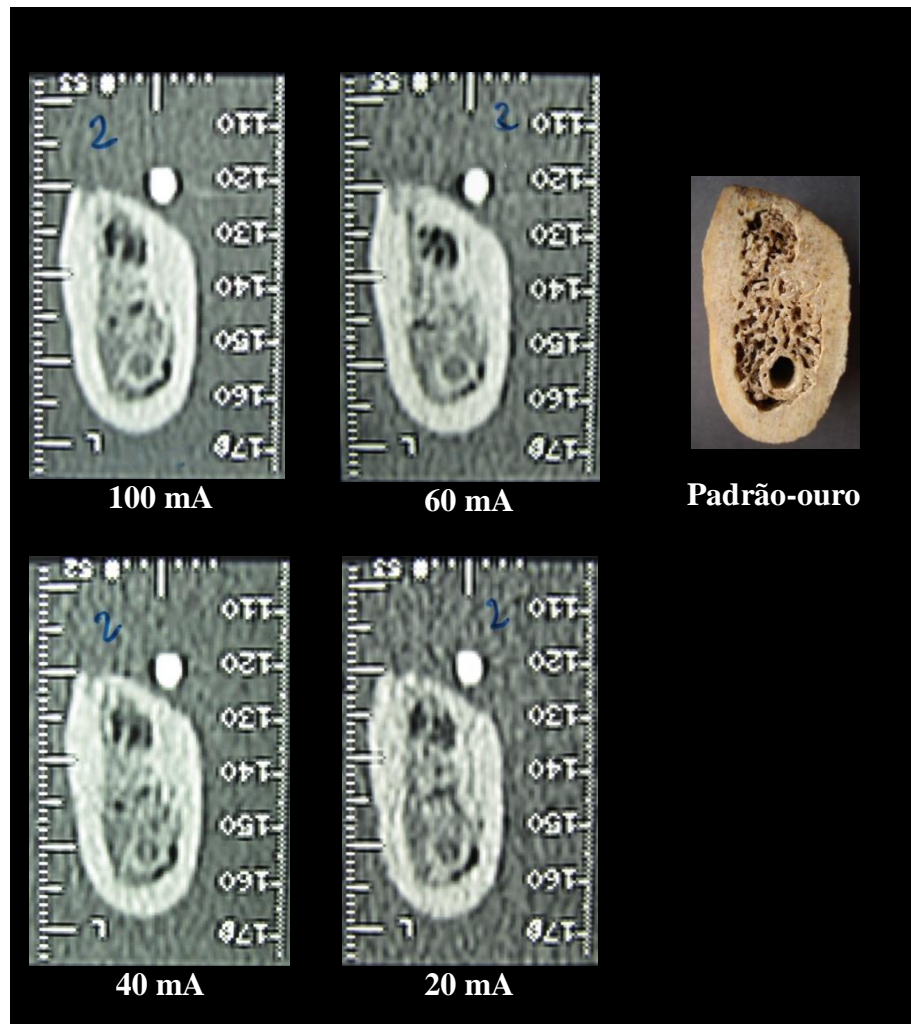


Figura 5. Exemplo das imagens obtidas nos diferentes protocolos estudados
Fonte: Produção do autor, 2011.

4.3.4 Análise qualitativa das imagens

Para a análise dos fatores relacionados à qualidade subjetiva das imagens, os exames foram numerados, de maneira aleatória, de 1 a 20. Além disso, o acesso aos dados relacionados com os protocolos utilizados em cada uma das imagens foi bloqueado através de recortes quadrados de papel cartão preto, colados sobre os referidos dados. Dessa forma, os

avaliadores foram impedidos de conhecer qualquer dado referente aos protocolos de imagem utilizados (Figura 6).



Figura 6. Análise qualitativa das imagens.
Fonte: Produção do autor, 2011.

Uma imagem correspondente ao segmento direito e outra correspondente ao segmento esquerdo de cada mandíbula foram escolhidas e marcadas por um radiologista, com, no mínimo, cinco anos de experiência em avaliação de imagens de TC para implantes. Para realizar essas marcações, o radiologista identificou os cortes para os quais a melhor qualidade do osso proporcionava a imagem mais nítida do canal mandibular. Nesse processo, os cortes escolhidos coincidiram ou não com os marcadores radiodensos.

Em condições ideais de luminância e iluminância, as imagens foram submetidas à apreciação de dois radiologistas, com o mesmo perfil profissional descrito anteriormente. Cada examinador avaliou as imagens através de questionário (Apêndice A), em duas ocasiões distintas, com intervalo mínimo de duas semanas entre as avaliações, repetindo-se sempre o seguinte procedimento (Apêndice B):

- a) os radiologistas foram instruídos a avaliar apenas as imagens devidamente marcadas. Da mesma forma, esses profissionais foram orientados a avaliar os 20 exames sempre em ordem numérica crescente;
- b) em cada um dos exames, as imagens marcadas foram analisadas quanto aos seguintes fatores: F1 – Visualização do canal mandibular; F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular e F3 – Qualidade geral da imagem;
- c) para cada um dos fatores supracitados, foram atribuídos os seguintes escores: 0 – ruim; 1 – regular; 2 – boa e 3 – excelente;
- d) para cada uma das imagens analisadas, foi avaliado ainda o fator F4 – Aceitabilidade da imagem. Para esse fator, os avaliadores responderam à pergunta

“Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?”, com uma das seguintes respostas: sim ou não.

4.3.5 Análise quantitativa das imagens

A análise quantitativa das imagens foi realizada pelos radiologistas acima mencionados e constou de medições lineares de altura óssea implantar (AOI) e espessura óssea implantar (EOI) das imagens associadas aos marcadores radiodensos. Os correspondentes registros seguiram a seguinte metodologia:

- a) os radiologistas foram orientados a avaliar os 20 exames em ordem numérica crescente, através de questionário (Apêndice C), obedecendo ao mesmo intervalo entre avaliações e condições luminosas descritas anteriormente;
- b) a altura óssea implantar foi obtida por meio de uma régua milimetrada transparente, com um zoom negativo de 0,5 milímetros a cada espaço de 10 milímetros da imagem real. As medidas foram realizadas a partir do ponto mais alto do rebordo alveolar até o teto do canal mandibular, seguindo, assim, o longo eixo da mandíbula;
- c) a espessura óssea implantar foi obtida posicionando-se a referida régua longitudinalmente em relação à mandíbula e de forma a tangenciar o teto do canal mandibular (Figura 7).

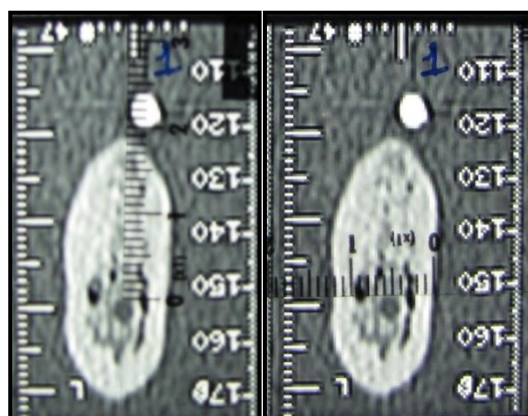


Figura 7. Exemplo das medidas AOI e EOI nas imagens.

Fonte: Produção do autor, 2011.

4.3.6 Obtenção do padrão-ouro

O padrão-ouro foi obtido seccionando-se as mandíbulas nas linhas associadas aos marcadores radiodensos, através de dispositivo serra-fita para corte de ossos (Figura 8). Esse procedimento foi realizado no Laboratório de Anatomia da União Metropolitana de Educação e Cultura – UNIME, em Lauro de Freitas, Bahia.

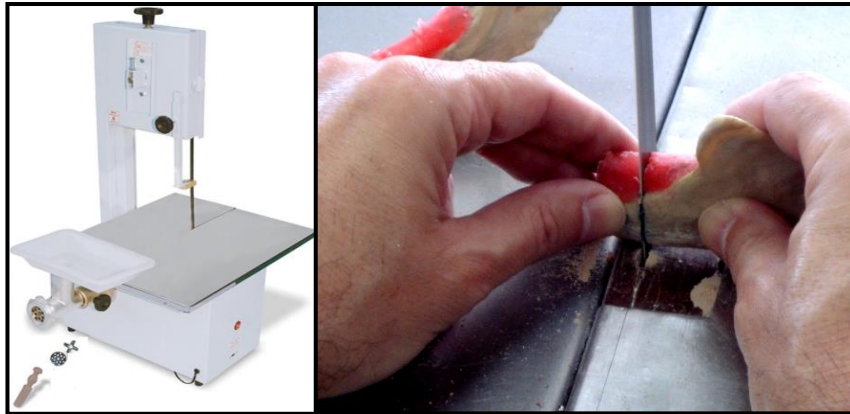


Figura 8. Serra-fita utilizada para cortes das mandíbulas.
Fonte: Produção do autor, 2011.

Nas secções ósseas correspondentes às imagens tomográficas analisadas quantitativamente, a AOI foi obtida por meio de uma régua milimetrada transparente. As medidas foram realizadas a partir do ponto mais alto do rebordo alveolar até o teto do canal mandibular, seguindo-se, assim, o longo eixo da mandíbula (Apêndice D); as medidas de EOI foram registradas posicionando-se a referida régua longitudinalmente em relação à mandíbula e de forma a tangenciar o teto do canal mandibular (Figura 9).



Figura 9. Exemplo das medidas AOI e EOI nas secções ósseas.
Fonte: Produção do autor, 2011.

4.3.7 Obtenção dos valores de $CTDI_{vol}$ e DLP dos exames realizados

O relatório de dose do exame foi automaticamente obtido através do *software* do aparelho de TCMD de 64 canais. Portanto, esse relatório evidenciou o $CTDI_{vol}$ e DLP para cada mandíbula e para cada um dos protocolos de imagens utilizados.

4.4 ANÁLISES ESTATÍSTICAS

4.4.1 Natureza dos dados e das variáveis de resposta

As técnicas de análise de dados utilizadas e os parâmetros que nortearam a interpretação foram definidos preliminarmente à realização do processamento estatístico. Para tanto, recorreu-se a uma divisão conceitual e que representou a natureza das variáveis analisadas. Estas variáveis foram classificadas como: nominal, ordinal, intervalar e racional. Adicionalmente, as variáveis foram separadas em dois tipos, de acordo com sua utilidade no estudo: as variáveis de resposta (variáveis cujos valores foram observados no estudo) e variáveis nomeadas neste estudo como fatores.

A natureza dos dados foi estabelecida visando a se definir a técnica de análise de dados mais adequada (Anexo C).

Além dos fatores, a identificação da natureza das variáveis de resposta também foi importante para a determinação das técnicas de análise utilizadas (Anexo D).

4.4.2 Técnicas aplicadas

4.4.2.1 Avaliação intra e interavaliador

A primeira parte do estudo objetivou analisar a qualidade das avaliações efetuadas, visando a validar os resultados das técnicas aplicadas. Com essa finalidade, utilizou-se a tabela de contingência, o que possibilitou contrastar os resultados de um mesmo objeto, provenientes de dois avaliadores. Com base nessa tabela, pôde ser avaliada a concordância de respostas entre os avaliadores através da estatística *Kappa*.

No caso das variáveis ordinais, foi realizada a interpretação da concordância através do coeficiente *Kappa* ponderado. Além disso, foi aplicado um teste de simetria para verificar a igualdade de critérios. Essa abordagem baseou-se no fato de que os escores são valores ordenados. O teste de simetria também foi usado por permitir a ponderação de tipos diferentes de erros.

No caso de variáveis nominais, aquelas nas quais a ordem não tem significado, foi utilizada a estatística *Kappa* simples e a comparação dos escores foi realizada através do teste de *McNemar*. A avaliação dos valores do coeficiente *Kappa* requereu o estabelecimento de um critério que permitiu definir o grau de confiabilidade dos resultados. Esse critério foi subjetivo e definido pelo pesquisador de acordo com a natureza dos dados observados. O critério adotado neste estudo é apresentado na Tabela 1.

Tabela 1. Critério para interpretação do coeficiente *Kappa*.

<i>Kappa</i>	Descrição	Conceito
– ∞ — 0,00	Concordância completamente casual	Pobre
0,00 — 0,20	Concordância muito fraca, possivelmente casual	Ligeira
0,20 — 0,40	Concordância fraca, mas aceitável com pouco rigor	Razoável
0,40 — 0,60	Concordância intermediária, nem forte, nem fraca	Moderada
0,60 — 0,80	Concordância forte, sólida. Provavelmente não casual	Substancial
0,80 — 1,00	Concordância muito forte, muito confiável	Quase perfeita
1,00	Concordância perfeita	Perfeita

Fonte: Vieira AJ; Garret JM. Understanding Interobserver Agreement: The Kappa Statistic. Fam Med 2005;37(5):360-3.

No caso de variáveis intervalares ou racionais, a confiabilidade foi calculada por meio do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC – *Intraclass correlation coefficient*). Para este

estudo, foram calculados os coeficientes de Shrout e Fleiss (1979) para escores simples. A avaliação dos valores de ICC também requereu o estabelecimento de critérios e de uma escala (Tabela 2).

Tabela 2. Critério para interpretação do coeficiente de correlação intraclases.

ICC	Descrição
<0,40	Reprodutibilidade pobre
0,40 — 0,75	Boa reprodutibilidade
≥0,75	Excelente reprodutibilidade

Fonte: Rosner B. Fundamentals of biostatistics. Belmont, CA. Duxbury Press, 2005 *apud*. Sapat MP; Whitman GJ; Stephens TW; Broemeling LD; Heger NA; Bovik AC; Markey MK. The reliability of measuring physical characteristics of speculated masses on mammography. British Journal of Radiology [BJR] 2006;79:S134-S140.

4.4.2.2 Comparação de médias das medidas do padrão-ouro com as imagens

A existência de um padrão-ouro implicou a aceitação de medidas com valores exatos e, portanto, mensuradas acima de qualquer suspeita quanto à veracidade. Nesse processo de mensuração, evitou-se estabelecer o eixo equidistante das corticais, visando, dessa forma, a escolher sempre o ponto mais alto da peça.

As mensurações efetuadas diretamente nas peças analisadas geraram medidas que puderam ser comparadas com as medidas obtidas de forma indireta, ou seja, através das imagens. Nesse processo de comparação, foi aplicado um teste para dados pareados. Tal aplicação baseou-se na hipótese de que a média da diferença entre as medidas e o padrão-ouro é zero.

Três foram os testes aplicados para testar a hipótese de que a média é zero: o teste t de *Student*, o teste das ordens assinaladas e o teste do sinal. A definição do teste mais apropriado dependeu do estudo de suposições, já que o teste t de *Student* é mais apropriado no caso de dados normalmente distribuídos.

Quando a ideia de normalidade não foi razoável, outro teste foi aplicado. O segundo teste mais poderoso é o teste de *Wilcoxon* das ordens assinaladas. Esse teste está associado a dados que tenham distribuição simétrica e uma suposição mais branda que a de normalidade. Para os dados que não foram aderentes a uma distribuição simétrica, foi aplicado o teste do sinal, que é o mais poderoso.

4.4.2.3 Análise de variância

Uma vez que este estudo objetivou comparar as médias dos parâmetros apontados pelos avaliadores, foi realizado um estudo de variância. Este estudo viabilizou a comparação e a análise de médias dos grupos em relação a uma mesma corrente do tubo.

Para a realização da análise de variância, foi necessária a adoção de técnica baseada em modelos lineares generalizados. Essa técnica permitiu a aplicação da análise de variância em dados que não necessariamente foram aderentes à distribuição normal. A adoção de modelos lineares generalizados, além da adaptação a outras distribuições de dados que não a Gaussiana, também permitiu a inclusão, no mesmo modelo, de fatores fixos e aleatórios. Essa inclusão viabilizou também a análise da existência de medidas repetidas, já que uma mesma peça foi submetida às diferentes correntes no processo de geração das imagens.

As variáveis associadas à qualidade da imagem resultaram em melhores diagnósticos do modelo, quando tratadas como se tivessem distribuição “Central”. No entanto, as medidas lineares geraram melhores resultados quando se aplicou técnica que as considerava aderentes à distribuição Gaussiana. Esse tipo de análise também permitiu a especificação de um modelo de matriz de covariâncias que pressupunha uma matriz uniforme de covariâncias. Neste estudo, o melhor modelo de matriz de covariâncias foi o de *Huyn-Feldt*, matriz mais apropriada quando há violação das suposições de esfericidade.

A seleção de parâmetros foi feita de acordo com a avaliação do critério AIC (*Akaike Information Criterion*), o que permitiu a comparação de modelos através da quantificação da verossimilhança.

Todos os cálculos estatísticos foram realizados através do *SAS System*, versão 9.2 – *TS Level 2M0*, *SAS Institute Inc., Cary: NC, 2008*

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 ANÁLISE INTRA-AVALIADOR QUANTO À QUALIDADE DE IMAGEM

5.1.1 Análise de qualidade de imagens intra-avaliador 1

5.1.1.1 Lado direito

A análise dos dados consequentes das avaliações da qualidade de imagem, realizadas pelo avaliador 1, não revelou valores significativos ($p < 0,05$) para os fatores avaliados (Tabela 3). Portanto, não se pode concluir que os dados sejam inconsistentes, fato que ocorreria se a ideia de simetria fosse rejeitada.

Assim, é possível admitir que as avaliações de F1, F2 e F3, realizadas pelo avaliador 1 no lado direito, estão correlacionadas entre si. Consequentemente, é possível afirmar que os resultados das análises deste avaliador, no lado direito, são semelhantes.

Tabela 3. Resultado da concordância de respostas do avaliador 1 nos diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.

Variável	Teste estatístico			Kappa			Concordância (%)
	Estatística	GL	Valor-p	Kappa	ASE	Limite de confiança (95%)	
F1 ^a	1,0000	6	0,9856	0,9468	0,0521	0,7817	1,0000 (19) 95,00
F2 ^a	2,0000	6	0,9197	0,9107	0,0591	0,7949	1,0000 (18) 90,00
F3 ^a	8,0000	6	0,2381	0,5429	0,1390	0,2704	0,8154 (12) 60,00
F4 ^b	-	1	-	1,0000	0,0000	1,0000	1,0000 (20) 100,00

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

GL - Graus de liberdade

ASE – Erro padrão assintótico

Fonte: Produção do autor, 2011.

Visando a quantificar o grau de consistência das respostas do avaliador 1, foram analisados os coeficientes *Kappa*. Este coeficiente, quando superior a 80%, revela uma consistência quase perfeita. Assim, essa consistência mostrou-se válida para os fatores F1 e F2. No entanto, a consistência se mostrou bem menor (0,5429) no caso da avaliação do fator

F3, razão pela qual ela foi classificada como moderada. Dentro desse contexto, os limites de confiança ainda permitiram avaliar a repetitividade dos valores de *Kappa*.

Foi possível observar que F1 e F2 revelaram uma concordância de 95,0 e 90%, respectivamente. No entanto, em F3, o mesmo indicador registrou apenas 60% de concordância nas avaliações. Essa diminuição de concordância em F3 pode ser explicada pela subjetividade inerente em processos de avaliação baseados em órgãos do sentido de seres humanos. Tal diminuição também pode ser explicada por uma provável dificuldade de avaliação consequente de possível pobreza do trabeculado ósseo associado às amostras estudadas.

No caso de F4, não houve diferenças de avaliação. A avaliação de F4 apresentou concordância para todas as imagens, o que gerou um valor de *Kappa* de 100%.

5.1.1.2 Lado esquerdo

O tratamento estatístico dado às avaliações realizadas pelo avaliador 1, referente à qualidade de imagem do lado esquerdo, demonstrou resultados bastante parecidos com aqueles observados anteriormente na análise do lado direito (Tabela 4). Porém constatou-se uma melhor taxa de concordância em F3, já que o coeficiente *Kappa* subiu de 54,29% para 77,27%. Assim, esse último coeficiente demonstrou uma consistência mais substancial de F3 do lado esquerdo.

Tabela 4. Resultado da concordância de respostas do avaliador 1 nos diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.

Variável	Teste estatístico			<i>Kappa</i>			Concordância (%)	
	Estatística	GL	Valor-p	<i>Kappa</i>	ASE	Limite de confiança (95%)		
F1 ^a	1,0000	6	0,9856	0,9512	0,0494	0,8544	1,0000	(19) 95,00
F2 ^a	2,0000	6	0,9197	0,8190	0,0879	0,6467	0,9913	(16) 80,00
F3 ^a	5,0000	6	0,5438	0,7727	0,0965	0,5835	0,9619	(15) 75,00
F4 ^b	-	1	-	1,0000	0,0000	1,0000	1,0000	(20) 100,00

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

^a Teste de Simetria e Coeficiente *Kappa* Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente *Kappa* Simples

GL - Graus de liberdade

ASE – Erro padrão assintótico

Fonte: Produção do autor, 2011.

O aumento de conformidade do fator F3 pode ser explicado pela provável existência de um processo de treinamento, no qual o avaliador 1 primeiro realizou a avaliação das imagens do lado direito e, posteriormente, realizou as do lado esquerdo. Nessa hipótese, o último lado teria sido avaliado com maior nível de treinamento e, portanto, maior assertividade. Outra possível explicação pode estar relacionada à variação na qualidade do córtex e trabeculado ósseo das mandíbulas estudadas (Figura 10). Essas variações podem determinar um maior nível de complexidade na avaliação subjetiva de imagens relacionadas ao fator F3.

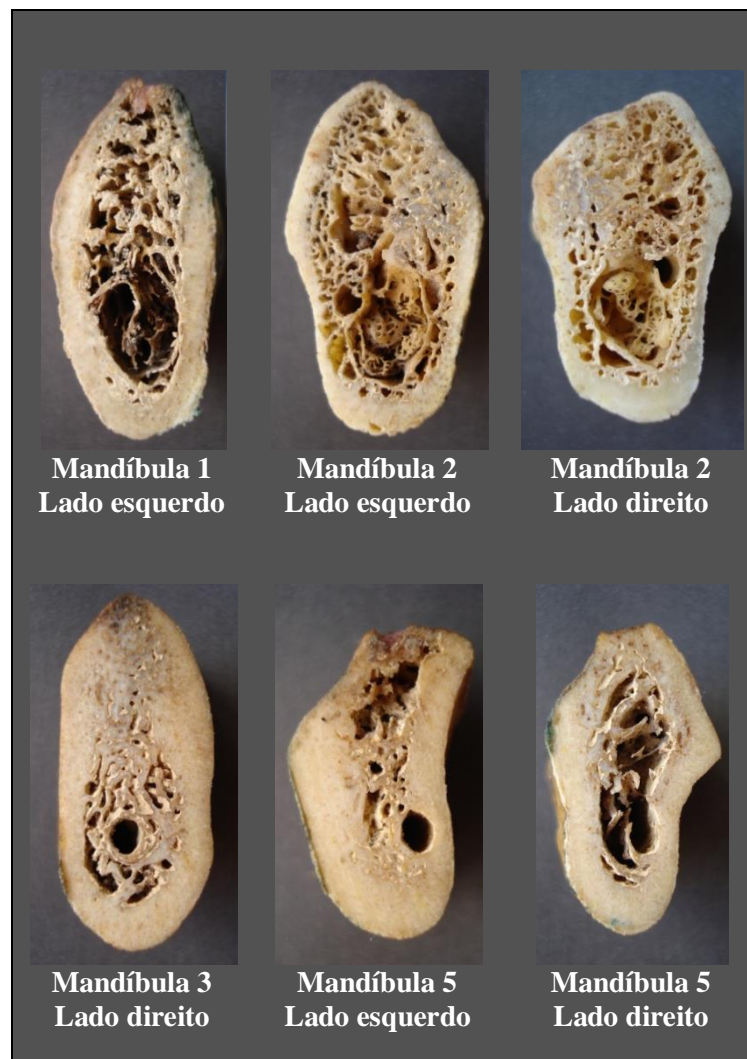


Figura 10. Variação na qualidade do córtex e trabeculado ósseo das mandíbulas em corte anterior 1.
Fonte: Produção do autor, 2011.

5.1.2 Análise de qualidade de imagens intra-avaliador 2

5.1.2.1 Lado direito

A análise dos dados consequentes das avaliações da qualidade de imagem, realizadas pelo avaliador 2, também permitiu a avaliação da consistência, seguindo-se os mesmos critérios utilizados para o avaliador 1. Nesse processo, a consistência interna, demonstrada através da análise dos dados do lado direito, foi inferior àquela observada para o avaliador 1 (Tabela 5).

No fator F1, a concordância do avaliador 2 foi inferior, porém próxima à do avaliador 1. Para F1, o teste do avaliador 2 também não revelou indícios de assimetria ($p > 0,05$) e o valor de *Kappa* ficou próximo aos 90%, apesar de o avaliador 1 ter revelado valor próximo a 95%. Todavia, o fato de ser observada uma concordância de 95%, a mesma do avaliador 1, ela é penalizada com um menor valor de *Kappa*. Essa redução no valor de *Kappa* deve-se ao fato de que o avaliador 2 não atribuiu o conceito 1 a qualquer das imagens avaliadas.

Tabela 5. Resultado da concordância de respostas do avaliador 2 nos diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.

Variável	Teste estatístico			<i>Kappa</i>				Concordância (%)
	Estatística	GL	Valor-p	<i>Kappa</i>	ASE	Limite de confiança (95%)		
F1 ^a	1,0000	3	0,8013	0,8958	0,1120	0,6764	1,0000	(19) 95,00
F2 ^a	-	-	-	-	-	-	-	(16) 80,00
F3 ^a	7,0000	6	0,3208	0,5980	0,1191	0,3645	0,8315	(13) 65,00
F4 ^b	2,0000	1	0,1573	0,6154	0,2382	0,1486	1,0000	(18) 90,00

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

GL - Graus de liberdade

ASE – Erro padrão assintótico

Fonte: Produção do autor, 2011.

A realização dos cálculos estatísticos relacionados com o fator F2 não foi possível devido à atribuição de diferentes critérios nas avaliações. Portanto, a referida impossibilidade pode ser explicada por uma possível discrepância severa na atribuição de critérios adotados nos processos que envolveram as avaliações. Nesse aspecto, é possível observar que o

avaliador 2 atribuiu o escore 1 a uma das imagens na primeira avaliação de F2, e esse mesmo escore não foi atribuído a qualquer das imagens na segunda avaliação (Apêndices E e F).

No que se refere ao fator F3, o resultado é bastante similar àquele evidenciado na análise realizada para o avaliador 1. Assim, é possível sustentar a ideia de que realmente houve uma maior dificuldade de avaliação desse fator em relação aos demais, pelo menos no que se refere ao lado direito. Conseqüentemente, esse fato reforça a hipótese de que a qualidade do osso medular e do perfil ósseo da amostra pode ter contribuído negativamente para as avaliações do fator F3. Essa hipótese está em consonância com os estudos de Hua et al. (2009), que afirmam ser o papel secundário de qualquer sistema de imagem pré-implante o de fornecer informações adequadas sobre a qualidade do osso e que a avaliação da qualidade óssea pré-operatória é importante para o planejamento do implante dentário.

A análise do fator F4 revelou que o coeficiente *Kappa*, que havia sido de 100% no caso do avaliador 1, passou a ser 61,54% para o avaliador 2. Dessa forma, observa-se uma consistência menor do fator F4 para o avaliador 2.

5.1.2.2 Lado esquerdo

Quando comparada com as avaliações das imagens no lado direito, a consistência das avaliações, realizadas pelo avaliador 2, no lado esquerdo, revelou percentuais piores para todos os fatores (Tabela 6).

Tabela 6. Resultado da concordância de respostas do avaliador 2 nos diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.

Variável	Teste estatístico			<i>Kappa</i>				Concordância (%)
	Estatística	GL	Valor-p	<i>Kappa</i>	ASE	Limite de confiança (95%)		
F1 ^a	3,0000	3	0,3916	0,7500	0,1572	0,4420	1,0000	(17) 85,00
F2 ^a	-	-	-	-	-	-	-	(16) 80,00
F3 ^a	2,3333	6	0,8866	0,5028	0,1490	0,2108	0,7947	(12) 60,00
F4 ^b	2,0000	1	0,1573	0,4595	0,3051	-0,1385	1,0000	(18) 90,00

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

GL - Graus de liberdade

ASE – Erro padrão assintótico

Fonte: Produção do autor, 2011.

Assim, a diminuição de todos os valores *Kappa*, para todos os diferentes fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo, sustenta a hipótese de que o avaliador 2 não adotou o princípio da uniformidade de critérios no seu processo de análise.

5.2 ANÁLISE INTERAVALIADOR QUANTO À QUALIDADE DE IMAGEM

O processo de quantificação da consistência e da aderência dos resultados obtidos interavaliador seguiu procedimentos estatísticos similares àqueles usados na análise intra-avaliador, quanto à qualidade de imagem. Para isso, partiu-se do princípio de que, diante de uma mesma imagem, avaliadores distintos devem apresentar critérios convergentes, embora se saiba que tais critérios tendem a ser menos uniformes na avaliação interavaliador que na avaliação intra-avaliador.

5.2.1 Análise de qualidade de imagens interavaliador da avaliação 1

5.2.1.1 Lado direito

A análise interavaliador dos dados consequentes da primeira avaliação de qualidade de imagem do lado direito envolveu os fatores avaliados. A consistência desses dados foi demonstrada na Tabela 7.

Tabela 7. Resultado da concordância de respostas dos dois avaliadores quanto à avaliação 1, envolvendo fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.

Variável	Teste estatístico			Kappa			Concordância (%)
	Estatística	GL	Valor-p	Kappa	ASE	Limite de confiança (95%)	
F1 ^a	-	-	-	-	-	-	(11) 55,00
F2 ^a	8,0000	6	0,2381	0,4064	0,1526	0,1074 0,7054	(12) 60,00
F3 ^a	12,0000	6	0,0620	0,3004	0,1178	0,0695 0,5314	(6) 30,00
F4 ^b	3,0000	1	0,0833	0,3478	0,2632	-0,1680 0,8636	(17) 85,00

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

GL - Graus de liberdade

ASE – Erro padrão assintótico

Fonte: Produção do autor, 2011.

O resultado da concordância de respostas permitiu identificar valores de *Kappa* que indicam uma consistência razoável para F3 e para F4. No entanto, a consistência de respostas foi moderada para F2. Devido à impossibilidade de realizar os cálculos, não foi possível obter a consistência do fator F1.

Exceto por F4, que revelou uma porcentagem de concordância de 85%, todos os outros fatores apresentaram porcentagens de concordância baixas (entre 30 e 60%). É possível supor que a maior porcentagem de concordância de F4 pode estar atrelada à natureza nominal desse fator, já que os outros fatores são de natureza ordinal. Assim, há indícios de que diferença de natureza entre as variáveis de resposta tenha proporcionado, casualmente, uma maior concordância dos avaliadores em relação a F4.

5.2.1.2 Lado esquerdo

Comparando-se os resultados do lado direito com os do lado esquerdo, observa-se que os valores de *Kappa* e os de concordância de respostas são igualmente baixos. Assim, a análise dos dados provenientes dos dois avaliadores, na avaliação 1, revela que há inconsistência relativa de critérios entre eles (Tabela 8).

Tabela 8. Resultado da concordância de respostas dos dois avaliadores quanto à avaliação 1, envolvendo fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.

Variável	Teste estatístico			Kappa			Concordância (%)	
	Estatística	GL	Valor-p	Kappa	ASE	Limite de confiança (95%)		
F1 ^a	-	-	-	-	-	-	(13) 65,00	
F2 ^a	5,3333	6	0,5018	0,5652	0,1291	0,3122	0,8183	(12) 60,00
F3 ^a	7,0000	6	0,3208	0,3548	0,1403	0,0799	0,6298	(8) 40,00
F4 ^b	0,3333	1	0,5637	0,3182	0,2984	-0,2667	0,9031	(17) 85,00

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

GL - Graus de liberdade

ASE – Erro padrão assintótico

Fonte: Produção do autor, 2011.

5.2.2 Análise de qualidade de imagens inter-avaliador da avaliação 2

5.2.2.1 Lado direito

A análise interavaliador dos dados consequentes da segunda avaliação de qualidade de imagem do lado direito também envolveu os fatores avaliados. A consistência desses dados foi demonstrada na Tabela 9.

Tabela 9. Resultado da concordância de respostas dos dois avaliadores quanto à avaliação 2, envolvendo fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.

Variável	Teste estatístico			Kappa			Concordância (%)	
	Estatística	GL	Valor-p	Kappa	ASE	Limite de confiança (95%)		
F1 ^a	-	-	-	-	-	-	(10) 50,00	
F2 ^a	-	-	-	-	-	-	(9) 45,00	
F3 ^a	3,0000	6	0,8088	0,4611	0,1312	0,2040	0,7181	(8) 40,00
F4 ^b	1,0000	1	0,3173	0,6429	0,3251	0,0056	1,0000	(19) 95,00

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

GL - Graus de liberdade

ASE – Erro padrão assintótico

Fonte: Produção do autor, 2011.

Verifica-se que, na avaliação 2 do lado direito, os resultados revelam-se ainda piores que aqueles observados na avaliação 1. Tais resultados, muito possivelmente, são decorrentes da inconstância no processo de avaliação do avaliador 2. Essa inconstância está consubstanciada no comprometimento da consistência interna, apresentada pelo avaliador 2 na avaliação intra-avaliador (Tabelas 6 e 7).

5.2.2.2 Lado esquerdo

Quando comparados com os do lado direito, verificou-se que os níveis de consistência interna dos dados provenientes da avaliação 2 do lado esquerdo foram igualmente baixos (Tabela 10). Não obstante, no lado esquerdo, foram observados pequenos aumentos das concordâncias dos fatores F1 e F2.

Tabela 10. Resultado da concordância de respostas dos dois avaliadores quanto à avaliação 2, envolvendo fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.

Variável	Teste estatístico			Kappa				Concordância (%)
	Estatística	GL	Valor-p	Kappa	ASE	Limite de confiança (95%)		
F1 ^a	-	-	-	-	-	-	-	(15) 75,00
F2 ^a	-	-	-	-	-	-	-	(13) 65,00
F3 ^a	4,6667	6	0,5872	0,3878	0,1687	0,0571	0,7184	(10) 50,00
F4 ^b	1,0000	1	0,3173	0,6429	0,3251	0,0056	1,0000	(19) 95,00

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

GL - Graus de liberdade

ASE – Erro padrão assintótico

Fonte: Produção do autor, 2011.

A análise das variáveis de natureza nominal F4 e ordinais F1, F2 e F3, avaliadas através do coeficiente *Kappa* simples e ponderado, mostrou-se particularmente importante. A referida análise revelou significativas variações na avaliação da qualidade das mesmas imagens, quando realizadas por profissionais distintos.

5.3 ANÁLISE INTRA-AVALIADOR QUANTO ÀS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS

As medidas lineares da AOI e da EOI foram obtidas a partir das imagens associadas aos marcadores radiodensos. A análise da confiabilidade dessas medidas foi realizada através dos coeficientes de correlação intraclasse apresentados na Tabela 11.

Tabela 11. Coeficientes de correlação intraclasse para avaliação intra-avaliador da confiabilidade das medidas lineares.

Avaliador	Medidas lineares	Escore simples de confiabilidade de Winner	Escore simples de confiabilidade de Shrout e Fleiss
1	AOI Direita	-0,71578	-0,71578
	AOI Esquerda	-0,88754	-0,88754
	EOI Direita	0,04560	0,04560
	EOI Esquerda	-0,72148	-0,72148
2	AOI Direita	-0,95164	-0,95164
	AOI Esquerda	-0,88572	-0,88572
	EOI Direita	0,51461	0,51461
	EOI Esquerda	-0,29521	-0,29521

AOI – Altura Óssea Implantar

EOI – Espessura Óssea Implantar

Fonte: Produção do autor, 2011.

O avaliador 1 apresentou reprodutibilidade excelente nas mensurações das AOI esquerdas ($ICC \geq 75$). Esse mesmo avaliador apresentou reprodutibilidades boas no caso das medidas da AOI direita e EOI esquerda. Quanto à reprodutibilidade das medidas da EOI direita, o avaliador 1 apresentou valores muito pobres (ICC muito inferior a 40%).

O avaliador 2 apresentou reprodutibilidade maior que o avaliador 1 para a AOI direita e para a EOI direita. É possível observar também que a reprodutibilidade alcançada nas medidas de AOI do avaliador 2 são sempre acima de 75%, o que representa um excelente resultado. Quanto à reprodutibilidade na mensuração da EOI direita, verificou-se que ela se manteve baixa, apesar de ter sido muito superior à observada para o avaliador 1. No entanto, a reprodutibilidade da EOI esquerda foi bastante inferior à observada para o avaliador 1.

Os baixos coeficientes de correlação intraclasse associados à maioria das EOI podem estar associados às variações de forma encontradas nas mandíbulas (Figura 10). Dessa maneira, essas variações de forma podem interferir no ângulo de posicionamento da régua durante o processo de medição. Assim, dependendo do ângulo escolhido, o avaliador pode utilizar pontos de referência de medidas distintos, o que frequentemente determina diferenças no valor final das medidas. Portanto, as irregularidades de forma das mandíbulas dificultam a

padronização do comportamento dos avaliadores, o que determina subjetividade no processo de medidas.

Outra possível explicação para os baixos coeficientes supracitados podem residir no fato de que as medidas de espessura óssea implantar são menores que as medidas da altura óssea implantar. Assim, erros nas medidas de espessura representam, sobre essas medidas, percentuais mais significativos.

No entanto, apesar da subjetividade descrita, a análise das medidas de AOI mostrou maior reprodutibilidade que a de EOI. Por conseguinte, a medida de EOI está sujeita a maiores taxas de desconfiança quanto à sua precisão.

5.4 ANÁLISE INTERAVALIADOR QUANTO ÀS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS

A exemplo da obtenção do coeficiente de correlação intraclassa para avaliação da reprodutibilidade das AOI e EOI intra-avaliador, também foi calculado o ICC para a avaliação das medidas interavaliadores. Para a obtenção desse cálculo, partiu-se do pressuposto de que dois avaliadores deveriam fornecer a mesma medida para um mesmo objeto que está sendo mensurado (Tabela 12).

Tabela 12. Coeficientes de correlação intraclassa para avaliação interavaliador da confiabilidade das medidas lineares.

Avaliação	Medidas lineares	Escore simples de confiabilidade de Winner	Escore simples de confiabilidade de Shrout e Fleiss
1	AOI Direita	-0,80408	-0,80408
	AOI Esquerda	-0,95041	-0,95041
	EOI Direita	0,44072	0,44072
	EOI Esquerda	-0,60556	-0,60556
2	AOI Direita	-0,87343	-0,87343
	AOI Esquerda	-0,91370	-0,91370
	EOI Direita	0,19677	0,19677
	EOI Esquerda	-0,51950	-0,51950

AOI – Altura Óssea Implantar

EOI – Espessura Óssea Implantar

Fonte: Produção do autor, 2011.

As análises dos ICCs revelaram menores coeficientes de correlação intraclassa para EOI quando comparada com a AOI. Assim, as medidas de espessura revelaram menor

reprodutibilidade e, portanto, baixa consistência. Em se tratando das medidas de altura, todas revelaram excelente reprodutibilidade, tanto na primeira, como na segunda avaliação. Portanto, essas constatações confirmam a ideia de que as alturas são medidas mais reprodutíveis que as espessuras.

Dentro desse contexto, a menor reprodutibilidade das medidas de espessura direita em relação à esquerda, chama a atenção. Uma possível explicação para esse fato pode também estar associada à variação do perfil ósseo das mandíbulas analisadas. Assim como foi observado anteriormente, irregularidades de forma das mandíbulas podem determinar diferenças na identificação do ponto de referência inicial e final de cada avaliador, o que possibilita variações no processo de medidas. Portanto, quanto à EOI, o perfil ósseo pode comprometer a consistência de variáveis de resposta numérica, determinando subjetividade ao processo de medida.

5.5 AVALIAÇÃO INTERAVALIADOR DAS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS COMPARADAS COM O PADRÃO-OURO

É possível afirmar que os erros sistemáticos acontecem quando as medidas da imagem são maiores que as medidas do padrão-ouro, ou quando as medidas do padrão-ouro são identificadas como maiores. Assim, para verificar a presença e a natureza desses possíveis erros, foi aplicado o teste para dados pareados (Tabela 13).

Tabela 13. Estudo de suposições e teste para dados pareados para avaliar a variância entre as medidas observadas na imagem e no padrão-ouro.

Medida linear	W:Shapiro -Wilk	Valor-p Ho:Normal	Coefficiente de assimetria	Teste recomendado	S	Valor-p Ho: $\mu=0$	Média das diferenças
AOI 1 Direita	0,932	0,0004	-0,300	Ordens assinaladas	59	0,6227	0,05
AOI 2 Direita	0,948	0,0028	-0,057	Ordens assinaladas	144	0,2891	0,20
AOI 1 Esquerda	0,745	0,0001	-1,883	Ordens assinaladas	409	0,0021	0,29
AOI 2 Esquerda	0,899	0,0001	-0,032	Ordens assinaladas	-524	0,0001	-0,59
EOI 1 Direita	0,713	0,0001	1,990	Ordens assinaladas	564	0,0001	0,84
EOI 2 Direita	0,783	0,0001	-0,345	Ordens assinaladas	520	0,0001	0,63
EOI 1 Esquerda	0,894	0,0001	-1,006	Ordens assinaladas	598	0,0001	0,70
EOI 2 Esquerda	0,814	0,0001	-1,006	Ordens assinaladas	761	0,0001	0,73

AOI – Altura Óssea Implantar

EOI – Espessura Óssea Implantar

S - Teste das ordens assinaladas

Fonte: Produção do autor, 2011.

Um estudo de suposições revelou, através do teste de *Shapiro-Wilk*, que os dados não provieram de população normalmente distribuída. Por outro lado, o valor do coeficiente de assimetria revelou que a ideia de simetria era razoável, já que, em todos os casos, o coeficiente indicou valores próximos a zero (entre -2 e +2).

Diante do estudo de suposições, concluiu-se que era apropriada a aplicação do teste de *Wilcoxon* das ordens assinaladas, para comparação da hipótese de que a média dos erros era zero. Assim, os erros foram calculados a partir da subtração das medidas realizadas no padrão-ouro das medidas realizadas na imagem. Conseqüentemente, quando a medida no padrão-ouro foi maior que a medida da imagem, resultou em diferença negativa. Da mesma forma, quando a medida no padrão-ouro foi menor que a medida da imagem, resultou em diferença positiva.

No caso das alturas medidas do lado direito (AOI 1 e AOI 2), não há indícios ($p > 0,05$) da existência de diferenças entre as medidas das imagens e o padrão-ouro, indicando que as diferenças encontradas para essas medidas foram casuais. No entanto, na medida AOI 2 esquerda, há fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de diferença entre o valor obtido através da imagem e aquele obtido a partir do padrão-ouro. Nesse caso, observa-se que a média das diferenças foi negativa, o que indica que a medida obtida na imagem foi menor que a medida observada na medição do padrão-ouro.

Dessa forma, foi possível observar que, exceto para as alturas direitas, os erros não foram casuais. No caso da AOI 2 esquerda, as medidas são, em média, 0,54 mm menores que os valores verdadeiros, sendo essa diferença significativa, embora não tenha relevância clínica. No caso das demais medidas, as médias das diferenças foram positivas demonstrando que essas medidas foram significativamente maiores que aquelas observadas no padrão-ouro. Portanto, esse fato demonstra que as medidas observadas na imagem foram consistentemente maiores que as medidas observadas no padrão-ouro, indicando, assim, a ocorrência de um possível erro sistemático.

O erro conseqüente das diferenças positivas descritas acima pode ser explicado pelo processo de medição das imagens utilizado. Nesse processo, fez-se uso de uma régua transparente com um zoom negativo de 0,5 milímetros a cada 10 milímetros de uma régua convencional (Figura 7). O *zoom* negativo da régua teria a finalidade de compensar um provável zoom negativo de igual valor, supostamente encontrado nas imagens tomográficas. Portanto, esse suposto método de compensação, que teria o propósito de tornar as medidas exatas, possivelmente foi a origem do erro sistemático encontrado.

Não obstante, foi possível também observar que a média das diferenças variou de - 0,59 mm a 0,84 mm, o que, levando-se em consideração a margem de segurança para implantes, não compromete significativamente o processo de medida.

5.6 INFLUÊNCIA DA CORRENTE NA QUALIDADE DA IMAGEM

Para testar o efeito das diferentes correntes na qualidade da imagem, foi realizada a análise de variância, levando-se em consideração os fatores avaliados (Tabela 14). Para determinar um modelo matemático que representasse a variação dos fatores de qualidade da imagem em função das correntes, utilizou-se uma análise de regressão polinomial quadrática (Figura 12).

A análise de cada um dos fatores foi realizada separadamente em virtude de eles representarem dimensões diferentes de avaliação do efeito das correntes. Entretanto, tendo em vista a similaridade de alguns resultados, alguns fatores tiveram as suas análises agrupadas.

Tabela 14. Análise de variância para teste do efeito das correntes sobre as médias da avaliação da qualidade da imagem de acordo com os fatores utilizados.

Fatores	Teste do modelo		Regressão quadrática			Diferenças significativas ($p < 0,05$)
	Valor F	Valor-p	Intercepto	Corrente	Corrente ²	
Lado direito						
F1	5,63	0,0035	0,6620	0,05842	-0,00038	20≠40; 20≠60; 20≠100
F2	3,41	0,0309	0,7163	0,04697	-0,00029	20≠40; 20≠60; 20≠100
F3	17,38	0,0001	-0,2447	0,07099	-0,00043	20≠40; 20≠60; 20≠100
F4	7,85	0,0005	0,2291	0,02355	-0,00016	20≠40; 20≠60; 20≠100
Lado esquerdo						
F1	4,15	0,0138	1,1719	0,03278	-0,00015	20≠60; 20≠100; 40≠100
F2	5,55	0,0037	1,0307	0,02788	-0,00009	20≠60; 20≠100; 40≠100
F3	12,94	0,0001	0,3252	0,04788	-0,00022	20≠40; 20≠60; 20≠100; 40≠100
F4	2,88	0,0493	0,4355	0,01530	-0,00010	20≠60; 20≠100

F1 – Visualização do canal mandibular, F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular, F3 – Qualidade geral da imagem e F4 - Aceitabilidade da imagem.

Valor F - Razão entre as variações conhecidas

Intercepto - Coeficiente linear da função

Fonte: Produção do autor, 2011.

A análise dos dados do lado direito revelou que todos os fatores apresentaram fortes indícios ($p < 0,05$) da existência de diferença significativa entre as médias, conforme ilustra a

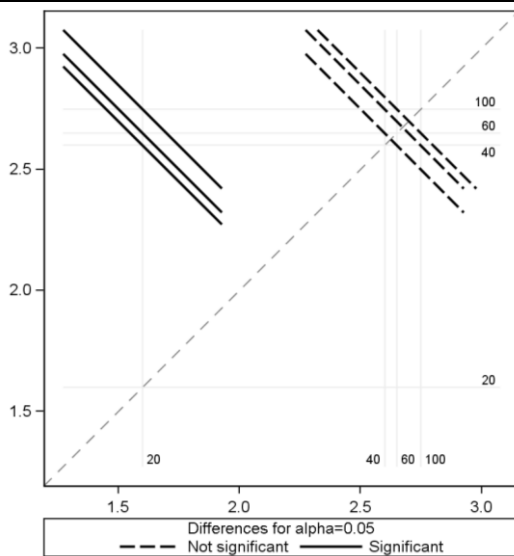
tabela 14. Dessa forma, foi possível constatar que houve diferença entre as correntes de 20 mA e as outras correntes testadas.

No entanto, do lado esquerdo, os fatores F3 e F4 apresentaram resultados diferentes quando comparados aos resultados do lado direito. Os resultados associados ao fator F3 revelaram que a corrente de 40 mA difere da de 100 mA e que, em relação ao fator F4, a corrente de 20 mA não difere da de 40 mA. Dessa forma, não há indícios que permitam concluir pela existência de diferenças de qualidade de imagem entre as médias relacionadas às correntes de 60 e 100 mA. Assim, é possível afirmar que, na TCMD de 64 canais, é possível obter qualidade de imagem equivalente para as correntes de 60 e 100 mA.

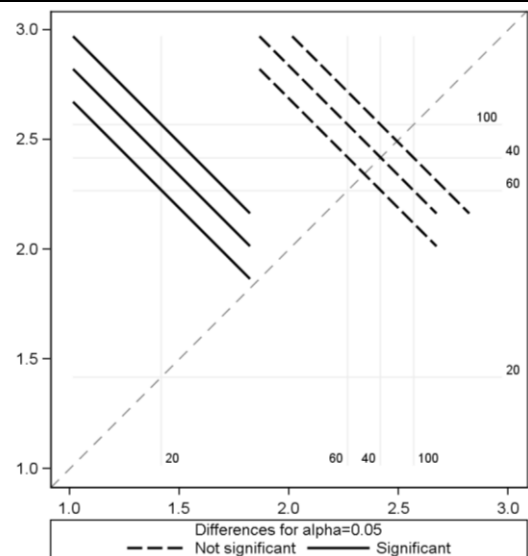
Os resultados obtidos neste estudo também estão de acordo com as pesquisas realizadas por Gahleitner, Watzek e Imhof (2003). Os referidos pesquisadores afirmam que as imagens da TC odontológica, com redução da dose de radiação, são exibidas com definição de contraste muito baixa (janela óssea), devido ao excelente contraste entre osso e tecido mole. Uma vez que nenhum meio de contraste é utilizado e a exibição de detalhes dos tecidos moles, com o aumento de contraste digital (janela de partes moles), geralmente não é necessária, a TC odontológica é ideal para a aplicação de protocolos de investigação com redução de dose. Assim, os mesmos pesquisadores ainda asseguram que, em TC de feixe cônico, a redução da dose é realizada principalmente através da redução da corrente do tubo, o que leva ao aumento do ruído quântico observado no compartimento de tecido mole, enquanto que o osso é apenas marginalmente afetado. Na verdade, segundo Ekestubbe, Gröndahl, K e Gröndahl, H. (1999), nas áreas de alto contraste, acredita-se que o aumento do ruído da imagem seja capaz de destacar as corticais da estrutura estudada, aumentando a sua visibilidade.

5.6.1 Lado direito

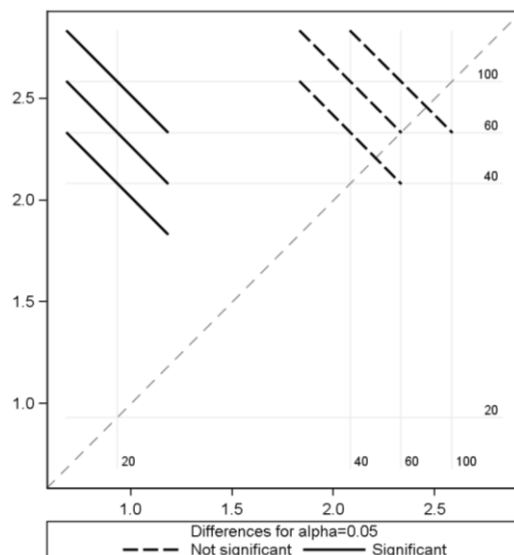
O teste de *Tukey*, aplicado aos dados do lado direito, ainda permitiu inferir que houve diferença entre as médias dos fatores associados à corrente de 20 mA em relação a todas as outras correntes testadas (40, 60 e 100 mA), conforme ilustra a Figura 11.



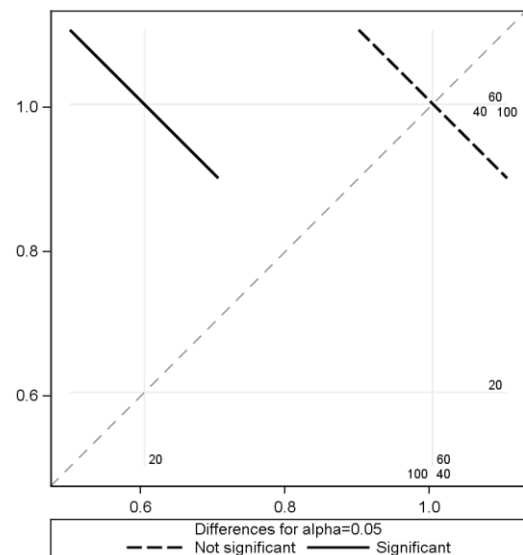
F1 - Visualização do canal mandibular



F2 - Delimitação da cortical do canal mandibular



F3 - Qualidade geral da imagem



F4 - Aceitabilidade da imagem

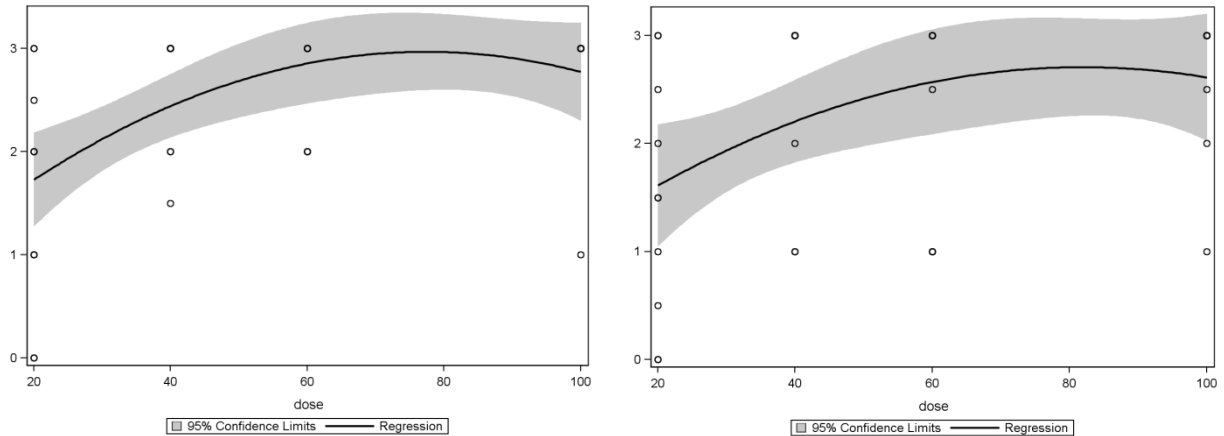
Figura 11. Comparação de médias das avaliações dos fatores, nas diferentes correntes de tubo (mA), do lado direito das mandíbulas.

Fonte: Produção do autor, 2011.

Nesse teste, foi possível verificar que, com 20 mA, as médias dos fatores de avaliação são significativamente menores que nas demais correntes. Assim, é possível afirmar que a corrente de 20 mA apresentou média de qualidade de imagem inferior quando comparada às outras correntes. Não obstante, não há indícios que permitam concluir pela existência de diferenças entre as médias relacionadas às correntes de 40, 60 e 100 mA.

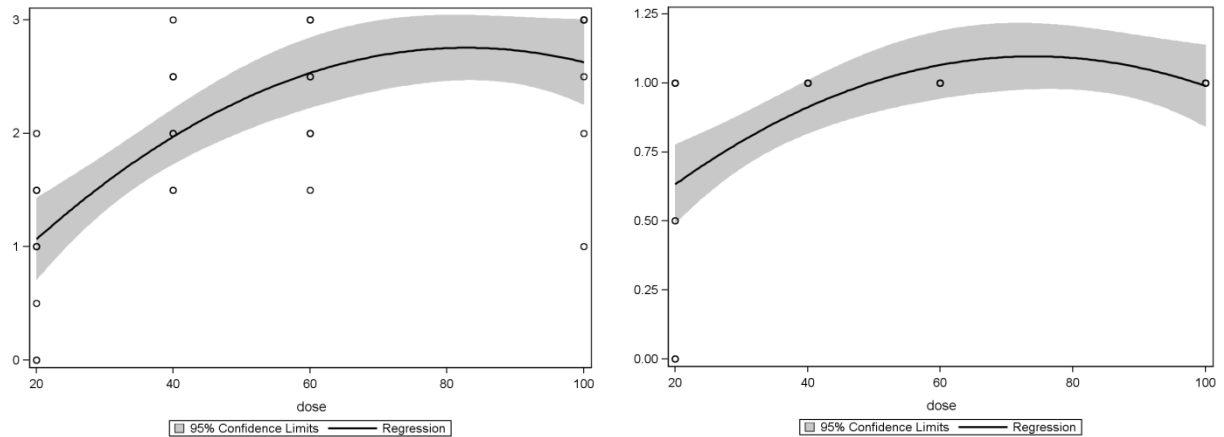
Os parâmetros estimados na tabela 14 foram usados na construção de modelo de regressão polinomial de segunda ordem (ou quadrático) e permitiram a predição do

comportamento do fator de avaliação da imagem em função da corrente testada. Os modelos consequentes da análise de regressão são ilustrados na Figura 12.



F1 - Visualização do canal mandibular

F2 - Delimitação da cortical do canal mandibular



F3 - Qualidade geral da imagem

F4 - Aceitabilidade da imagem

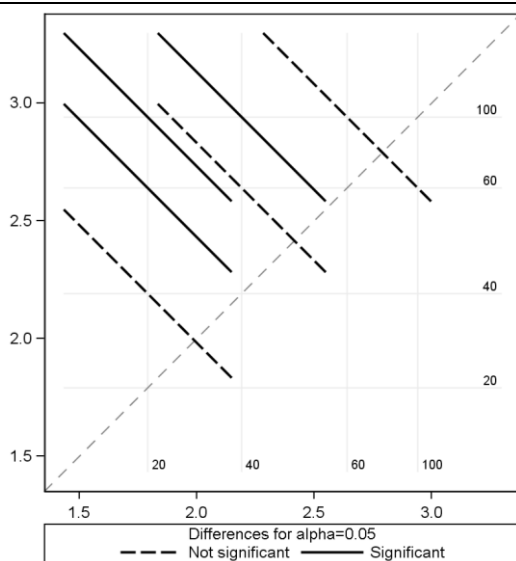
Figura 12. Regressão polinomial quadrática para representação do efeito das correntes sobre os fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado direito.

Fonte: Produção do autor, 2011.

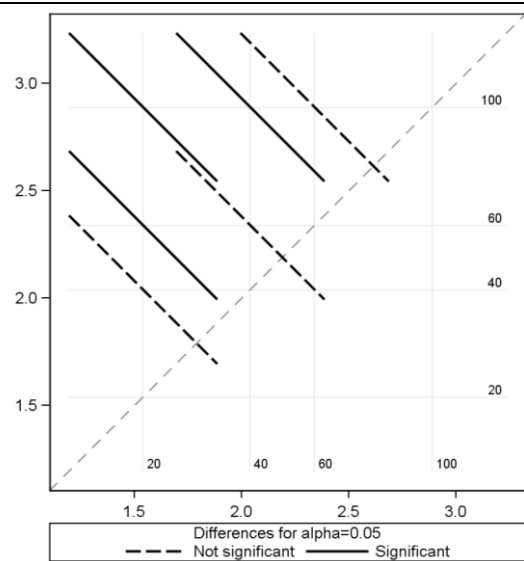
A análise de regressão para representação do efeito das correntes sobre os fatores relacionados à qualidade da imagem do lado direito demonstrou a presença de um aumento de qualidade no intervalo de corrente de 20 a 40 mA. Essa mesma análise revelou que, no intervalo de 40 a 100 mA, ocorre uma redução das taxas de crescimento da qualidade da imagem, que permanecem praticamente estáveis. Tal interpretação foi válida para os 4 fatores avaliados, motivo pelo qual esses fatores foram analisados em conjunto.

5.6.2 Lado esquerdo

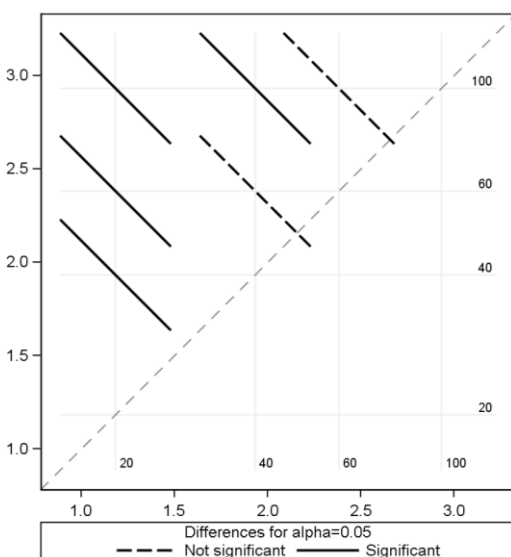
O teste de Tukey também foi aplicado aos dados do lado esquerdo, e alguns resultados apresentaram-se diferentes daqueles observados do lado direito (Figura 13). Observou-se que os fatores F1 e F2 apresentaram diferenças entre as médias verdadeiras dos fatores. A corrente de 20 mA apresentou média significativamente inferior às médias das correntes de 60 e 100 mA, mas não há indícios de diferenças entre as correntes de 20 e 40 mA. No entanto, são observados indícios de diferenças entre as correntes de 40 e 100 mA.



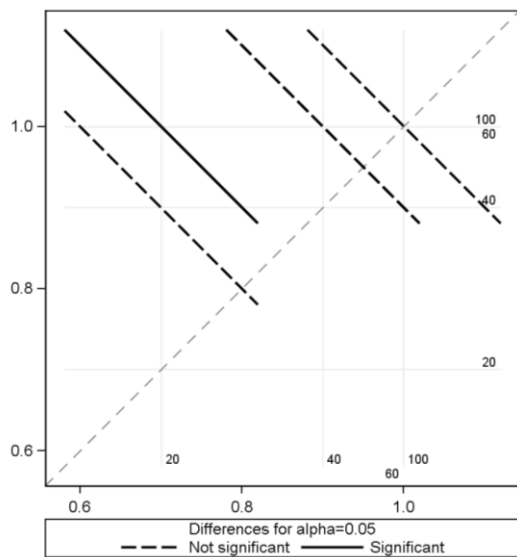
F1 - Visualização do canal mandibular



F2 - Delimitação da cortical do canal mandibular



F3 - Qualidade geral da imagem



F4 - Aceitabilidade da imagem

Figura 13. Comparação de médias das avaliações dos fatores, nas diferentes correntes de tubo (mA), do lado esquerdo das mandíbulas.

Fonte: Produção do autor, 2011.

Uma análise mais aprofundada mostrou indícios de diferenças entre as médias verdadeiras de F3 de quase todas as correntes, exceto para as de 40 e 60 mA e para as de 60 e 100 mA. Esse fato demonstra que quanto maior a corrente, maior é o valor atribuído ao fator F3, exceto pela ausência de diferenças entre as correntes de 40 e 60 mA e para as de 60 e 100 mA, para as quais os indícios de diferenças não foram evidentes.

Por fim, no fator F4, foram encontradas diferenças significativas entre as médias verdadeiras para as correntes de 20 e 60 mA e para 20 e 100 mA. Essas diferenças indicam que a corrente de 40 mA representa um valor intermediário que não difere dos níveis superior e inferior, apesar dos indícios de crescimento à medida que a corrente aumenta.

No lado esquerdo, também foi conduzido um estudo de regressão a partir dos parâmetros estimados na tabela 14. Neste estudo, as equações de segundo grau permitiram a predição do comportamento de cada fator de avaliação da imagem em função da corrente testada, conforme pode ser observado nas ilustrações da Figura 14.

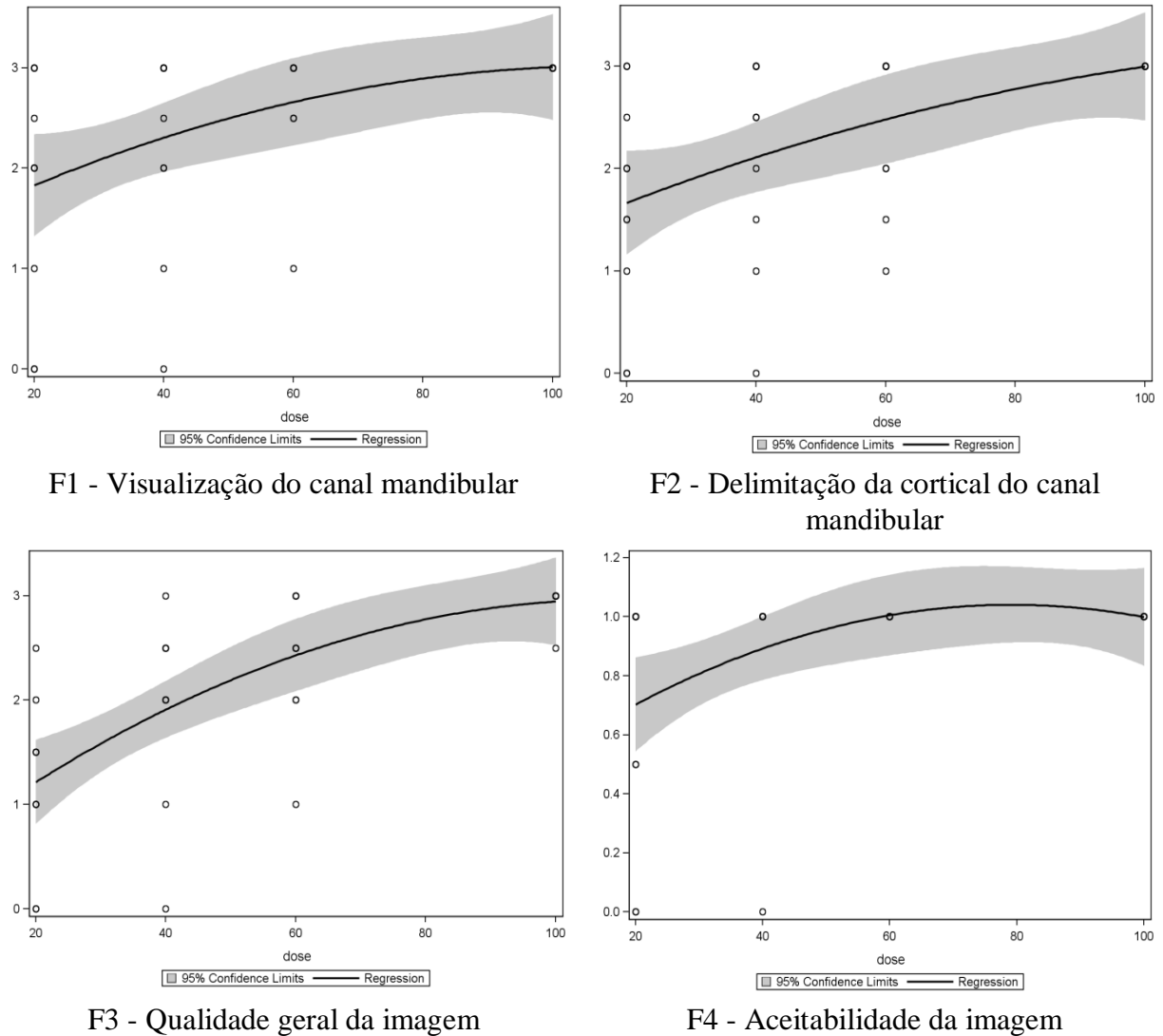


Figura 14. Regressão polinomial quadrática para representação do efeito das correntes sobre os fatores relacionados à qualidade subjetiva da imagem do lado esquerdo.

Fonte: Produção do autor, 2011.

Quando comparados os lados direito e esquerdo (Figuras 12 e 14), é possível constatar uma leve tendência de crescimento de qualidade de imagem associada aos fatores F1, F2 e F3 do lado esquerdo à medida que a corrente aumenta. No entanto, o fator F4 apresenta as mesmas características para ambos os lados das mandíbulas.

Uma possível explicação para essa variação de comportamento dos fatores F1, F2 e F3 pode estar na qualidade do trabeculado ósseo encontrado do lado esquerdo das mandíbulas. Nesse caso, à medida que a corrente aumenta, a imagem começa a ficar menos granulada, ou seja, o ruído diminui. Conseqüentemente, nessas circunstâncias, a qualidade da imagem tende a aumentar, fazendo com que o avaliador passe a ter menos dificuldade na visualização do canal mandibular e na sua delimitação da cortical, conforme pode ser observado na Figura 15.

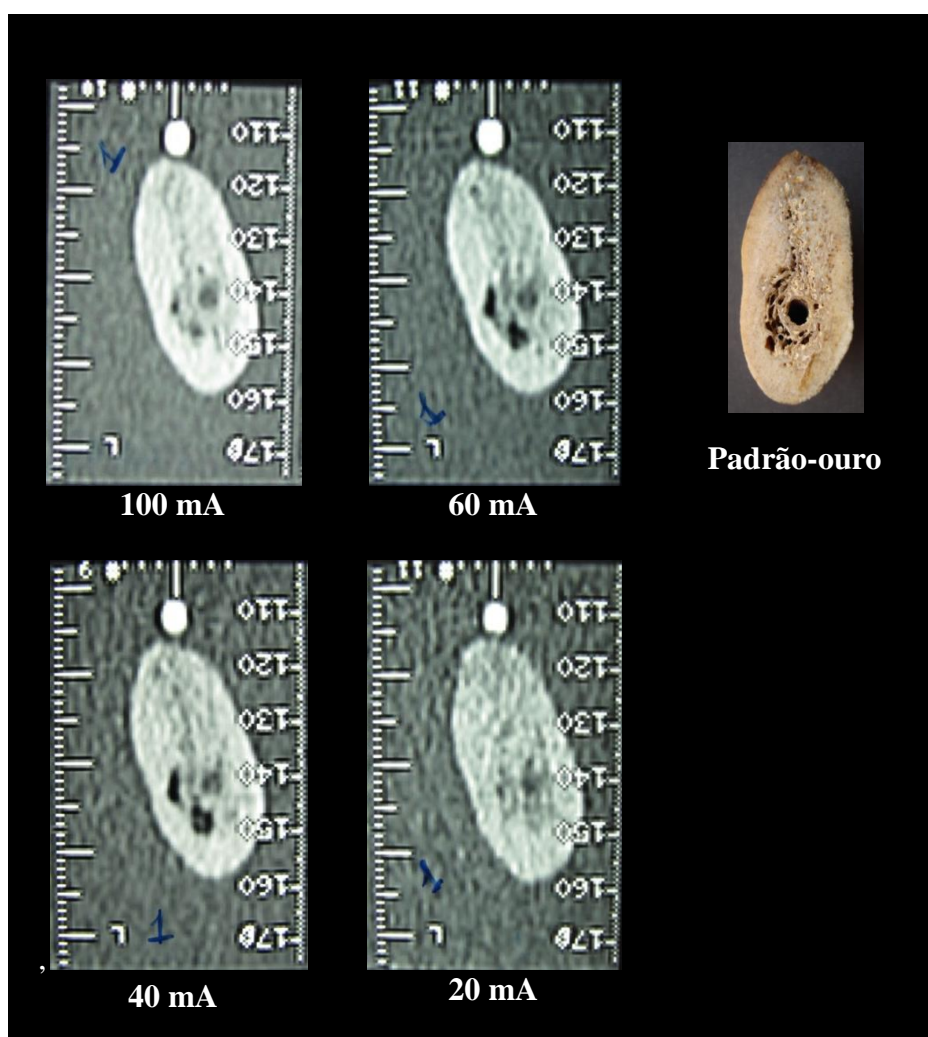


Figura 15. Qualidade da imagem, com trabeculado ósseo normal, exposto a correntes de 100, 60, 40 e 20 mA.
Fonte: Produção do autor, 2011.

Esses resultados estão de acordo com os encontrados pela *European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries* (2000), pois afirmam que existe uma relação linear entre a corrente do tubo e a qualidade de imagem. Segundo esse Comitê, a relação é relativamente simples de ser entendida, já que o único aspecto que sofre alteração é o ruído. Essa relação é corroborada por Ekestubbe, Gröndahl, K e Gröndahl H (1999), pelo *European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries* (2000) e pela *International Commission on Radiation Protection* (2001). Esses autores afirmam que, na TC, assim como acontece na radiografia convencional, a dose é inversamente proporcional ao ruído da imagem.

Dessa forma, considerando os fatores envolvidos neste estudo, foi possível constatar que, para uma mesma corrente, uma imagem pode ser boa porque a qualidade do osso é boa e

outra imagem pode ser ruim porque a qualidade do osso é ruim. Nesse caso, observa-se que a qualidade da imagem não sofre influência apenas da corrente do tubo, pois a qualidade do osso é também fundamental na definição da imagem. Essa afirmação está respaldada em pesquisas realizadas por Hua et al. (2009), os quais asseguram que avaliação da qualidade óssea pré-operatória é importante para o planejamento do implante dentário. Assim, quer para uma corrente teoricamente adequada, quer para uma corrente teoricamente inadequada, se a qualidade do osso favorecer, a imagem será considerada apropriada para o planejamento de implante, independentemente da presença de menor ou maior ruído. Portanto, tendo em vista uma possível pobreza do trabeculado ósseo, não se deve desprezar uma imagem considerada ruim, haja vista que nada garante que outro exame mostrará as estruturas com melhor qualidade.

5.7 INFLUÊNCIA DA CORRENTE NAS MEDIDAS LINEARES

As medidas lineares, envolvendo a altura e a espessura óssea implantar, também foram avaliadas utilizando-se a técnica de análise de variância. A análise ocorreu de maneira independente em relação aos pontos AOI 1 e AOI 2, assim como para EOI 1 e EOI 2, e envolveu tanto o lado direito quanto o lado esquerdo das mandíbulas.

5.7.1 Influência da corrente na medida da altura óssea implantar

Os procedimentos estatísticos que envolvem as medidas de altura óssea implantar (AOI) basearam-se na Tabela 12 e geraram os resultados descritos na Tabela 15.

Tabela 15. Análise de variância para teste do efeito das correntes sobre as médias das medidas lineares de altura óssea implantar nas imagens.

Variável	Teste do modelo		Regressão quadrática			Diferenças significativas ($p < 0,05$)
	Valor F	Valor-p	Intercepto	Corrente	Corrente ²	
Lado direito						
AOI 1	0,37	0,7739	15,7496	0,02595	-0,00022	Sem diferenças
AOI 2	0,26	0,8563	13,9187	0,007773	-0,00008	Sem diferenças
Lado esquerdo						
AOI 1	2,40	0,0864	13,7493	0,04598	-0,00023	20≠100
AOI 2	0,65	0,5918	13,2112	-0,03483	0,000310	Sem diferenças

AOI – Altura Óssea Implantar

Valor F – Razão entre as variações conhecidas

Intercepto – Coeficiente linear da função

Fonte: Produção do autor, 2011.

A análise de variância revelou que todas as alturas apresentaram fortes indícios ($p < 0,05$) da ausência de diferença significativa entre as médias, exceto para a AOI 1 do lado esquerdo, que apresentou diferença significativa entre as correntes de 20 e 100 mA.

5.7.1.1 Lado direito

O teste de *Tukey*, aplicado do lado direito, permitiu inferir que não há indícios de diferenças significativas entre as médias verdadeiras para qualquer das alturas nas diferentes correntes, conforme ilustra a Figura 16.

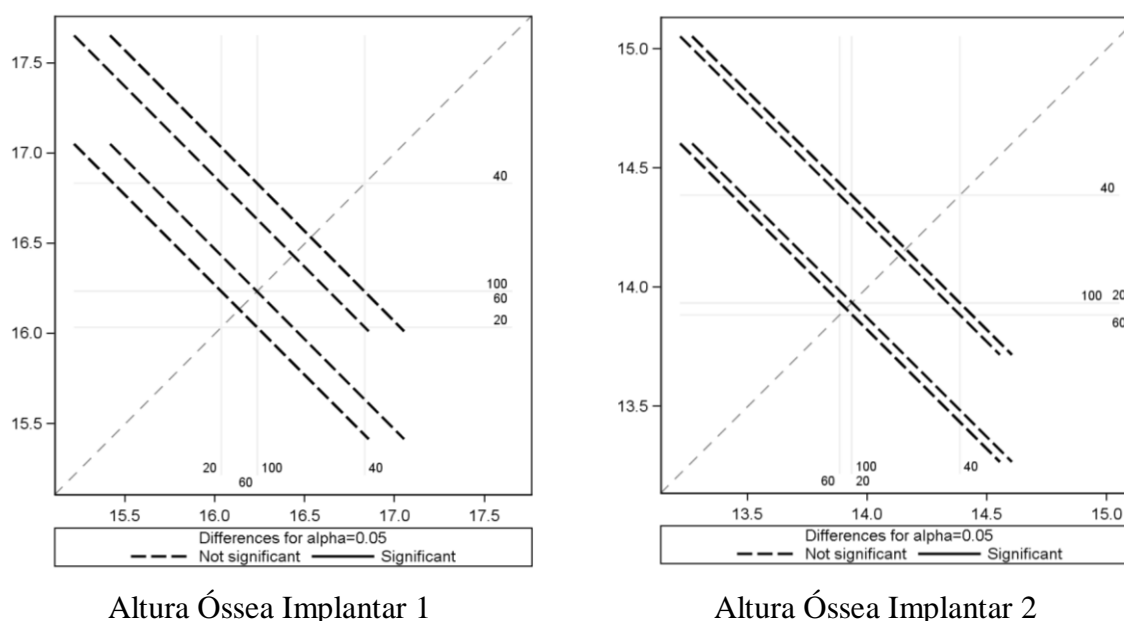


Figura 16. Comparação das médias de altura do lado direito.

Fonte: Produção do autor, 2011.

Uma vez que não foram observadas diferenças significativas entre as médias no modelo linear, aplicou-se também a regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático. O uso desse modelo visou a garantir a confiabilidade dos resultados que puderam ser analisados também na Figura 17.

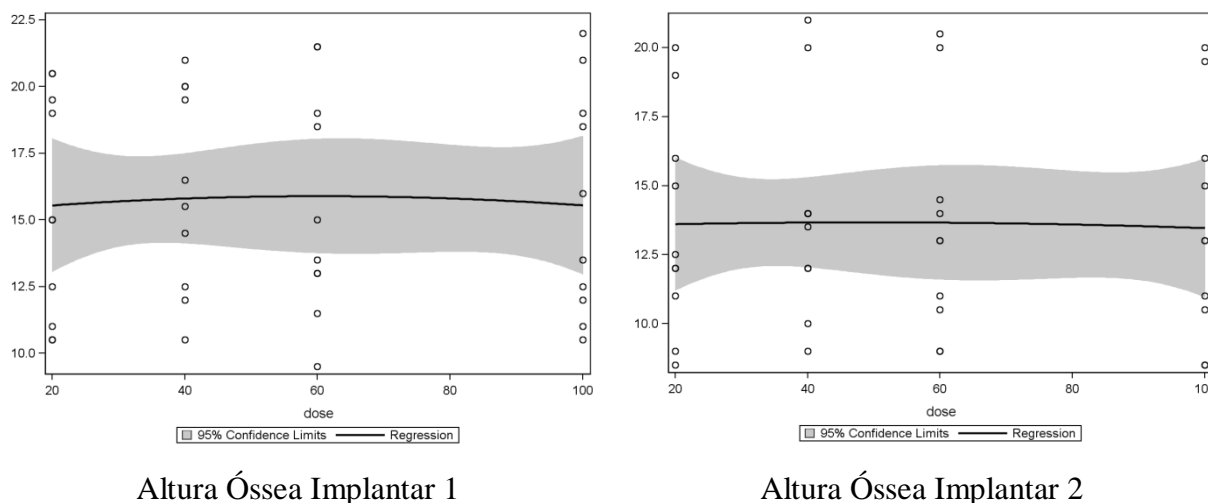
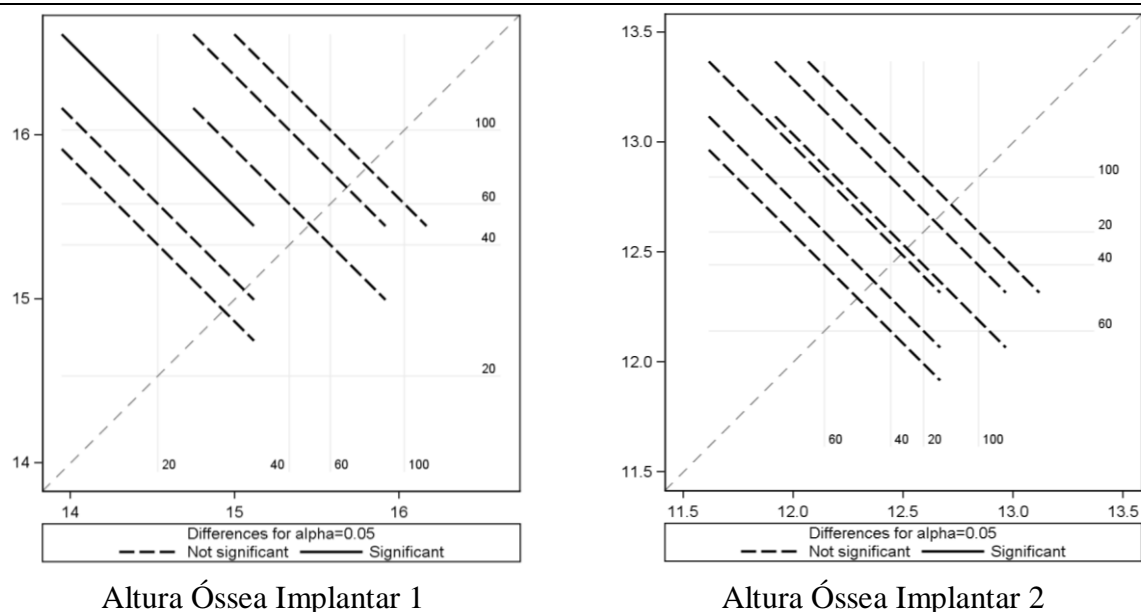


Figura 17. Regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático para representação da variação das alturas em função das correntes do lado direito.
Fonte: Produção do autor, 2011.

A regressão a partir do modelo polinomial quadrático, envolvendo a variação das alturas em função das correntes do lado direito, revelou comportamento semelhante a uma linha reta, paralela ao eixo que representa as correntes. Tal comportamento indicou que, embora as correntes tenham variado, as medidas lineares permaneceram as mesmas, ou seja, não sofreram alterações. Isso significa que não foram observadas diferenças significativas nas mensurações realizadas pelos avaliadores.

5.7.1.2 Lado esquerdo

Diferentemente do lado direito, as medidas do lado esquerdo apresentaram indícios de diferenças nas médias da AOI 1 para a corrente de 20 e 100 mA, conforme ilustra a Figura 18. Essa diferença pode ser explicada pelo possível comprometimento da qualidade da imagem obtida a partir da corrente de 20 mA, em função de uma possível pobreza do perfil e (ou) do trabeculado ósseo.

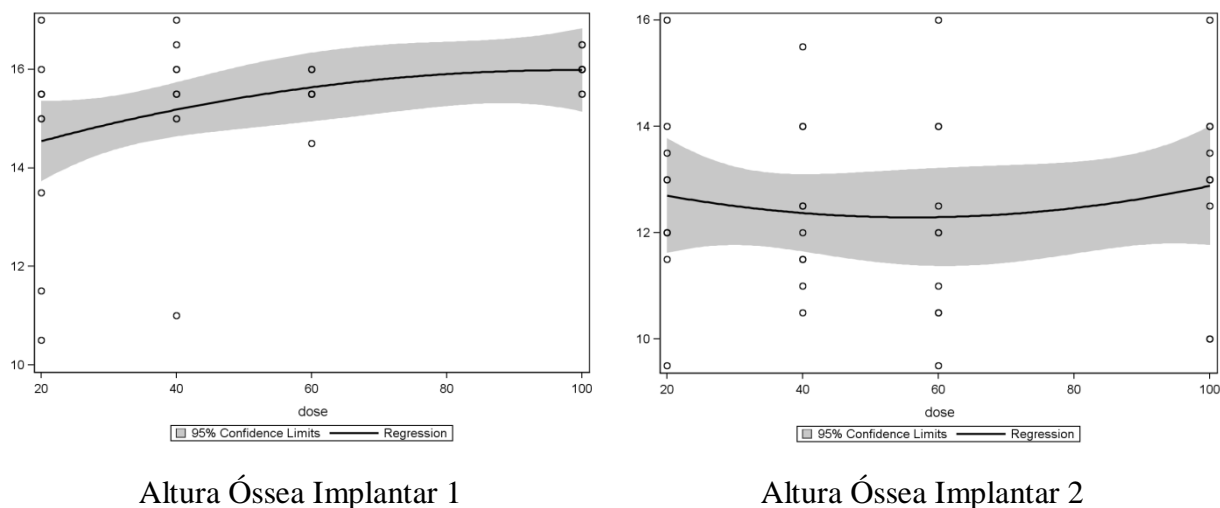


Altura Óssea Implantar 1

Altura Óssea Implantar 2

Figura 18. Comparação das médias de altura do lado esquerdo.
Fonte: Produção do autor, 2011.

O efeito da corrente sobre os valores das medidas das alturas foi detectado também na análise de regressão, conforme é ilustrado na Figura 19.



Altura Óssea Implantar 1

Altura Óssea Implantar 2

Figura 19. Regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático para representação da variação das alturas em função das correntes do lado esquerdo.
Fonte: Produção do autor, 2011.

O modelo da AOI 1 apresenta uma discreta relação de proporcionalidade direta entre os valores médios de altura e a corrente. Portanto, observou-se um pequeno aumento das medidas de altura na medida em que a corrente também aumentou. Essa relação torna-se mais

evidente quando são comparadas as medidas relativas às correntes de 20 e 100 mA, Todavia, a variação é muito suave no intervalo de 60 a 100 mA.

A explicação para esse fato pode estar associada ao calibre diminuto do canal mandibular na presença de redução da corrente do tubo. Nessas condições, a imagem fica mais granulada, apresenta ruído e tem a sua qualidade comprometida. Consequentemente, o avaliador passa a ter mais dificuldade na identificação do canal mandibular. Nesse caso, para evitar erros no processo de medida, a tendência é subestimar a altura óssea implantar. O avaliador precisa adotar essa postura conservadora, pois não pode encaminhar uma medida de risco ao profissional solicitante que vai fazer o implante.

Essa postura conservadora está consubstanciada por Ekestubbe, Gröndahl, K e Gröndahl, H. (1999), os quais afirmam que, em caso de implante dentário mandibular, a localização exata do canal é de importância vital. Por sua vez, Aranyarachkul et al. (2005) e Monsour e Dudhia (2008) ainda asseguram que as imagens tomográficas facilitam o planejamento cirúrgico e, eventualmente, aumentam a taxa de sucesso dos procedimentos, além de garantir maiores taxas de sobrevivência de implantes.

Na Figura 19, observa-se ainda uma leve inflexão nas correntes centrais na regressão envolvendo a AOI 2, onde há uma diminuição das medidas. Porém, como o modelo é não significativo, não se pode concluir que esse efeito seja válido para a população, sendo mais coerente acreditar em um efeito casual.

5.7.2 Influência da corrente na medida da espessura óssea implantar

As análises das espessuras medidas nas diferentes correntes, com análise de variância e parâmetros estimados através da regressão polinomial quadrática, são apresentadas na tabela 16.

Os resultados não apresentam indícios de diferenças entre as médias de espessuras para os diferentes níveis de corrente, bem como não são observados efeitos significativos expressos pela regressão.

Tabela 16. Análise de variância para teste do efeito das correntes sobre as médias das medidas lineares das espessuras na imagem.

Variável	Teste do modelo		Regressão quadrática			Diferenças significativas ($p < 0,05$)
	Valor F	Valor-p	Intercepto	Corrente	Corrente ²	
Lado direito						
EOI 1	0,65	0,5860	12,5193	-0,02120	0,000153	Sem diferenças
EOI 2	0,14	0,9342	12,8989	0,009409	-0,00006	Sem diferenças
Lado esquerdo						
EOI 1	0,85	0,4774	13,0194	-0,00828	0,000026	Sem diferenças
EOI 2	0,45	0,7204	13,4633	0,01766	-0,00012	Sem diferenças

EOI – Espessura Óssea Implantar

Valor F - Razão entre as variações conhecidas

Intercepto - Coeficiente linear da função

Fonte: Produção do autor, 2011.

5.7.2.1 Lado direito

Analisando-se os resultados da espessura do lado direito, expressos na Figura 20, não é possível identificar médias significativamente diferentes.

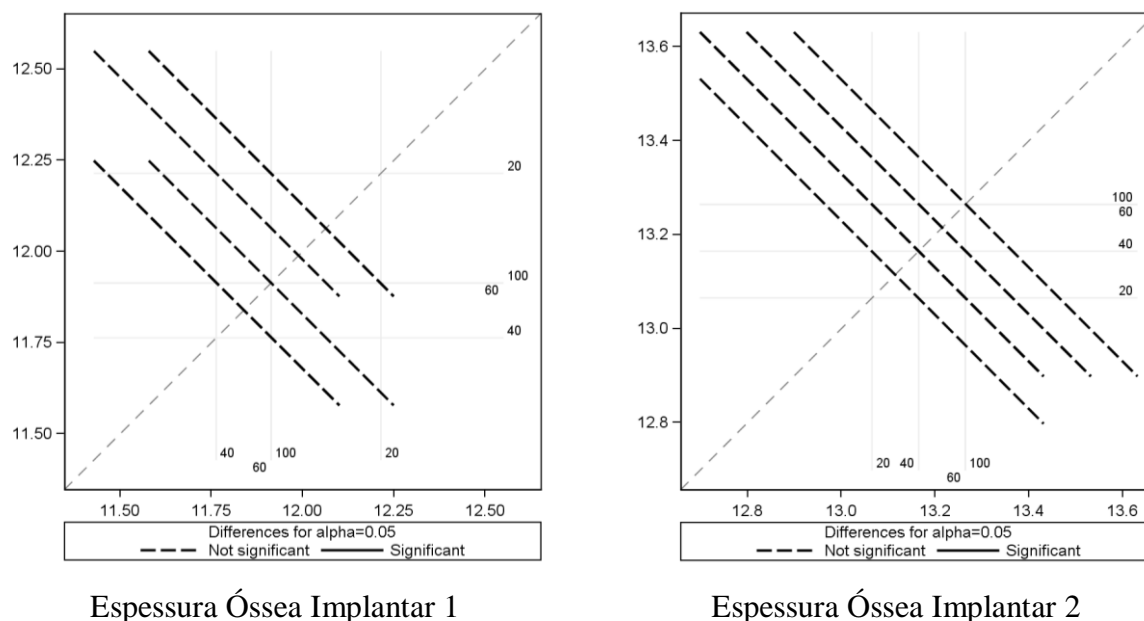
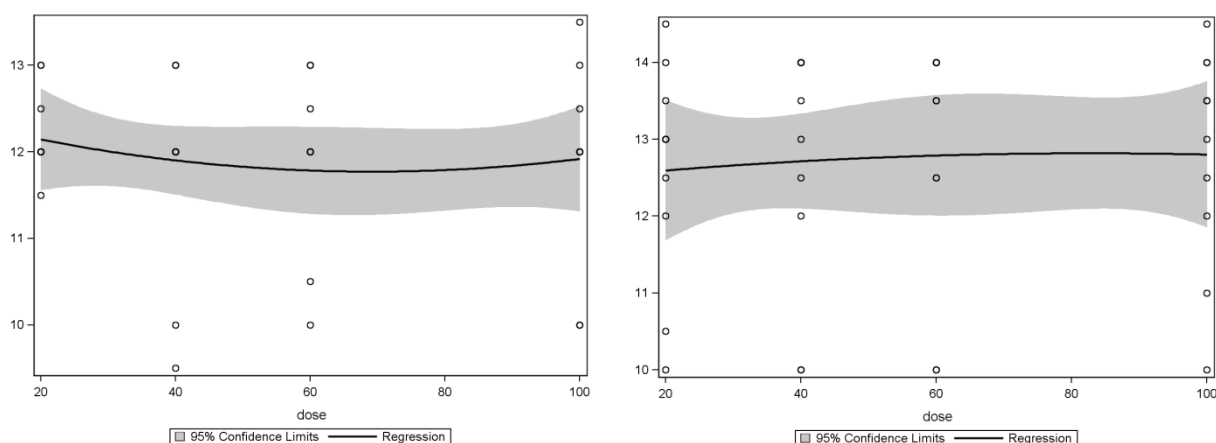


Figura 20. Comparação das médias de espessura do lado direito.

Fonte: Produção do autor, 2011.

Também não são observados efeitos significativos através dos modelos de regressão (Figura 21).



Espessura Óssea Implantar 1

Espessura Óssea Implantar 2

Figura 21. Regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático para representação da variação das espessuras em função das correntes do lado direito.
Fonte: Produção do autor, 2011.

5.7.2.2 Lado esquerdo

Resultados similares aos observados do lado direito são encontrados na análise das médias de espessura do lado esquerdo, conforme pode ser observado através da comparação de médias expressas na Figura 22. Aparentemente, há uma situação de diferença significativa no gráfico relativo à EOI 1 (para as correntes de 100 e 40 mA e para as correntes de 60 e 20 mA), mas o que ocorreu foi apenas uma sobreposição de linhas tracejadas (diferença não significativa) que se complementaram.

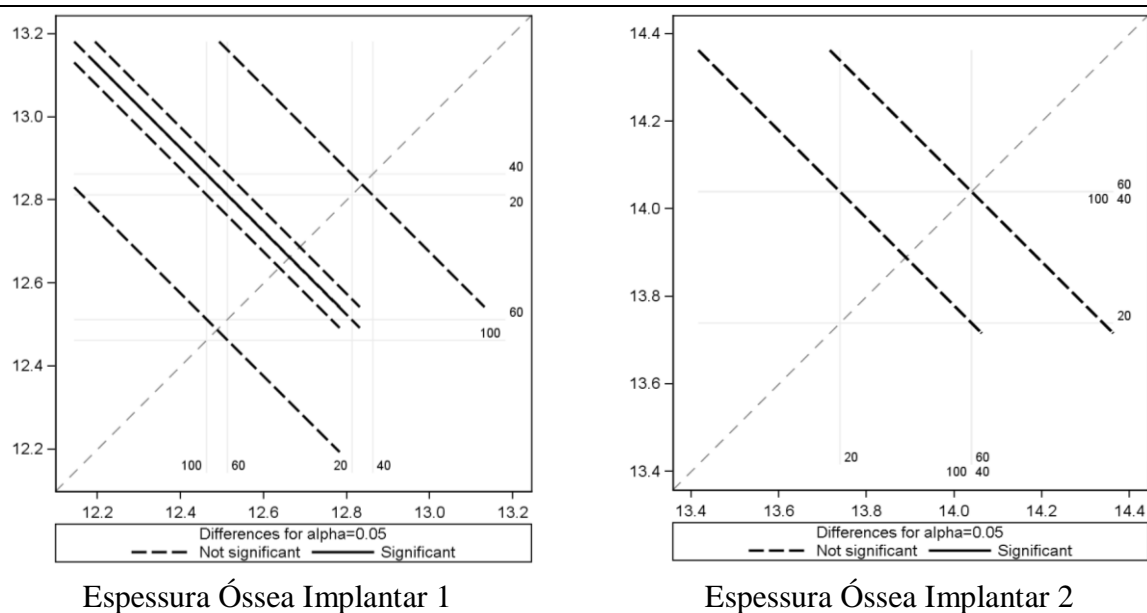


Figura 22. Comparação das médias de espessura do lado direito.
Fonte: Produção do autor, 2011.

Também não são observados efeitos significativos nos modelos de regressão (Figura 23). Nesses modelos verificam-se linhas horizontais que indicam não haver indícios de associação. Assim, não se pode afirmar que as diferenças encontradas nessa amostra sejam válidas para a população, ou seja, são diferenças casuais.

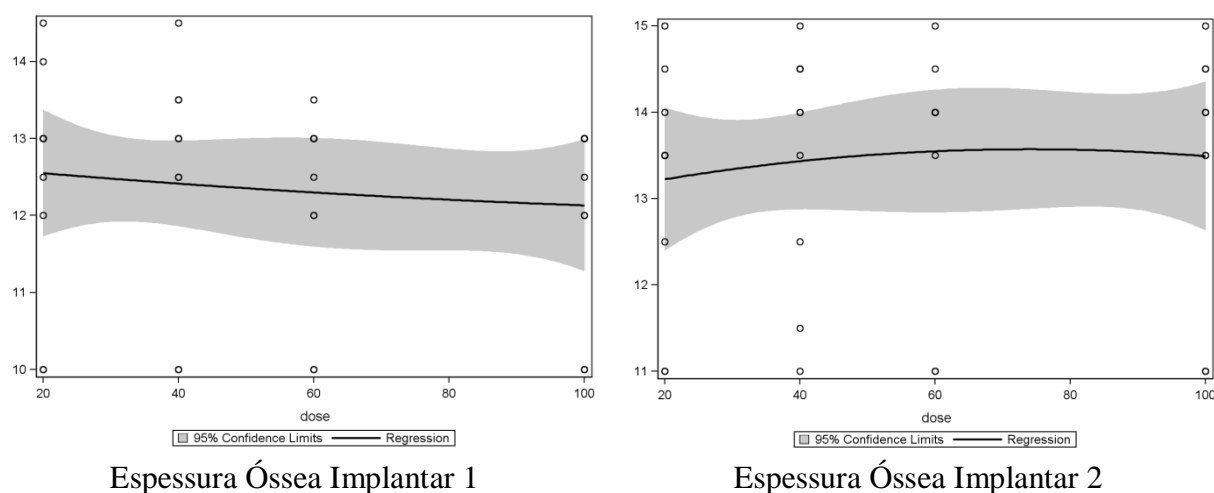


Figura 23. Regressão calculada a partir do modelo polinomial quadrático para representação da variação das espessuras em função das correntes do lado direito.
Fonte: Produção do autor, 2011.

Dessa forma, os resultados, de um modo geral, não apresentaram indícios de diferenças entre as médias de AOI e de EOI para os diferentes níveis de corrente. Portanto, é possível afirmar que as variações de corrente não determinaram alterações significativas nas medidas lineares óssea implantar, exceto para a AOI 1 do lado esquerdo, onde houve indício

de diferença significativa entre as correntes de 20 e 100 mA. Assim, para efeito de medidas lineares implantares, é possível reduzir a corrente de tubo de 100 para 40 mA, sem perda de precisão das medidas. Conseqüentemente, essa redução na corrente de tubo representa uma redução de 60% na dose de radiação sem comprometimento da precisão dos resultados.

5.8 INFLUÊNCIA DA CORRENTE NA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO

Visando a quantificar a saída de radiação do aparelho de Tomografia Computadorizada Multidetector – GE *HighSpeed Pro* de 64 canais, utilizado neste estudo, foi obtido o relatório de doses a partir do *software* do referido aparelho. Esse relatório evidenciou os valores do $CTDI_{vol}$ e da DLP para cada mandíbula, de acordo com as correntes utilizadas (Tabela 17). Visando a garantir a confiabilidade desses valores, o relatório do Programa de Garantia de Qualidade em Radiodiagnóstico (PGQR), realizado no aparelho, comprovou que os valores de $CTDI_{vol}$ e DLP, gerados nesse protocolo de doses, foram equivalentes aos valores medidos por meio de simuladores de medida de dose. Quanto a esse aspecto, vale ressaltar que a Organização Mundial de Saúde (OMS) define o PGQR como 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. Portanto, a escolha do protocolo de exposição deve garantir que a dose ao paciente seja mantida tão baixa quanto possível, seguindo os princípios ALARA (HUDA, 2003; KOIZUMI et al., 2010; LOFTHAG-HANSEN, 2010; MCCOLLOUGH et al., 2009; SUR et al. 2010).

Tabela 17. Relatório de doses do aparelho de Tomografia Computadorizada Multidetector – GE *HighSpeed Pro* de 64 canais.

Mandíbulas (n)	100 mA		60 mA		40 mA		20 mA	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
1	30,4	184,18	18,24	110,51	12,16	73,67	6,08	36,84
2	30,4	233,59	18,24	140,15	12,16	93,43	6,08	46,72
3	30,4	191,78	18,24	115,07	12,16	76,71	6,08	38,36
4	30,4	191,78	18,24	115,07	12,16	76,71	6,08	38,36
5	30,4	233,59	18,24	140,15	12,16	93,43	6,08	46,72
MÉDIA	30,4	206,98	18,24	124,19	12,16	82,79	6,08	41,40

Fonte: Produção do autor, 2011.

Os resultados obtidos neste estudo apontam que, na TCMD GE *HighSpeed Pro* de 64 canais, reduzindo-se a corrente de 100 para 60 mA, é possível manter qualidades de imagem semelhantes e que, para efeito de medidas lineares implantares, é possível reduzir a corrente de tubo de 100 para 40 mA, sem perda de precisão das medidas. Assim, para o planejamento de implantes, é possível se utilizar uma corrente de tubo de 40 mA. Consequentemente, isso implica uma redução do índice de dose em tomografia computadorizada de 30,4 CTDI_{vol} para 12,16 CTDI_{vol}, o que representa 60% de redução desse índice, sem comprometimento da precisão dos resultados. Em última análise, a alteração do protocolo exame para 40 mA 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, o que ainda reduziria os custos do exame.

Os resultados obtidos no presente estudo estão de acordo com aqueles encontrados por Gurung et al. (2005), que concluíram ser possível alcançar uma redução de dose de 33%, sem comprometer a qualidade da imagem. Por outro lado, também está de acordo com as pesquisas realizadas por Marconato et al. (2004), que verificaram ser possível uma redução no mAs, sem comprometer a qualidade do diagnóstico, proporcionando redução de 20% na dose média dos exames de crânio em adultos. No entanto, os resultados do presente estudo se aproximam mais daqueles obtidos por Gündogdu et al. (2005), que analisaram vários valores de corrente do tubo (mA), e acreditam ser possível uma redução de até 60% na dose de radiação para esse tipo de exame, sem comprometer a qualidade de imagem.

Com base nos resultados obtidos no presente estudo, realizado com diferentes protocolos de exposição de TCMD de 64 canais para o planejamento de implantes dentários, pode-se concluir que:

- A avaliação da concordância de respostas intra e interavaliadores mostrou divergências em relação à avaliação da qualidade de imagem, embora esse resultado não tenha interferido na precisão das medidas lineares.
- A avaliação das medidas lineares da altura óssea implantar e espessura óssea implantar intra e interavaliadores, obtidas através das imagens e do padrão-ouro, revelou consistência relativa de critérios.
- A altura óssea implantar é uma medida mais reprodutível que a medida da espessura óssea implantar.
- As medidas lineares obtidas através das imagens e as mesmas medidas obtidas a partir do padrão-ouro apresentaram diferenças estatisticamente significativas. No entanto, tais diferenças foram consideradas irrelevantes e sem repercussões clínicas.
- É possível reduzir a corrente do tubo de 100 para 40 mA, mantendo-se a qualidade de imagem e a consequente precisão das medidas lineares indispensável ao planejamento de implantes dentários. Tal redução representa 60% de diminuição na dose de exposição do paciente à radiação ionizante, respeitando-se o princípio ALARA. Além disso, a utilização do protocolo de 40 mA ainda permitirá o aumento na vida útil do tubo de raios X, o que reduzirá os custos do exame.

ABDEEN, N. et al. Comparison of image quality and lens dose in helical and sequentially acquired head CT. **Clinical Radiology**, Edinburgh, v. 65, p. 868-873, 2010.

ABUL-KASIM, K. et al. Low-dose helical computed tomography (CT) in the perioperative workup of adolescent idiopathic scoliosis. **European radiology**, Berlin, v. 19, p. 610-618, 2009.

ARANYARACHKUL, P. et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2.quantitative cone-beam computerized Tomography. **The International journal of oral and maxillofacial implants**, Lombard, v. 20, n. 1, p. 416-424, 2005.

ATAR, E.; KORNOWSKI, R.; BACHAR, G.N. Step-and-Shoot: a new low radiation coronary computed tomography angiography technology: our initial experience with 125 consecutive asymptomatic patients. **The Israel Medical Association journal**. Ramat Gan, v. 12, n. 11, p. 662-666, 2010.

BAI, M. et al. Effect of nonlinear three-dimensional optimized reconstruction algorithm filter on image quality and radiation dose: validation on phantoms. **Medical physics**, Lancaster, v. 36, n. 1, p. 95-97, 2009.

BAUMGAERTEL, S. et al. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. **American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics**, St. Louis, v. 136, p. 19-28, 2009.

BIANCHI, J.; GOGGINS, W.; RUDOLPH, M. In vivo, thyroid and lens surface exposure with spiral and conventional computed tomography in dental implant radiography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, St. Louis, v. 90, n. 2, p. 249-253, 2000.

BRANEMARK, P.-I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. **Quintessence**, Chicago, 1985.

CAPOBIANCO, J.; JASINOWODOLINSKI, D.; ZARF, G. Diagnóstico auxiliado por computador na detecção de nódulos pulmonares pela tomografia computadorizada com múltiplos detectores: estudo preliminar de 24 casos. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, Brasília, DF, v. 34, n. 1, p. 27-33, 2008.

CARRAFIELLO, G. et al. Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography. **La Radiologia medica**, Torino, v. 115, n. 4, p. 600-611, 2010.

CHAN, H.L.; MISCH, K.; WANG, H.L. Dental imaging in implant treatment planning. **Implant dentistry**, Baltimore, v. 19, n. 4, p. 288-298, 2010.

CHAU, A.C.M.; FUNG, K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, St. Louis, v. 107, n. 4, p. 559-565, 2009.

COLLI, V. et al. Performance Assessment of Four 64-Slice Computed Tomographic Devices for a Typical Clinical Protocol. **Journal of computer assisted tomography**, New York, v. 35, n. 1, p. 57-64, 2011.

DANTAS, Janaína Araujo. **Influência do posicionamento da mandíbula em exames de tomografia computadorizada para implantes**. 2002. Dissertação (Mestrado em Radiologia Odontológica) - Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2002.

DANTAS, Janaína Araujo. **Tomografia computadorizada de baixa dose para implantes: dosimetria e qualidade de imagem**. 2009. Tese (Doutorado em Radiologia Odontológica) - Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2009.

DANTAS, J.A.; MONTEBELLO FILHO, A.; CAMPOS, P.S.F. Computed tomography for dental implants: the influence of the mandibular positioning on the bone height and width. **Dento maxillo facial radiology**, Tokyo, v. 34, n. 1, p. 9-15, 2005.

DIEDERICHS, C. et al. Must radiation dose for CT of the maxilla and mandible be higher than that for conventional panoramic radiography? **American Society of Neuroradiology**, Baltimore, v. 17, n. 9, p. 1758-1760, 1996.

DOWNES, P. et al. Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit. **Medical physics**, Lancaster, v. 36, n. 9, p. 4156-4167, 2009.

DREISEIDLER, T. et al. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. **The International journal of oral and maxillofacial implants**, Lombard, v. 24, n. 2, p. 216-225, 2009.

EKESTUBBE, A. et al. Low-dose tomographic techniques for dental implant planning. **International journal of oral and maxillofacial implants**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 650-659, 1996.

EKESTUBBE, A.; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H.G. Quality of preimplant low-dose tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, St. Louis, v. 88, n. 6, p. 738-744, 1999.

ENGELHARDT, E.; MOREIRA, D.M. A substância branca cerebral: localização dos principais feixes com anisotropia fracionada direcional. **Revista Brasileira de Neurologia**, Rio de Janeiro, v. 44, n. 2, p. 19-34, 2008.

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.

FEUCHTNER, G.M. et al. Radiation dose reduction by using 100-kV tube voltage in cardiac 64-slice computed tomography: a comparative study. **European journal of radiology**, Stuttgart, v. 75, n. 1, p. e51-e56, 2010.

GAHLEITNER, A.; WATZEK, G.; IMHOF, H. Dental CT: imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws. **European radiology**, Berlin, v. 13, p. 366-376, 2003.

GLEESON, T.G. et al. Image quality in low-dose multidetector computed tomography: a pilot study to assess feasibility and dose optimization in whole-body bone imaging. **Canadian Association of Radiologists Journal**, Montreal, v. 61, n. 5, p. 258-264, 2010.

GOLDING, S.J.; SHRIMPTON, P.C. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? **The British journal of radiology**, London, v. 75, p. 1-4, 2002.

GROVES, A.M. et al. 16 detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. **The British journal of radiology**, London, v. 77, p. 662-665, 2004.

GÜNDOĞDU, S. et al. Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. **European radiology**, Berlin, v. 15, n. 9, p. 1959-1968, 2005.

GURUNG, J. et al. Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT. **European radiology**, Berlin, v. 15, n. 9, p. 1898-1905, 2005.

HUA, Y. et al. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. **Clinical oral implants research**, Copenhagen, v. 20, n. 8, p. 767-771, 2009.

HUDA, Walter. Dose and Image Quality in CT Radiation Protection Symposium of the North West European RP Societies, Utrecht, **The Netherlands**. 2-5 June 2003. Disponível em: <<http://www.srp-uk.org/utrecht.html>>. Acesso em: 8 abr. 2011.

HUI, C.M. et al. Radiation dose from initial trauma assessment and resuscitation: review of the literature. **Canadian journal of surgery**, Toronto, v. 52, n. 2, p. 147-152, 2009.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. ICRP Publication 87. Managing patient dose in computed tomography. **Annals of the ICRP**, Oxford: Elsevier, v. 30, n. 4, p. 1-45, 2001.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. ICRP Publication 102. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). **Annals of the ICRP**, Oxford: Elsevier, v. 37, n. 1, p. 1-80, 2007a.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION. ICRP Publication 103. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. **Annals of the ICRP**, Oxford: Elsevier, v. 37, n. 2-4, p. 1-332, 2007b.

KAMBADAKONE, A.R. et al. Low-Dose MDCT and CT enterography of patients with Crohn disease: feasibility of adaptive statistical iterative reconstruction. **American journal of roentgenology**, Springfield, v. 196, n. 6, p. W743-752, 2011.

KATAYAMA, N. et al. T2*-weighted Image/T2-weighted Image Fusion in Postimplant Dosimetry of Prostate Brachytherapy. **Journal of radiation research**, Tokyo, v. 52, n. 5, p. 680-684, 2011.

KIM, M.J. et al. Multidetector computed tomography chest examinations with low-kilovoltage protocols in adults: effect on image quality and radiation dose. **Journal of computer assisted tomography**, New York, v. 33, p. 416-421, 2009.

KOHL, Gerhard. The evolution and state-of-the-art principles of multislice computed tomography. In: AMERICAN THORACIC SOCIETY... New York, v. 2, p. 470-476, 2005. **Proceedings of the American Thoracic Society**, New York, v. 2, p. 470-476, 2005.

KOIZUMI, H. et al. Effects of dose reduction on multi-detector computed tomographic images in evaluating the maxilla and mandible for pre-surgical implant planning: a cadaveric study. **Clinical oral implants research**, Copenhagen, v. 21, n. 8, p. 830-834, 2010.

LEWIS, Maria. Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. **Impact**, London, n. 3, p. 1-14, 2005.

LIANG, X. et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT) part I. on subjective image quality. **European Journal of Radiology**, Oxford, v. 75, p. 265–269, 2010.

LOFTHAG-HANSEN, Sara. Cone Beam Computed Tomography radiation dose and image quality assessments. **University of Gothenburg**, Goteborg, p. 1-56, 2010.

LOUBELE, M. et al. Radiation dose vs image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 117, n. 1-3, p. 211-216, 2005.

LUND, G.K. et al. 64-Slice spiral computed tomography of the coronary arteries: dose reduction using an optimized imaging protocol including individual weight-adaptation of voltage and current–time product. **European radiology**, Berlin, v. 19, p. 1132-1138, 2009.

MAHESH, M. et al. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. **American journal of roentgenology**, Springfield, v. 177, n. 6, p. 1273-1275, 2001.

MARCONATO, J.A. et al. Redução da dose e aumento da vida útil do tubo de raios X em tomografia computadorizada. **Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 37, n. 5, p. 351-356, 2004.

MCCOLLOUGH, C.H. et al. Strategies for reducing radiation dose in CT. **Radiologic clinics of North America**, Philadelphia, v. 47, n. 27-40, 2009.

MONSOUR, P.A.; DUDHIA, R. Implant radiography and radiology. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 53, n. 1 Suppl, p. S11–S25, 2008.

QI, W.; LI, J.; DU, X. Method for Automatic Tube Current Selection for obtaining a Consistent Image Quality and Dose Optimization in a Cardiac Multidetector CT. **Korean journal of radiology**, Seoul, v. 10, n. 6, p. 568-574, 2009.

RÍOS-LAGO, Marcos. Neuropsicología y resonancia magnética funcional: conceptos generales. **Radiología**, Madrid, v. 50, n. 5, p. 351-365, 2008.

ROSNER, B. Fundamentals of biostatistics. Belmont, CA. Duxbury Press, 2005 *apud*.
SAMPAT, M.P. et al. The reliability of measuring physical characteristics of speculated masses on mammography. **British Journal of Radiology**, v. 79, p. S134-S140, 2006.

RUSTEMEYER, P.; STREUBÜHR, U.; SUTTMOELLER, J. Low-dose computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. **Acta radiologica**, Stockholm, v. 45, n. 8, p. 847-853, 2004.

RYDBERG, J.; LIANG, Y.; TEAGUE S.D. Fundamentals of multichannel CT. **Radiologic clinics of North America**, Philadelphia, v. 41, p. 465-474, 2003.

SCAF, G. et al. Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, St. Louis, v. 83, n. 1, p. 41-48, 1997.

SCHAFER, S. et al. Mobile C-arm cone-beam CT for guidance of spine surgery: image quality, radiation dose, and integration with interventional guidance. **Medical physics**, Lancaster, v. 38, n. 8, p. 4563-4574, 2011.

SHROUT, P.E.; FLEISS, J.L. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability *Psychological Bulletin*, Washington, v. 86, n. 2, p. 420-428, 1979.

SMITH, A.; SHAH, G.A.; KRON, T. Variation of patient dose in head CT. **The British journal of radiology**, London, v. 71, p. 1296-1301, 1998.

STARCK, G. et al. Radiation reduction in CT: application to tissue area and volume determination. **Radiology**, Illinois, v. 209, n. 2, p. 397-403, 1998.

SUR, J. et al. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics**, St. Louis, v. 110, n. 3, p. e29-33, 2010.

TSIKLAKIS, K. et al. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. **European Journal of Radiology**, Oxford, v. 56, p. 413-417, 2005.

VIEIRA, A.J.; GARRET, J.M. Understanding Interobserver Agreement: The Kappa Statistic. **Family Medicine**, Washington, v. 37, n. 5, p. 360-3, 2005.

ZAMMIT-MAEMPEL, L.; CHADWICK, C.L.; WILLIS, S.P. Radiation dose to the lens of eye and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT. **The British journal of radiology**, London, v. 76, p. 418-420, 2003.

Edentulismo – ausência total ou parcial de dentes.

Luminância - grandeza de luminosidade que estabelece a relação entre o fluxo luminoso, que incide perpendicularmente a uma superfície, e a sua área. Na prática, é a quantidade de luz de um ambiente.

Isotrópico – relativo à isotropia: propriedade que caracteriza as substâncias que possuem as mesmas propriedades físicas independentemente da direção considerada.

Luminância – concernente à medida da intensidade da luz refletida em uma determinada direção. Descreve a quantidade de luz que atravessa ou é emitida a partir de uma superfície.

mSv – milisievert: equivale a um milésimo do Sievert (Sv) que é a unidade derivada do SI de dose equivalente de radiação; tentativa de avaliar quantitativamente os efeitos biológicos de radiações ionizantes.

Pitch – sensação subjetiva relacionada à frequência de vibração do corpo ou meio material elástico.

Pixel – menor elemento em um dispositivo de exibição (ex.: monitor), ao qual é possível atribuir-se uma cor. Um pixel é o menor ponto que forma uma imagem digital. O conjunto de milhares de pixels forma a imagem inteira.

Radiação ionizante – radiação que possui energia suficiente para ionizar átomos e moléculas. Pode danificar células vivas e afetar o material genético (DNA), causando doenças graves como o câncer, podendo levar à morte.

Ruído – pixels aleatórios que perceptivelmente não fazem parte dos detalhes da imagem.

Sievert (Sv) – unidade derivada do Sistema Internacional de Unidades de dose equivalente de radiação; tentativa de avaliar quantitativamente os efeitos biológicos de radiações ionizantes.

Varredura – ato ou efeito de fazer o feixe eletromagnético percorrer seguidamente determinado setor, ou toda a volta em torno do objeto alvo.

Vascular – relativo à vasculatura: disposição dos vasos sanguíneos em um órgão.

Voxel – (pixel volumétrico ou *Volumetric Picture Element*): elemento de volume que representa um valor em uma grade regular em três dimensões do espaço; análogo a um pixel que representa 2D de dados de imagem em um *bitmap*.

APÊNDICE A – AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM

AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM

Avaliação 1

Avaliador: _____

Data: ____/____/____ Hora: _____

- Analise os seguintes exames de maneira que as imagens marcadas tenham os fatores F1 (Visualização do canal mandibular), F2 (Delimitação da cortical do canal mandibular) e F3 (Qualidade geral da imagem) avaliados de acordo com os seguintes escores:

0 – Ruim

1 – Regular

2 – Boa

3 – Excelente

- A questão da aceitabilidade da imagem para o planejamento de implantes deve ser respondida com “sim” ou “não”.

Exame 1:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

APÊNDICE A – (continuação)**Exame 2:**

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 3:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 4:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

APÊNDICE A – (continuação)**Exame 5:**

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 6:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 7:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

APÊNDICE A – (continuação)**Exame 8:**

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 9:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 10:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

APÊNDICE A – (continuação)**Exame 11:**

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 12:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 13:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

APÊNDICE A – (continuação)**Exame 14:**

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 15:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 16:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

APÊNDICE A – (continuação)**Exame 17:**

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 18:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

Exame 19:

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

APÊNDICE A – (continuação)**Exame 20:**

	D	E
F1 – Visualização do canal mandibular		
F2 – Delimitação da cortical do canal mandibular		
F3 – Qualidade geral da imagem		
F4 – Aceitabilidade da imagem (Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?)		

APÊNDICE B – INSTRUÇÃO PARA A AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM

Instruções para a Avaliação da Qualidade de Imagem

Prezado avaliador (a),

Nas imagens apresentadas a seguir, gostaríamos que o(a) senhor(a) avaliasse alguns fatores relacionados à qualidade subjetiva de imagem, atribuindo notas a cada um deles.

Para melhor padronização de nosso estudo, seguem algumas instruções:

- 1) Os 20 exames apresentados deverão ser avaliados em ordem numérica crescente e divididos em duas sessões;
- 2) Em cada um dos exames, as imagens a serem avaliadas estarão devidamente marcadas e apenas elas deverão ser levadas em consideração para a determinação dos escores;
- 3) Em cada uma das imagens, deverão ser analisados os seguintes fatores:
 - F1 (Visualização do canal mandibular) – Visualização do canal mandibular
 - F2 (Delimitação da cortical do canal mandibular) – Delimitação da cortical do canal mandibular
 - F3 (Qualidade geral da imagem) – Qualidade geral da imagem
- 4) Para os fatores F1, F2 e F3 devem ser atribuídos os seguintes escores:
 - 0 – Ruim
 - 1 – Regular
 - 2 – Boa
 - 3 – Excelente
- 5) Com relação ao fator F4 (Aceitabilidade da imagem), para cada uma das imagens analisadas, o(a) senhor(a) deverá responder à pergunta “Esta imagem é considerada aceitável para o planejamento de implantes?” com uma das seguintes respostas:
 - S – sim
 - N – não

Agradecemos sua colaboração ao nosso estudo.

APÊNDICE C – AVALIAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS

AVALIAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES DAS IMAGENS

Avaliação 1

Avaliador: _____

Data: ____/____/____ Hora: _____

Nos exames de 1 a 20, determine a altura e a espessura óssea implantar em cada um dos cortes correspondentes aos marcadores radiodensos: Lado Direito 1 (LD1), Lado Direito 2 (LD2), Lado Esquerdo 1 (LE1) e Lado Esquerdo 2 (LE2).

Exame 1:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 2:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 3:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 4:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

APÊNDICE C – (continuação)**Exame 5:**

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 6:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 7:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 8:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 9:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 10:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

APÊNDICE C – (continuação)**Exame 11:**

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 12:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 13:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 14:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 15:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 16:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

APÊNDICE C – (continuação)**Exame 17:**

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 18:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 19:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Exame 20:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

APÊNDICE D – AVALIAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES DAS PEÇAS ÓSSEAS

AVALIAÇÃO DAS MEDIDAS LINEARES DAS PEÇAS ÓSSEAS (PADRÃO-OURO)

Avaliação 1

Avaliador: _____

Data: ____/____/____ Hora: _____

Nas mandíbulas de 1 a 5, determine a altura e a espessura óssea implantar em cada um dos cortes correspondentes aos marcadores radiodensos: Lado Direito 1 (LD1), Lado Direito 2 (LD2), Lado Esquerdo 1 (LE1) e Lado Esquerdo 2 (LE2).

Mandíbula 1:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Mandíbula 2:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Mandíbula 3:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

APÊNDICE D – (continuação)**Mandíbula 4:**

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

Mandíbula 5:

	LD1	LD2	LE1	LE2
Altura óssea implantar				
Espessura óssea implantar				

APÊNDICE E – DADOS BRUTOS 1

Informações básicas				Avaliação da Qualidade de Imagem										Medidas Lineares das Imagens						Medidas Lineares das Peças Ósseas (Padrão Ouro)								
Avaliador	Peça Óssea	Imagem	Exame Dose	Direita					Esquerda					Altura			Espessura			Altura			Espessura					
				F1	F2	F3	F4	F1	F2	F3	F4	LD1	LD2	LE1	LE2	LD1	LD2	LE1	LE2	LD1	LD2	LE1	LE2	LD1	LD2	LE1	LE2	
1	2	1	13	100	3	3	2	S	3	3	2	S	12	13	16	13	12	14	13	15	12	12	15	13	12	12	13	
			8	60	3	3	2	S	2	2	S	11	13	16	13	13	14	13	15									
			11	40	1	1	S	0	0	N	14	13	16	12	12	13	13	15										
			7	20	0	0	N	2	1	S	13	12	15	12	12	13	14	15										
			2	100	3	3	S	3	3	S	21	15	16	13	13	14	13	15										
	4	2	2	3	60	2	1	S	1	S	1	1	S	21	14	16	12	13	14	13	15	21	15	13	12	13	11	14
				1	40	3	3	2	S	2	2	S	21	14	16	12	13	14	13	15								
				20	20	1	1	S	1	1	S	21	15	16	13	13	13	14										
				16	100	3	2	S	3	3	S	11	9	16	10	12	14	13	14									
				15	60	2	1	S	3	2	S	13	9	14	10	12	14	13	14									
	3	1	3	10	40	2	2	S	1	S	1	1	S	12	9	16	11	12	14	13	14	12	8	15	11	13	12	13
				18	20	1	1	S	0	0	N	11	9	11	9	12	13	13	14									
				17	100	1	1	S	3	3	S	16	13	16	12	10	10	10	11									
				12	60	2	1	S	3	3	S	15	13	15	10	10	10	10	11									
				4	40	2	1	S	3	2	S	16	14	16	11	10	10	10	11									
3	5	3	19	20	2	2	S	3	2	S	10	12	15	12	14	10	10	11	18	13	15	12	14	13	10	10		
			6	100	3	3	S	3	3	S	18	19	15	16	12	14	13	15										
			5	60	3	3	2	S	3	2	S	19	20	16	16	12	14	13									14	
			14	40	3	3	2	S	3	2	S	19	20	15	15	12	14	13									15	
			9	20	3	3	2	S	3	2	S	19	19	15	16	12	14	13									14	
2	2	1	13	100	3	3	S	3	3	S	9	11	15	13	15	13	12	14	12	12	16	13	11	11	13			
			8	60	3	3	S	3	3	S	9	11	15	12	11	12	12	14										
			11	40	3	3	2	S	2	2	S	10	12	11	12	13	12	14								14		
			7	20	0	0	N	2	2	S	15	12	11	12	11	12	14	15										
			2	100	3	3	S	3	3	S	22	16	16	14	12	12	12	14										
	4	2	2	3	60	3	3	S	2	1	S	21	14	16	14	12	12	12	14	21	15	14	11	12	11	14		
				1	40	3	3	S	3	3	S	20	14	15	14	12	13	12	13									
				20	20	2	1	N	2	1	N	20	16	17	14	12	13	12	13									
				16	100	3	2	S	3	3	S	13	8	16	10	12	12	13	13									
				15	60	3	2	S	3	3	S	13	9	16	9	12	13	13	14									
	3	1	3	10	40	3	3	2	S	2	2	S	12	17	11	10	12	13	12	14	12	8	15	11	11	12	14	
				18	20	2	0	N	0	0	N	10	9	11	10	12	13	12	14									
				17	100	3	3	S	3	3	S	13	11	16	13	10	11	10	11									
				12	60	3	3	S	3	3	S	13	11	15	11	10	10	10	11									
				4	40	3	3	S	3	3	S	15	10	15	11	9	10	10	11									
3	5	3	19	20	2	2	0	N	2	1	0	N	10	11	15	13	13	10	10	11	14	13	9	10	9	10		
			6	100	3	3	S	3	3	S	19	20	16	14	12	14	12	13										
			5	60	3	3	S	3	3	S	19	21	15	14	12	14	13	13										
			14	40	3	3	2	S	3	2	S	20	21	16	14	12	14	13	14									
			9	20	3	3	1	S	3	1	S	19	20	15	13	12	14	13	13									

APÊNDICE F – DADOS BRUTOS 2

Informações básicas			Avaliação da Qualidade de Imagem						Medidas Lineares das Imagens						Medidas Lineares das Peças Ósseas (Padrão Ouro)													
Avaliador	Peça Óssea	Imagem	Exame	Dose	Direita			Esquerda			Altura		Espessura		Altura		Espessura											
					F1	F2	F3	F4	F1	F2	F3	F4	LD1	LD2	LE1	LE2	LD1	LD2	LE1	LE2								
1	2	1	13	100	3	3	3	3	3	3	3	3	3	12	13	16	13	12	13	13	14	12	13	13	14			
			8	60	3	3	3	3	3	3	2	2	3	3	2	2	13	16	12	13	13	13	14	14	14			
			11	40	2	1	2	3	0	0	0	0	0	0	0	0	15	14	16	12	12	13	13	14	14	14		
			7	20	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	17	13	16	12	12	13	14	15	15	15		
			2	100	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	21	15	15	13	13	13	13	14	15	15	15	15	
			3	60	2	1	2	3	1	1	1	1	1	1	1	1	22	14	15	12	13	14	13	15	21	15	14	14
	1	1	3	20	20	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	20	15	16	13	13	14	13	13	13	13	13		
				16	100	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	11	8	16	10	12	14	13	14	13	14	14	
				15	60	2	1	2	3	3	2	2	2	3	3	3	13	9	15	11	12	14	13	14	14	14	14	
				10	40	2	2	2	3	1	1	1	1	1	1	1	12	9	16	10	12	14	13	14	14	14	14	
				18	20	1	0	1	3	0	0	0	0	0	0	0	11	8	16	10	12	12	13	13	13	13	13	
				17	100	1	1	1	3	3	3	3	3	3	3	3	16	13	16	13	10	10	10	10	11	11	11	11
1	5	4	12	60	2	1	2	3	3	3	3	3	3	3	15	13	16	11	10	10	10	11	15	13	14	10		
			4	40	2	1	2	3	3	3	3	3	3	3	3	17	14	15	12	10	10	10	11	15	13	14	10	
			19	20	2	1	2	3	2	3	3	3	3	3	3	15	12	16	12	10	10	10	11	15	13	14	10	
			6	100	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	19	20	16	16	12	15	13	14	18	18	16	15	12
			5	60	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	18	20	15	16	12	14	14	14	18	18	16	15	12
			14	40	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	20	20	15	16	12	14	13	15	18	18	16	15	12
2	2	1	9	20	3	3	2	3	3	3	3	2	2	2	19	19	15	16	12	14	13	14	13	13	13			
			3	60	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	22	15	16	14	13	13	12	14	21	16	16	14	11
			1	40	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	20	14	15	14	12	14	13	14	21	16	14	11	12
			20	20	2	2	2	3	2	2	2	2	2	2	2	21	16	17	14	13	13	12	14	21	16	14	11	12
			16	100	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	12	9	17	10	12	13	13	14	21	16	14	11	12
			15	60	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	14	9	16	10	12	14	12	14	21	16	14	11	12
	2	1	3	10	40	3	3	2	3	3	3	2	3	3	3	13	12	17	11	12	12	13	14	12	12	13		
				18	20	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	11	9	10	13	12	13	13	11	12	12	13	
				17	100	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	14	10	17	14	10	11	10	11	15	13	15	10
				12	60	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	13	10	16	11	11	10	10	11	15	13	15	10
				4	40	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	16	10	16	12	10	10	10	12	15	13	15	10
				19	20	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	11	11	16	13	13	11	10	11	15	13	15	10
2	3	5	6	100	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	19	20	16	14	12	14	13	14	19	19	15	12		
			5	60	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	19	20	16	14	12	14	13	14	19	19	15	12	
			14	40	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	20	21	17	14	12	14	14	14	19	19	15	12	
			9	20	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	20	20	15	14	12	14	13	15	19	19	15	12	
			17	100	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	19	19	15	16	12	14	13	14	19	19	15	12	
			12	60	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	20	20	15	16	12	14	13	14	19	19	15	12	

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DE SERES HUMANOS DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA – CEP/FOUFBA



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
Rua Araújo Pinho, 62 – Canela CEP. 40.110.150 Salvador – Bahia
Tel. (071) 3283 8966

Formulário de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

REGISTRO: FR: 287916 CAAE: 0032.0.368.000-09

PROJETO DE PESQUISA: “Dosimetria e qualidade de imagem em tomografia computadorizada multidetector de 64 canais para implante”

PESQUISADOR: Luiz Cláudio Almeida Madureira

ÁREA TEMÁTICA: Grupo III

PARECER: 31/09

Os Membros do Comitê de Ética em Pesquisa, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, reunida em sessão ordinária do dia 10 de setembro de 2009, resolveu pela aprovação do projeto.

SITUAÇÃO: APROVADO

Salvador, 15 de setembro de 2009.


Prof. Dr. André Carlos de Freitas

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da UFBA

ANEXO B – AUTORIZAÇÃO PARA O TRANSPORTE DOS CORPOS DE PROVA

UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
Departamento de Biomorfologia
Av. Reitor Miguel Calmon, s/nº – Vale do Canela
40110-100 - Salvador - Ba - BRASIL
Fone: (71) 3283-8888 e-mail depmorfo@ufba.br

Salvador, 18 de março de 2010.

Ao Comitê de Ética em Pesquisa
Faculdade de Odontologia/UFBA
Att.: Prof. Dr. André Carlos de Freitas

Sr. Coordenador,

Autorizamos a realização do projeto de pesquisa intitulado **Dosimetria e Qualidade de Imagem em Tomografia Computadorizada Multidetector de 64 Canais para Implante Dentário**, desenvolvido pelo doutorando **Luiz Claudio Almeida Madureira**, matrícula nº 209117500, do Curso de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas do ICS/UFBA.

Parte da referida pesquisa será realizada no Laboratório de Anatomia Humana do Departamento de Biomorfologia do Instituto de Ciências da Saúde/UFBA.

Na oportunidade, autorizamos o transporte de cinco mandíbulas (peças ósseas) pelo supracitado doutorando até a Clínica Delfin, onde o mesmo as submeterá a tomografias computadorizadas.

Atenciosamente,


Prof.ª Maria Penha Oliveira Belém
Chefe do Departamento de Biomorfologia

Prof.ª M.ª Penha O. Belém
Chefe Deptº Biomorfologia
ICS/UFBA

**ANEXO C – FATORES QUE DETERMINAM AS CONDIÇÕES DE OBTENÇÃO
DAS VARIÁVEIS DE RESPOSTA E RESPECTIVAS NATUREZAS**

Nome	Descrição	Natureza
Avaliação	Numeral que identifica a ordem da avaliação. Valores válidos: 1 e 2	Nominal
Avaliador	Numeral que identifica o avaliador que realizou a análise da imagem. Valores válidos: 1 e 2	Nominal
Peça óssea	Numeral que identifica a peça óssea. Valores válidos: 1, 2, 3, 4 e 5	Nominal
Imagem	Numeral que identifica uma dentre as diversas imagens tomadas na peça óssea. Valores válidos: 1, 2, 3, 4 e 5	Nominal
Corrente	Corrente usada na obtenção da imagem. Valores válidos: escores 20, 40, 60 e 100	Racional

ANEXO D – VARIÁVEIS DE RESPOSTA E RESPECTIVAS NATUREZAS

Nome	Descrição	Natureza
aqi_d_fd1	Avaliação da qualidade da imagem (F1) – lado direito. Valores válidos: escores 0 a 3	Ordinal
aqi_d_fd2	Avaliação da qualidade da imagem (F2) – lado direito. Valores válidos: escores 0 a 3	Ordinal
aqi_d_fd3	Avaliação da qualidade da imagem (F3) – lado direito. Valores válidos: escores 0 a 3	Ordinal
aqi_d_fd4	Avaliação da qualidade da imagem (F4) – lado direito – Imagem aceitável? Valores válidos: S e N	Nominal
aqi_d_fe1	Avaliação da qualidade da imagem (F1) – lado esquerdo. Valores válidos: escores 0 a 3	Ordinal
aqi_d_fe2	Avaliação da qualidade da imagem (F2) – lado esquerdo. Valores válidos: escores 0 a 3	Ordinal
aqi_d_fe3	Avaliação da qualidade da imagem (F3) – lado esquerdo. Valores válidos: escores 0 a 3	Ordinal
aqi_d_fe4	Avaliação da qualidade da imagem (F4) – lado esquerdo – Imagem aceitável? Valores válidos: S e N	Nominal
mli_d_a1	Medida linear da imagem – altura (medida 1) – lado direito.	Racional
mli_d_a2	Medida linear da imagem – altura (medida 2) – lado direito.	Racional
mli_e_a1	Medida linear da imagem – altura (medida 1) – lado esquerdo.	Racional
mli_e_a2	Medida linear da imagem – altura (medida 2) – lado esquerdo.	Racional
mli_d_e1	Medida linear da imagem – espessura (medida 1) – lado direito.	Racional
mli_d_e2	Medida linear da imagem – espessura (medida 2) – lado direito.	Racional
mli_e_e1	Medida linear da imagem – espessura (medida 1) – lado esquerdo.	Racional
mli_e_e2	Medida linear da imagem – espessura (medida 2) – lado esquerdo.	Racional
po_d_a1	Medida linear da peça óssea (padrão-ouro) – altura (medida 1) – lado direito.	Racional
po_d_a2	Medida linear da peça óssea (padrão-ouro) – altura (medida 2) – lado direito.	Racional
po_e_a1	Medida linear da peça óssea (padrão-ouro) – altura (medida 1) – lado esquerdo.	Racional
po_e_a2	Medida linear da peça óssea (padrão-ouro) – altura (medida 2) – lado esquerdo.	Racional
po_d_e1	Medida linear da peça óssea (padrão-ouro) – espessura (medida 1) – lado direito.	Racional
po_d_e2	Medida linear da peça óssea (padrão-ouro) – espessura (medida 2) – lado direito.	Racional
po_e_e1	Medida linear da peça óssea (padrão-ouro) – espessura (medida 1) – lado esquerdo.	Racional
po_e_e2	Medida linear da peça óssea (padrão-ouro) – espessura (medida 2) – lado esquerdo.	Racional
er_d_a1	Erro de medição (altura 1 – direito) : er_d_a1 = mli_d_a1 – po_d_a1	Racional
er_d_a2	Erro de medição (altura 2 – direito) : er_d_a2 = mli_d_a2 – po_d_a2	Racional
er_e_a1	Erro de medição (altura 1 – esquerdo) : er_e_a1 = mli_e_a1 – po_e_a1	Racional
er_e_a2	Erro de medição (altura 2 – esquerdo) : er_e_a2 = mli_e_a2 – po_e_a2	Racional
er_d_e1	Erro de medição (espessura 1 – direito) : er_d_e1 = mli_d_e1 – po_d_e1	Racional
er_d_e2	Erro de medição (espessura 2 – direito) : er_d_e2 = mli_d_e2 – po_d_e2	Racional
er_e_e1	Erro de medição (espessura 1 – esquerdo) : er_e_e1 = mli_e_e1 – po_e_e1	Racional
er_e_e2	Erro de medição (espessura 2 – esquerdo) : er_e_e2 = mli_e_e2 – po_e_e2	Racional
Corrente	Corrente de radiação usada na obtenção da imagem. Valores válidos: escores 20, 40, 60 e 100	Racional