

PUBLICAÇÃO CDTN-946

**Dose absorvida em órgãos críticos de pacientes
submetidos a exames tomográficos para o
planejamento de implantes dentais**

Madelon Aparecida Fernandes Zenóbio

2005

Comissão Nacional de Energia Nuclear

CENTRO DE DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA NUCLEAR

PUBLICAÇÃO CDTN-946

Dose absorvida em órgãos críticos de pacientes submetidos a exames tomográficos para o planejamento de implantes dentais

Madelon Aparecida Fernandes Zenóbio

Belo Horizonte

2005

Este trabalho foi apresentado como
Dissertação de Mestrado ao Curso de
Pós-Graduação em Ciências e Técnicas
Nucleares da Universidade Federal de
Minas Gerais, em 2004.

Este trabalho foi realizado nas instalações do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA**

Dose absorvida em órgãos críticos de pacientes submetidos a exames tomográficos para o planejamento de implantes dentais

Autor: Madelon Aparecida Fernandes Zenóbio
Orientador: Teógenes Augusto da Silva

Belo Horizonte - junho de 2004
Escola de Engenharia da UFMG

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR

Madelon Aparecida Fernandes Zenóbio

Dose absorvida em órgãos críticos de pacientes submetidos a exames tomográficos para o planejamento de implantes dentais

Dissertação desenvolvida no Curso de Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Aplicações das Radiações, Radioproteção e Instrumentação Nuclear

Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D.Sc. (CDTN/CNEN)

Professor credenciado do CCTN/UFMG

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2004

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho:

Ao Elton, pelo amor, carinho, paciência, incentivo e ajuda, em todos os momentos.

Aos meus filhos, Pedro e João Gabriel. Vocês constituem os motivos para vencer este desafio.

Aos meus pais, José e Darci, que sempre me apoiaram e incentivaram em todos os projetos de minha vida.

A Elton e Lêda, que sempre me apoiaram e ajudaram.

À Andréa, pela força e incentivo, mesmo à distância.

Aos meus irmãos, Santusa, Clemilda, Sávio, Cláudio, Alessandra, Felipe, que estejamos sempre unidos.

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

A Deus, pois todas as realizações vêm de Deus.

Ao meu orientador, Dr. Teógenes Augusto da Silva, por compartilhar o seu conhecimento, acompanhar-me em todas as fases deste estudo e pela confiança em mim depositada. Muito obrigada!

À Dra. Maria do Socorro Nogueira, pela disponibilidade e o auxílio imprescindível no direcionamento deste estudo.

Ao CDTN e sua direção, por possibilitarem o desenvolvimento deste estudo.

Aos professores do curso de pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, por contribuírem com a minha formação, em especial, ao Professor Dr. Tarcísio Passos Ribeiro de Campos, pela receptividade.

Ao pessoal do Laboratório de Calibração e Dosimetria, em especial, Aníbal, Carlos Manuel, Flávio, Ronaldo, pela cooperação e atenção dispensadas, sempre.

A todos os funcionários do Serviço de Dosimetria das Radiações, pela disponibilidade em ajudar e convívio.

À Unidade de Informação e Biblioteca do CDTN, em especial à Virgínia e Nívia, por terem sido tão acessíveis e prestativas em diversos momentos em que precisei, disponibilizando as informações necessárias para a realização deste estudo.

Aos amigos, Paulo, Denise e Peterson, que sempre estiveram dispostos a ajudar com dedicação e amizade.

Aos serviços de radiodiagnóstico: SERO, nas pessoas de Dra. Fernanda, Dr. Carlos Mateus, Dra. Mônica e Dr. Márcio e ao IMRAD, na pessoa do Dr. Pedro Hernane, pela gentileza e o apoio, que permitiram a utilização das máquinas para as medidas.

À Cláudia, pela amizade e cumplicidade em todos os momentos.

À minha irmã, Clemilda, pelas correções realizadas com amor.

Aos colegas, Cleusa, Margareth, Antônio, Larissa e Bruno, pelo convívio.

Aos funcionários da Pós-Graduação da UFMG, Márcia, Nancy e Bernadete, pela constante assistência.

RESUMO

A avaliação pré-operatória para instalação de implantes odontológicos necessita de métodos diagnósticos que permitam um exame detalhado e preciso, necessário ao correto planejamento do tratamento. Dentre os exames, os métodos radiográficos panorâmico, tomografia convencional espiral e tomografia computadorizada helicoidal são os mais indicados.

Neste estudo, utilizando-se da técnica de dosimetria termoluminescente, mediu-se e analisou-se a dose absorvida em órgãos críticos de pacientes submetidos ao exame radiográfico panorâmico, à tomografia convencional espiral e à tomografia computadorizada helicoidal, durante o planejamento pré-operatório à instalação de implantes dentais.

A pesquisa foi desenvolvida nos laboratórios do CDTN/CNEN, no Serviço Especializado de Radiologia Odontológica (SERO) e no Instituto Mineiro de Radiologia (IMRAD). Detectores termoluminescentes (TL) de LiF: Mg,Ti foram selecionados e avaliados quanto aos requisitos estabelecidos por normas nacionais. O sistema TL foi calibrado para cinco energias do feixe de raios X, correspondentes às técnicas radiográficas da pesquisa. A dosimetria foi realizada nos pacientes que foram examinados em uma unidade Cranex Tome[®], durante o exame panorâmico e de tomografia convencional espiral e para o exame de tomografia computadorizada helicoidal, com a unidade CT TWIN[®]. As doses absorvidas na glândula tireóide, nas glândulas parótidas, nas glândulas submandibulares e no cristalino foram estimadas por meio da medida da dose na entrada da pele, em pontos anatômicos nas regiões das estruturas citadas.

A metodologia implantada foi otimizada para eliminar erros de subestimação das doses, em cerca de 30%, causados pela calibração apenas na energia do ¹³⁷Cs e reduzir as incertezas associadas à mesma. As doses absorvidas em determinados puderam ser medidas com uma incerteza combinada em cerca de $\pm 14\%$.

Os resultados obtidos demonstraram que os valores das doses foram maiores nas regiões das glândulas salivares em relação aos outros órgãos. No exame panorâmico as maiores doses foram encontradas nas regiões das glândulas parótidas: 1,57($\pm 18\%$) mGy no lado direito e 1,89 ($\pm 18\%$) mGy no lado esquerdo.

No exame tomográfico convencional, a dose máxima na região da glândula parótida (direita ou esquerda), nos programas avaliados, foi de 4,41(\pm 21%) mGy. Na região da glândula submandibular (direita ou esquerda) a dose máxima foi de 40,7(\pm 18%) mGy.

No exame tomográfico computadorizado da mandíbula e maxila, a dose máxima na região da glândula parótida foi de 40,9(\pm 15%) mGy e, na região da glândula submandibular, 41,0(\pm 18%) mGy.

Nas regiões do cristalino e da tireóide as doses foram inferiores a 0,237(\pm 21%) mGy.

A tomografia computadorizada foi a técnica que forneceu maior dose aos pacientes, em comparação à tomografia convencional e panorâmica.

Conclui-se com este estudo, que independente da área alvo de exame, as regiões das glândulas parótidas e submandibulares foram os locais mais irradiados, sugerindo um esforço dos profissionais na pesquisa e escolha de métodos de redução da dose, sem que haja perda da informação necessária ao planejamento do tratamento, otimizando os procedimentos. O conjunto de valores obtidos constitui, também, uma contribuição aos dados determinantes na escolha dos níveis de referência em radiodiagnóstico na área médica.

ABSTRACT

The pre-operative evaluation for installing dentistry implants needs diagnostic methods for a detailed and precise exam aiming a good treatment planning. The panoramic radiography, the conventional spiral and the computadorized helicoidal tomography techniques are the most indicated one.

The thermoluminescent (TL) dosimetry was used in this work to measure and to evaluate the absorbed dose in critical organs of several patients who were submitted to the radiographic techniques as part as the pre-surgery planning for dental implants.

This work was carried out in CDTN/CNEN, SERO and IMRAD laboratories and radiographic services. Lithium fluoride TL detectors (LiF:Mg,Ti) were selected as far as the requirements of national standards. The whole TL system was calibrated in five X-ray energies almost similar to those provided in the radiographic techniques. Measurements were done on the body surface of patients under panoramic and conventional spiral tomography exams in a Cranex Tome® unit, and under helicoidal computadorized tomography exam in a CT TWIN® unit. Absorbed doses in the thyroid, in the parothid and sub-mandibular glands and in the lens of eye were estimated from the entrance skin absorbed dose values, which were measured in anatomic points near the critical organs.

The measurement procedure was optimized in order to reduce uncertainties and to eliminate errors (like the dose underestimation of about 30% caused by calibration based only in ^{137}Cs energy). The adopted methodology provided that absorbed doses in some organs could be measured with a combined uncertainty of $\pm 14\%$.

Results showed that absorbed doses were relatively high near the salivary glands. In the panoramic exam, maximum doses were observed near the parothid glands $1.57(\pm 18\%)$ mGy on the right and $1.89(\pm 18\%)$ mGy on the left.

In the spiral conventional tomography exam, maximum dose was $4.41(\pm 21\%)$ mGy near the right or left parothid glands; close to the right or left sub-mandibular glands, the maximum doses was $40.7(\pm 18\%)$ mGy.

In the helicoidal computadorized tomography for mandibular and maxilla exams, the maximum dose was $40.9(\pm 15\%)$ mGy near the parothid glands and $41.0(\pm 18\%)$ mGy near the sub-mandibular glands.

Near the thyroid and lens of eye, doses were lower than $0,237(\pm 21\%)$ in all exams.

The helicoidal computadorized tomography was the technique that provided the highest dose value to the patients when compared to the spiral conventional tomography and the panoramic radiography.

The present study concludes that, independent of the exam target area, the submandibular and parothid glands were the most irradiated organs. This suggests that efforts should be done by professionals to improve and optimize methods in order to reduce doses without loosing the necessary information to the treatment planning.

The absorbed dose values obtained in this work are intended to contribute to the choice of the dose constraints (reference level values) for the radiodiagnostic specific medical practice.

SUMÁRIO

RESUMO.....	05
ABSTRACT.....	07
LISTAS DE FIGURAS.....	11
LISTAS DE TABELAS.....	13
LISTAS DE SIGLAS.....	18
1 INTRODUÇÃO.....	19
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	24
2.1 Proteção radiológica.....	25
2.2 Grandezas e unidades para radiação ionizante.....	28
2.3 Termoluminescência.....	40
3.4 Técnicas radiográficas	44
3 METODOLOGIA.....	70
3.1 Fase laboratorial.....	70
3.2 Fase clínica.....	89
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	107
4.1 Reprodutibilidade e homogeneidade dos detectores Tl.....	100
4.2 Limite inferior de detecção.....	104
4.3 Geração de detectores TL de calibração.....	104
4.4 Calibração da leitora TL.....	106
4.5 Calibração individual dos detectores TL.....	108
4.6 Avaliação do sistema de leitura TL.....	109
4.7 Calibração do sistema TL para feixes de raios X.....	112
4.8 Doses fornecidas aos pacientes durante os exames radiográficos.....	117

5 CONCLUSÕES.....	163
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	166
APÊNDICES.....	173
Apêndice 1.....	174
Apêndice 2.....	175
Apêndice 3.....	176
Apêndice 4.....	177
Apêndice 5.....	180
ANEXO.....	182

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1- Termoluminescência explicada pelo modelo de bandas de energia.....	41
FIGURA 2- Pastilhas do detector TL de LiF:Mg,Ti.....	73
FIGURA 3- Forno M. Blue.....	74
FIGURA 4 - Estufa Fanem Ltda.....	74
FIGURA 5 a- Irradiador gama STS OB85.....	75
FIGURA 5b- Sistema de posicionamento com suporte de acrílico.....	75
FIGURA 5c- Posicionamento dos detectores TL em relação ao irradiador STS OB85.....	75
FIGURA 6- Leitora Harshaw 4500.....	76
FIGURA 7- Perfil de tempo e temperatura típico da leitora TL.....	77
FIGURA 8- Calibração de um sistema de dosimetria TL.....	82
FIGURA 9- Equipamento de raios X VMI, modelo Pulsar Plus 800.....	87
FIGURA 10- Câmara de ionização <i>RADCAL Corporation</i>	88
FIGURA 11- Paciente em posição para realização das imagens panorâmica e tomográfica convencional.....	91
FIGURA 12- Elscint CT-Twin.....	92
FIGURA 13 a e b- Pontos anatômicos referentes às estruturas definidas para estudo.....	95
FIGURA 14 a- Detectores TL protegidos com um invólucro de plástico. b- Posicionador de detectores TL (frente). c - Posicionador de detectores TL (verso).....	96
FIGURA 15 a- Posicionadores de detectores TL no paciente, nos pontos anatômicos referentes às estruturas (glândula parótida e glândula submandibular) definidas para estudo.	97

FIGURA 15b- Posicionadores de detectores TL no paciente, nos pontos anatômicos referentes às estruturas (cristalino e glândula tireóide) definidas para estudo.....	97
FIGURA 16- Variação das leituras em relação à média global.....	101
FIGURA 17- Ruído da Fotomultiplicadora.....	111
FIGURA 18- Luz eletrônica de referência.....	111
FIGURA 19- Espectro de energia simulados para as máquinas de raios-X com alvo de tungstênio.....	113
FIGURA 20- Dependência energética do grupo de detectores TL normalizada para ¹³⁷ Cs.....	116
FIGURA 21- Histograma referente aos valores dos desvios padrão (%) das medidas realizadas com três TLDs em cada local anatômico.....	117
FIGURA 22- Dose, em mGy, na região dos órgãos durante o exame panorâmico (Cranex Tome), anteriormente à tomografia convencional, de sete pacientes.....	122
FIGURA 23- Dose, em mGy, na região dos órgãos durante o exame de tomografia convencional (Cranex Tome).....	130
FIGURA 24- Distribuição das doses, em mGy, na região dos órgãos, em cada paciente (1 a 7), durante o exame tomográfico convencional completo(corte seccional + panorâmico).....	143
FIGURA 25- Dose, em mGy, na região dos órgãos, em todos os pacientes, durante o exame de tomografia computadorizada na mabdíbula (CT Twin).....	149
FIGURA 26- Dose, em mGy, na região dos órgãos durante o exame de tomografia computadorizada na maxila (CT Twin).....	156

LISTA DE TABELAS

TABELA 1-Fatores de peso para a energia e para o tipo de radiação.....	37
TABELA 2- Valores de fatores de ponderação para tecido ou órgão ¹ , w_T	39
TABELA 3 - Características do detector termoluminescente de LiF: Mg,Ti.....	72
TABELA 4- Perfil de tempo e temperatura durante a leitura dos detectores TL de LiF: Mg, Ti.....	78
TABELA 5- Tensões de pico (kV), corrente (mA), tempo (ms) e filtração (mm) utilizados no equipamento de raios X VMI modelo Pulsar Plus 800, durante o estabelecimento do fator de calibração do grupo de TLDs.....	86
TABELA 6- Fatores de calibração da câmara de ionização para qualidades de radiagnóstico.....	87
TABELA 7- Especificações técnicas da Unidade Cranex Tome.....	89
Tabela 8- Parâmetros constantes do exame de CT.....	93
TABELA 9- Média(\bar{A}), desvio padrão(s) da leitura e o respectivo fator de reprodutibilidade (F_r) dos detectores TL após dez irradiações com 10 mGy de kerma no ar.....	102
TABELA 10- Média (\bar{A}), desvio padrão (s) da leitura e fator de reprodutibilidade (F_r) dos detectores TL após cinco irradiações sucessivas com 10 mGy de kerma no ar.....	103
TABELA 11- Leitura dos detectores TL para determinação do limite inferior de detecção.....	104
TABELA 12- Leitura dos detectores TL(nC) e respectivo fator de sensibilidade, FS.....	105
TABELA 13- Leitura dos detectores TL e o respectivo fator de sensibilidade, FS.....	105
TABELA 14- Leituras TL (nC) dos detectores de calibração para determinação do RCF da leitora.....	106
TABELA 15- Leituras TL (nC) dos detectores de calibração para determinação do RCF da leitora.....	107
TABELA 16- Leitura dos detectores TL (mGy) e respectivo ECC_i	108

TABELA 17 - Kerma no ar (mGy) avaliado pelo primeiro grupo de detectores para avaliação do sistema de leitura TL.....	109
TABELA 18 - Kerma no ar (mGy) avaliado pelo segundo grupo de detectores para avaliação do sistema de leitura TL.....	110
TABELA 19 - Energia média, keV, para cada técnica radiográfica estimada através do software XCOMP5R.....	112
Tabela 20- Leituras (mGy) dos detectores TL, média (\bar{A}) e desvio padrão (s), para as técnicas radiográficas simuladas no equipamento de raios X VMI modelo Pulsar Plus 800.....	114
TABELA 21- Valores de kerma no ar medidos com a câmara de ionização e fatores de correção dos detectores TL (FC).....	115
Tabela 22- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame panorâmico anteriormente à tomografia convencional, nas condições de 70kV- 10mA- 24s (Cranex Tome).....	118
Tabela 23- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame panorâmico anteriormente à tomografia convencional cujos nas condições de 70kV- 10mA- 19s(Cranex Tome).....	119
Tabela 24- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame panorâmico anteriormente à tomografia convencional, nas condições de 70kV- 10mA- 24s (Cranex Tome).....	119
Tabela 25- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame panorâmico anteriormente à tomografia convencional nas condições de 70kV- 10mA- 24s(Cranex Tome).....	120
Tabela 26 - Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame panorâmico anteriormente à tomografia convencional nas condições de 70kV- 10mA- 19s(Cranex Tome).....	120
Tabela 27 - Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame panorâmico anteriormente à tomografia convencional nas condições de 70kV- 10mA- 19s(Cranex Tome).....	121
Tabela 28 - Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 7, durante o exame panorâmico anteriormente à tomografia convencional nas condições de 70kV- 10mA- 19s(Cranex Tome).....	121
Tabela 29- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome) na maxila, área frontal esquerda (FE), nas condições de 60 kV- 2,5 mA- 56s.....	126

Tabela 30- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame tomográfico convencional espiral(Cranex Tome) na maxila, área frontal esquerda (FE), nas condições de 60 kV- 2,5 mA- 56s.....	127
Tabela 31- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome) na maxila, área frontal direito (FD),) nas condições de 60 kV- 2,5 mA- 54 s.....	127
Tabela 32- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome) na maxila, área frontal direita (FD), nas condições de 57 kV- 1,6 mA- 56s.....	128
Tabela 33- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame tomográfico convencional espiral(Cranex Tome) na mandíbula, área de molar esquerdo(MIE), cujos parâmetros utilizados foram 60kV- 3,2mA- 56s.....	128
Tabela 34- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome) na mandíbula, área de molar (MIE), nas condições de 57 kV- 4,0 mA- 56 s.....	129
Tabela 35- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 7, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome) na maxila, área frontal direita (FD), nas condições 57 kV, 3,2 mA e 56s.....	129
Tabela 36- Dose, em mGy, na região dos órgãos nos pacientes, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome), nos programas frontal superior esquerdo.....	131
Tabela 37- Dose, em mGy, na região dos órgãos nos pacientes, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome), nos programas frontal superior direito.....	131
Tabela 38- Dose, em mGy, na região dos órgãos nos pacientes, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome, nos programas molar inferior esquerdo.....	135
Tabela 39- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame tomográfico convencional completo(Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal esquerda (FE).....	139
Tabela 40- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal esquerda (FE).....	140

Tabela 41- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3 , durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD).....140

Tabela 42- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD).....141

Tabela 43- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na mandíbula, área molar esquerdo (ME).....141

Tabela 44- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na mandíbula, área molar esquerdo (ME).....142

Tabela 45- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 7, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD).....142

Tabela 46- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1 ,durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 24,1s- 57 slices- 1,3 espessura corte.....145

Tabela 47-Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal(CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 32 s- 52 slices- 1,3 espessura corte.....146

Tabela 48- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 20 s- 53 slices- 1,3 espessura corte.....146

Tabela 49- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 21,1 s- 49 slices- 1,3 espessura corte.....147

Tabela 50- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA, 20 s, 47 slices- 1,3 espessura corte.....147

Tabela 41- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3 , durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD).....140

Tabela 42- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD).....141

Tabela 43- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na mandíbula, área molar esquerdo (ME).....141

Tabela 44- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na mandíbula, área molar esquerdo (ME).....142

Tabela 45- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 7, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD).....142

Tabela 46- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1 ,durante o exame de tomografia computadorizada helicoida (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 24,1s- 57 slices- 1,3 espessura corte.....145

Tabela 47-Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal(CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 32 s- 52 slices- 1,3 espessura corte.....146

Tabela 48- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 20 s- 53 slices- 1,3 espessura corte.....146

Tabela 49- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 21,1 s- 49 slices- 1,3 espessura corte.....147

Tabela 50- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA, 20 s, 47 slices- 1,3 espessura corte.....147

Tabela 51- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 20 s- 47slices- ,3 espessura corte.....	148
Tabela 52- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na maxila, nas condições de 120 kV- 203 mA- 23 s- 41 slices- 1,3 espessura corte.....	152
Tabela 53- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na maxila, nas condições de 120 kV- 203 mA- 23 s- 44 slices- 1,3 espessura corte.....	153
Tabela 54- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na maxila, nas condições de 120 kV- 203 mA- 21 s- 47 slices- 1,3 espessura corte.....	153
Tabela 55- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal(CT Twin) na maxila, nas condições de 120 kV- 203 mA- 19 s-39 slices- 1,3 espessura corte.....	154
Tabela 56- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na maxila, nas condições de 120 kV-203 mA- 19 s-39 slices- 1,3 espessura corte.....	154
Tabela 57- Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin) na maxila, nas condições de 120 kV- 203 mA- 23 s-62 slices- 1,3 espessura corte.....	155
Tabela 58- Doses absorvidas (mGy), nos órgãos críticos da região maxilofacial, em exames tomográficos relatados na literatura e neste estudo.....	162

LISTA DE SIGLAS

AAOMR- Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial

CASMIE- Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa

CDTN- Centro de Desenvolvimento e Tecnologia Nuclear

CNEN- Comissão Nacional de Energia Nuclear

COEP- Comitê de Ética e Pesquisa

CTDI- Índice de dose em tomografia computadorizada

IAEA- Agência Internacional de Energia Atômica

ICRP- Comissão Internacional de Proteção Radiológica

ICRU- Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

IMRAD- Instituto Mineiro de Radiologia

IRD- Instituto de Radioproteção e Dosimetria

LiF- Fluoreto de lítio

LNMRI- Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

Mg- Magnésio

NCRP- Conselho Nacional de Proteção Radiológica

SERO- Serviço Especializado de Radiologia Odontológica

Ti- Titânio

Introdução

1 INTRODUÇÃO

Após a introdução do conceito da osteointegração por Branemark, nos anos 60, o método de escolha para a reabilitação oral de pacientes edêntulos ou parcialmente edêntulos passou a ser a especialidade da implantodontia, onde a natureza invasiva do procedimento para a colocação de implantes dentais e a morbidade potencial associadas às falhas do plano de tratamento, bem como à sofisticação das técnicas, exigem, cada vez mais, que exames diagnósticos de alta tecnologia sejam usados no planejamento de implantes dentários (BORGES et al., 2003; EKESTUBBE, 1999; KASSEBAUM, 1990).

Paralelo ao desenvolvimento do tratamento odontológico por meio de implantes dentais, o campo da radiologia odontológica apresentou um rápido desenvolvimento tecnológico, com a possibilidade de junção de várias modalidades de imagem que hoje se encontram disponíveis e permitem uma avaliação mais detalhada e precisa, necessária ao correto planejamento do tratamento (LECOMBER, 2001).

Os exames radiográficos convencionais, realizados previamente à instalação de implantes dentais, são as radiografias panorâmicas, oclusais, periapicais e cefalométricas. Estes exames têm o objetivo de determinar o local do implante e seu alinhamento na arcada dental, fornecendo informações quanto à espessura e altura do osso alveolar e patologias ósseas. Entretanto, eles não revelam, adequadamente, estruturas críticas, como o canal mandibular e assoalho do seio maxilar em corte transversal ou quantifica a supressão óssea.

Devido à informação limitada das radiografias convencionais, a tomografia convencional e a tomografia computadorizada têm sido usadas para caracterizar o

osso edêntulo na maxila e mandíbula, anteriormente à colocação do implante dental (SCAF, et al., 1997, LECOMBER, 2001).

Dentre os princípios básicos do exame radiográfico, definidos pela Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (AAOMR), é estabelecido que a obtenção de uma informação, por meio da imagem radiográfica, deve ser balanceada entre a dose de radiação e o custo financeiro para o paciente. É também esclarecido que, quando há duas técnicas adequadas e disponíveis para um determinado caso, o princípio ALARA deve governar a seleção da técnica (TYDALL e BROOKS, 2000). O conceito ALARA (*"As Low As Reasonably Achievable"*), adotado pelo *"National Council on Radiation Protection"* (NCRP) e pela *"International Commission on Radiological Protection"* (ICRP), estabelece que os níveis de radiação devem ser mantidos tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, iniciando, assim, uma visão adequada quanto aos princípios de radioproteção (ALVARES e TAVANO, 1998).

O princípio da otimização em proteção radiológica se baseia no conceito ALARA; no caso de exposições médicas, a otimização poderá promover a redução das doses em radiologia diagnóstica, sem que haja perda de informações. Com a aplicação da justificação e otimização, nos procedimentos propostos, os riscos associados ao uso das radiações ionizantes serão bastante reduzidos (ICRP, 1991).

Nos últimos anos, a crescente utilização dos exames radiográficos para estabelecimento do diagnóstico, face ao desenvolvimento tecnológico dos equipamentos médicos e odontológicos, tornou-se a fonte de radiação ionizante artificial à qual o homem está mais exposto. Observa-se, também, uma tendência mundial que revela uma grande preocupação com a redução da dose de radiação nos indivíduos envolvidos com a radiologia diagnóstica, através da definição das

responsabilidades, estabelecimento de parâmetros e ações decorrentes das práticas com raios X diagnóstico. Os exames radiográficos, utilizados para a avaliação pré-operatória dos locais de implantes dentais, geralmente, apresentam exposições que se limitam às regiões da cabeça e pescoço, cujas áreas de maior risco são as glândulas salivares, a tireóide, o cérebro e a medula óssea ativa (KASSEBAUM et al., 1992).

De acordo com LACERDA e SILVA (2003), a realização da medida da dose absorvida em certo órgão de um paciente, em um determinado exame e a sua comparação com os níveis de referência de diagnóstico, estabelecidos pelas autoridades de competência, é considerada como um parâmetro avaliador da otimização da proteção ao paciente em radiologia diagnóstica.

LECOMBER, em 2001, relata a ausência de informação confiável em publicações que documentam as doses efetivas relacionadas às modalidades de imagem, devido, segundo o autor, aos diferentes parâmetros experimentais. O autor também questiona a metodologia empregada em estudos dosimétricos e a existência de poucos detalhes do método experimental.

Segundo SERHAL et al. (2000), a dose absorvida é a medida mais freqüentemente utilizada em fantomas de cabeça e pescoço, como do tipo Alderson-Rando ou Pedo-RT-Humanoid. Segundo os autores, os diferentes fatores tais como: técnicas tomográficas, parâmetros operacionais, área radiografada e material usado para as medidas podem afetar os dados dosimétricos e, assim, explicar as diferenças nos valores das doses encontradas na literatura.

A questão reside em avaliar se mesmo a mais avançada técnica de imagem em uso ou em desenvolvimento pode ser justificada, levando-se em consideração a análise do custo-benefício e, mais especificamente, a dose fornecida ao paciente.

Deve-se ressaltar, também, o fato de que são poucos os dados disponíveis na literatura atual, referentes às doses de radiação em pacientes, assim como um detalhamento da metodologia empregada nestas medidas que demonstre uma confiabilidade metrológica.

O estado da arte descrito justifica a proposta deste trabalho de pesquisa, cujos objetivos são:

- a avaliar e comparar a dose absorvida em órgãos críticos de pacientes submetidos à radiografia panorâmica, à tomografia convencional espiral e à tomografia computadorizada helicoidal, no planejamento pré-operatório à instalação de implantes dentais;

- o estabelecer um procedimento para medida da dose absorvida em pacientes submetidos às exposições médicas mencionadas, utilizando dosímetros termoluminescentes e minimizando as componentes de incertezas associadas.

Fundamentos Teóricos

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Este capítulo aborda os fundamentos teóricos de interesse para o entendimento desse estudo. Para facilitar a leitura, o assunto foi dividido em quatro tópicos: Proteção radiológica, grandezas para radiação ionizante, termoluminescência e técnicas radiográficas.

2.1 Proteção radiológica

O principal objetivo do sistema de proteção radiológica é fornecer um programa de proteção apropriado para o homem, contra as radiações, sem inibir práticas benéficas que aumentam a exposição à radiação (ICRP, 1991).

O conceito de ALARA (“As low as reasonably achievable”), publicado pelo Conselho Nacional de Radioproteção (“*National Council on Radiation Protection*” - NCRP) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (“*International Commission on Radiological Protection*” - ICRP), estabelece que os níveis de radiação devem ser mantidos tão baixos quanto razoavelmente possíveis, iniciando-se, assim, uma visão adequada quanto aos princípios de radioproteção (ALVARES e TAVANO, 1998).

A publicação 60 da ICRP (1991) estabelece os princípios gerais para as práticas, princípios estes que fazem parte de um sistema coerente, não podendo ser tratados isoladamente. Estes princípios são definidos como:

Princípio da Justificação: Nenhuma prática envolvendo exposição à radiação ionizante pode ser adotada, a menos que ela produza benefício suficiente para os indivíduos expostos ou para a sociedade, de modo a compensar o detrimento potencial dessa exposição.

Princípio da Otimização (ALARA): Estabelece que as instalações e as práticas devem ser planejadas, implantadas e executadas, de modo que o valor das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, levando-se em conta fatores sociais e econômicos, além das restrições de doses aplicáveis.

Limitação de doses individuais e de risco: objetiva assegurar que nenhum indivíduo seja exposto a riscos de radiação que seriam julgados inaceitáveis nas práticas que envolvam radiação, em circunstâncias normais.

O termo “práticas”, utilizado em proteção radiológica, engloba qualquer exposição à radiação decorrente de atividade humana. A exposição é dividida em exposição médica, que é utilizada para fins de diagnóstico ou terapia; exposição ocupacional, resultante do trabalho e exposição do público, que engloba as demais exposições.

Nas exposições médicas de diagnóstico, a utilização do princípio da justificação se aplica, como em todas as demais práticas. Já o princípio de otimização determina que a dose deve se manter em níveis mínimos, mas suficientes para se obter uma imagem com a qualidade exigida para diagnóstico. Os limites de doses individuais foram definidos para exposições ocupacionais e do público. Em exposições médicas, clinicamente justificadas, a aplicação de tais limites poderiam incorrer em danos maiores que o próprio benefício (ICRP, 1990, 1996).

A ICRP (1973), recomendou o estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico, dentro do contexto da otimização. Estes níveis de referência de diagnóstico aplicam-se a uma grandeza facilmente mensurável, usualmente dose absorvida no ar, ou em um material de tecido, na superfície de um simples fantoma padrão ou de um paciente representativo. De acordo com as recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 1996) e o

Comunidade Européia (EURATOM, 1997) entidades de proteção radiológica de diversos países têm adotado esses níveis como instrumento regulador para a otimização das exposições médicas (DREXLER, 1998).

2.1.1 Efeitos biológicos da radiação ionizante

O processo de ionização acarreta mudanças nos átomos, que podem ser transitórias e alterar as estruturas de suas moléculas. As mudanças moleculares podem, também, ser causadas pela excitação dos átomos e moléculas, se a energia de excitação exceder a energia de ligação entre os átomos. Caso as moléculas afetadas pertençam a uma célula, esta célula pode ser danificada, diretamente, se a molécula é crítica para a função celular. Se há a ocorrência de mudanças nas moléculas adjacentes, este dano é indireto, como, por exemplo, a produção de radicais livres. O dano mais importante que a radiação pode causar em uma célula é no seu DNA, impedindo a sobrevivência da célula ou sua reprodução, mas é freqüentemente reparado por ela. Se este reparo não é perfeito, isto pode resultar em uma célula viável, mas modificada.

Os efeitos que se referem à morte celular são chamados de determinísticos, onde a severidade do dano produzido é diretamente proporcional à dose, a partir de um limiar. Caso o tecido atingido seja vital e o dano suficientemente grande, pode ocorrer a morte do indivíduo. Com relação à especificidade funcional do tecido irradiado, os danos poderão ser menos severos e reversíveis, tais como: distúrbios glandulares (diminuição da secreção glandular: tireóide e glândulas salivares), efeitos neurológicos (retinogramas), reações vasculares (eritema e edema subcutâneo) (ICRP, 1991).

Se os efeitos dizem respeito a modificações celulares, eles são chamados de estocásticos. Efeitos estocásticos são efeitos cuja probabilidade de ocorrência é proporcional à dose recebida, sem a existência de um limiar. Estes efeitos podem ocorrer a partir de um dano, produzido em uma única célula, que irá gerar um clone de células modificadas, podendo resultar em um câncer (efeitos somáticos). Caso esta célula esteja presente nas gônadas, esta poderá transmitir aos seus descendentes informações hereditárias incorretas (efeitos hereditários) (ICRP, 1991). Os genes alterados parecem ser recessivos. Os resultados observáveis da exposição das gônadas à radiação ionizante podem ficar ocultos, por várias gerações.

2.2 Grandezas para radiação ionizante

A quantificação da radiação começou, após a descoberta dos raios X, em 1895. Os métodos de produção, caracterização e medição da radiação e a definição das grandezas que expressam a sua interação com o corpo humano foram estabelecidos a partir do momento em que apareceram os primeiros questionamentos com relação aos efeitos deletérios à saúde humana, induzidos pelas radiações ionizantes (ICRU, 1993).

A definição das grandezas para radiação ionizante permitiu estabelecer a correlação entre tais grandezas e os riscos de detrimento, cumprindo, assim, um papel relevante para os propósitos de planejamento e atuação da proteção radiológica e o cumprimento das normas regulatórias, introduzidas em função dos conhecimentos adquiridos nesta área (ICRP, 1977, 1991; ICRU, 1993, 1998)

As instituições internacionais, responsáveis pelas definições das grandezas radiológicas, assim como as relações entre elas são: a Comissão Internacional de

Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) – ICRU e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)- ICRP.

A ICRU foi fundada em 1925 e seu principal objetivo é o desenvolvimento de recomendações internacionais, concernentes às grandezas de radiação e radioatividade, aos procedimentos adequados para as medidas e à aplicação dessas grandezas nas diversas áreas e aos dados físicos, necessários à aplicação desses procedimentos cujo uso tende a assegurar a uniformidade e coerência mundiais nas medidas (ICRU, 1993).

A ICRP, fundada em 1928, possui a função de promover o desenvolvimento da radioproteção e estabelecer recomendações voltadas para as grandezas limitantes (TAUHATA et al, 1999). Seu trabalho é, também, realizado em conjunto com a ICRU que, igualmente faz recomendações, no campo da proteção radiológica (ICRU, 1993). As publicações da ICRP 26 (1977) e 60 (1991) apresentam referências ao estabelecimento das grandezas radiológicas e suas relações e métodos de medição.

2.2.1 Grandezas de interesse em dosimetria

A radiação interage com a matéria em uma série de processos nos quais a energia da partícula é convertida e, finalmente, depositada na matéria. As grandezas dosimétricas estão associadas à quantidade de radiação a que um material foi submetido ou absorveu. Tais grandezas estabelecem uma medida física, em um ponto ou região de interesse, que permita a sua correlação com o efeito biológico real da radiação ionizante (ICRU, 1993, 1998; TAUHATA, 1999).

Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) – ICRU e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)- ICRP.

A ICRU foi fundada em 1925 e seu principal objetivo é o desenvolvimento de recomendações internacionais, concernentes às grandezas de radiação e radioatividade, aos procedimentos adequados para as medidas e à aplicação dessas grandezas nas diversas áreas e aos dados físicos, necessários à aplicação desses procedimentos cujo uso tende a assegurar a uniformidade e coerência mundiais nas medidas (ICRU, 1993).

A ICRP, fundada em 1928, possui a função de promover o desenvolvimento da radioproteção e estabelecer recomendações voltadas para as grandezas limitantes (TAUHATA et al, 1999). Seu trabalho é, também, realizado em conjunto com a ICRU que, igualmente faz recomendações, no campo da proteção radiológica (ICRU, 1993). As publicações da ICRP 26 (1977) e 60 (1991) apresentam referências ao estabelecimento das grandezas radiológicas e suas relações e métodos de medição.

2.2.1 Grandezas de interesse em dosimetria

A radiação interage com a matéria em uma série de processos nos quais a energia da partícula é convertida e, finalmente, depositada na matéria. As grandezas dosimétricas estão associadas à quantidade de radiação a que um material foi submetido ou absorveu. Tais grandezas estabelecem uma medida física, em um ponto ou região de interesse, que permita a sua correlação com o efeito biológico real da radiação ionizante (ICRU, 1993, 1998; TAUHATA, 1999).

Na área de radiodiagnóstico e de radioproteção, a grandeza fundamental na qual os padrões nacionais são calibrados é o *Kerma no ar*. A partir do *Kerma no ar*, podem ser determinadas todas as demais grandezas de uso prático e corrente, na radioproteção.

As medições de radiação, na área de radiodiagnóstico médico e odontológico, são fundamentais para os programas de controle de qualidade dos equipamentos de raios X e para medir ou estimar doses a que estão submetidos os pacientes, ou seja, na dosimetria do paciente. Para o controle de qualidade, a grandeza *Kerma no ar* é suficiente, tanto na caracterização e controle da fonte (campo de radiação incidente no paciente), quanto para avaliação do desempenho do sistema de captação e registro da imagem (campo de radiação pós-paciente).

A dosimetria do paciente é um pouco mais complexa, devido à diversidade de técnicas para obtenção da imagem e às diferentes intensidades, duração e energias dos campos utilizados. Como agravante, tem aparecido uma profusão de grandezas, para cada técnica.

Enquanto que, em algumas situações, a grandeza dosimétrica de interesse pode ser medida diretamente, em outras, a medição direta não é possível, como, por exemplo, a dose em um órgão ou tecido interno. Neste caso, obtém-se a dose, indiretamente, através da aplicação de um coeficiente de conversão tabelado, a partir da grandeza medida diretamente.

Até o momento, as grandezas propostas partem da definição de grandezas dosimétricas básicas (*exposição, kerma no ar, dose absorvida*), mas levam em conta as condições em que as medições são realizadas (livre no ar, no paciente ou no simulador) e o meio em que são expressos a grandeza é definida (no ar, na pele, ou no tecido mole) (LNMRI, 2002).

2.2.1.1 – Exposição, X

Exposição é um termo utilizado para descrever a grandeza que se refere à intensidade ou energia de uma fonte de radiação X ou gama, baseado em sua habilidade de ionizar o ar (HUDA, 1997). É definida como sendo “o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons e pósitrons, liberados ou criados pelos fótons no ar de massa dm , são completamente freados no ar” (ICRU, 1998; TAUHATA, 1999). Esta grandeza só pode ser definida para o ar e para fótons (radiação X ou gama). É controvertido o uso da *exposição* para fótons com energia acima de 3 MeV (HUDA, 1997). Assim:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1)$$

A unidade de exposição é o Coulombs por quilograma ($C.kg^{-1}$) (ICRU, 1998). A unidade antiga de *exposição*, o Roentgen (R), recomendada para ser substituída a partir de 1985, ainda é utilizada, sendo 1 R igual a $2,58 \cdot 10^{-4} C/kg$ (TAUHATA, 1999; ICRU, 1998).

2.2.1.2 Kerma, K

O *Kerma*, K, corresponde à grandeza dosimétrica primária, escolhida para representar a transferência de energia em um meio. É definido como o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas, liberadas por partículas ionizantes não carregadas, incidentes em um material de massa dm , ou seja:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2)$$

A unidade no sistema internacional (SI) é o joule por quilograma (J.kg^{-1}), com o nome especial de gray (Gy) (ICRU, 1998).

2.2.1.3 Dose absorvida, D

De acordo com a ICRP (1991), a *Dose absorvida* é a grandeza dosimétrica, fundamental na área da dosimetria. De acordo com HUDA (1997), ela é a quantidade dosimétrica preferida pelos radiobiologistas, sendo uma boa medida para estimar o dano da radiação para um órgão simples, quando irradiado com um tipo específico de radiação. A *Dose absorvida* estabelece a relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido e foi definida com o objetivo de caracterizar as interações da radiação com a matéria e as transferências e deposições de energia.

A *Dose absorvida*, D, é o quociente de $\bar{d\epsilon}$ por dm, onde $\bar{d\epsilon}$ é a energia média, depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm, num ponto de interesse (ICRU, 1998; ICRP, 1990), ou seja:

$$D = \frac{\bar{d\epsilon}}{dm} \quad (3)$$

A unidade de *Dose absorvida* no sistema internacional (SI) é o joule por quilograma (J.kg^{-1}), com o nome especial de gray (Gy).

2.2.2 Grandezas dosimétricas especiais para radiodiagnóstico

Organismos internacionais, como a IAEA e ICRU, nestes últimos anos, têm se esforçado para estabelecer um sistema harmonizado de grandezas, símbolos e unidades para as diferentes técnicas de investigação por radiodiagnóstico médico, mas ainda não existe um consenso internacional (LNMRI, 2002).

2.2.2.1 Índice de dose em tomografia computadorizada (“CTDI-Computed tomography dose index”), C_D

O *CTDI* é a grandeza mais comum, utilizada para indicar a dose em tomografia computadorizada. Como ocorre na prática, várias fatias (“*slices*”) adjacentes são “*scaneados*”, em vez de um simples corte. Assim, a dose para uma simples fatia aumenta devido à contribuição das fatias vizinhas. Se um exame é realizado com a sobreposição das fatias, como, por exemplo, utilizando-se uma mesa de alimentação menor do que a espessura da fatia, a dose vem a ser bem maior.

O termo *CTDI* corresponde ao valor da dose que inside na fatia irradiada, se o perfil da dose de radiação absorvida foi, inteiramente, concentrado no perfil retangular de largura igual à espessura nominal da fatia. Assim, todas as contribuições de dose, fora da largura nominal da fatia, como, por exemplo, as áreas sob o perfil final da dose, são adicionadas à área em que inside a fatia (NAGEL et al., 2002; LMNRI, 2002).

$$C_D = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D_a(z) dz \quad (4)$$

A definição matemática correspondente descreve a soma de todas as contribuições de dose, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do *scanner* (=z-axis). $D(z)$ é o valor da dose para um dado local, z , e h é a espessura nominal da fatia. *CTDI* é, portanto, igual à área do perfil da dose (o ‘*dose-length product*’), dividido pela espessura nominal da fatia (LMNRI, 2002).

2.2.2.2 Índice de kerma no ar em tomografia computadorizada, C_K

O índice de kerma no ar em tomografia computadorizada ou índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) é a integral do perfil de kerma no ar, em um único corte ao longo de uma linha infinita perpendicular ao plano tomográfico, dividido pela espessura nominal do corte T (medido no ar) (LMNRI, 2002). Este tipo de CTDI é, algumas vezes, referido como CTDI Prático (PCTDI - 'Practical CTDI'). O kerma no ar, K_{air} , é a grandeza utilizada para o CTDI, não sendo necessário converter kerma no ar para dose absorvida no material do simulador (perspex). Diminui-se, assim, uma potencial fonte de erro de, aproximadamente, 10% no CTDI, já que a conversão pode não ser sempre feita corretamente (NAGEL, 2002).

$$C_K = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} K_a(z) dz \quad (5)$$

2.2.2.3 Kerma no ar na superfície de entrada, $K_{a,e}$

De acordo com LNMRI (2002), o kerma no ar na superfície de entrada (Dose na superfície de entrada – ESD) corresponde ao kerma no ar no eixo do feixe de raios X, no ponto onde ele entra no paciente ou no simulador. A contribuição da radiação retroespalhada é incluída.

2.2.3 Grandezas limitantes de radioproteção

As grandezas limitantes foram definidas com o objetivo de indicar o risco, para o ser humano, da exposição à radiação ionizante. A ICRP, em sua publicação 26 (1977), recomendava, até 1991, como grandezas limitantes, o *Equivalente de Dose no Órgão* e *Equivalente de Dose Efetivo*. Estas duas grandezas são, ainda, adotadas, em muitos países, incluindo o Brasil (CNEN, 1988). Em 1991, foram aprovadas novas recomendações básicas que substituíram aquelas existentes na

ICRP, publicação 26 (1977), e em publicações suplementares. Estas novas grandezas, introduzidas pela ICRP (1991), promoveram uma revisão de conceitos básicos, usados na proteção à exposição de fontes de radiações ionizantes internas e externas ao corpo humano. As grandezas limitantes foram definidas com o objetivo de prevenir o aparecimento de efeitos determinísticos, ao manter as doses abaixo de níveis apropriados garantindo, assim, a redução de efeitos estocásticos induzidos (Soares, 2001).

As grandezas limitantes de uso oficial no Brasil são estabelecidas pelo organismo regulador, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), e especificadas em normas básicas para radioproteção, em cada área de aplicação. Alguns comitês do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), como, por exemplo, o Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa (CASMIE), regulamentam áreas específicas e definem grandezas para uso oficial, no âmbito de sua certificação ou autorização. Como participante de tais comitês, o LNMRI assessora as reuniões para a correta definição de grandezas e as dissemina para uso no país, juntamente com a rede de metrologia.

De acordo com a ICRP (1991), as grandezas limitantes, usadas em radioproteção para radiação externa, são: *Dose no órgão*, *Dose equivalente no órgão* e *Dose efetiva*.

2.2.3.1 Dose no órgão, D_T

Em proteção radiológica, define-se a *Dose absorvida em órgão ou tecido*, chamada de *Dose absorvida média em um órgão ou tecido*, ou simplesmente, *Dose no órgão*, D_T , como:

$$D_T = \epsilon_T / m_T \quad (6)$$

Onde, ε_T é a energia total depositada em um tecido ou órgão e m_T é a massa daquele tecido ou órgão (ICRP, 1991; ICRU, 1993).

Em irradiações de fontes externas, a *Dose absorvida média em um tecido ou órgão* específico depende do ambiente do campo de radiação e do tamanho e orientação do corpo, neste campo.

2.2.3.3 Dose equivalente no órgão, H_T

A probabilidade de ocorrência de um efeito biológico, em um órgão ou tecido, é estabelecido pela *Dose absorvida média*, no órgão ou tecido, e é dependente da qualidade da radiação. Com o objetivo de se ponderar esta dependência com a qualidade da radiação, foi recomendada pela ICRP publicação 60 (1991) uma grandeza derivada da *Dose absorvida média sobre um tecido ou órgão*, chamada *Dose Equivalente* ("equivalent dose"), que representa a medida que compara os diferentes efeitos biológicos dos diferentes tipos de radiação.

A *Dose equivalente no tecido ou órgão*, H_T , em um órgão ou tecido T, devido à radiação R, é dada por:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (8)$$

onde:

$D_{T,R}$ é a *dose absorvida média* devido à radiação, R, no tecido ou órgão T e w_R é o *Fator de peso da radiação R* (ICRP, 1991; TAUHATA, 1999).

Os valores numéricos de w_R , especificados em termos do tipo e energia para a maioria das radiações incidentes no corpo, são apresentados na TAB. 1.

TABELA 1

Fatores de peso para a energia e para o tipo de radiação

Tipos e faixas de energias	w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons , todas as energias	1
< 10 keV	5
10 keV a 100 keV	10
Nêutrons*	
>100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, exceto os prótons de recuo, com energia > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

Nota: * Para que haja consistência nos cálculos, um ajuste nos valores de w_R para nêutrons, como

uma função da energia, pode ser feito utilizando-se a expressão: $w_R = 5 + 17 e^{-\ln(2E)/2/6}$

Fonte: ICRP Report 60, 1991.

A unidade da *Dose equivalente* é o joule por kilograma (J/kg), com o nome especial de sievert (Sv). Observa-se que o conceito de *Dose equivalente* é útil para comparar o dano causado pelos diferentes tipos de radiação, pois os fatores de peso independem do tecido ou órgão irradiado e são válidos para irradiação interna ou externa. Este conceito não é válido para efeitos determinísticos, pois os fatores de peso seriam muito menores (TAUHATA, 1999).

2.2.3.4 Dose efetiva, E

A probabilidade da ocorrência de efeitos estocásticos e sua relação com a *Dose equivalente* dependem do órgão ou tecido irradiados. Portanto, foi necessária a introdução da grandeza *Dose efetiva* que é derivada da *Dose equivalente*, com o objetivo de indicar a combinação de doses diferentes em diversos tecidos relacionados com os efeitos estocásticos devido a todas as espécies. Quando

WHITE (1992), a *Dose efetiva* é uma forma de se comparar os riscos de exposições parciais com exposições uniformes, em todo o corpo. O risco total do paciente é uma somatória dos riscos de cada órgão irradiado (WHITE, 1992; FREDERIKSEN et al. 1994, 1995; HUDA, 1997).

Segundo HUDA (1997), o uso da *Dose efetiva*, para especificar a dose de radiação para pacientes, apresenta duas vantagens: ao considerar todos os órgãos irradiados no corpo e sua relativa sensibilidade, a *Dose efetiva* pode ser tomada como uma medida de risco do paciente; ao utilizar o parâmetro *Dose efetiva*, todos os pacientes podem ser comparados em uma simples escala universal.

De acordo com a ICRP (1991), a *Dose efetiva*, E , é a soma ponderada das *Doses equivalentes*, H_T , em todos os tecidos ou órgãos do corpo, multiplicada pelos fatores de peso do tecido, w_T , ou seja:

$$E = \sum w_T H_T \quad (9)$$

Desde que w_T é adimensional, a unidade de *Dose efetiva* é a mesma de *Dose equivalente*, $J.kg^{-1}$, e recebe o nome especial de sievert (Sv).

O fator de peso dos tecidos representa as diferenças na radiosensibilidade de vários tecidos em relação aos efeitos estocásticos. Em 1990, a ICRP, em sua publicação 60, listou os 12 órgãos que possuem uma definida radiosensibilidade. Nesta lista, os órgãos, denominados remanescentes, são definidos como sendo aqueles que apresentam uma radiosensibilidade individual que não é possível ser, precisamente, definida, mas que, em conjunto, mostram uma razoável mensuração. GIBBS (1988) observa que é inaceitável o tratamento de todos os órgãos remanescentes como uniformemente irradiados (método empregado pela ICRP para estimar o detrimento). Outro questionamento é feito pela UNSCEAR (1986), ao relatar dados que comprovam que órgãos incluídos como remanescentes são mais

radiosensíveis que outros e que a seleção desses órgãos remanescentes não é um fato fechado, não sendo orientado pela ICRP sobre quais órgãos devam ser incluídos. Os valores de w_T são apresentados na TAB. 2.

TABELA 2

Valores de fatores de ponderação para tecido ou órgão¹, w_T

Órgãos	w_T
Gônadas	0,20
Mama	0,05
Medula Óssea	0,12
Pulmão	0,12
Tireóide	0,05
Superfície Óssea	0,01
Cólon	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Pele	0,01
Restante do corpo ^{2,3}	0,05

Nota: ¹ Os valores foram estabelecidos a partir de uma população de referência, com quantidades iguais de homens e mulheres e uma faixa de idade. Na definição de dose efetiva, os fatores w_T são aplicáveis, seja para trabalhadores ou para a população como um todo e para ambos os sexos.

² para fins de cálculo, o restante do corpo é considerado como composto pelos seguintes órgãos e tecidos adicionais: glândula supra renal, intestino grosso, intestino delgado, rins, músculos, pâncreas, baço, timo e útero. A lista inclui órgãos que são, provavelmente, irradiados seletivamente. Os órgãos na lista são susceptíveis a indução de câncer. Se outros tecidos ou órgãos forem, futuramente, identificados como sujeitos a um risco significativo de indução de câncer, eles serão nela incluídos, ou com um valor específico de w_T ou na categoria "órgãos restante".

³ Em casos excepcionais, nos quais um único órgão da lista de "órgão remanescente" recebe uma dose equivalente maior do que a maior dose em qualquer dos doze órgãos, para os quais o fator de ponderação é especificado, um fator de ponderação de 0,025 deve ser aplicado a este órgão e o fator de ponderação, para o "órgão remanescente", passa a ser 0,025.

Fonte: ICRP, publicação 60, 1991.

2.3 Termoluminescência

A termoluminescência compreende a propriedade que alguns materiais apresentam de emitir luz, quando aquecidos a uma temperatura conveniente, após terem sido, previamente, expostos à radiação ionizante ou à luz ultravioleta (CASMIE, 1995).

Apenas uma pequena parte da energia depositada como dose absorvida no detector TL (termoluminescente) é emitida como luz; entretanto, a quantidade de luz emitida será proporcional à energia da radiação absorvida por ele (DA ROSA, 2000).

A dosimetria termoluminescente é o método mais direto e simples pelo qual a dose possa ser estimada. Seu objetivo é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do detector TL durante o processo (STEPHEN, 1995).

O fenômeno da termoluminescência pode ser explicado qualitativamente com o auxílio de um esquema simples, que emprega o modelo de bandas de energia. Os materiais termoluminescentes possuem, em geral, a banda de valência repleta de elétrons e a de condução. Entre elas, há uma faixa constituída de estados energéticos não permitidos aos elétrons e denominada banda proibida. Quando um cristal termoluminescente é exposto à radiação ionizante, esta fornece energia a seus elétrons no estado fundamental, da banda de valência, e eles se tornam capazes de passar para a banda de condução, onde deixam um buraco (lacuna) na banda de valência. Os elétrons estão livres para se movimentarem e acabam caindo em uma das armadilhas (FIG. 1a). Quando o material é posteriormente aquecido, os elétrons que estão nas “armadilhas” adquirem energia térmica suficiente para escapar e retornar à banda de valência, havendo como resultado deste arranjo eletrônico a emissão de luz (FIG. 1b). Após a irradiação, o detector TL pode voltar

à condição original, sendo para tanto, necessário um tratamento térmico, com aquecimento até a temperatura superior à de leitura, a fim de que todos os elétrons retornem aos seus estados iniciais (STEPHEN, 1995; DA ROSA, 2000).

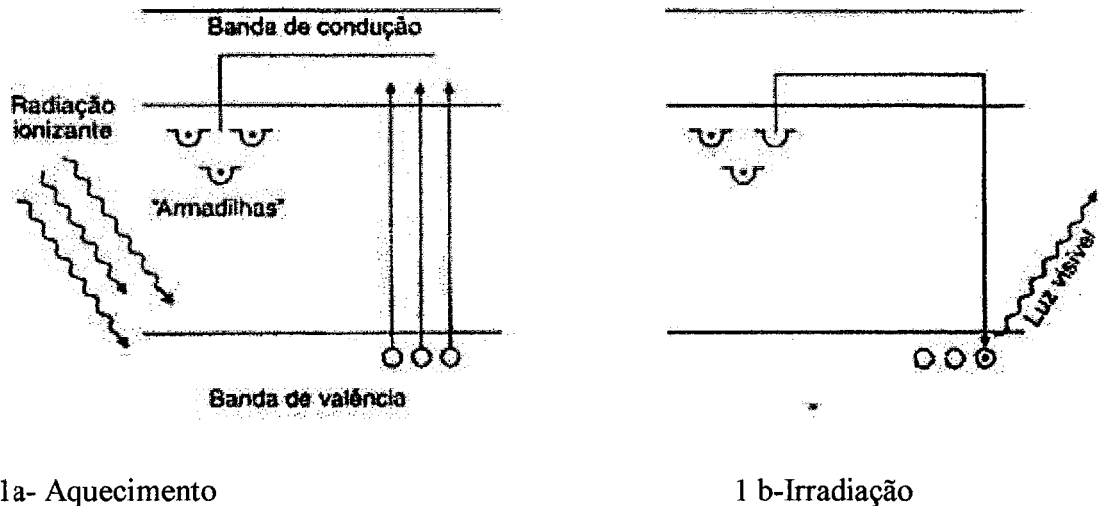


FIGURA 1- Termoluminescência explicada pelo modelo de bandas de energia.

A curva de emissão termoluminescente relaciona a intensidade de luz emitida pelo detector TL em função da temperatura de aquecimento. Os picos correspondem aos diferentes níveis de energia das armadilhas que são progressivamente liberadas com o acréscimo da temperatura. O formato da curva e o número de picos dependem exclusivamente do detector TL (STEPHEN, 1995).

Os detectores termoluminescentes necessitam de uma série de características para que possam ser utilizados e sejam os mais eficientes possíveis.

Entre estas características as mais importantes são:

- Ter uma resposta linear para um amplo intervalo de dose;
- Ter uma resposta pouco dependente da energia dos fótons;
- Apresentar alta sensibilidade mesmo para doses pequenas;

- Ter uma resposta estável, mesmo sob condições climáticas diferentes;
- Ser reprodutível, mesmo para pequenas doses;
- Ter uma curva de emissão simples com um único pico bem resolvido (DA ROSA, 2000; CAMERON et al., 1968).

2.3.1 Fluoreto de lítio, LiF: Mg, Ti

Apesar da existência e estudo de vários detectores, o fluoreto de lítio (LiF) é o mais comumente usado em aplicações médicas. O fluoreto de lítio é um halogeneto alcalino de densidade $2,6 \text{ g/cm}^3$. Apresenta número atômico efetivo próximo ao do tecido humano ou do ar, não é solúvel em água e apresenta a propriedade de ter eficiência termoluminescente intrínseca de aproximadamente 0,04 %. Estes detectores são encontrados no mercado sob a denominação de TLD 100, TLD 600 e TLD 700 e são produzidos pela Thermo RMP do Reino Unido, sendo o mais conhecido o Harshaw TLD-100 (STEPHEN, 1995; DA ROSA, 2000).

O TLD-100 apresenta um baixo custo e uma grande variedade de opções de sensibilidade e dimensões, para aplicações na dosimetria pessoal, ambiental, de área, de acidente, de feixe e de doses altas, específicos para todos os tipos de radiações ionizantes e em alguns casos não ionizantes (UV e laser). O TLD 100 resulta da fusão homogênea do fluoreto de lítio, fluoreto de magnésio, fluoreto de lítio e fluoreto de lítio e titânio, resultando em uma substância que contém no máximo 180 ppm de magnésio e 10 ppm de titânio como impurezas ativadoras (CAMERON et al., 1968, ATTIX, 1986).

O fluoreto de lítio apresenta uma série de características dosimétricas que definem as particularidades do material, assim como seu uso e aplicação em áreas

específicas. As vantagens e desvantagens de se utilizar o LiF como instrumento de medida da dose absorvida são baseadas nestas características.

O detector TL de fluoreto de lítio apresenta uma perda estimada em 99,96% da energia depositada pela radiação ionizante. Portanto, eles devem ser utilizados sob condições reprodutíveis para se obter um resultado consistente (ATTIX, 1986).

O LiF apresenta um amplo intervalo de dose útil que vai de poucos micrograys a aproximadamente 10^4 grays. A sua resposta termoluminescente é independente da taxa de dose, permitindo utilizá-los em campos de radiação com taxas de doses elevadas. O seu pequeno tamanho e formas variáveis permitem a sua utilização para medida de dose na área médica, dentro de fantomas. A sua reutilização é possível ao empregar um tratamento térmico adequado e verificando-se possíveis alterações na sua sensibilidade, sendo este material economicamente viável.

Devido à falta de uniformidade na distribuição da sensibilidade, é necessário calibrar os detectores para se obter uma exatidão aceitável na sua resposta. Esta sensibilidade pode variar com o tempo e deve-se fazer um controle na temperatura e no tempo do tratamento térmico para restaurá-lo à condição normal. Deve-se observar que o detector não retém permanentemente 100% de suas cargas nas armadilhas devendo-se fazer um controle rigoroso da temperatura, luz (ultra-violeta, solar ou fluorescente) e umidade. Como arranhões, rachaduras ou contaminação por poeira ou umidade na superfície do cristal podem causar leituras TL espúrias, a presença do gás inerte ao oxigênio, durante a leitura, é importante por eliminar tais sinais. Deve-se observar que após a leitura do detector TL a informação é automaticamente perdida; é necessário um registro da curva de emissão ou da carga total (área sob a curva) (NOGUEIRA, 1997).

2.4 Técnicas radiográficas

O principal objetivo do planejamento do tratamento pré-cirúrgico do implante dental é estabelecer o número e o tamanho dos implantes para o melhor resultado restaurador, sendo necessário, para isto, a localização e a angulação axial de cada implante, determinadas através do conhecimento da anatomia óssea do paciente (WHITE et al, 2001). Estas informações são adquiridas através de técnicas de imagens que podem variar de um simples exame bidimensional, como radiografias panorâmicas, a exames mais complexos em múltiplos planos, dependendo do caso e experiência do profissional (TYNDALL e BROOKS, 2000; WHITE et al, 2001; FREDERIKSEN, 1995).

No passado, os pacientes que eram selecionados para receber o implante dental eram avaliados com radiografias panorâmicas, intraorais ou cefalométricas, tomografias ou a combinação destes métodos. Recentemente, a tomografia convencional e a tomografia computadorizada são as mais utilizadas e recomendadas pelos investigadores. Entretanto, segundo TYNDALL e BROOKS (2000), não há, na literatura, nenhum consenso no critério de seleção apropriado para o uso de cada uma destas modalidades.

2.4.1 Radiografia panorâmica

A radiografia panorâmica faz parte do critério de cuidados para avaliação pré-operatória do local do implante, bem como para a avaliação longitudinal do seu sucesso, provendo uma visão mesial e distal da área onde a colocação do implante está sendo considerada, em ambos os maxilares (TYNDALL e BROOKS, 2000; WHITE et al., 2001).

2.4.1.1 Histórico

O princípio da tomografia desenvolvido por Bocage, em 1921, marcou o início de uma nova linha de pesquisa, no campo da radiologia médica. Posteriormente, Ziedes des Plantes e Grossman Chaoul aperfeiçoaram os estudos de Bocage com o desenvolvimento do tomógrafo que era somente utilizado na medicina.

A radiografia panorâmica foi desenvolvida através de dois métodos basicamente diferentes: o uso de uma fonte de radiação intra-oral e o uso da fonte de radiação extra oral (radiografia panorâmica rotacional).

Em 1943, Dr. Walter Ott, um dentista suíço, iniciou o desenvolvimento de um tubo de raios X intra-oral, com o objetivo de obter uma radiografia panorâmica. O projeto permitiu a introdução do tubo de raios X na boca do paciente. Em 1946, Dr. Sidney Blackman, da Inglaterra, aperfeiçoou este método, o qual foi lançado no mercado pela Watson & Sons Ltd. como Panograph (LANGLAND et al., 1982). A partir deste aparelho foram lançados, no mercado, o Panomix, Status X, mas não foram muito usados, pois apresentavam uma ampliação por volta de 40% e a área de exame era limitada (ÁLVARES e TAVANO, 1998).

A radiografia panorâmica rotacional foi proposta (1933) e aplicada (1934) pelo Dr. H. Numata o qual colocou um filme curvado na lingual da boca para os dentes e utilizou um feixe de raios X estreito que girou, ao redor dos maxilares, para expor o filme.

K. Heickmann estabeleceu, em 1939, a adaptação da técnica às características dos maxilares, sendo o primeiro a registrar a teoria radiográfica com feixe estreito para superfícies curvadas.

Paatero propôs (1946), experimentou (1948) e demonstrou (1949) o método de feixe estreito da radiografia panorâmica para os arcos dentais, utilizando um filme

curvado, inserido na lingual dos dentes, em cada maxilar. O paciente movia-se por meio de uma cadeira rotacionária e a exposição era feita por um feixe de raios X, emitido através de uma fenda colimadora. A fonte de raios X era estacionária e esta técnica foi chamada de parabolografia e, posteriormente, de parabólica. Em 1949, a técnica foi modificada, utilizando-se um filme extra-oral, onde filme e paciente rotacionavam com a mesma velocidade, em um simples eixo vertical e a fonte de raios X permaneciam estacionários. Paatero, em 1950, utilizou o termo radiografia pantomográfica, constituindo uma associação das radiografias panorâmicas e tomografia. O método foto-pantomográfico foi descrito em 1952 e possibilitava a reprodução, em filmes comuns, de superfícies curvas projetadas sobre um plano (PASLER, 1999; LANGLAND et al., 1982; FREITAS et al. 2000).

Hudson e Kumpula, em 1959, realizaram modificações no método pantomográfico de Paatero e desenvolveram um aparelho, comercializado com o nome de Panorex (XRM Corporation) que apresentava dois centros de rotação e a velocidade do movimento do filme variável. O tubo e o filme tornaram-se móveis, a cabeça do paciente mantida fixa e o filme era colocado extra-oralmente. Estudos realizados por Owen W. Kite, na década de 60, observaram que este aparelho era suficientemente preciso para pesquisas clínicas e seguro para pacientes e operadores (LANGLAND et al., 1982; WUEHRMANN e MANSON RING, 1977).

Em 1960, Paatero, desenvolveu um sistema denominado ortopantomografia cujo primeiro aparelho a ser comercializado recebeu o nome de Ortopantomograph (Siemens Corporation). Através deste sistema a fonte e o filme extra-oral eram móveis e cabeça do paciente mantida fixa. Os raios X penetravam, perpendicularmente, entre as três regiões do arco dentário sendo possível diminuir o problema da sobreposição, nos dentes posteriores, construindo um aparelho com

Comunidade Européia (EURATOM, 1997) entidades de proteção radiológica de diversos países têm adotado esses níveis como instrumento regulador para a otimização das exposições médicas (DREXLER, 1998).

2.1.1 Efeitos biológicos da radiação ionizante

O processo de ionização acarreta mudanças nos átomos, que podem ser transitórias e alterar as estruturas de suas moléculas. As mudanças moleculares podem, também, ser causadas pela excitação dos átomos e moléculas, se a energia de excitação exceder a energia de ligação entre os átomos. Caso as moléculas afetadas pertençam a uma célula, esta célula pode ser danificada, diretamente, se a molécula é crítica para a função celular. Se há a ocorrência de mudanças nas moléculas adjacentes, este dano é indireto, como, por exemplo, a produção de radicais livres. O dano mais importante que a radiação pode causar em uma célula é no seu DNA, impedindo a sobrevivência da célula ou sua reprodução, mas é freqüentemente reparado por ela. Se este reparo não é perfeito, isto pode resultar em uma célula viável, mas modificada.

Os efeitos que se referem à morte celular são chamados de determinísticos, onde a severidade do dano produzido é diretamente proporcional à dose, a partir de um limiar. Caso o tecido atingido seja vital e o dano suficientemente grande, pode ocorrer a morte do indivíduo. Com relação à especificidade funcional do tecido irradiado, os danos poderão ser menos severos e reversíveis, tais como: distúrbios glandulares (diminuição da secreção glandular: tireóide e glândulas salivares), efeitos neurológicos (retinogramas), reações vasculares (eritema e edema subcutâneo) (ICRP, 1991).

Se os efeitos dizem respeito a modificações celulares, eles são chamados de estocásticos. Efeitos estocásticos são efeitos cuja probabilidade de ocorrência é proporcional à dose recebida, sem a existência de um limiar. Estes efeitos podem ocorrer a partir de um dano, produzido em uma única célula, que irá gerar um clone de células modificadas, podendo resultar em um câncer (efeitos somáticos). Caso esta célula esteja presente nas gônadas, esta poderá transmitir aos seus descendentes informações hereditárias incorretas (efeitos hereditários) (ICRP, 1991). Os genes alterados parecem ser recessivos. Os resultados observáveis da exposição das gônadas à radiação ionizante podem ficar ocultos, por várias gerações.

2.2 Grandezas para radiação ionizante

A quantificação da radiação começou, após a descoberta dos raios X, em 1895. Os métodos de produção, caracterização e medição da radiação e a definição das grandezas que expressam a sua interação com o corpo humano foram estabelecidos a partir do momento em que apareceram os primeiros questionamentos com relação aos efeitos deletérios à saúde humana, induzidos pelas radiações ionizantes (ICRU, 1993).

A definição das grandezas para radiação ionizante permitiu estabelecer a correlação entre tais grandezas e os riscos de detrimento, cumprindo, assim, um papel relevante para os propósitos de planejamento e atuação da proteção radiológica e o cumprimento das normas regulatórias, introduzidas em função dos conhecimentos adquiridos nesta área (ICRP, 1977, 1991; ICRU, 1993, 1998)

As instituições internacionais, responsáveis pelas definições das grandezas radiológicas, assim como as relações entre elas são: a Comissão Internacional de

Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) – ICRU e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)- ICRP.

A ICRU foi fundada em 1925 e seu principal objetivo é o desenvolvimento de recomendações internacionais, concernentes às grandezas de radiação e radioatividade, aos procedimentos adequados para as medidas e à aplicação dessas grandezas nas diversas áreas e aos dados físicos, necessários à aplicação desses procedimentos cujo uso tende a assegurar a uniformidade e coerência mundiais nas medidas (ICRU, 1993).

A ICRP, fundada em 1928, possui a função de promover o desenvolvimento da radioproteção e estabelecer recomendações voltadas para as grandezas limitantes (TAUHATA et al, 1999). Seu trabalho é, também, realizado em conjunto com a ICRU que, igualmente faz recomendações, no campo da proteção radiológica (ICRU, 1993). As publicações da ICRP 26 (1977) e 60 (1991) apresentam referências ao estabelecimento das grandezas radiológicas e suas relações e métodos de medição.

2.2.1 Grandezas de interesse em dosimetria

A radiação interage com a matéria em uma série de processos nos quais a energia da partícula é convertida e, finalmente, depositada na matéria. As grandezas dosimétricas estão associadas à quantidade de radiação a que um material foi submetido ou absorveu. Tais grandezas estabelecem uma medida física, em um ponto ou região de interesse, que permita a sua correlação com o efeito biológico real da radiação ionizante (ICRU, 1993, 1998; TAUHATA, 1999).

Na área de radiodiagnóstico e de radioproteção, a grandeza fundamental na qual os padrões nacionais são calibrados é o *Kerma no ar*. A partir do *Kerma no ar*, podem ser determinadas todas as demais grandezas de uso prático e corrente, na radioproteção.

As medições de radiação, na área de radiodiagnóstico médico e odontológico, são fundamentais para os programas de controle de qualidade dos equipamentos de raios X e para medir ou estimar doses a que estão submetidos os pacientes, ou seja, na dosimetria do paciente. Para o controle de qualidade, a grandeza *Kerma no ar* é suficiente, tanto na caracterização e controle da fonte (campo de radiação incidente no paciente), quanto para avaliação do desempenho do sistema de captação e registro da imagem (campo de radiação pós-paciente).

A dosimetria do paciente é um pouco mais complexa, devido à diversidade de técnicas para obtenção da imagem e às diferentes intensidades, duração e energias dos campos utilizados. Como agravante, tem aparecido uma profusão de grandezas, para cada técnica.

Enquanto que, em algumas situações, a grandeza dosimétrica de interesse pode ser medida diretamente, em outras, a medição direta não é possível, como, por exemplo, a dose em um órgão ou tecido interno. Neste caso, obtém-se a dose, indiretamente, através da aplicação de um coeficiente de conversão tabelado, a partir da grandeza medida diretamente.

Até o momento, as grandezas propostas partem da definição de grandezas dosimétricas básicas (*exposição, kerma no ar, dose absorvida*), mas levam em conta as condições em que as medições são realizadas (livre no ar, no paciente ou no simulador) e o meio em que são expressos a grandeza é definida (no ar, na pele, ou no tecido mole) (LNMRI, 2002).

2.2.1.1 – Exposição, X

Exposição é um termo utilizado para descrever a grandeza que se refere à intensidade ou energia de uma fonte de radiação X ou gama, baseado em sua habilidade de ionizar o ar (HUDA, 1997). É definida como sendo “o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons e pósitrons, liberados ou criados pelos fótons no ar de massa dm , são completamente freados no ar” (ICRU, 1998; TAUHATA, 1999). Esta grandeza só pode ser definida para o ar e para fótons (radiação X ou gama). É controvertido o uso da *exposição* para fótons com energia acima de 3 MeV (HUDA, 1997). Assim:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1)$$

A unidade de exposição é o Coulombs por quilograma ($C.kg^{-1}$) (ICRU, 1998). A unidade antiga de *exposição*, o Roentgen (R), recomendada para ser substituída a partir de 1985, ainda é utilizada, sendo 1 R igual a $2,58 \cdot 10^{-4} C/kg$ (TAUHATA, 1999; ICRU, 1998).

2.2.1.2 Kerma, K

O *Kerma*, K, corresponde à grandeza dosimétrica primária, escolhida para representar a transferência de energia em um meio. É definido como o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas, liberadas por partículas ionizantes não carregadas, incidentes em um material de massa dm , ou seja:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2)$$

A unidade no sistema internacional (SI) é o joule por kilograma (J.kg^{-1}), com o nome especial de gray (Gy) (ICRU, 1998).

2.2.1.3 Dose absorvida, D

De acordo com a ICRP (1991), a *Dose absorvida* é a grandeza dosimétrica, fundamental na área da dosimetria. De acordo com HUDA (1997), ela é a quantidade dosimétrica preferida pelos radiobiologistas, sendo uma boa medida para estimar o dano da radiação para um órgão simples, quando irradiado com um tipo específico de radiação. A *Dose absorvida* estabelece a relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido e foi definida com o objetivo de caracterizar as interações da radiação com a matéria e as transferências e deposições de energia.

A *Dose absorvida*, D, é o quociente de $\bar{d\epsilon}$ por dm, onde $\bar{d\epsilon}$ é a energia média, depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm, num ponto de interesse (ICRU, 1998; ICRP, 1990), ou seja:

$$D = \frac{\bar{d\epsilon}}{dm} \quad (3)$$

A unidade de *Dose absorvida* no sistema internacional (SI) é o joule por kilograma (J.kg^{-1}), com o nome especial de gray (Gy).

2.2.2 Grandezas dosimétricas especiais para radiodiagnóstico

Organismos internacionais, como a IAEA e ICRU, nestes últimos anos, têm se esforçado para estabelecer um sistema harmonizado de grandezas, símbolos e unidades para as diferentes técnicas de investigação por radiodiagnóstico médico, mas ainda não existe um consenso internacional (LNMRI, 2002).

2.2.2.1 Índice de dose em tomografia computadorizada (“CTDI-Computed tomography dose index”), C_D

O *CTDI* é a grandeza mais comum, utilizada para indicar a dose em tomografia computadorizada. Como ocorre na prática, várias fatias (“*slices*”) adjacentes são “*scaneados*”, em vez de um simples corte. Assim, a dose para uma simples fatia aumenta devido à contribuição das fatias vizinhas. Se um exame é realizado com a sobreposição das fatias, como, por exemplo, utilizando-se uma mesa de alimentação menor do que a espessura da fatia, a dose vem a ser bem maior.

O termo *CTDI* corresponde ao valor da dose que inside na fatia irradiada, se o perfil da dose de radiação absorvida foi, inteiramente, concentrado no perfil retangular de largura igual à espessura nominal da fatia. Assim, todas as contribuições de dose, fora da largura nominal da fatia, como, por exemplo, as áreas sob o perfil final da dose, são adicionadas à área em que inside a fatia (NAGEL et al., 2002; LMNRI, 2002).

$$C_D = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D_a(z) dz \quad (4)$$

A definição matemática correspondente descreve a soma de todas as contribuições de dose, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação do *scanner* (=z-axis). $D(z)$ é o valor da dose para um dado local, z , e h é a espessura nominal da fatia. *CTDI* é, portanto, igual à área do perfil da dose (o ‘*dose-length product*’), dividido pela espessura nominal da fatia (LMNRI, 2002).

2.2.2.2 Índice de kerma no ar em tomografia computadorizada, C_K

O índice de kerma no ar em tomografia computadorizada ou índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) é a integral do perfil de kerma no ar, em um único corte ao longo de uma linha infinita perpendicular ao plano tomográfico, dividido pela espessura nominal do corte T (medido no ar) (LMNRI, 2002). Este tipo de CTDI é, algumas vezes, referido como CTDI Prático (PCTDI - 'Practical CTDI'). O kerma no ar, K_{air} , é a grandeza utilizada para o CTDI, não sendo necessário converter kerma no ar para dose absorvida no material do simulador (perspex). Diminui-se, assim, uma potencial fonte de erro de, aproximadamente, 10% no CTDI, já que a conversão pode não ser sempre feita corretamente (NAGEL, 2002).

$$C_K = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} K_a(z) dz \quad (5)$$

2.2.2.3 Kerma no ar na superfície de entrada, $K_{a,e}$

De acordo com LNMRI (2002), o kerma no ar na superfície de entrada (Dose na superfície de entrada – ESD) corresponde ao kerma no ar no eixo do feixe de raios X, no ponto onde ele entra no paciente ou no simulador. A contribuição da radiação retroespalhada é incluída.

2.2.3 Grandezas limitantes de radioproteção

As grandezas limitantes foram definidas com o objetivo de indicar o risco, para o ser humano, da exposição à radiação ionizante. A ICRP, em sua publicação 26 (1977), recomendava, até 1991, como grandezas limitantes, o *Equivalente de Dose no Órgão* e *Equivalente de Dose Efetivo*. Estas duas grandezas são, ainda, adotadas, em muitos países, incluindo o Brasil (CNEN, 1988). Em 1991, foram aprovadas novas recomendações básicas que substituíram aquelas existentes na

ICRP, publicação 26 (1977), e em publicações suplementares. Estas novas grandezas, introduzidas pela ICRP (1991), promoveram uma revisão de conceitos básicos, usados na proteção à exposição de fontes de radiações ionizantes internas e externas ao corpo humano. As grandezas limitantes foram definidas com o objetivo de prevenir o aparecimento de efeitos determinísticos, ao manter as doses abaixo de níveis apropriados garantindo, assim, a redução de efeitos estocásticos induzidos (Soares, 2001).

As grandezas limitantes de uso oficial no Brasil são estabelecidas pelo organismo regulador, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), e especificadas em normas básicas para radioproteção, em cada área de aplicação. Alguns comitês do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), como, por exemplo, o Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa (CASMIE), regulamentam áreas específicas e definem grandezas para uso oficial, no âmbito de sua certificação ou autorização. Como participante de tais comitês, o LNMRI assessora as reuniões para a correta definição de grandezas e as dissemina para uso no país, juntamente com a rede de metrologia.

De acordo com a ICRP (1991), as grandezas limitantes, usadas em radioproteção para radiação externa, são: *Dose no órgão*, *Dose equivalente no órgão* e *Dose efetiva*.

2.2.3.1 Dose no órgão, D_T

Em proteção radiológica, define-se a *Dose absorvida em órgão ou tecido*, chamada de *Dose absorvida média em um órgão ou tecido*, ou simplesmente, *Dose no órgão*, D_T , como:

$$D_T = \epsilon_T / m_T \quad (6)$$

Onde, ϵ_T é a energia total depositada em um tecido ou órgão e m_T é a massa daquele tecido ou órgão (ICRP, 1991; ICRU, 1993).

Em irradiações de fontes externas, a *Dose absorvida média em um tecido ou órgão* específico depende do ambiente do campo de radiação e do tamanho e orientação do corpo, neste campo.

2.2.3.3 Dose equivalente no órgão, H_T

A probabilidade de ocorrência de um efeito biológico, em um órgão ou tecido, é estabelecido pela *Dose absorvida média*, no órgão ou tecido, e é dependente da qualidade da radiação. Com o objetivo de se ponderar esta dependência com a qualidade da radiação, foi recomendada pela ICRP publicação 60 (1991) uma grandeza derivada da *Dose absorvida média sobre um tecido ou órgão*, chamada *Dose Equivalente* ("equivalent dose"), que representa a medida que compara os diferentes efeitos biológicos dos diferentes tipos de radiação.

A *Dose equivalente no tecido ou órgão*, H_T , em um órgão ou tecido T, devido à radiação R, é dada por:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (8)$$

onde:

$D_{T,R}$ é a *dose absorvida média* devido à radiação, R, no tecido ou órgão T e w_R é o *Fator de peso da radiação R* (ICRP, 1991; TAUHATA, 1999).

Os valores numéricos de w_R , especificados em termos do tipo e energia para a maioria das radiações incidentes no corpo, são apresentados na TAB. 1.

TABELA 1

Fatores de peso para a energia e para o tipo de radiação

Tipos e faixas de energias		w_R
Fótons, todas as energias		1
Elétrons e muons , todas as energias		1
	< 10 keV	5
	10 keV a 100 keV	10
Nêutrons*	>100 keV a 2 MeV	20
	> 2 MeV a 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Prótons, exceto os prótons de recuo, com energia > 2 MeV		5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados		20

Nota: * Para que haja consistência nos cálculos, um ajuste nos valores de w_R para nêutrons, como

uma função da energia, pode ser feito utilizando-se a expressão: $w_R = 5 + 17 e^{-(\ln(2E))^{2/6}}$

Fonte: ICRP Report 60, 1991.

A unidade da *Dose equivalente* é o joule por kilograma (J/kg), com o nome especial de sievert (Sv). Observa-se que o conceito de *Dose equivalente* é útil para comparar o dano causado pelos diferentes tipos de radiação, pois os fatores de peso independem do tecido ou órgão irradiado e são válidos para irradiação interna ou externa. Este conceito não é válido para efeitos determinísticos, pois os fatores de peso seriam muito menores (TAUHATA, 1999).

2.2.3.4 Dose efetiva, E

A probabilidade da ocorrência de efeitos estocásticos e sua relação com a *Dose equivalente* dependem do órgão ou tecido irradiados. Portanto, foi necessária a introdução da grandeza *Dose efetiva* que é derivada da *Dose equivalente*, com o objetivo de indicar a combinação de doses diferentes em diversos tecidos relacionados com os efeitos estocásticos devido a todas as frações. Segundo

WHITE (1992), a *Dose efetiva* é uma forma de se comparar os riscos de exposições parciais com exposições uniformes, em todo o corpo. O risco total do paciente é uma somatória dos riscos de cada órgão irradiado (WHITE, 1992; FREDERIKSEN et al. 1994, 1995; HUDA, 1997).

Segundo HUDA (1997), o uso da *Dose efetiva*, para especificar a dose de radiação para pacientes, apresenta duas vantagens: ao considerar todos os órgãos irradiados no corpo e sua relativa sensibilidade, a *Dose efetiva* pode ser tomada como uma medida de risco do paciente; ao utilizar o parâmetro *Dose efetiva*, todos os pacientes podem ser comparados em uma simples escala universal.

De acordo com a ICRP (1991), a *Dose efetiva*, E , é a soma ponderada das *Doses equivalentes*, H_T , em todos os tecidos ou órgãos do corpo, multiplicada pelos fatores de peso do tecido, w_T , ou seja:

$$E = \sum w_T H_T \quad (9)$$

Desde que w_T é adimensional, a unidade de *Dose efetiva* é a mesma de *Dose equivalente*, $J.kg^{-1}$, e recebe o nome especial de sievert (Sv).

O fator de peso dos tecidos representa as diferenças na radiosensibilidade de vários tecidos em relação aos efeitos estocásticos. Em 1990, a ICRP, em sua publicação 60, listou os 12 órgãos que possuem uma definida radiosensibilidade. Nesta lista, os órgãos, denominados remanescentes, são definidos como sendo aqueles que apresentam uma radiosensibilidade individual que não é possível ser, precisamente, definida, mas que, em conjunto, mostram uma razoável mensuração. GIBBS (1988) observa que é inaceitável o tratamento de todos os órgãos remanescentes como uniformemente irradiados (método empregado pela ICRP para estimar o dano). Outro questionamento é feito pela UNSCEAR (1986), ao relatar dados que comprovam que órgãos incluídos como remanescentes são mais

radiosensíveis que outros e que a seleção desses órgãos remanescentes não é um fato fechado, não sendo orientado pela ICRP sobre quais órgãos devam ser incluídos. Os valores de w_T são apresentados na TAB. 2.

TABELA 2

Valores de fatores de ponderação para tecido ou órgão¹, w_T

Órgãos	w_T
Gônadas	0,20
Mama	0,05
Medula Óssea	0,12
Pulmão	0,12
Tireóide	0,05
Superfície Óssea	0,01
Cólon	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Pele	0,01
Restante do corpo ^{2,3}	0,05

Nota: ¹ Os valores foram estabelecidos a partir de uma população de referência, com quantidades iguais de homens e mulheres e uma faixa de idade. Na definição de dose efetiva, os fatores w_T são aplicáveis, seja para trabalhadores ou para a população como um todo e para ambos os sexos.

² para fins de cálculo, o restante do corpo é considerado como composto pelos seguintes órgãos e tecidos adicionais: glândula supra renal, intestino grosso, intestino delgado, rins, músculos, pâncreas, baço, timo e útero. A lista inclui órgãos que são, provavelmente, irradiados seletivamente. Os órgãos na lista são susceptíveis a indução de câncer. Se outros tecidos ou órgãos forem, futuramente, identificados como sujeitos a um risco significativo de indução de câncer, eles serão nela incluídos, ou com um valor específico de w_T ou na categoria "órgãos restante".

³ Em casos excepcionais, nos quais um único órgão da lista de "órgão remanescente" recebe uma dose equivalente maior do que a maior dose em qualquer dos doze órgãos, para os quais o fator de ponderação é especificado, um fator de ponderação de 0,025 deve ser aplicado a este órgão e o fator de ponderação, para o "órgão remanescente", passa a ser 0,025.

Fonte: ICRP, publicação 60, 1991.

2.3 Termoluminescência

A termoluminescência compreende a propriedade que alguns materiais apresentam de emitir luz, quando aquecidos a uma temperatura conveniente, após terem sido, previamente, expostos à radiação ionizante ou à luz ultravioleta (CASMIE, 1995).

Apenas uma pequena parte da energia depositada como dose absorvida no detector TL (termoluminescente) é emitida como luz; entretanto, a quantidade de luz emitida será proporcional à energia da radiação absorvida por ele (DA ROSA, 2000).

A dosimetria termoluminescente é o método mais direto e simples pelo qual a dose possa ser estimada. Seu objetivo é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do detector TL durante o processo (STEPHEN, 1995).

O fenômeno da termoluminescência pode ser explicado qualitativamente com o auxílio de um esquema simples, que emprega o modelo de bandas de energia. Os materiais termoluminescentes possuem, em geral, a banda de valência repleta de elétrons e a de condução. Entre elas, há uma faixa constituída de estados energéticos não permitidos aos elétrons e denominada banda proibida. Quando um cristal termoluminescente é exposto à radiação ionizante, esta fornece energia a seus elétrons no estado fundamental, da banda de valência, e eles se tornam capazes de passar para a banda de condução, onde deixam um buraco (lacuna) na banda de valência. Os elétrons estão livres para se movimentarem e acabam caindo em uma das armadilhas (FIG. 1a). Quando o material é posteriormente aquecido, os elétrons que estão nas "armadilhas" adquirem energia térmica suficiente para escapar e retornar à banda de valência, havendo como resultado deste arranjo eletrônico a emissão de luz (FIG. 1b). Após a irradiação, o detector TL pode voltar

à condição original, sendo para tanto, necessário um tratamento térmico, com aquecimento até a temperatura superior à de leitura, a fim de que todos os elétrons retornem aos seus estados iniciais (STEPHEN, 1995; DA ROSA, 2000).

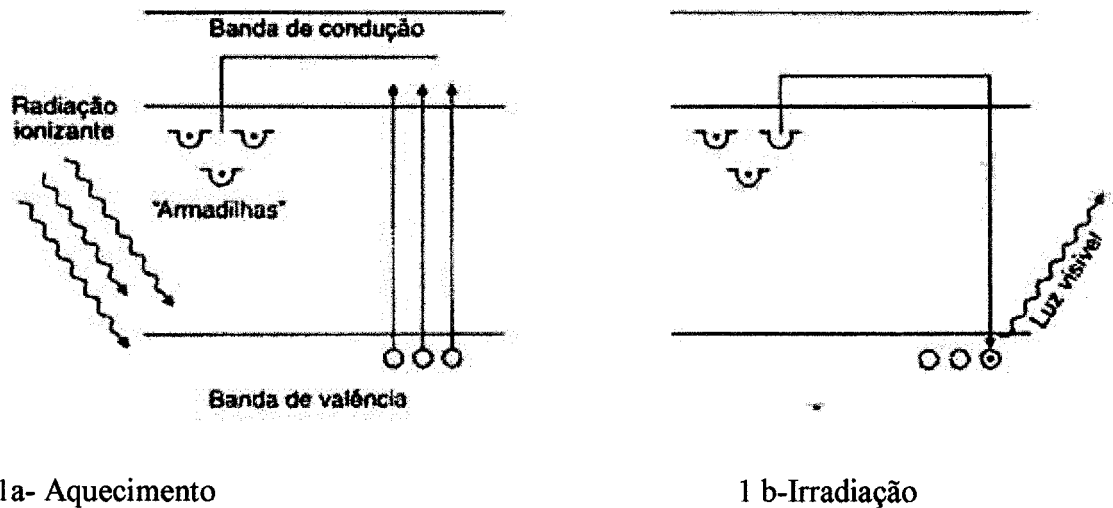


FIGURA 1- Termoluminescência explicada pelo modelo de bandas de energia.

A curva de emissão termoluminescente relaciona a intensidade de luz emitida pelo detector TL em função da temperatura de aquecimento. Os picos correspondem aos diferentes níveis de energia das armadilhas que são progressivamente liberadas com o acréscimo da temperatura. O formato da curva e o número de picos dependem exclusivamente do detector TL (STEPHEN, 1995).

Os detectores termoluminescentes necessitam de uma série de características para que possam ser utilizados e sejam os mais eficientes possíveis.

Entre estas características as mais importantes são:

- Ter uma resposta linear para um amplo intervalo de dose;
- Ter uma resposta pouco dependente da energia dos fótons;
- Apresentar alta sensibilidade mesmo para doses pequenas;

- Ter uma resposta estável, mesmo sob condições climáticas diferentes;
- Ser reprodutível, mesmo para pequenas doses;
- Ter uma curva de emissão simples com um único pico bem resolvido (DA ROSA, 2000; CAMERON et al., 1968).

2.3.1 Fluoreto de lítio, LiF: Mg, Ti

Apesar da existência e estudo de vários detectores, o fluoreto de lítio (LiF) é o mais comumente usado em aplicações médicas. O fluoreto de lítio é um halogeneto alcalino de densidade $2,6 \text{ g/cm}^3$. Apresenta número atômico efetivo próximo ao do tecido humano ou do ar, não é solúvel em água e apresenta a propriedade de ter eficiência termoluminescente intrínseca de aproximadamente 0,04 %. Estes detectores são encontrados no mercado sob a denominação de TLD 100, TLD 600 e TLD 700 e são produzidos pela Thermo RMP do Reino Unido, sendo o mais conhecido o Harshaw TLD-100 (STEPHEN, 1995; DA ROSA, 2000).

O TLD-100 apresenta um baixo custo e uma grande variedade de opções de sensibilidade e dimensões, para aplicações na dosimetria pessoal, ambiental, de área, de acidente, de feixe e de doses altas, específicos para todos os tipos de radiações ionizantes e em alguns casos não ionizantes (UV e laser). O TLD 100 resulta da fusão homogênea do fluoreto de lítio, fluoreto de magnésio, crioletto de lítio e fluoreto de lítio e titâneo, resultando em uma substância que contém no máximo 180 ppm de magnésio e 10 ppm de titânio como impurezas ativadoras (CAMERON et al., 1968, ATTIX, 1986).

O fluoreto de lítio apresenta uma série de características dosimétricas que definem as particularidades do material, assim como seu uso e aplicação em áreas

específicas. As vantagens e desvantagens de se utilizar o LiF como instrumento de medida da dose absorvida são baseadas nestas características.

O detector TL de fluoreto de lítio apresenta uma perda estimada em 99,96% da energia depositada pela radiação ionizante. Portanto, eles devem ser utilizados sob condições reprodutíveis para se obter um resultado consistente (ATTIX, 1986).

O LiF apresenta um amplo intervalo de dose útil que vai de poucos micrograys a aproximadamente 10^4 grays. A sua resposta termoluminescente é independente da taxa de dose, permitindo utilizá-los em campos de radiação com taxas de doses elevadas. O seu pequeno tamanho e formas variáveis permitem a sua utilização para medida de dose na área médica, dentro de fantomas. A sua reutilização é possível ao empregar um tratamento térmico adequado e verificando-se possíveis alterações na sua sensibilidade, sendo este material economicamente viável.

Devido à falta de uniformidade na distribuição da sensibilidade, é necessário calibrar os detectores para se obter uma exatidão aceitável na sua resposta. Esta sensibilidade pode variar com o tempo e deve-se fazer um controle na temperatura e no tempo do tratamento térmico para restaurá-lo à condição normal. Deve-se observar que o detector não retém permanentemente 100% de suas cargas nas armadilhas devendo-se fazer um controle rigoroso da temperatura, luz (ultra-violeta, solar ou fluorescente) e umidade. Como arranhões, rachaduras ou contaminação por poeira ou umidade na superfície do cristal podem causar leituras TL espúrias, a presença do gás inerte ao oxigênio, durante a leitura, é importante por eliminar tais sinais. Deve-se observar que após a leitura do detector TL a informação é automaticamente perdida; é necessário um registro da curva de emissão ou da carga total (área sob a curva) (NOGUEIRA, 1997).

2.4 Técnicas radiográficas

O principal objetivo do planejamento do tratamento pré-cirúrgico do implante dental é estabelecer o número e o tamanho dos implantes para o melhor resultado restaurador, sendo necessário, para isto, a localização e a angulação axial de cada implante, determinadas através do conhecimento da anatomia óssea do paciente (WHITE et al, 2001). Estas informações são adquiridas através de técnicas de imagens que podem variar de um simples exame bidimensional, como radiografias panorâmicas, a exames mais complexos em múltiplos planos, dependendo do caso e experiência do profissional (TYNDALL e BROOKS, 2000; WHITE et al, 2001; FREDERIKSEN, 1995).

No passado, os pacientes que eram selecionados para receber o implante dental eram avaliados com radiografias panorâmicas, intraorais ou cefalométricas, tomografias ou a combinação destes métodos. Recentemente, a tomografia convencional e a tomografia computadorizada são as mais utilizadas e recomendadas pelos investigadores. Entretanto, segundo TYNDALL e BROOKS (2000), não há, na literatura, nenhum consenso no critério de seleção apropriado para o uso de cada uma destas modalidades.

2.4.1 Radiografia panorâmica

A radiografia panorâmica faz parte do critério de cuidados para avaliação pré-operatória do local do implante, bem como para a avaliação longitudinal do seu sucesso, provendo uma visão mesial e distal da área onde a colocação do implante está sendo considerada, em ambos os maxilares (TYNDALL e BROOKS, 2000; WHITE et al., 2001).

2.4.1.1 Histórico

O princípio da tomografia desenvolvido por Bocage, em 1921, marcou o início de uma nova linha de pesquisa, no campo da radiologia médica. Posteriormente, Ziedes des Plantes e Grossman Chaoul aperfeiçoaram os estudos de Bocage com o desenvolvimento do tomógrafo que era somente utilizado na medicina.

A radiografia panorâmica foi desenvolvida através de dois métodos basicamente diferentes: o uso de uma fonte de radiação intra-oral e o uso da fonte de radiação extra oral (radiografia panorâmica rotacional).

Em 1943, Dr. Walter Ott, um dentista suíço, iniciou o desenvolvimento de um tubo de raios X intra-oral, com o objetivo de obter uma radiografia panorâmica. O projeto permitiu a introdução do tubo de raios X na boca do paciente. Em 1946, Dr. Sidney Blackman, da Inglaterra, aperfeiçoou este método, o qual foi lançado no mercado pela Watson & Sons Ltd. como Panograph (LANGLAND et al., 1982). A partir deste aparelho foram lançados, no mercado, o Panomix, Status X, mas não foram muito usados, pois apresentavam uma ampliação por volta de 40% e a área de exame era limitada (ÁLVARES e TAVANO, 1998).

A radiografia panorâmica rotacional foi proposta (1933) e aplicada (1934) pelo Dr. H. Numata o qual colocou um filme curvado na lingual da boca para os dentes e utilizou um feixe de raios X estreito que girou, ao redor dos maxilares, para expor o filme.

K. Heickmann estabeleceu, em 1939, a adaptação da técnica às características dos maxilares, sendo o primeiro a registrar a teoria radiográfica com feixe estreito para superfícies curvadas.

Paatero propôs (1946), experimentou (1948) e demonstrou (1949) o método de feixe estreito da radiografia panorâmica para os arcos dentais, utilizando um filme

curvado, inserido na lingual dos dentes, em cada maxilar. O paciente movia-se por meio de uma cadeira rotacionária e a exposição era feita por um feixe de raios X, emitido através de uma fenda colimadora. A fonte de raios X era estacionária e esta técnica foi chamada de parablografia e, posteriormente, de parabólica. Em 1949, a técnica foi modificada, utilizando-se um filme extra-oral, onde filme e paciente rotacionavam com a mesma velocidade, em um simples eixo vertical e a fonte de raios X permaneciam estacionários. Paatero, em 1950, utilizou o termo radiografia pantomográfica, constituindo uma associação das radiografias panorâmicas e tomografia. O método foto-pantomográfico foi descrito em 1952 e possibilitava a reprodução, em filmes comuns, de superfícies curvas projetadas sobre um plano (PASLER, 1999; LANGLAND et al., 1982; FREITAS et al. 2000).

Hudson e Kumpula, em 1959, realizaram modificações no método pantomográfico de Paatero e desenvolveram um aparelho, comercializado com o nome de Panorex (XRM Corporation) que apresentava dois centros de rotação e a velocidade do movimento do filme variável. O tubo e o filme tornaram-se móveis, a cabeça do paciente mantida fixa e o filme era colocado extra-oralmente. Estudos realizados por Owen W. Kite, na década de 60, observaram que este aparelho era suficientemente preciso para pesquisas clínicas e seguro para pacientes e operadores (LANGLAND et al., 1982; WUEHRMANN e MANSON RING, 1977).

Em 1960, Paatero, desenvolveu um sistema denominado ortopantomografia cujo primeiro aparelho a ser comercializado recebeu o nome de Ortopantomograph (Siemens Corporation). Através deste sistema a fonte e o filme extra-oral eram móveis e cabeça do paciente mantida fixa. Os raios X penetravam, perpendicularmente, entre as três regiões do arco dentário sendo possível diminuir o problema da sobreposição, nos dentes posteriores, construindo um aparelho com

três eixos rotacionais (dois excêntricos, localizados lateralmente à mandíbula e um cêntrico, na região anterior) (LANGLAND et al., 1982; WUEHRMANN e MANSON RING, 1977). A radiografia panorâmica de camada, segundo PASLER, 1999, é o único método radiográfico de exame em que, não somente os dentes, mas as estruturas vizinhas da face e do crânio podem ser representados de maneira extra-oral e em vista geral.

Nos anos 70, Dr. Ulf Welander, pesquisador sueco, e colaboradores concluíram que a radiografia panorâmica rotacional não devia ser classificada como uma forma de tomografia a não ser que a tomografia seja definida em seu termo mais geral como “qualquer sistema de formação de imagens por camadas”. Segundo eles, a camada formada na radiografia panorâmica rotacional é semelhante à tomografia, mas o processo de formação é inteiramente diferente, o que foi confirmado experimentalmente em 1977, 1978.

Depois de 1970, novos aparelhos foram desenvolvidos e lançados no mercado, como o Tomorex (1974), o Palomex (1980).

Os aparelhos panorâmicos mais modernos apresentam geradores de pulso múltiplos, de alto desempenho, fornecidos em várias versões, com diferentes programas que permitem radiografias do crânio, da articulação têmporomandibular, projeções senoidais ou radiografias transversais dos maxilares (PASLER, 2001).

2.4.1.2 Princípio de formação da imagem

A radiografia panorâmica é uma da técnica radiográfica que, assim como em outras técnicas tomográficas, apenas estruturas, dentro da área de corte, estão evidentes e em foco na radiografia final e a secção ou área focal apresenta a forma próxima a uma “ferradura”, semelhante ao formato dos arcos dentais.

As unidades de radiografias panorâmicas empregam o princípio da tomografia rotacional de feixe estreito, apresentando dois ou mais centros de rotação, com o objetivo de produzir a área focal de forma elíptica. A diferença no funcionamento destes aparelhos é o movimento rotacional que é modificado para formar a imagem elíptica dos arcos dentais, produzindo uma área focal tridimensional.

Os equipamentos de radiografias panorâmicas, apesar de variarem quanto ao projeto, apresentam três componentes principais que são: o cabeçote de raios X, o chassi e o conjunto chassi / placa metálica e os dispositivos de posicionamento do paciente. Os aparelhos modernos apresentam um modo de operação contínuo, produzindo uma imagem ininterrupta dos maxilares denominada imagem contínua (WHAITES, 2002).

A imagem panorâmica é única. O plano vertical controla a dimensão vertical cuja fonte efetiva de projeção é o ponto focal do tubo de raios X. Portanto, a altura vertical é determinada pela forma e altura do feixe de raios X e pelo tamanho do filme. O plano horizontal controla a dimensão horizontal e a fonte efetiva é o centro de rotação do feixe de raios X. Observa-se que diferentes partes da área focal são expostas durante a exposição e a radiografia final é construída pelas seções, obtidas separadamente, à medida que o equipamento gira ao redor da cabeça do paciente (FREDERIKSEN, 1995; WHAITES, 2002; LANGLAND et al., 1982).

A magnificação no plano vertical é relativamente consistente com a profundidade do objeto, por causa da distância constante foco-filme. Entretanto, a magnificação no plano horizontal varia, consideravelmente, devido às mudanças constantes entre o centro rotacional e o filme e a razão da mudança entre o movimento do filme em relação ao feixe de raios X. Observa-se, também, a angulação vertical negativa do feixe de raios X em relação ao plano oclusal usado

pela técnica. No maxilar superior esta angulação oblíqua do feixe de raios X através do processo alveolar, pode resultar na errônea representação da relação das margens da fossa nasal e seio maxilar para a crista dos processos alveolares. No maxilar inferior o feixe de raios X é, em alguns casos, dirigido mais perpendicularmente para o longo eixo axial superior-inferior do processo alveolar do que para a maxila, devido à inclinação lingual do processo alveolar posterior e ao corpo da mandíbula anterior (FREDERIKSEN, 1995).

2.4.1.3 Indicações e contra-indicações

A radiografia panorâmica é o exame mais comumente utilizado no planejamento de implantes dentais (DIEDERICHS et al., 1996). De acordo com FREDERIKSEN (1995), esta técnica deve ser mais utilizada nas fases preliminares do planejamento para colocação do implante dental.

De acordo com COHNEN et al. (2002), no planejamento de implantes dentais a radiografia panorâmica, sozinha, pode não ser conclusiva com relação às estruturas ósseas que podem ser, algumas vezes, sobrepostas impedindo as reconstruções.

No Reino Unido, os critérios de seleção, em radiologia odontológica, recomendam o uso de radiografia panorâmica na prática clínica odontológica, para avaliar medidas verticais do osso alveolar, como parte do planejamento pré-implante (WHAITES, 2002).

A Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (AAOMR) relatou uma seleção de critérios, em radiologia, para diagnóstico do local do implante dental e observou que a radiografia panorâmica permite uma ampla visão dos maxilares, para a avaliação clínica inicial da região mesial e distal dos maxilares. Caso a

análise da radiografia panorâmica sugira que há osso suficiente para a colocação do implante, o clínico agora deverá obter imagens por cortes seccionais para a avaliação mais detalhada do local. Os autores observaram que a imagem panorâmica, sozinha, não é suficiente para prover a informação necessária para a seleção do local do implante, devido à variável magnificação da imagem, em torno de 20 a 25% ou mais, em diferentes regiões de um mesmo filme. A utilização de artefatos de posicionamento podem afetar a interpretação da imagem, a não informação da presença de variações anatômicas, como espaços medulares largos, as voltas no canal mandibular anterior, a pobre qualidade óssea e a imagem do eixo de orientação do osso alveolar (WHITE et al., 2001).

Segundo FREDHOLM et al. (1993), a radiografia panorâmica não é recomendada para a avaliação pré-cirúrgica da colocação do implante dental, pois não oferece avaliação mais detalhada da altura, volume, inclinação da crista alveolar óssea e forma do rebordo alveolar.

ROTHMAN (1998) relatou que a avaliação da radiografia panorâmica permite uma visualização de estruturas anatômicas críticas, como seio maxilar, canal mandibular, detectar a presença de condições patológicas, avaliar a reabsorção óssea nos maxilares. Entretanto, DIEDERICHS et al. (1996) observaram que a radiografia panorâmica de rotina, para avaliação pré-operatória de implante dental, apresenta limitações, em relação ao nervo alveolar e á crista alveolar. Estes autores relataram que o nervo alveolar pode não ser visto, a magnificação da anatomia não é uniforme, as imagens são levemente distorcidas, o plano de imagem, pré-determinado pelo fabricante, pode não ser congruente com o contorno dos arcos dentais estudados e a anatomia do corte transversal não é bem definida.

De acordo com TAGUCHI (1997), a radiografia panorâmica permite uma adequada visualização do osso maxilar e mandibular, com relação a sua qualidade e quantidade, mas, segundo FREDERIKSEN (1995), o exame é contra indicado para este tipo de avaliação.

BIANCHI et al. (2000) relataram que, tanto as radiografias panorâmicas como as radiografias periapicais, não fornecem a correta distância entre a crista óssea alveolar e estruturas anatômicas de interesse, como também a largura ou inclinação óssea.

TAL E MOSES (1991), observaram que a radiografia panorâmica é contra indicada nos casos em que o implante deverá ser posicionado inclinado, devido à falta de estrutura óssea no plano vertical.

GUER e RICHARDSON (1995), com o objetivo de comparar várias técnicas radiográficas, utilizadas para a avaliação do local do implante e avaliar os fatores que podem influenciar a informação fornecida, realizaram medidas em implantes inseridos em uma mandíbula humana, parcialmente dentada e compararam com as imagens fornecidas. Os autores observaram que a imagem panorâmica fornecem um campo de visão amplo do local e a habilidade de correlacionar a localização e tamanho de estruturas anatômicas diferentes. A ausência de imagens agudas e detalhes e a distorção não uniforme que podem ocorrer se o paciente for mal posicionado, podem levar a uma interpretação e medidas inadequadas.

De acordo com LANGLAND et al. (1982), as radiografias panorâmicas são, principalmente, utilizadas para retratar as margens anatômicas que limitam o local do implante. Medidas da altura óssea podem ser feitas, com exatidão, se os maxilares dos pacientes são posicionados, corretamente, com a fenda focal,

entretanto, as distâncias mesio-distais podem ser imprecisas, devido ao inapropriado posicionamento do paciente ou a variações na curvatura dos maxilares.

EKESTUBBE (1999) observou que as radiografias panorâmicas também são úteis para a avaliação de condições patológicas, nas partes laterais dos maxilares, especialmente na mandíbula. As radiografias periapicais, panorâmicas e de perfil são simples e as técnicas bem estabelecidas formam a base para todo o planejamento do implante dental. Entretanto, segundo este autor, as radiografias panorâmicas e periapicais não fornecem a largura buco-lingual ou a inclinação do osso maxilar e, portanto, são insuficientes para os objetivos da radiografia para implantes.

2.4.1.4 Vantagens e desvantagens

A radiografia panorâmica é considerada uma das técnicas mais comuns na Odontologia (DELBALSO et al., 1994; WHAITES, 2002). Os principais motivos para isto devem-se à simplicidade da técnica (DULA et al., 2001; EKESTUBE, 1999; WHAITES, 2002), ao estabelecimento, em um único filme, de todos os dentes e suas estruturas de suporte (WHAITES, 2002) e por prover menor dose de radiação aos pacientes (EKESTUBE, 1999; WHAITES, 2002 ; WHITE et al, 2001).

As vantagens da utilização da radiografia panorâmica incluem a visualização das principais estruturas anatômicas dos maxilares, da presença ou ausência de patologias, e o fornecimento da indicação da relação espacial das estruturas anatômicas e o processo alveolar (TYNDALL E BROOKS, 2000; FREDERIKSEN, 1995; GHER e RICHARDSON, 1995).

A importância da radiografia panorâmica, para o planejamento dos implantes dentais, deve-se ao fato de fornecer uma visão com ampla cobertura dos maxilares (TYNDALL E BROOKS, 2000).

WHITE et al (2001) relata, como vantagens da radiografia panorâmica, a ampla visão dos ossos da face e dos dentes, a conveniência do exame para o paciente, o fato de poder ser usado em pacientes com dificuldade de abrir a boca e o pouco tempo requerido para a técnica.

De acordo com DULA et al. (2001), TYNDALL E BROOKS (2000), EKESTUBE (1999), a radiografia panorâmica é uma técnica acessível e de baixo custo. A maior limitação da radiografia panorâmica é a sua impossibilidade de gerar imagens de cortes seccionais do osso alveolar (DELBALSO et al., 1994).

A radiografia panorâmica apresenta como desvantagem a sua variável magnificação que gira em torno de 10 a 30%, segundo DELBALSO et al. (1994), ou por volta de 20 a 25 %, segundo WHITE et al. (2001), em diferentes regiões de um mesmo filme.

Os erros na reprodução do posicionamento do paciente dificultam a avaliação longitudinal, a visão da forma e detalhe da imagem. Pode ocorrer a distorção da imagem, levando a erros na interpretação e nas medidas (TYNDALL E BROOKS, 2000; GHER e RICHARDSON, 1995).

A projeção geométrica causa imagens de estruturas linguais sobre as estruturas faciais, distorcendo a relação dos objetos no plano vertical (TYNDALL E BROOKS, 2000).

2.4.2 Princípios de tomografia convencional e computadorizada

O princípio básico da tomografia é o movimento sincronizado da fonte de raios X e do detector de imagem ao redor do paciente. Ambas as técnicas exibem uma fina camada do tecido do paciente, mas a realização da técnica é completamente diferente, nos dois modelos de imagem (EKESTUBE, 1999).

2.4.2.1 Histórico

Bocage, em 1922, observou que o “borramento” da imagem, causado pelo movimento da fonte de raios X, significava a remoção de detalhes indesejáveis numa imagem, contribuindo, assim, para o desenvolvimento da formação da imagem em planos de cortes.

Com a planigrafia, criada por Twining, o tubo de raios X e o filme se movimentavam em direção oposta e mantidos a uma distância geométrica constante entre eles e o objeto. O movimento circular do tubo foi desenvolvido por Grossman que utilizou o princípio anterior, mantendo a distância foco-filme. Bocage e Ziedes Desplantes criaram os movimentos circular e espiral. No início dos anos 70, foi criado o CGR-STRATOMATIC, com o movimento espiral ideal, tornando a técnica tomográfica convencional mais avançada (ALVARES e TAVANO, 1998).

Em 1971, realizou-se o primeiro estudo de um crânio, em Londres e, em 1972 um novo método para formação de imagens, a partir de raios X, foi introduzido, oficialmente.

A tomografia computadorizada foi desenvolvida por G.N.Hounsfield, em 1972, tornando possível a exploração do crânio, no plano axio- transvesal, com uma “fatia” de espessura desejada, por meio de um sistema de detectores eletrônicos, sem a

utilização de filmes radiográficos convencionais (PASLER, 1999; FREDERIKSEN, 2000).

O princípio matemático do processo de tomografia computadorizada baseia-se nos estudos de um matemático austríaco chamado Randon, apresentados em 1917 (PARKS, 2000).

Em 1973, nos EUA e na Europa, foram instalados os primeiros aparelhos de tomografia computadorizada para exame de outras partes do corpo (MAIERHOFER e GUERINI, 2001). Os primeiros “softwares”, com aquisição de imagens 3D (sem ampliação), foram introduzidos, no mercado, em 1987 (KRAUT, 2001).

Os aparelhos de tomografia computadorizada, que existem no mercado, são aparelhos classificados como de terceira e quarta geração. Nestes aparelhos o tubo de raios X gira 360^o dentro do “Gantry” e os detectores posicionados em oposição ao tubo podem ser em arco giratório (terceira geração) ou coroa fixa (quarta geração) (ALVARES e TAVANO, 1998).

A reformatação multiplanar designada, especialmente, para a análise pré-cirúrgica da maxila e mandíbula para a colocação dos implantes dentais, foi introduzida na segunda metade dos anos 80 e todos os “softwares” apresentavam protocolos similares de imageamento (FREDERIKSEN, 1995).

Os aparelhos de tomografia computadorizada helicoidal ou espiral foram introduzidos, no mercado, em 1989. Nestes aparelhos não existem paradas da mesa para a realização dos cortes individuais, após a programação do exame. Assim, ocorre maior rapidez na aquisição de dados e geração das imagens diagnósticas. A reconstrução de cada corte exige que sejam feitas correções pelo sistema computacional, utilizando-se os dados obtidos, de maneira que a imagem do corte não apresente descontinuidade (CAVALCANT, 2000).

2.4.2.2 Tomografia convencional

2.4.2.2.1 Princípio de formação da imagem

A tomografia convencional é a técnica radiográfica que fornece informações clínicas que as radiografias intraoral e panorâmicas não oferecem (FREDERIKSEN, 1995). A técnica tomográfica é especializada em produzir radiografias, mostrando apenas uma seção ou corte do paciente onde múltiplos cortes irão promover informações tridimensionais sobre o paciente (WHAITES, 2002).

A imagem de uma específica camada é dependente, em parte, do movimento coordenado do tubo e do filme. Este movimento resulta no manchamento das imagens de estruturas superficiais e profundas da camada de interesse. Durante o exame tomográfico convencional, o feixe de raios X e o filme movem-se um em relação ao outro, manchando as estruturas não desejadas no estreito plano da imagem (TYNDALL E BROOKS, 2000; WHITE et al., 2001; WHAITES, 2002). Quanto mais perpendicular a estrutura anatômica é posicionada à trajetória do tubo, melhor a resolução da região, dentro da camada de imagem (FREDERIKSEN, 2000).

O equipamento de tomografia é projetado para produzir cinco movimentos: linear, circular, elíptico, espiral, hipocicloidal. Em cada caso, o centro de rotação continua o mesmo, mas o movimento do aparelho se torna mais complexo (WHAITES, 2002).

A imagem é melhor adquirida quando movimentos complexos são usados, tais como padrões espirais ou hipocicloidais, em vez do movimento linear (TYNDALL E BROOKS, 2000; WHITE et al., 2001).

As imagens tomográficas são sempre ampliadas, pois o plano focal se encontra a uma certa distância do filme. Como esta distância é fixa, o fator de

ampliação é sempre o mesmo para cada estudo. O cálculo do fator de ampliação é realizado pela comparação do tamanho real e do aparente de um objeto conhecido (WHAITES, 2002).

2.4.2.2 Indicações e contra-indicações

Os tomogramas podem prover ao clínico informações que as radiografias intra-oral e panorâmica não podem, como avaliação da altura, espessura e inclinação do osso alveolar, qualidade óssea e relação espacial das estruturas anatômicas, como: canal mandibular, seio maxilar, forame mental, fossa nasal e canal incisivo, para o propósito de instalação do implante (FREDERIKSEN, 1995; TYNDALL et al., 2000;)

BRANEMARK et al., em 1985, recomendou o uso da tomografia convencional, anteriormente à cirurgia, para colocação do implante (FREDHOLM, 1993).

KASSEBAUM et al. (1990), SCAF et al. (1997), TYNDALL et al. (2000) e FREDERIKSEN, (2000) definiram, como aceitável, a utilização da tomografia convencional linear, para a avaliação do local de um simples implante ou múltiplos implantes dentro de um só quadrante. Segundo KASSEBAUM et al. (1990), esta indicação é devido aos relatos de que, em 20% dos casos estudados, não foram produzidas imagens de qualidade diagnóstica. A maioria dos equipamentos de tomografia convencional linear, utilizados para diagnóstico de implantes, são capazes de produzir tomogramas, com espessura das camadas de 3mm e magnificação de 6% a 10 %. Este valor de magnificação é considerado adequado e foi confirmado cirurgicamente.

A tomografia multidirecional, incluindo a hipocicloidal e espiral, demonstrou, teoricamente, prover imagens de qualidade superior à tomografia linear, devido ao

seu borramento mais uniforme (GRÖDAHL et al., 1991). Entretanto, não há estudos que demonstrem uma comparação direta da eficiência da tomografia linear e da tomografia de movimento complexo. A tomografia espiral e hipocicloidal demonstraram ser igualmente eficientes na demonstração do canal mandibular e promoveram melhor visualização desta estrutura que a radiografia periapical e panorâmica (LINDH et al., 1992).

De acordo com TYNDALL et al (2000) e WHITE et al (2001), a tomografia convencional é adequada para a maioria dos casos de implantes, enquanto a tomografia computadorizada se aplicaria aos casos mais complexos como, por exemplo, avaliação de enxerto ósseo em pacientes que receberam aumento do rebordo alveolar.

A avaliação de um grande número de locais, pela tomografia convencional linear, consome maior tempo por causa dos cálculos adicionais requeridos para posicionar os pacientes em relação ao feixe central de raios X. Estes ajustes são necessários à correção do ângulo horizontal dos cortes, para que a projeção radiográfica seja perpendicular ao contorno do arco (FREDERIKSEN, 2000). KASSEBAUM et al. (1990) recomendaram o uso de guia cirúrgico com marcadores radiopacos, para localização do local do implante, independente do método tomográfico utilizado.

2.4.2.2.3 Vantagens e desvantagens

.As vantagens do exame tomográfico convencional incluem a avaliação da altura, largura, inclinação e qualidade do osso alveolar, a relação das estruturas anatômicas do local indicado para a colocação do implante dental, o custo moderado em relação à tomografia computadorizada, a magnificação uniforme, a visão do corte

transversal para qualquer local e a reprodutibilidade da geometria da imagem, quando usada com um cefalostato ou outras alternativas de registro, como lasers, aparelhos plásticos de posicionamento (TYNDALL E BROOKS, 2000; WHITE et al., 2001; FREDERIKSEN, 1995).

A tomografia convencional reduz a exposição à radiação, quando comparada com a tomografia computadorizada (WHITE et al, 2000).

As desvantagens do exame tomográfico convencional incluem a limitada disponibilidade do equipamento, o maior tempo de aquisição da imagem, quando comparado com a radiografia panorâmica e a necessidade de experiência e treinamento do profissional para interpretar a imagem (TYNDALL E BROOKS, 2000).

2.4.2.3 Tomografia computadorizada

2.4.2.3.1 Princípio da formação da imagem

A imagem dos maxilares, em tomografia computadorizada, é adquirida, diretamente, através de múltiplas fatias axiais delgadas dos maxilares e os dados são reformatados com um “*software*” especial, acondicionado para produzir a visão por corte transversal e panorâmico. Este “*software*” também analisa os “*scans*” e auxilia no planejamento da colocação do implante. A radiação, transmitida através das camadas dos tecidos, é medida por detectores sensíveis e os dados numéricos dos múltiplos feixes são computados, utilizando-se algoritmos matemáticos para a reconstrução da imagem (CURRY et al., 1990).

Em tomografia computadorizada convencional o paciente é posicionado e é realizada a programação das imagens a serem realizadas e cada corte é realizado de forma independente. A mesa se desloca para a posição correta, o tubo de raios X gira ao redor do paciente durante a aquisição dos dados e geração da imagem e a

mesa depois se movimenta para a realização do próximo posicionamento e geração de novo corte, repetindo esse processo até o final do último corte programado. Para evitar que o paciente se movimente e também permitir a obtenção da imagem de múltiplos volumes, em uma simples contenção da respiração, foi desenvolvido o modo de varredura espiral. Assim, o paciente é transportado, continuamente, ao longo do eixo horizontal, enquanto o tubo de raios X gira e segue um caminho espiral, ao redor do paciente. As imagens são reconstruídas, por interpolação da projeção dos dados, obtidos de locais selecionados ao longo do eixo axial horizontal. A espessura do corte das imagens reconstruídas é igual à largura do colimador que está sendo usado (HUDA e SLONE, 1995).

A tomografia multicorte tem o mesmo funcionamento da tomografia computadorizada convencional, entretanto, o feixe de raios X é mais largo e atinge um grupo de detectores. Assim, para cada giro completo do tubo de raios X vários cortes são gerados, simultaneamente, diminuindo-se o tempo do exame. A tomografia multicorte agrupou a geração contínua de cortes do princípio ao fim do exame programado, sendo que a cada giro do tubo de raios X vários cortes são gerados, simultaneamente. A grande vantagem no aumento da velocidade de aquisição de dados, trazida pelas novas tecnologias, é a possibilidade de aquisição de imagens de estruturas que se movimentam (FREDERIKSEN, 1995).

2.4.2.3.2 Indicações e contra-indicações

A decisão de qual técnica tomográfica utilizar-se deve ser baseada em vários fatores, incluindo a disponibilidade do paciente e do clínico e o número de locais de implante a serem estudados (FREDERIKSEN, 1995).

A tomografia computadorizada é mais apropriada para pacientes que estão sendo avaliados para a colocação de vários implantes (FREDERIKSEN, 1995; TYNDALL E BROOKS, 2000), quando cirurgias reconstrutivas ou enxertos foram feitos ou serão necessários (TYNDALL E BROOKS, 2000). De acordo com KRAUT (2001), as variabilidades na densidade e volume ósseo na maxila, a necessidade de se avaliar, precisamente, a posição do canal alveolar inferior, forame mental e o contorno da superfície lingual da mandíbula é melhor determinada através do uso da tomografia computadorizada.

A tomografia convencional é adequada para a maioria dos casos de implantes, enquanto a tomografia computadorizada se aplicaria aos casos mais complexos, como, por exemplo, pacientes que receberam aumento de rebordo alveolar, bem como para a avaliação do osso reconstruído (WHITE et al., 2001).

2.4.2.3.3 Vantagens e desvantagens

As vantagens do sistema baseado na tomografia computadorizada são a magnificação uniforme, a obtenção de uma imagem de alto contraste, bem definida e livre de camadas de manchamento, a fácil identificação de enxertos ósseos ou materiais de hidroxiapatita usados para aumentar o osso maxilar na região de seio, a visão multiplanar, a reconstrução tridimensional, o estudo simultâneo de múltiplos locais de implante, o menor tempo de aquisição em comparação à tomografia convencional e a disponibilidade de softwares para análise da imagem (TYNDALL E BROOKS, 2000).

De acordo com FREDERIKSEN (1995), uma das grandes vantagens da tomografia computadorizada é o menor tempo na produção da imagem de corte seccional, quando múltiplos locais de implantes são considerados. As imagens são

livres de superposição de estruturas superficiais ou profundas ao plano de interesse. Observa-se, também, que a imagem da condição da morfologia óssea é mais correta.

As desvantagens da tomografia computadorizada quando comparada com a tomografia convencional, incluem a limitada disponibilidade de “*software*” para reconstrução das imagens, o alto custo, as altas doses de radiação, a necessidade de treinamento e experiência dos profissionais para a interpretação das imagens (TYNDALL E BROOKS, 2000).

A presença de restaurações metálicas, como coroas, pinos ou pontes de prata, podem causar severa degradação da imagem, pois, caso eles estejam no campo do “*scan*”, a alta densidade destas estruturas fará com que o detector não registre qualquer transmissão, através da camada de tecido (CURRY et al., 1990). Mas, segundo FREDERIKSEN (1995), isto não ocorre com os implantes osteointegrados, devido a sua lisura superficial. Outra desvantagem é que qualquer movimento do paciente poderá também alterar a imagem.

Segundo TYNDALL E BROOKS (2000), as doses absorvidas em órgãos da cabeça e pescoço são, dramaticamente, mais altos na tomografia computadorizada que nos outros métodos radiográficos e, alguns casos, 100 vezes maior quando comparados à tomografia convencional. Os autores relatam que estes altos valores de dose podem ser causados pela variação dos parâmetros experimentais e, em grande parte, pelo equipamento testado. A redução da corrente, a mudança do “*pitch*” e a redução do número de fatias para o mínimo necessário podem influenciar a diminuição da dose de radiação.

2.4.3 Avaliação da dose nos exames tomográficos

Os exames radiográficos utilizados para avaliação pré-operatória dos locais de implantes dentais, geralmente, apresentam exposições que se limitam às regiões da cabeça e pescoço cujas áreas de maior risco são as glândulas tireóides, glândulas salivares, o cérebro e a medula óssea ativa (KASSEBAUM et al, 1992). Em 1997, SCAF et al. destacaram a existência de poucos dados relativos à dosimetria, aos riscos de radiação e aos custos de exames na tomografia convencional e tomografia computadorizada. BIANCHI et al. (2000) relataram um aumento do interesse do público, nos últimos anos, com relação à quantidade de radiação que um paciente recebe ao ser submetido a um exame radiográfico. Esta preocupação tende a aumentar, destacaram os autores, vistos os riscos da saúde em potencial, incluindo o câncer associado com a exposição da radiação.

CLARK et al. (1990), KASSEBAUM et al. (1992), DULA et al. (1996), FREDERIKSEN et al. (1994), EKESTUBE (1999), BIANCHI et al. (2000), SERHAL et al. (2001), COHNEN et al. (2002) determinaram e compararam a *Dose absorvida* em órgãos críticos da cabeça e pescoço com exames radiográficos pré-operatórios à colocação de implantes dentais. Todos os autores, exceto COHNEN et al. (2002), utilizaram dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio para medir a *Dose absorvida* (D_{TR}). CLARK et al. (1990), KASSEBAUM (1992), FREDERIKSEN et al. (1994), DULA et al. (1996), EKESTUBE (1999) utilizaram em todas as exposições um fantoma antropomórfico. BIANCHI et al (2000) realizaram a pesquisa com um grupo de pacientes que se submeteram a exames pré-operatórios radiológicos para implantes dentais.

CLARK et al. (1990) determinaram a dose média para local anatômico, durante as técnicas de tomografia linear e tomografia computadorizada e os

resultados foram comparados a relatos da literatura, para as técnicas de radiografia panorâmica e técnicas intra-orais. Os exames de tomografia computadorizada apresentaram maiores valores de dose em relação à tomografia linear e esta técnica apresentou valores similares à radiografia panorâmica e intra-orais.

Para a comparação da *Dose absorvida*, KASSEBAUM (1992) utilizou exames radiológicos de tomografia computadorizada e tomografia linear, em regiões posteriores e anteriores dos maxilares. Durante os exames de Tomografia Computadorizada da maxila, a glândula parótida esquerda recebeu a maior dose (8,5 mGy) e, no caso da mandíbula, a maior dose foi fornecida para a medula óssea direita da mandíbula (0,019 mGy). Para o corte tomográfico posterior, a área direita da glândula parótida recebeu maior dose (0,788 mGy) e no corte tomográfico anterior, a maior dose foi fornecida para a glândula parótida direita (2,1 mGy).

DULA et al. (1996) mediram a dose em exames de tomografia computadorizada espiral, e utilizando dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio e fluoreto de cálcio. Observou-se que as glândulas parótidas apresentaram maior dose (14 mGy) e a tireóide a menor dose (0,6 mGy), quando a maxila foi examinada. Durante o exame da mandíbula, o valor da dose foi mais elevado nas glândulas sublinguais e submandibulares (12,5 mGy).

EKESTUBBE (1999), em seu estudo para a determinação e comparação das *Doses absorvidas* em órgãos radiosensíveis na cabeça e pescoço, utilizou exames de tomografia convencional hipocicloidal e espiral e tomografia computadorizada, em um fantoma, para avaliação anterior à colocação de implantes dentais na maxila e região posterior da mandíbula. Os parâmetros dos protocolos para os exames foram estabelecidos de acordo com aqueles usados para os pacientes. Os dosímetros termoluminescentes de LiF (TLD-100) foram colocados nas regiões da hipófise,

olhos, glândula parótida, glândula submandibular e glândula tireóide. Para tomografia convencional, as doses, na maioria dos órgãos, foram abaixo de 0,2mGy, exceto para glândulas salivares. Em exames mandibulares e maxilares, as doses foram maiores para tomografia convencional espiral do que para tomografia convencional hipocicloidal. A maior *Dose absorvida* foi registrada na tomografia espiral na glândula submandibular, região posterior da mandíbula, a qual foi de 5,3 mGy. A dose na glândula parótida para tomografia maxilar foi 4,3 mGy na tomografia espiral. Com relação à tomografia computadorizada, as maiores *Doses absorvidas* foram de 38 mGy, na pele, quando a maxila foi analisada. Em exames mandibulares, as maiores doses foram de 35 mGy, para imagens axiais e 37 mGy, para imagens frontais. Todas as doses em órgãos internos para tomografia computadorizada foram maiores do que para tomografia convencional, sendo que as glândulas salivares receberam as maiores doses, 3 a 10 vezes maiores do que para tomografia convencional. A menor dose registrada foi de 0,6 mGy nos olhos, em exames axiais da mandíbula e na glândula tireóide, quando a maxila foi examinada.

BIANCHI et al. (2000) compararam a *Dose absorvida* (D), na superfície, em dois grupos de 10 pacientes que se submeteram a exames pré-operatórios, para implantes dentais, por meio da tomografia computadorizada convencional e tomografia computadorizada espiral. Em cada grupo, 5 pacientes foram submetidos a exames da maxila e 5 pacientes a exames da mandíbula, para os dois tipos de equipamentos. O estudo se limitou a duas áreas consideradas mais radiosensíveis da região maxilofacial, o cristalino dos olhos e a glândula tireóide. Os parâmetros que governam as condições dos exames foram padronizados em ambos os tipos de equipamentos, como kV, mAs, números de fatias por exames, plano maxilar e mandibular. Os exames da mandíbula demonstraram uma redução pelo uso da

tomografia computadorizada espiral maior do que 50 % em todos os locais (57,4 % para a órbita lateral, 60 % para o forame infraorbital e 70,9 % para a tireóide) e para os exames maxilares as reduções foram menores (57,4 % para a órbita lateral, 47,0 % para o forame infraorbital e 60,8 % para a tireóide).

Segundo SERHAL, et al (2001), a *Dose absorvida* foi mais freqüentemente medida utilizando fantasmas com tecidos equivalentes humanos da cabeça e pescoço, tais como o fantoma Alderson-Rando ou o Pedo-RT_Humanoid. Foi utilizado, em seu estudo, a cabeça de um cadáver humano para simular situações clínicas, durante a realização de exame tomográfico convencional espiral com uma unidade Cranex TOME®.

SERHAL et al (2001) avaliaram a dose em 5 locais da região da cabeça e pescoço de um cadáver humano (glândula parótida direita e esquerda, glândula submandibular direita e esquerda e glândula tireóide). Para o exame de tomografia espiral na maxila, a dose nas glândulas parótidas foram as mais elevadas. A dose média nas glândulas parótidas foi 0,27 mGy, 3,89 mGy e 1,67 mGy nos exames realizados na região frontal, área de pré-molar e molar respectivamente. Na glândula tireóide a dose foi menor ou igual a 0,0004 mGy em todos os áreas avaliadas. No exame de tomografia espiral da mandíbula a dose média nas glândulas parótidas foi 0,77 mGy, 1,22 mGy e 1,72 mGy nos exames da área frontal, pré-molar e molar respectivamente. Na glândula submandibular as doses foram 0,39 mGy para área frontal, 1,31 mGy para área de pré-molar e 1,61 para área de molar.

COHNEN et al. (2002) utilizaram, em seu trabalho, detectores TL de fluoreto de lítio, para medir a dose na superfície e detectores TL de fluoreto de cálcio, para medir a dose nos órgãos. Os detectores TI foram fixados em um fantoma antropomórfico e em duas cabeças de cadáver fixadas em formol.

SCAF et al, em 1997, e FRAZÃO, em 2002, através da determinação da *Dose absorvida*, obtiveram a *Dose equivalente* e, assim, estimaram os riscos de câncer em exames radiológicos pré-operatórios à colocação de implantes dentais em áreas da cabeça e pescoço. Os autores utilizaram dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio (TLD-100) e um fantoma (Alderson Rando) para as medidas das *Doses absorvidas*.

Os exames radiológicos pré-operatórios, apresentados no estudo de SCAF et al (1997), foram tomografia convencional multidirecional e tomografia computadorizada. Os dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio (TLD-100) foram colocados em locais da cabeça e pescoço de um fantoma (Alderson Rando). As *Doses absorvidas* (D) foram medidas nos vários locais craniofaciais (pele, glândula parótida, medula mandibular posterior, medula maxilar mediana, segunda vértebra cervical, glândulas tireóide, lóbulo temporal cerebral, glândula pituitária, parede superior posterior faríngea) e a partir desses valores, as doses equivalentes (H_T) foram calculadas. Os resultados revelaram que a *Dose média absorvida*, medida diretamente com os TLDs, para exames individuais de tomografia convencional da maxila e mandíbula, foi, freqüentemente, semelhantes à radiação de fundo natural. Os filmes oclusais apresentaram *Doses absorvidas* maiores para exames de tomografia convencional. Observou-se que a *Dose média absorvida* nos exames de tomografia computadorizada estava em desacordo com os valores CTDI ("Computed Tomography Dose Index") estabelecidos pelo fabricante. Nos locais em que os dosímetros foram totalmente expostos, os valores CDTI e os valores obtidos do estudo foram os mesmos, mas, nos tecidos cefálicos ou caldais, os valores diferem bastante dos limites para exames de tomografia computadorizada. As *Doses absorvidas* podem, entretanto, serem medidas em um fantoma para a maioria dos

locais anatômicos, no caso de exames para tomografia computadorizada, ao contrário da tomografia convencional. Em alguns locais (parótida, medula, vértebra cervical), os dosímetros TL se encontram próximos aos limites dos exames de tomografia computadorizada e as leituras entre os cinco dosímetros variam e produzem altos desvios padrões.

COHNEN et al. (2002) mediu a dose na pele e nos órgãos internos em exames de radiografia panorâmica, tomografia digital e tomografia computadorizada onde as doses máximas obtidas foram 0,65 mGy, 4,2 mGy e 23 mGy, respectivamente.

FRAZÃO, em 2002, realizou estudos dosimétricos em dois equipamentos radiográficos (tomógrafo convencional multidirecional CommCAT e tomógrafo computadorizado Elscint SeleCT), com a utilização de um fantoma (tipo Randon Alderson) cuja finalidade dos exames propostos era o planejamento para colocação de implantes dentais. Foram comparados a dose absorvida ($D_{T,R}$), dose equivalente (H_T) e o risco de câncer fatal, nos exames realizados em cada um dos tomógrafos, com a utilização de dosímetros TL que foram colocados nos locais correspondentes aos órgãos/regiões críticas. A menor dose equivalente e, conseqüentemente, o menor risco de câncer fatal em todas as regiões estudadas foi demonstrada no exame realizado no tomógrafo convencional CommCAT.

Metodologia

3 METODOLOGIA

Este estudo foi desenvolvido nos laboratórios do Serviço de Dosimetria das Radiações do CDTN/CNEN, Serviço Especializado de Radiologia Odontológica (SERO) e Instituto Mineiro de Radiologia (IMRAD).

Os experimentos propostos foram definidos em duas fases: fase laboratorial e fase clínica.

3.1 Fase laboratorial

A fase laboratorial envolveu os procedimentos realizados nos laboratórios de Dosimetria e de Calibração do CDTN, visando caracterizar e demonstrar a confiabilidade metodológica de um sistema termoluminescente (TL) a fim de medir a dose de radiação nos locais anatômicos dos pacientes.

Esta fase abrangeu o processo de seleção e avaliação quanto às características físicas, à homogeneidade, à reprodutibilidade e ao limite inferior de detecção dos detectores TL, de acordo com os requisitos estabelecidos pelo CASMIE (1995). Adicionalmente, o sistema TL foi calibrado para cinco energias do feixe de raios X correspondentes às técnicas radiográficas da pesquisa e em ^{137}Cs , para estabelecimento do fator de calibração mais adequado às técnicas radiográficas utilizadas.

As características dos detectores TL utilizados, os acessórios como forno, estufa, leitora termoluminescente e a metodologia empregada para o tratamento térmico, seleção e calibração dos mesmos serão descritos separadamente em cada item deste trabalho.

3.1.1 Detectores termoluminescentes

Detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio ativado com magnésio e titânio (LiF: Mg, Ti), modelo TLD-100, comercializados pela Harshaw Chemical Company, na forma de pastilhas (FIG. 2), medindo 3 mm x 3 mm x 1 mm, com cerca de 24 mg (HARSHAW CHEMICAL COMPANY) foram utilizados para a determinação da dose absorvida em cada ponto anatômico selecionado dos pacientes. Este detector é o mais comumente utilizado em dosimetria clínica, pois apresenta uma sensibilidade adequada, número atômico efetivo próximo ao do tecido humano e do ar, desvanecimento quase desprezível à temperatura ambiente e baixa dependência energética (KNOLL, 1989).

A TAB. 3 relata algumas características do detector termoluminescente de LiF: Mg, Ti.

TABELA 3

Características do detector termoluminescente de LiF: Mg, Ti

Propriedades	
Densidade	2,64 g/cm ³
No. atômico efetivo para absorção fotoelétrica	8,2
Espectro de emissão termoluminescente	3500 a 6000 Å (emissão máxima em 4000 Å)
Temperatura em que ocorre o principal pico de emissão	195 °C
Termoluminescente (dependente da taxa de aquecimento)	
Dependência energética (30 keV/ ⁶⁰ Co)	1,25
Faixa de kerma no ar	10 ⁻⁵ mGy até 10 ³ Gy
Desvanecimento	5% ao ano

Fonte: HARSHAW TLD BICRON, 2001

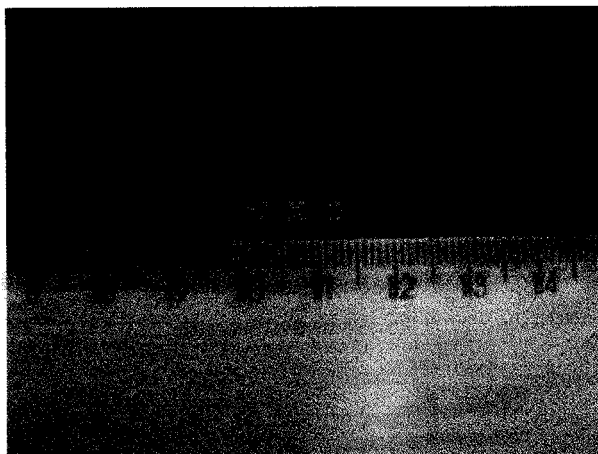


FIGURA 2 – Pastilhas do detector TL de LiF:Mg,Ti

3.1.2 Tratamento térmico

O tratamento térmico dos detectores, utilizado para eliminar sinais residuais e possibilitar a sua reutilização confiável, foi realizado de acordo com os dados definidos pelo fabricante (HARSHAW TLD BICRON, 2001). O recozimento antes da irradiação e o tratamento antes da leitura dos detectores TL foram nomeados como Tratamento 01 e Tratamento 02, respectivamente. Para o Tratamento 1, foram utilizados o forno M.Blue M.Eletric Company, modelo M10A- 1A (FIG. 3), na temperatura de 400 °C (1 hora) e a estufa da marca FANEM LTDA, modelo 310/3 (FIG. 4) na temperatura de 100 °C (2 horas). O Tratamento 02 utilizou a estufa (marca FANEM LTDA, modelo 310/3) na temperatura de 100 °C por 15 minutos. O resfriamento foi realizado à temperatura ambiente (NOGUEIRA, 1997). Os detectores TL foram dispostos em uma bandeja/suporte de alumínio com aproximadamente 2 mm de espessura e envoltos com papel aluminizado para garantir o aquecimento uniforme de todos os detectores.

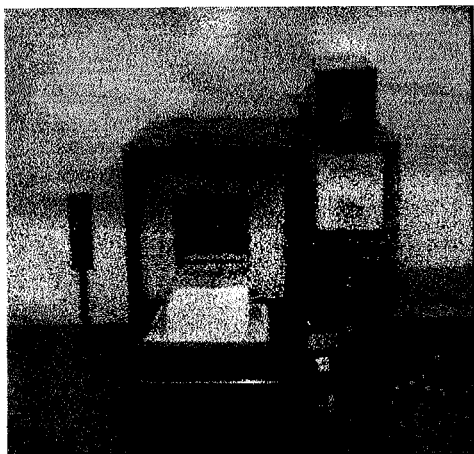


FIGURA 3 - Forno M. Blue

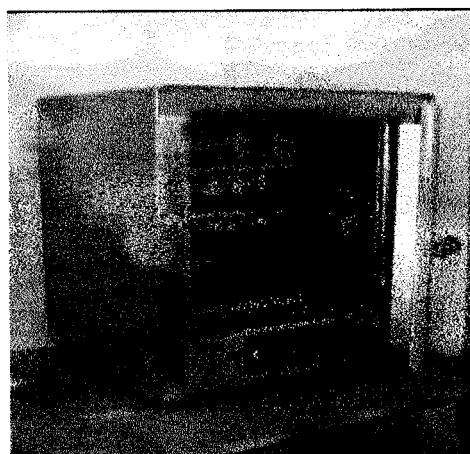


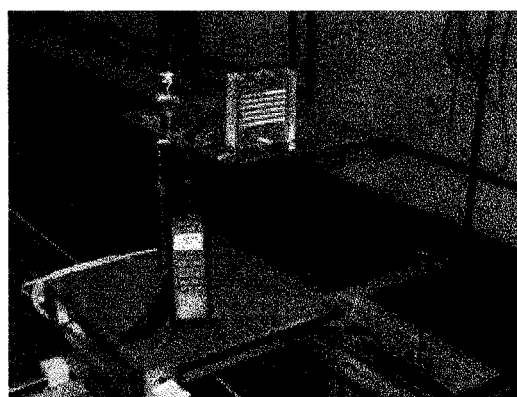
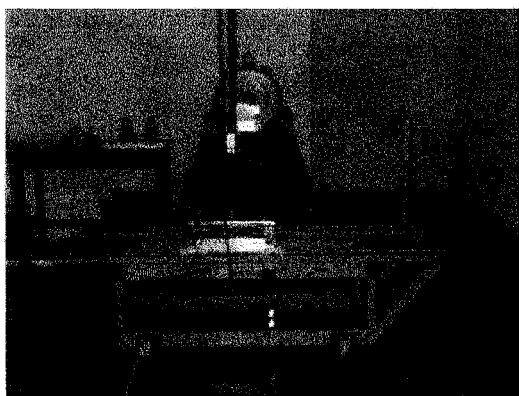
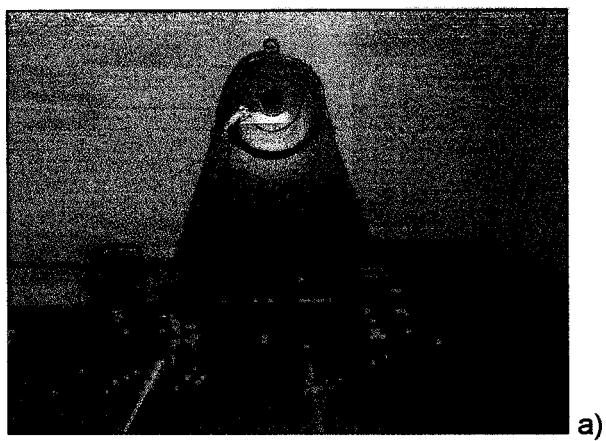
FIGURA 4 - Estufa Fanem Ltda.

3.1.3 Exposição dos detectores

Para a realização dos procedimentos de seleção dos detectores TL, que envolvem os testes de homogeneidade, reprodutibilidade, calibração do sistema de leitura TL e o estabelecimento do fator de calibração, foi utilizado o irradiador gama STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, modelo OB85 (FIG. 5a), localizado no Laboratório de Dosimetria e de Calibração do CDTN.

Os detectores TL de LiF:Mg,Ti, após passarem pelos devidos tratamentos térmicos, foram colocados em suportes de acrílico e, em condições de equilíbrio eletrônico, expostos ao campo de radiação gama do ^{137}Cs , a uma distância de 1,5 m da fonte (FIG. 5b a 5c). Este suporte foi posicionado no campo de irradiação permitindo que o feixe de radiação incidisse perpendicularmente à maior área do suporte sobre a cobertura de acrílico.

Os procedimentos foram realizados respeitando-se a periodicidade dos intervalos entre as irradiações, leitura e tratamento térmico recomendados pelo manual da



b)

c)

FIGURA 5 a) Irradiador gama STS OB85. b) Sistema de posicionamento com suporte de acrílico. c) Posicionamento dos detectores TL em relação ao irradiador STS OB85.

3.1.4 Sistema de leitura TL

O sistema de leitura termoluminescente (TL) é composto por uma leitora TL Harshaw (modelo 4500, Cleveland, Ohio) (FIG. 6), acoplada a um computador (IBM compatible PC-Windows 95/98®) e um software denominado Win-REMS (“Windows- Based Radiation Evaluation and Management System”) desenvolvido pela RPM – Bicron.

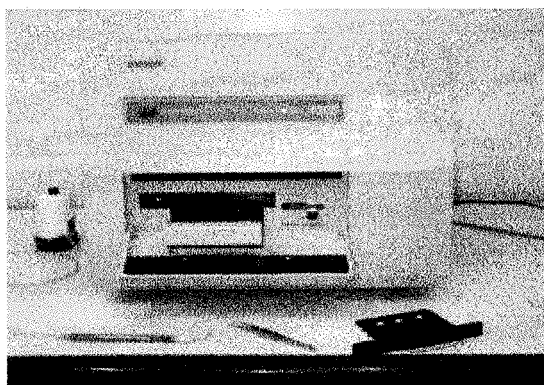


FIGURA 6 - Leitora Harshaw 4500

O WIN-REMS consiste de uma série de programas e base de dados que direciona a operação da leitora TL através de uma série de menus e caixa de diálogos. Este recebe os registros dosimétricos da leitora TL que são armazenados, selecionados, processados e apresentados em uma base completa de dados.

A leitora TL é usada para a leitura de cartões dosimétricos e de elementos TL nas formas de disco, bastão ou pó. Este instrumento incorpora dois tubos fotomultiplicadores para a captação da luz emitida pelo detector TL, durante o aquecimento dos detectores, que pode ser realizado a gás (nitrogênio ou ar) ou por uma prancheta através de uma resistência elétrica. Neste trabalho, como os detectores selecionados eram do tipo cristais TL, o aquecimento dos mesmos foi realizado pela prancheta.

A leitora TL foi sempre ligada 20 minutos antes do início das leituras para a estabilização e redução do ruído eletrônico (HARSHAW TLD BICRON, 2001).

A leitora TL permite estabelecer os perfis de temperatura e tempo de acordo com o tipo de detector que está sendo utilizado. O perfil de tempo e temperatura corresponde à temperatura na qual o material TL é aquecido em função do tempo e é definido em 3 etapas (FIG. 7): 1) Pré-aquecimento: estabelece um ponto para o início da leitura comum a todos os detectores em um grupo e pode ser usado para eliminar picos TL de menor temperatura que possui um rápido desvanecimento. 2) Aquisição dos dados : é a etapa durante a qual os dados são adquiridos e a curva de emissão ("glow curve") é gerada. 3) Recozimento: é usado para aquecer o detector a alta temperatura, para assegurar a eliminação dos sinais TL residuais.

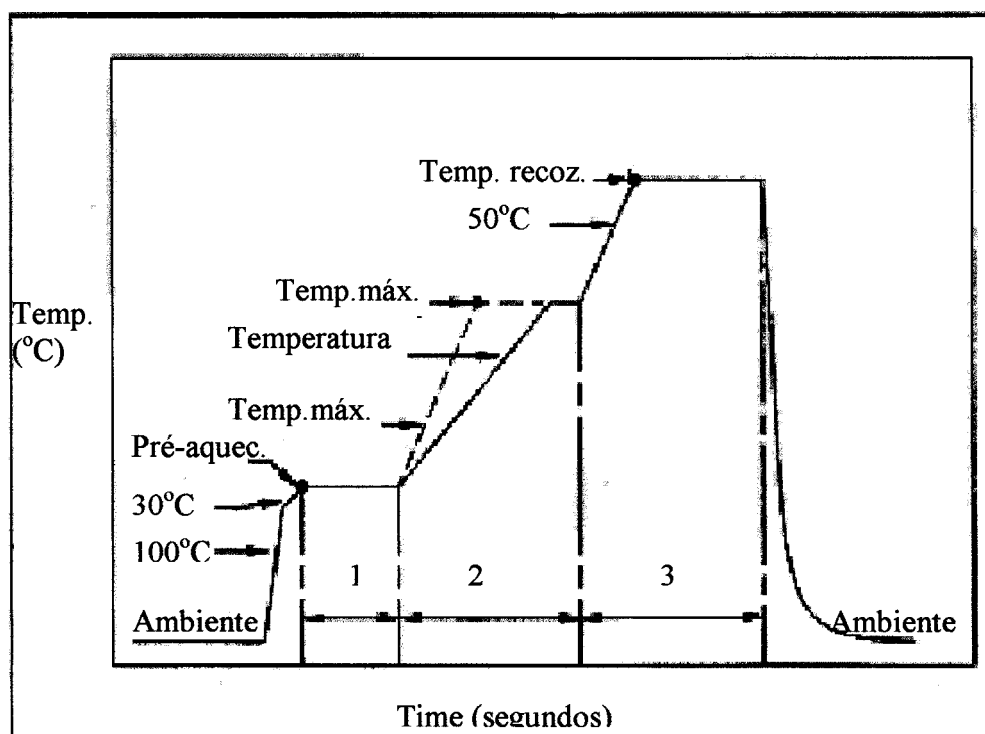


FIGURA 7- Perfil de tempo e temperatura típico da leitora TL.
 Legenda: 1-Pré-aquecimento; 2-Aquisição; 3-Recozimento.
 Fonte: HARSHAW TLD BICRON, 2001.

O perfil de tempo e temperatura de leitura utilizados neste trabalho é apresentado na TAB. 4.

TABELA 4

Perfil de tempo e temperatura durante a leitura dos detectores TL de LiF: Mg, Ti

Parâmetros	Tempo ou Temperatura
Pré-aquecimento	50° C
Velocidade de aquecimento	10° C / s
Temperatura máxima de aquecimento	260° C
Tempo de aquisição	26,67 s

Fonte: HARSHAW TLD BICRON, 2001.

3.1.5 Seleção dos detectores TL

O processo de seleção dos detectores TL baseou-se nas características físicas e nos resultados dos testes de homogeneidade, reprodutibilidade e limite inferior de detecção estabelecidos pelo CASMIE (1985).

3.1.5.1 Características físicas

O processo inicial de seleção dos detectores TL foi realizado a partir de um conjunto de detectores TL novos, onde se observaram, a olho nu, aspectos visuais como trincas e manchas que poderiam comprometer a resposta termoluminescente dos mesmos. Após este procedimento, foram escolhidos 48 detectores para serem utilizados neste trabalho.

3.1.5.2 Homogeneidade

O teste de homogeneidade visa assegurar que o grupo de detectores TL utilizado no experimento apresente uma resposta conhecida e uniforme à radiação.

O fator de homogeneidade (Fh) é definido pela relação:

$$Fh = \frac{L_{MÁX} - L_{MÍN}}{L_{MÍN}} \quad (1)$$

onde $L_{MÁX}$ e $L_{MÍN}$ são, respectivamente, os valores máximo e mínimo das médias das leituras TL avaliadas.

De acordo com o CASMIE (1995) o valor de Fh não deve exceder 30% quando a irradiação é realizada simultaneamente em todos detectores TL, garantindo o mesmo valor de kerma no ar.

O teste de homogeneidade foi realizado com dez ciclos de irradiações do grupo selecionado de detectores, com o mesmo valor verdadeiro convencional de kerma no ar de 10 mGy. A incerteza combinada na medida de kerma no ar é $\pm 2,1\%$, avaliada pelo Laboratório de Dosimetria e de Calibração do CDTN.

Os resultados do teste de homogeneidade são apresentados no item 4.1.

3.1.5.3 Reprodutibilidade

O teste de reprodutibilidade tem como objetivo avaliar a característica dos detectores TL de apresentarem uma mesma resposta para um mesmo valor de kerma no ar e, assim, manterem estáveis os resultados individuais durante utilizações sucessivas. O teste foi realizado com dez irradiações do lote de detectores, em ^{137}Cs , com o mesmo valor verdadeiro convencional de kerma no ar igual a 10 mGy (CASMIE, 1995).

O fator reprodutibilidade (F_r) é definido pela equação 2:

$$F_r = \frac{s + I_s}{\bar{A}} \quad (2)$$

\bar{A} , é a média dos valores das leituras do determinado detector TL.

s , é o desvio padrão das leituras do detector TL.

I_s , é o intervalo de confiança para o desvio padrão, determinado pela equação 3:

$$I_s(n_s) = T_{n_s} \cdot s \cdot \sqrt{\left\{ \frac{0,5}{n_s - 1} \right\}} \quad (3)$$

n_s , é o número de séries de irradiações realizadas.

s , é o desvio padrão das leituras do detector TL.

T_{n_s} , é o valor adotado estatisticamente da tabela *T-Student* para dez medidas e um nível de confiança de 95%, ou seja 2,26.

De acordo com o CASMIE(1995) o valor de F_r máximo aceitável é de 7,5%.

Os resultados do teste de homogeneidade são apresentados no item 4.1.

3.1.5.4 Limite inferior de detecção

O teste de limite inferior de detecção (L_{ID}) define o valor mínimo da resposta do grupo de detectores TL, abaixo do qual as leituras obtidas serão consideradas nulas. Este teste foi realizado utilizando dez detectores não irradiados e submetidos aos procedimentos de tratamento térmico 1 e 2.

O L_{ID} é definido pela equação 4:

$$L_{ID} = t_n \times s_{\bar{A}} \quad (4)$$

onde:

t_n é o t de Student para 9 graus de liberdade (por dez detectores utilizados no teste)

e um nível de confiança de 95%, ou seja 2,26;

$\frac{s}{\sqrt{n}}$ é o desvio padrão da média das leituras para todos os n dosímetros.

Os resultados do teste L_{ID} são apresentados no item 4.2.

3.1.6 Calibração do sistema de dosimetria TL

O sistema de dosimetria TL é composto pelo sistema de leitura TL, pelos detectores TL, pelos equipamentos e procedimentos que envolvem o tratamento térmico e os procedimentos de leitura. A calibração do sistema de dosimetria TL requereu a calibração da leitora TL e de todos os detectores TL, obedecendo a seguinte seqüência de procedimentos:

Geração de detectores TL de calibração.

Calibração da leitora TL.

Calibração individual dos detectores TL.

3.1.6.1 Geração de detectores TL de calibração

Este procedimento compreendeu, basicamente, a seleção dos detectores para a calibração da leitora TL, mediante a determinação do fator de sensibilidade, FS, de cada detector TL. Os detectores não apresentam exatamente a mesma eficiência TL, ou seja, a intensidade de luz TL emitida por unidade de exposição à radiação. Isto se deve a uma variação natural referente à resposta do material e à massa física de fabricação, acarretando uma variação na resposta entre eles de até 30% da média de um determinado grupo de detectores. Com o objetivo de reduzir esta variação,

durante as medidas, o FS de cada detector foi determinado. Esta determinação é baseada na razão entre a média de eficiência TL de um pequeno grupo desta população e a eficiência TL de cada detector de toda população (FIG.8). Neste procedimento, não há necessidade de se conhecer o valor da grandeza associada à exposição dos detectores à radiação aplicada, pois o objetivo desta irradiação é induzir a excitação no material que resultará em um sinal proporcional à eficiência TL do detector. Neste trabalho, o procedimento para a seleção dos detectores de calibração foi realizado duas vezes. O primeiro, antes do início das medidas das doses nos pacientes e depois, no decorrer destas.

No primeiro procedimento, foram selecionados treze detectores e no segundo procedimento, foram selecionados dez detectores, para serem utilizados para a calibração da leitora TL. Os dois grupos de detectores foram irradiados com o mesmo valor verdadeiro convencional de kerma no ar e submetidos aos procedimentos de tratamento térmico 1 e 2.

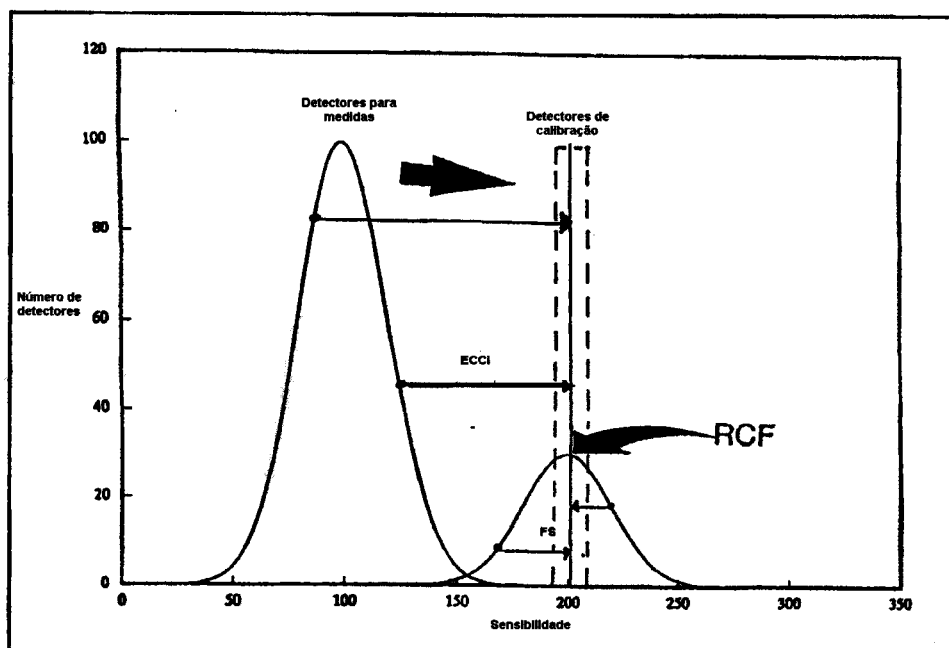


FIGURA 8 – Calibração de um sistema de dosimetria TL
 Fonte: HARSHAW TLD BICRON. 2001.

O FS de cada detector TL dos dois grupos foi gerado nas condições de tempo e temperatura definidos na TAB. 4 e definido segundo a equação 5. Foram considerados aceitáveis os detectores que apresentaram FS dentro de 10% da média.

$$FS = \frac{\bar{L}}{L_i} \quad (5)$$

onde: \bar{L} é a média das leituras dos detectores de calibração;

L_i é a leitura de cada detector de calibração;

Os resultados destes procedimentos são apresentados no item 4.3.

3.1.6.2 Calibração da leitora TL

Com o objetivo de assegurar que a leitora TL converta o sinal da fotomultiplicadora, em carga (nC), para a unidade dosimétrica definida (μGy), é estabelecido o fator de calibração da leitora, RCF - "Reader Calibration Factor", de acordo com a equação 6:

$$RCF = \frac{\bar{L}}{C} \quad (6)$$

onde:

\bar{L} é a média das leituras do grupo de detectores de calibração expostos à radiação com um valor verdadeiro convencional C da grandeza de interesse.

Os detectores de calibração, selecionados no item anterior, foram irradiados com o valor verdadeiro convencional de kerma no ar de 10 mGy ($\pm 2,1\%$) e submetidos aos procedimentos de tratamento térmico 1 e 2. O RCF foi gerado nas condições de tempo e temperatura definidos na TAB. 4, com a aplicação do fator de sensibilidade destes detectores. Os resultados deste procedimento são apresentados no item 4.4.

3.1.6.3 Calibração individual dos detectores

A calibração dos detectores TL permite que todos os detectores, em um sistema, apresentem o mesmo valor para uma determinada exposição à radiação.

O fator de calibração de cada detector TL (ECC_i) é aplicado com o objetivo de estabelecer que a eficiência TL de cada detector seja, virtualmente idêntica, ao valor da média do grupo de detectores de calibração, e, assim, todos os detectores tenham virtualmente a mesma eficiência TL (FIG 8).

O ECC_i é definido de acordo com a relação:

$$ECC_i = \frac{C}{L_i} \quad (7)$$

onde:

L_i corresponde a leitura em mGy de cada detector do grupo selecionado, exposto à radiação com um valor verdadeiro convencional C da grandeza de interesse.

Os 48 detectores TL selecionados foram irradiados com o valor verdadeiro convencional de kerma no ar de 10 mGy ($\pm 2,1\%$) e submetidos aos procedimentos de tratamento térmico 1 e 2.

O ECC_i deste grupo foi gerado nas condições de tempo e temperatura definidos na TAB. 4 e aplicando-se o RCF definido no item 3.1.6.2. Foram considerados aceitáveis os detectores que apresentaram o fator de calibração dentro de 20% da média.

Os resultados deste procedimento são apresentados no item 4.5.

3.1.6.4 Avaliação do sistema de dosimetria TL

Com o objetivo de avaliar o sistema de dosimetria TL, dois grupos de dez detectores foram selecionados e irradiados com o valor verdadeiro convencional de kerma no ar de 10 mGy ($\pm 2,1\%$) e submetidos aos procedimentos de tratamento térmico 1 e 2. A leitura destes dosímetros foi realizada aplicando-se o RCF e o ECC específico de cada dosímetro.

Como parte de um processo de controle de qualidade do sistema de leitura TL (item 3.1.4) foram avaliados os valores das leituras do ruído da fotomultiplicadora e da luz eletrônica de referência respectivamente.

Os resultados deste procedimento são apresentados no item 4.6.

3.1.7 Calibração do sistema TL para feixes de raios X

O conhecimento da variação da resposta dos detectores TL com a energia dos feixes de raios X permite estimar, com maior exatidão, a dose absorvida nos pacientes submetidos às técnicas radiográficas de tomografia computadorizada helicoidal, tomografia convencional espiral e panorâmica.

A energia média de um espectro, segundo LACERDA & SILVA (2003), é utilizada como parâmetro de especificação da qualidade do feixe de raios X e minimiza a influência das diferentes combinações filtro-tensão de pico possíveis.

Os 48 dosímetros selecionados para a medida da dose absorvida foram calibrados para cinco energias de feixes de raios X, aproximadamente, correspondentes às técnicas radiográficas utilizadas no experimento, baseando-se na metodologia aplicada por LACERDA & SILVA (2003).

A TAB. 5 apresenta as tensões de pico, a corrente, o tempo e a filtração utilizados no equipamento de raios X VMI modelo Pulsar Plus 800 (FIG 9); estes

parâmetros foram definidos segundo SEIFERT et al (1997), NAGEL et al.(2002) e a ORION CORPORATION SOREDEX (1999).

TABELA 5

Tensões de pico (kV), corrente (mA), tempo (ms) e filtração (mm) utilizados no equipamento de raios X VMI modelo Pulsar Plus 800, durante o estabelecimento do fator de calibração do grupo de TLDs

Técnica	Tensões de pico(kV)	Corrente(mA)	Tempo(ms)	Filtração(mm)
1 ¹	47	200	300	3,1 Al
2 ¹	47	200	300	8,4 Al
3 ¹	70	200	300	2,7 Al
4 ²	120	200	300	8,8 Al
5 ³	120	200	300	0,2 Cu + 2,1 Al

Fonte: ¹ORION CORPORATION SOREDEX, 1999; ²NAGEL et al., 2002; ³SEIFERT et al., 1997

Nota: Técnicas 1, 2 e 3 correspondem às técnicas de tomografia convencional espiral e panorâmica; as técnicas 4 e 5 correspondem à técnica para tomografia computadorizada.

A energia média dos feixes de raios X para técnica radiográfica foi estimada através do "software XCOMP5R (Institut fur Biomed. Technik und Physik, University Vienna").

A dosimetria de cada feixe de raios X foi realizada por uma câmara de ionização da RADCAL Corporation (Califórnia- USA) modelo 10X5-6 (6cm³) acoplada ao eletrômetro RADCAL/MDH, modelo 9060, e a uma controladora RADCAL modelo 9015 (FIG 10). Os dosímetros foram irradiados em um campo de radiação de 150 x 85 mm², utilizando-se para cada técnica cinco disparos no equipamento de raios X.

A câmara de ionização foi calibrada pelo Laboratório de Calibração de Instrumentos (IPEN - Instituto de Pesquisas Energéticas) para as qualidades de radiodiagnóstico definidas pela TAB.6.

TABELA 6

Fatores de calibração da câmara de ionização para qualidades de radiodiagnóstico

Qualidade	Tensão (kV)	Filtração (mm Al)	Energia efetiva (keV)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)	Leitura do instrumento (mGy/min)	Fator de calibração
RQR 3	50	2,5	32,0	3,93	2,672	1,471
RQR 5	70	2,5	39,0	7,51	5,799	1,295
RQR 7	90	2,5	46,0	10,6	7,910	1,340

Fonte: IPEN - Instituto de Pesquisas Energéticas

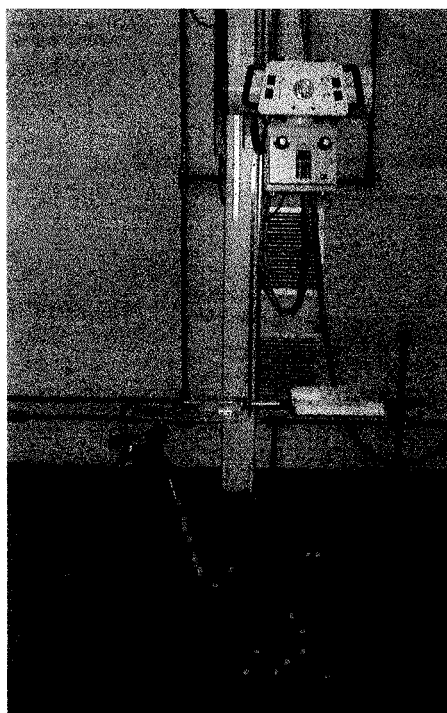


FIGURA 9 - Equipamento de raios X VMI, modelo Pulsar Plus 800

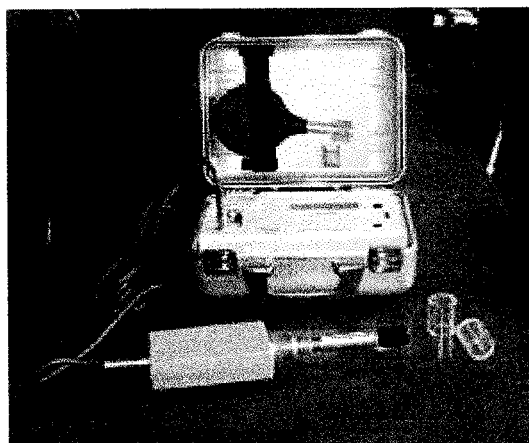


FIGURA 10 - Câmara de ionização *RADCAL Corporation*, acoplada ao eletrômetro *RADCAL/MDH*, modelo 9060, ligado à controladora *RADCAL* modelo 9015

O procedimento consistiu em irradiar cinco dosímetros para cada energia de feixe de raios X, de acordo com os parâmetros relatados na TAB. 5, totalizando uma série de cinco medidas.

O fator de correção para cada técnica radiográfica e grupo de TLDs utilizados foi calculado pela equação 8. Tais fatores foram normalizados para ^{137}Cs , estabelecendo-se assim, a dependência energética do grupo de dosímetros.

$$FC = \frac{k_{ar}}{(L_{mi} - Bg_i)} \quad (8)$$

onde:

FC é o fator de correção do sistema TL para cada técnica radiográfica

k_{ar} é a medida de kerma no ar realizada com a câmara de ionização acoplada ao eletrômetro, na mesma posição, em mGy;

L_{mi} é a média da leitura TL para cada energia de feixe, em mGy;

Bg_i é a leitura dos cinco TLDs separados para a radiação de fundo ou branco, em mGy.

Os resultados destes procedimentos são apresentados no item 4.7

3.2 Fase clínica

3.2.1 Determinação da dose absorvida em pacientes submetidos às técnicas radiográficas

3.2.1.1. Tomografia convencional espiral (Cranex Tome)

O primeiro grupo, composto de 7 pacientes, foi examinado com uma unidade Cranex Tome (Orion Corporation Soredex, Helsinki, Finlândia), projetada para uso odontológico com as especificações técnicas definidas na TAB. 7.

TABELA 7

Especificações técnicas da Unidade Cranex Tome

Especificações técnicas	
Material do alvo	Tungstênio
Ângulo do alvo	5°
Voltagem	57 a 81 kV
Corrente	1 a 10 mA
Filtração total	2,7 mm Al a 70kV – panorâmica 3,0 mm Al a 47 kV – tomografia 8,4 mm Al a 47kV – tomografia
Tempo de exposição	Panorâmica - 11 a 24 s Tomografia – 14 a 56 s

Fonte: ORION CORPORATION SOREDEX, 1999.

O primeiro passo para o exame da anatomia dental do paciente foi realizado pela exposição panorâmica, que foi utilizada como guia para a localização dos cortes seccionais durante o exame tomográfico. As medidas eram realizadas

utilizando os mesmos detectores para cada ponto anatômico selecionado (APÊND. 3) A tomada radiográfica panorâmica foi realizada utilizando o programa arcada normal, o qual permitiu tomar uma exposição de ambos os maxilares (mandíbula e maxila) assim como da articulação têmporo-mandibular do adulto, cuja magnificação foi de 1,3. O receptor foi o filme Kodak T-MAT G/RA, com screen Kodak Lanex Medium (Eastman Kodak Co., Rochester, N.Y.) e cassete 15x30 cm² (6"x 12") (ORION CORPORATION SOREDEX, 1999).

Para a realização da técnica panorâmica e tomográfica convencional espiral, o paciente foi posicionado em pé, de frente ao equipamento. Um posicionador ajustável duplo para o queixo foi utilizado como apoio em todas as posições. Uma extremidade rígida de quatro pontos suporta a cabeça e um sistema de mordedura manteve a cabeça do paciente firme e confortável, permitindo, assim, uma excelente reprodutibilidade (FIG.11).

Um espelho amplo e ajustável possibilitou olhar diretamente para o paciente e também observar o posicionamento das luzes por onde o suporte do cassete é movido ou a altura da unidade é ajustada.

O painel de controle guiou o profissional através dos menus do programa e permitiu a segurança para os ambientes de exposição corretos, espessuras das camadas, abertura do colimador, abertura secundária e seleção da posição do suporte do queixo.

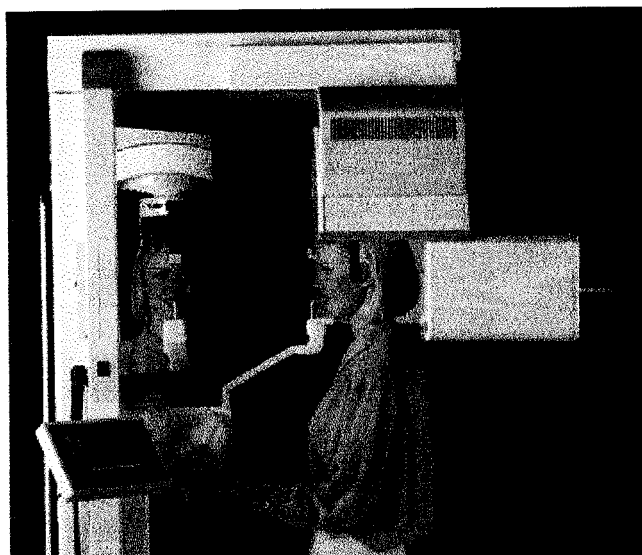


FIGURA 11 - Paciente em posição para realização das imagens panorâmica e tomográfica convencional
Fonte: SOREDEX, 2003

Após a realização da técnica panorâmica, os detectores TL foram removidos e novos detectores foram colocados nas áreas já pré-estabelecidas para o exame tomográfico convencional espiral, utilizando o mesmo equipamento. Este equipamento utiliza o princípio da autotomografia com um movimento espiral realizado pelo balançar e rotacionar do "C-arm" ao mesmo tempo (SOREDEX).

Todos os exames realizaram quatro exposições (cortes transversais) de cada região com a amplitude de área de 2 mm.

3.2.1.2 Tomografia Computadorizada helicoidal (CT Twin)

O segundo grupo selecionado, com 12 pacientes, realizou o exame da maxila e mandíbula com um equipamento de tomografia computadorizada helicoidal (FIG. 12). As medidas eram realizadas utilizando os mesmos detectores TL para cada ponto anatômico (APÊND. 1 e 2).

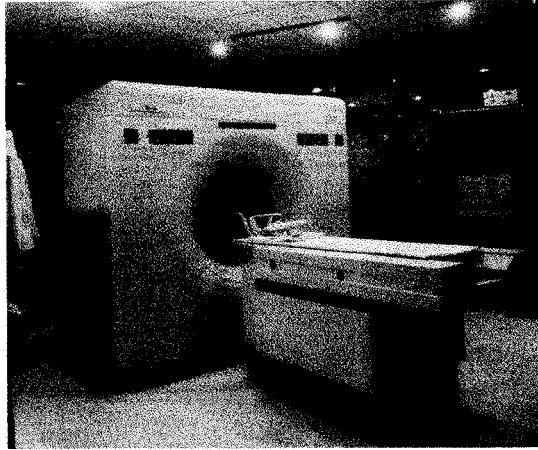


FIGURA 12- Elscint CT-Twin
Fonte: ELSCINT CT, 1997

O sistema CT Twin combina a rotação contínua do “gantry” devido à tecnologia de anéis deslizantes de 3ª geração com a tecnologia “*slice-dual Twin-Beam*”. Esta única combinação produz taxa de aquisição de dupla fatia, dobro de imagens, dupla velocidade de estudo, o dobro de resolução (ELSCINT CT, 1997). Em consequência, se obtém uma projeção helicoidal de dados usualmente em um único período de contenção da respiração. As imagens são reconstruídas em tempo real, por meio de interpolação das projeções entre os passos contíguos das hélices e o exame se encerra. O Denta-CT, “*software*” de altíssima resolução, obtém imagens panorâmicas instantâneas e permite reconstrução nos três planos ortogonais e oblíquo da maxila e mandíbula, para obtenção das exatas dimensões dos dentes e seus canais e para o planejamento de implantodontia.

Os parâmetros constantes, que governam as condições dos exames usados, são sumarizados na TAB. 8.

TABELA 8
Parâmetros constantes do exame de CT

Eiscint CT Twin	
Geração	3 ^a
Potência do tubo	120 kV
Superfície do filtro	2,0 mm Al + 0,2 mm Cu 8,8 mm Al equiv
Filtro	D(alta resolução espacial- osso)
Distância foco-eixo	630 mm
Tempo de rotação por ângulo de scan	1 s por 360°
Diâmetro do Scan	250 mm
Volume reconstruído	Calvaria- Atlas (13.5 cm)

Fonte: SEIFER et al., 1997; NAGEL et al., 2002

A seqüência do exame foi realizada observando os seguintes passos: o paciente foi posicionado em posição supina com a cabeça e face para cima. O processo alveolar da maxila ou base da mandíbula deve situar-se paralelo ao feixe de raios X do scanner. Uma radiografia digital lateral (scanograma) foi obtida para verificação do posicionamento correto do paciente e planejamento dos cortes. As linhas e seus respectivos números indicam o nível dos cortes da região a ser examinada. Os cortes na mandíbula se localizam desde a base até um plano que passa pelas cúspides dos dentes (40 reconstruções em média). Na maxila, os cortes abrangem desde as cúspides dos dentes remanescentes naturais até o terço inferior dos seios maxilares (em média 36 reconstruções). Os cortes axiais são armazenados e uma imagem axial, geralmente a mais central é selecionada como corte de referência e a partir desta imagem são geradas umas séries de imagens

transversais de todo o arco. São realizadas também três reconstruções panorâmicas ao longo das linhas que contornam o arco determinado pelo operador. A determinação da posição do implante é realizada após a análise das imagens axiais, reconstruções panorâmicas e seccionais pelo implantodontista e protesista os quais realizam medidas transversais (espessura véstíbulo palatina/véstíbulo-lingual da maxila/mandíbula) e verticais (altura óssea).

3.2.1.3 Posição anatômica dos detectores TL

Após a definição dos parâmetros que permitem utilizar o sistema de dosimetria TL foram selecionados os pontos anatômicos nos pacientes para colocação dos detectores TL, correspondentes às estruturas selecionadas para as medidas:

- 1- porção lateral da face, logo abaixo e adiante do ouvido externo, limitada à frente pelo ramo ascendente da mandíbula - referente à glândula parótida;
- 2- o triângulo digástrico, estendendo-se sob o corpo da mandíbula - referente à glândula submandibular;
- 3- osso nasal - referente à estrutura anatômica cristalino dos olhos;
- 4- osso hióide, proeminência laríngea (pomo de Adão) - referente à glândula tireóide (MC. MINN, 1995; SOBOTTA, 1977).

As FIG. 13 a e b mostram a localização superficial dos pontos anatômicos referentes às estruturas selecionadas para as medidas.

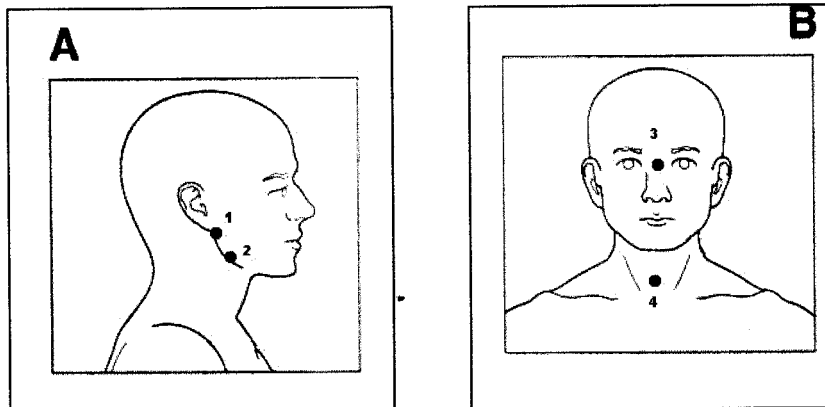


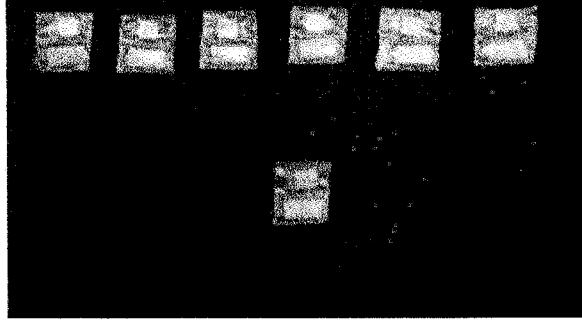
FIGURA 13 a e b – Pontos anatômicos referentes às estruturas definidas para estudo.
1- glândula parótida; 2- glândula submandibular; 3- cristalino dos olhos; 4 glândula tireóidea.

3.2.1.4 Posicionamento e fixação dos detectores TL

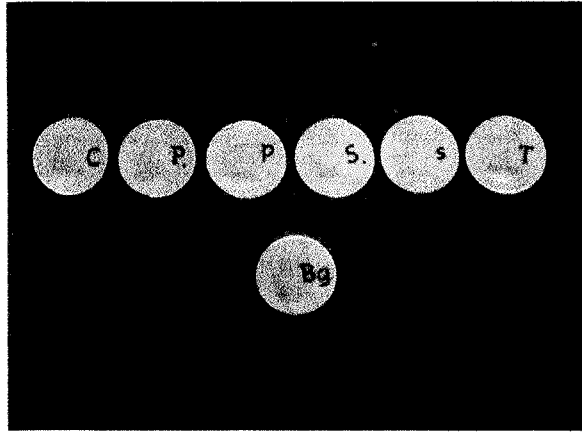
Em cada ponto anatômico selecionado (item 3.1.8.1.4) foram posicionados três cristais de detectores TL, que eram fixados, através de curativos Band-Aid (Johnson & Johnson), protegidos com um invólucro de plástico utilizando empacotadora (Lorenzetti) (FIG. 14 a, b e c). Para evitar que, após o exame radiográfico, houvesse perda e troca na posição dos detectores TL, estes eram fixados em um protocolo definido para este propósito (APÊND. 1, 2 e 3).

As FIG. 15 a e b mostram os posicionadores de detectores TL nos pacientes, nos pontos anatômicos referentes às estruturas definidas para estudo.

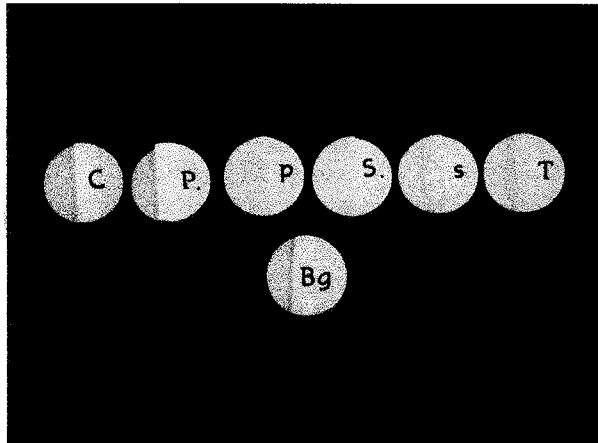
Os resultados das medidas das doses nos pacientes são apresentados no item 4.8.



a



b



c

FIGURAS 14 - a - Detectores TL protegidos com um invólucro de plástico; b - Posicionador de detectores TL (frente); c - Posicionador de detectores TL (verso).

Legenda - C- cristalino; P.- glândula parótida direita; S.- glândula submandibular direita; S- glândula submandibular esquerda; T- glândula tireóide; Bg- radiação de fundo.



FIGURAS 15 a – Posicionadores de detectores TL no paciente, nos pontos anatômicos referentes às estruturas (glândula parótida e glândula submandibular) definidas para estudo; b – Posicionadores de detectores TL no paciente, nos pontos anatômicos referentes às estruturas (cristalino e glândula tireóide) definidas para estudo.

3.2.1.5 Seleção dos pacientes

A seleção dos pacientes que participaram deste estudo foi baseada na indicação de exames radiográficos pelo profissional da área odontológica, cujo objetivo principal é a avaliação pré-operatória da região anatômica para a instalação de implantes dentais. Foram selecionados e avaliados, em um período de 6 meses, 2 grupos de pacientes. O primeiro grupo, composto de 7 pacientes, submeteu-se às técnicas radiográficas panorâmica e tomografia convencional espiral na Clínica SERO (Serviço Especializado de Radiografia Dental). O segundo grupo, composto de 12 pacientes, submeteu-se à técnica radiográfica de tomografia computadorizada helicoidal na Clínica IMRAD (Instituto Mineiro de Radiologia).

3.2.1.6 Consentimento para pesquisa

Os aspectos éticos e processuais dos pacientes voluntários desta pesquisa incluíram a garantia da livre escolha e informação, de acordo com as normas e diretrizes da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Os pacientes foram convidados a participar do mesmo e receberam informação verbal e por escrita sobre o estudo. Aqueles que quiseram participar leram e assinaram o consentimento livre e esclarecido (APÊND. 4).

3.2.1.7 Comitê de Ética e Pesquisa (COEP)

Este trabalho foi submetido e obteve o parecer favorável do Comitê de Ética e Pesquisa - UFMG (COEP-UFMG) (ANEXO 1).

Resultados e Discussão

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos com a metodologia desenvolvida nos experimentos definidos no capítulo anterior.

4.1 Reprodutibilidade e homogeneidade dos detectores TL

A TAB. 9 mostra os resultados do processo de seleção dos detectores TL referentes às dez irradiações realizadas no grupo, segundo os parâmetros definidos no item 3.1.5. É apresentado para cada detector analisado, a leitura média (\bar{A}), o desvio padrão (s) e o respectivo fator de reprodutibilidade (F_r).

Considerando os valores L_{\max} e L_{\min} iguais 269 nC e 202 nC, respectivamente, obteve-se para o fator de homogeneidade o valor de 33%, que é inadequado segundo os critérios adotados no item 3.1.5.2.

Quanto à reprodutibilidade, quatorze dosímetros apresentaram resultados superiores a 7,5%, sendo assim, inadequados para a pesquisa (item 3.1.5.3).

A FIG. 16 mostra a variação das médias das dez leituras dos detectores TL em relação à média global, observando uma tendência crescente das leituras do grupo de detectores TL, nas primeiras leituras realizadas.

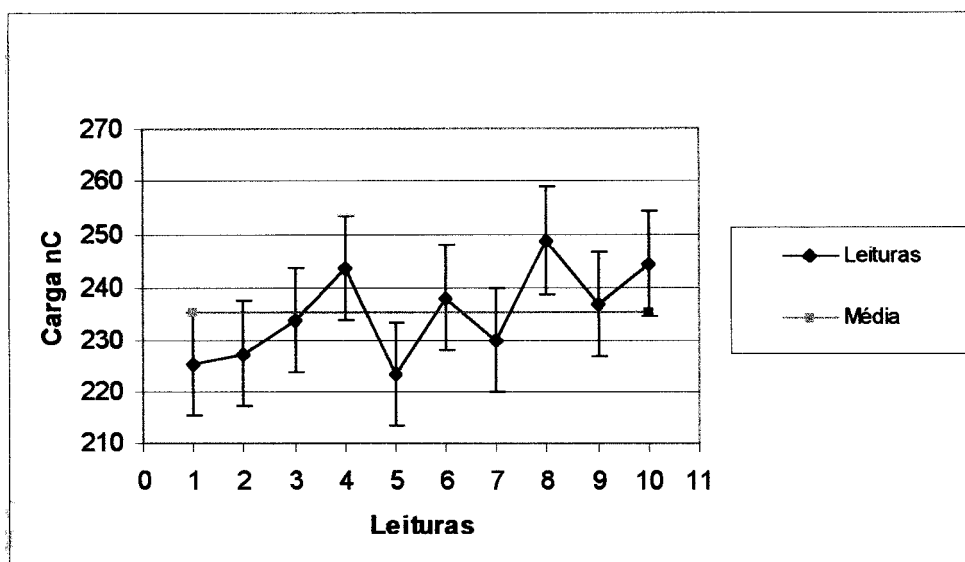


FIGURA 16 – Variação das leituras em relação à média global

Estes resultados sugerem que, como os detectores selecionados para o experimento eram novos, foi necessária uma série de cinco irradiações para que eles apresentassem uma resposta estável.

A TAB. 10 mostra os resultados do processo de seleção dos detectores TL referentes às cinco irradiações realizadas no grupo, segundo os parâmetros definidos no item 3.1.5. É apresentado para cada dosímetro analisado, a leitura média (\bar{A}), desvio padrão (s) e o respectivo fator de reprodutibilidade (F_r).

Os valores L_{\max} e L_{\min} , eliminando-se o detector de número 26, foram de 271 nC e 212 nC respectivamente, obtendo-se o fator de homogeneidade de 28%, considerado adequado segundo os critérios adotados no item 3.1.5.2.

Quanto ao F_r todos os detectores apresentaram resultados menores ou iguais a 7,5%, sendo assim, adequados para a pesquisa (item 3.1.5.3).

No cálculo da incerteza (APÊND. 5), considerou-se a reprodutibilidade como uma componente da incerteza, com um valor do desvio padrão de 4,9%.

TABELA 9

Média(\bar{A}), desvio padrão(s) da leitura e o respectivo fator de reprodutibilidade (F_r) dos detectores TL após dez irradiações com 10 mGy de kerma no ar.

Detector	\bar{A} (nC)	s (%)	F_r	Detector	\bar{A} (nC)	s (%)	F_r
01	239	5,8	8,9	25	223	3,9	6,0
02	250	5,4	6,9	26	202	8,3	12,8
03	248	3,7	5,7	27	228	4,6	7,1
04	252	3,9	6,0	28	211	6,1	9,3
05	217	3,5	5,4	29	248	4,6	7,0
06	251	2,9	4,5	30	250	3,3	5,1
07	247	4,1	6,2	31	256	5,5	8,5
08	236	4,3	6,6	32	239	3,2	4,9
09	269	5,3	8,0	33	223	9,3	14,3
10	228	3,7	5,7	34	236	7,2	11,0
11	247	4,9	7,6	35	230	10,1	15,5
12	243	4,0	6,2	36	230	7,4	11,3
13	247	3,4	5,2	37	224	4,7	7,2
14	207	4,2	6,4	38	225	4,7	7,2
15	240	4,4	6,7	39	243	4,3	6,6
16	252	4,2	6,4	40	254	3,4	5,2
17	246	3,6	5,6	41	253	3,7	5,7
18	232	3,5	5,3	42	250	9,1	13,9
19	220	4,5	6,8	43	214	3,2	4,9
20	229	3,5	5,4	44	242	5,4	8,3
21	220	4,3	6,6	45	202	12,5	19,2
22	234	4,0	6,2	46	223	5,3	8,1
23	230	4,5	6,9	47	225	4,6	7,1
24	238	4,2	6,5	48	235	3,3	5,1

TABELA 10

Média (\bar{A}), desvio padrão (s) da leitura e fator de reprodutibilidade (F_r) dos detectores TL após cinco irradiações sucessivas com 10 mGy de kerma no ar.

Detector	\bar{A} (nC)	s(%)	F_r	Detector	\bar{A} (nC)	s(%)	F_r
01	248	4,6	7,0	25	228	3,5	5,0
02	258	3,7	5,7	26	187	3,4	5,1
03	246	3,8	5,8	27	221	3,7	5,3
04	257	3,0	4,6	28	221	3,5	5,3
05	220	3,2	5,0	29	240	3,8	5,8
06	255	2,7	4,2	30	252	3,3	5,1
07	251	3,6	5,5	31	268	2,9	4,4
08	242	3,8	5,9	32	240	3,6	5,5
09	271	3,1	4,8	33	241	3,5	5,4
10	232	3,2	5,0	34	250	3,5	5,3
11	249	4,9	7,5	35	251	4,0	6,2
12	248	3,4	5,2	36	217	3,4	5,2
13	252	2,3	3,6	37	230	2,2	3,4
14	212	3,1	4,8	38	216	2,4	3,6
15	244	3,6	5,5	39	248	2,7	4,1
16	258	3,7	5,6	40	255	2,7	4,2
17	249	3,0	4,6	41	256	2,8	4,4
18	235	3,2	4,9	42	270	3,5	5,4
19	224	2,7	4,1	43	212	3,1	4,7
20	233	3,4	5,2	44	245	2,7	4,2
21	225	3,2	5,0	45	225	2,9	4,4
22	238	3,3	5,1	46	230	2,5	3,8
23	235	3,5	5,3	47	230	3,6	5,6
24	243	3,2	5,0	48	239	3,3	5,1

4.2 Limite inferior de detecção

A TAB. 11 mostra os resultados dos procedimentos referentes à leitura dos detectores TL para a determinação do limite inferior de detecção definidos no item 3.1.5.4.

TABELA 11

Leitura dos detectores TL para determinação do limite inferior de detecção.

Detector	Leitura (mGy)	Detector	Leitura (mGy)
1	0,04	6	0,03
2	0,02	7	0,01
3	0,02	8	0,02
4	0,03	9	0,03
5	0,02	10	0,03

A média das leituras dos detectores TL utilizados no teste apresentou o valor de 0,03 mGy e o desvio padrão da média o valor de 0,002.

Desta forma, para o limite inferior de detecção estabelecido pela equação 4 (item 3.1.5.4) obteve-se o valor de 0,005 mGy.

4.3 Geração de detectores TL de calibração

A TAB. 12 mostra o valor da leitura TL e o respectivo fator de sensibilidade, FS, para o primeiro grupo de treze detectores selecionados para a determinação do fator de calibração da leitora TL, segundo os parâmetros definidos no item 3.1.6.1. O valor de FS foi estabelecido nas condições de tempo e temperatura definidos na TAB. 4 (item 3.1.4).

TABELA 12

Leitura dos detectores TL(nC) e respectivo fator de sensibilidade, FS.

Detector	Leitura (nC)	FS	Detector	Leitura (nC)	FS
1	248	0,96	8	238	1,00
2	245	0,97	9	238	1,00
3	245	0,97	10	226	1,05
4	244	0,98	11	231	1,03
5	240	0,99	12	230	1,03
6	241	0,99	13	233	1,02
7	239	1,00			

A TAB. 13 mostra o valor da leitura TL e o respectivo FS, para o segundo grupo de dez detectores selecionados para a determinação do fator de calibração da leitora, segundo os parâmetros definidos no item 3.1.6.1. O valor de FS foi estabelecido nas condições de tempo e temperatura definidos na TAB.4(item 3.1.4).

TABELA 13

Leitura dos detectores TL e o respectivo fator de sensibilidade, FS.

Detector	Leitura(nC)	FS	Detector	Leitura (nC)	FS
1	187,4	1,20	6	233,0	0,98
2	228,0	0,96	7	213,0	0,98
3	225,2	1,01	8	228,9	1,08
4	226,8	1,02	9	234,5	1,00
5	234,9	1,01	10	238,1	0,98

O detector de número 01 apresentou o valor do FS fora de 10% da média estabelecido como o valor aceitável, não sendo selecionado para o estabelecimento do fator de calibração da leitora.

4.4 Calibração da leitora TL

A TAB. 14 mostra o valor das leituras TL do primeiro grupo de detectores de calibração para determinação do RCF, segundo parâmetros definidos no item 3.1.6.2. O valor da média e desvio padrão das leituras TL foram respectivamente 241,5 nC e 1,6%. O valor do RCF estabelecido nas condições de tempo e temperatura definidos na TAB.4 (item 3.1.4) e aplicando-se o FS destes detectores foi de 0,0241 nC/mGy ($\pm 2,64\%$). A incerteza combinada, no RCF, foi calculada através da combinação entre o desvio padrão das leituras TL (1,6%) e a incerteza combinada no valor verdadeiro convencional do kerma ($\pm 2,1\%$).

TABELA 14

Leituras TL (nC) dos detectores de calibração para determinação do RCF da leitora

Detectores	Leituras(nC)	Detectores	Leituras(nC)
1	240	8	241
2	236	9	235
3	242	10	242
4	241	11	244
5	248	12	243
6	248	13	238
7	242		

A TAB. 15 mostra o valor das leituras TL do segundo grupo de detectores de calibração para determinação do RCF, segundo parâmetros definidos no item 3.1.6.2. O valor da média e desvio padrão das leituras TL foram respectivamente 235 nC e 1,4%. O valor do RCF estabelecido nas condições de tempo e temperatura definidos na TAB. 4 (item 3.1.4) e aplicando-se o FS destes detectores foi de 0,0235 nC/mGy ($\pm 2,5\%$). A incerteza combinada, no RCF, foi calculada através da combinação entre o desvio padrão das leituras TL (1,4%) e a incerteza combinada no valor verdadeiro convencional de kerma (2,1%).

TABELA 15

Leituras TL (nC) dos detectores de calibração para determinação do RCF da leitora.

Detectores	Leituras(nC)	Detectores	Leituras(nC)
2	237	7	235
3	235	8	242
4	233	9	234
5	237	10	230
6	236		

Os valores de RCF, obtidos nos procedimentos anteriores, mostram uma variação na calibração do sistema de leitura TL de $\pm 1,3\%$, o que pode ser considerado aceitável para a finalidade deste trabalho.

A variação de 1,3%, se considerada máxima, pode ser representada como uma componente da incerteza de $\pm 1,3/\sqrt{3}$, a ser considerada no cálculo da incerteza combinada, apresentado no APEND. 5.

4.5 Calibração individual dos detectores TL

A TAB. 16 mostra o valor da leitura TL e o fator de calibração individual dos detectores TL(ECC_i), para os 48 detectores selecionados para a medida da dose absorvida, segundo os parâmetros definidos no item 3.1.6.3. O valor de ECC_i foi estabelecido nas condições de tempo e temperatura definidos na TAB.4 (item 3.1.4) e aplicando-se o RCF definido no item 3.1.6.2

TABELA 16

Leitura dos detectores TL (mGy) e respectivo ECC_i .

Detector	Leitura (mGy)	ECC_i	Detector	Leitura (mGy)	ECC_i	Detector	Leitura (mGy)	ECC_i
1	10,38	0,964	17	10,25	0,976	33	9,72	1,029
2	10,67	0,937	18	9,79	1,022	34	10,31	0,970
3	10,13	0,987	19	9,33	1,072	35	10,17	0,983
4	10,84	0,923	20	9,54	1,048	36	8,99	1,112
5	9,13	1,096	21	9,30	1,076	37	9,34	1,071
6	10,55	0,948	22	9,58	1,044	38	8,73	1,146
7	10,53	0,950	23	9,59	1,043	39	9,97	1,003
8	9,87	1,013	24	10,24	0,977	40	10,62	0,941
9	11,08	0,903	25	9,58	1,044	41	10,44	0,958
10	9,45	1,059	26	7,64	1,309	42	10,83	0,923
11	10,46	0,956	27	9,11	1,098	43	8,95	1,118
12	10,11	0,989	28	8,95	1,117	44	10,00	1,000
13	10,33	0,968	29	9,75	1,025	45	9,20	1,087
14	8,78	1,139	30	10,29	0,971	46	9,75	1,026
15	10,03	0,997	31	10,66	0,938	47	9,35	1,069
16	10,35	0,966	32	9,95	1,006	48	9,85	1,016

O detector de número 26 também apresentou o valor de ECC_i fora de 20% da média estabelecido como valor aceitável, o que levou a sua eliminação do conjunto.

4.6 Avaliação do sistema de leitura TL

A TAB. 17 apresenta o resultado de kerma no ar, avaliado pelo primeiro grupo de dez detectores selecionados e expostos a feixes de raios gama de ^{137}Cs e valor verdadeiro convencional de kerma no ar de 10mGy ($\pm 2,1\%$). O valor de kerma no ar foi avaliado com os detectores TL, aplicando-se o RCF, obtido com o primeiro grupo de detectores de calibração (0,0241 nC/mGy) e o respectivo ECC_i (TAB. 16).

TABELA 17

Kerma no ar (mGy) avaliado pelo primeiro grupo detectores para avaliação do sistema de leitura TL.

Detectores	Kerma no ar (mGy)	Detectores	Kerma no ar (mGy)
1	8,59	6	8,46
2	8,35	7	8,43
3	8,55	8	8,21
4	8,58	9	8,65
5	8,23	10	8,54

A média do valor de kerma no ar avaliado foi de 8,46 mGy, com um desvio padrão de 1,8%.

Observou-se, que este resultado difere em 15,4% do valor de 10 mGy. A nova calibração da leitora (item 4.4) e a verificação de todo sistema de dosimetria TL não pode explicar a causa para tal variação. Isto evidencia a importância do controle de todo o sistema TL durante as medidas, para fins de confiabilidade.

A TAB. 18 apresenta o resultado de kerma no ar, avaliado pelo segundo grupo de doze detectores, selecionados e expostos a feixes de raios gama de ^{137}Cs e valor verdadeiro convencional de kerma no ar de 10 mGy ($\pm 2,1\%$). O valor de kerma no ar avaliado foi determinado aplicando-se o RCF, obtido com o segundo grupo de detectores de calibração (0,0235 nC/mGy) e o respectivo ECC_i (TAB. 16).

TABELA 18

Kerma no ar (mGy) avaliado pelo segundo grupo de detectores para avaliação do sistema de leitura TL

Detectores	Kerma no ar (mGy)	Detectores	Kerma no ar (mGy)
1	9,38	7	10,01
2	9,47	8	9,83
3	10,06	9	9,93
4	10,09	10	9,68
5	9,46	11	9,86
6	9,85	12	10,17

A média do valor de kerma no ar avaliado foi de 9,82 mGy com um desvio padrão de 2,7%.

Observou-se que este resultado difere em 1,8% do valor de 10 mGy. Este resultado permite constatar a validade das medidas, observando a reprodutibilidade do tratamento térmico e do sistema como um todo. No cálculo da incerteza (APÊND. 5), considerou-se a luz de referência como uma componente da incerteza, com um desvio padrão de 2,02%.

As FIG. 17 e 18 mostram os valores das leituras (nC) do ruído da fotomultiplicadora e da luz eletrônica de referência, respectivamente, como parte de um processo de controle de qualidade do sistema de leitura TL (item 3.1.4).

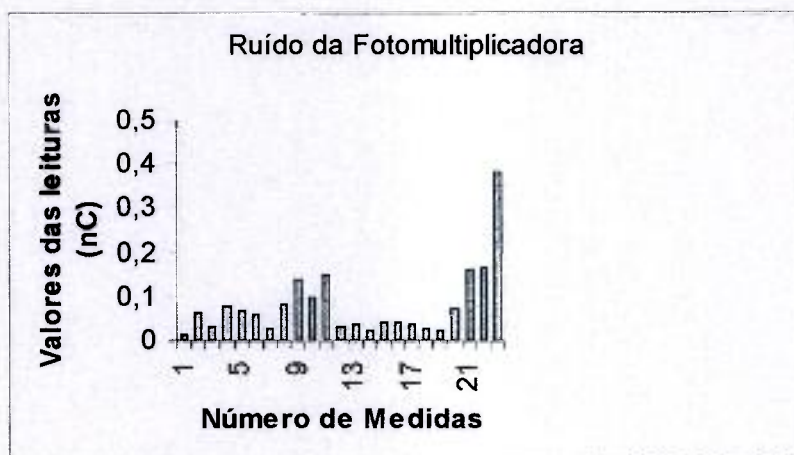


FIGURA 17 – Ruído da Fotomultiplicadora



FIGURA 18 – Luz eletrônica de referência

O valor máximo das leituras do ruído da fotomultiplicadora foi 0,162 nC, não considerando o valor de 0,384 nC observado na medida número 23. Isto ressalta a importância destes parâmetros de controle, para não afetar as medidas a serem realizadas.

O valor máximo e o valor mínimo das leituras da luz eletrônica de referência foram respectivamente 521 nC e 475 nC, apresentando um desvio padrão de 2,02 %. Este valor pode ser considerado aceitável para a finalidade deste trabalho, e serão utilizados no cálculo das incertezas do sistema TL (APÊND. 5), como uma componente da incerteza.

4.7- Calibração do sistema TL para feixes de raios-X

A TAB. 19 apresenta o valor da energia média para cada técnica radiográfica estimada através do software XCOMP5R.

TABELA 19

Energia média, keV, para cada técnica radiográfica estimada através do software XCOMP5R.

Técnicas	Energia média (keV)
1	32,7
2	36,2
3	42,1
4	61,9
5	62,2

A FIG. 19 mostra o espectro de energia simulados para as máquinas de raios X com alvo de tungstênio.

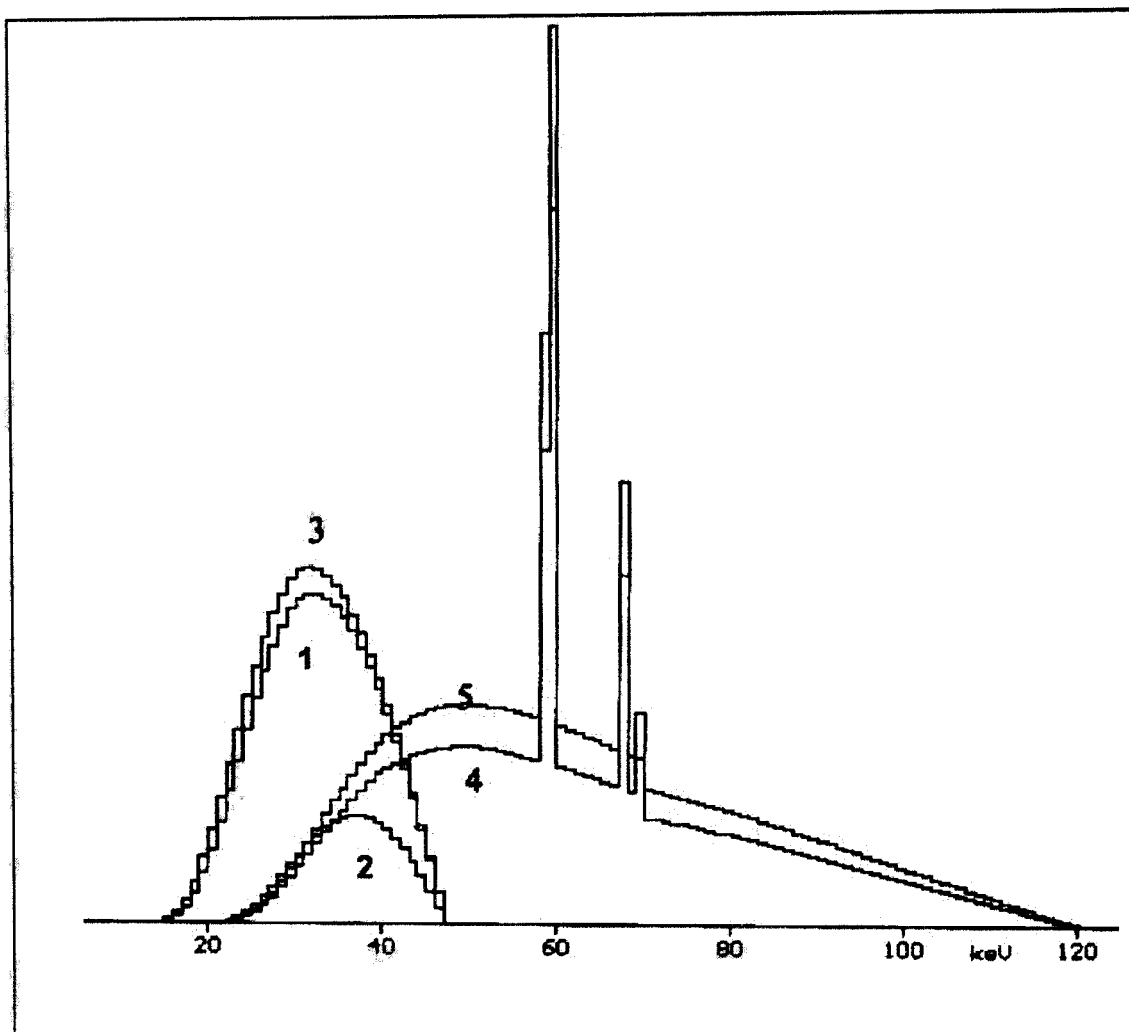


FIGURA 19 - Espectro de energia simulados para as máquinas de raios-X com alvo de tungstênio.

Nota: 1- técnica 1; 2- técnica 2; 3- técnica 3; 4- técnica 4; 5- técnica 5.

A TAB. 20 apresenta os resultados referentes aos valores das leituras (mGy) dos detectores TL, para cada técnica radiográfica simulada no equipamento de raios X VMI modelo Pulsar Plus 800.

Tabela 20

Leituras (mGy) dos detectores TL, média (\bar{A}) e desvio padrão (s), para as técnicas radiográficas simuladas no equipamento de raios X VMI modelo Pulsar Plus 800.

Técnicas	Leituras(mGy)					\bar{A}	s (%)
	TL 1	TL 2	TL 3	TL 4	TL 5		
1 ¹	6,4	6,6	6,4	6,8	-	6,5	2,4
2 ²	1,19	1,17	1,20	1,23	1,21	1,20	2,0
3 ³	7,4	8,0	7,4	7,6	7,8	7,7	3,4
4 ⁴	15,9	15,7	16,0	15,6	15,5	15,7	1,2
5 ⁵	19,6	19,4	19,9	19,0	19,7	19,5	2,0
¹³⁷ Cs	9,3	9,5	10,1	10,1	9,5	9,7	3,9
Branco	0,03	0,02	0,02	0,03	0,02	0,02	24,1

Nota: Parâmetros constantes - 60 mAs, 200 mA, tempo 300 ms -; ¹técnica- 47 kV, filtro de 3,1 Al; ²técnica- 47 kV, filtro de 8,4 Al.; ³técnica- 70 kV, filtro de 2,7 Al; ⁴ técnica - 120 kV, filtro de 8,8 Al.; ⁵ técnica- 120 kV, filtro de 0,2 Cu + 2,1 Al.

De acordo com a TAB. 20, todas as técnicas radiográficas apresentaram a média do sinal TL dos cinco detectores TL, para cinco disparos consecutivos do equipamento de raios X, com desvios padrões inferiores a 3,4%, o que mostra uma boa reprodutibilidade do grupo de detectores do equipamento de raios X.

As leituras dos detectores branco apresentaram a média de 0,02 mGy. Este valor foi considerado desprezível, já que corresponde a 0,3% das médias das leituras das técnicas simuladas, sendo considerado apenas para a técnica 3.

A técnica 1 utilizou os dados de apenas quatro detectores TL, pois o último TLD foi extraviado.

O fator de calibração da câmara de ionização foi definido como sendo o valor médio dos fatores de calibração para as qualidades de radiodiagnóstico estabelecidos na TAB 6 do item 3.1.7, ou seja, 1,369, com uma variação de $\pm 7,5\%$. No cálculo da incerteza (APÊND. 5), a variação de 7,5% foi considerada como um dos componentes da incerteza.

A TAB. 21 apresenta os valores referentes às medidas de kerma no ar com a câmara de ionização para as técnicas radiográficas e os fatores de correção (FC) dos detectores TL calculados conforme a equação 8 (item 3.1.7).

TABELA 21

Valores de kerma no ar medidos com a câmara de ionização e fatores de correção dos detectores TL (FC).

Técnica	Câmara de ionização K_{ar} (mGy)	Detector TL FC
1	7,8	1,19
2	1,4	1,18
3	9,0	1,17
4	20,1	1,28
5	25,1	1,29

A FIG. 20 estabelece os fatores de calibração normalizados para a energia efetiva do ^{137}Cs , definindo a dependência energética do grupo de TLDs.

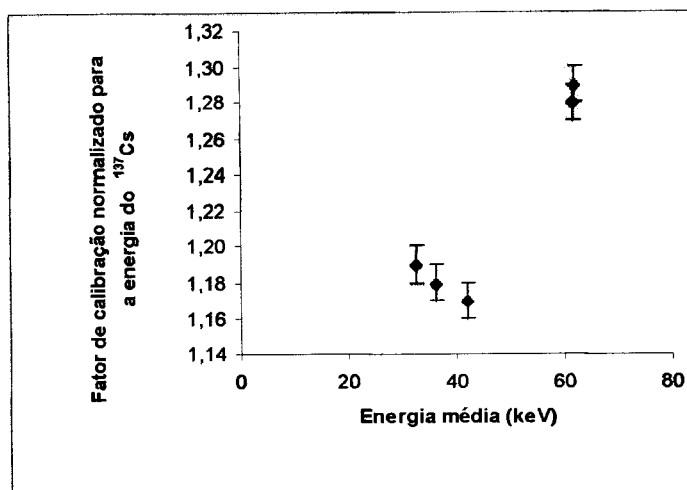


FIGURA 20 - Dependência energética do grupo de detectores TL normalizada para ^{137}Cs .

O valor do fator de correção para as técnicas 1, 2 e 3 (Tomografia convencional espiral e panorâmica) foi de 1,18, estabelecido como a média dos valores do fator de correção destas técnicas, com uma variação de $\pm 0,8\%$. No cálculo da incerteza (APÊND. 5), a variação de 0,8% foi considerada como um componente de incerteza. As técnicas 4 e 5 (Tomografia computadorizada helicoidal) apresentaram um fator de correção 1,28 estabelecido como a média dos valores do fator de calibração para esta técnica, com uma variação de 0,4%. No cálculo da incerteza (APÊND. 5), a variação de 0,4% foi considerada como um componente de incerteza. Isto evidencia que, caso não seja considerada e corrigida a dependência energética do sistema TL entre feixes de raios X e do ^{137}Cs , o valor das doses nos pacientes seria subestimado em cerca de 20% nas técnicas de tomografia convencional espiral e panorâmica e em cerca de 30% na tomografia computadorizada helicoidal.

4.8 Doses fornecidas aos pacientes durante os exames radiográficos

4.8.1 Correção das medidas de acordo com o desvio padrão

De acordo com o item 3.1.8.1.5, em cada ponto anatômico selecionado (item 3.1.8.1.4) foram posicionados três cristais de detectores TL. Em alguns exames realizados, as medidas entre os 3 detectores TL apresentaram alta dispersão. A FIG. 21 mostra os valores dos desvios padrões (%) das medidas realizadas com estes detectores em relação a sua frequência.

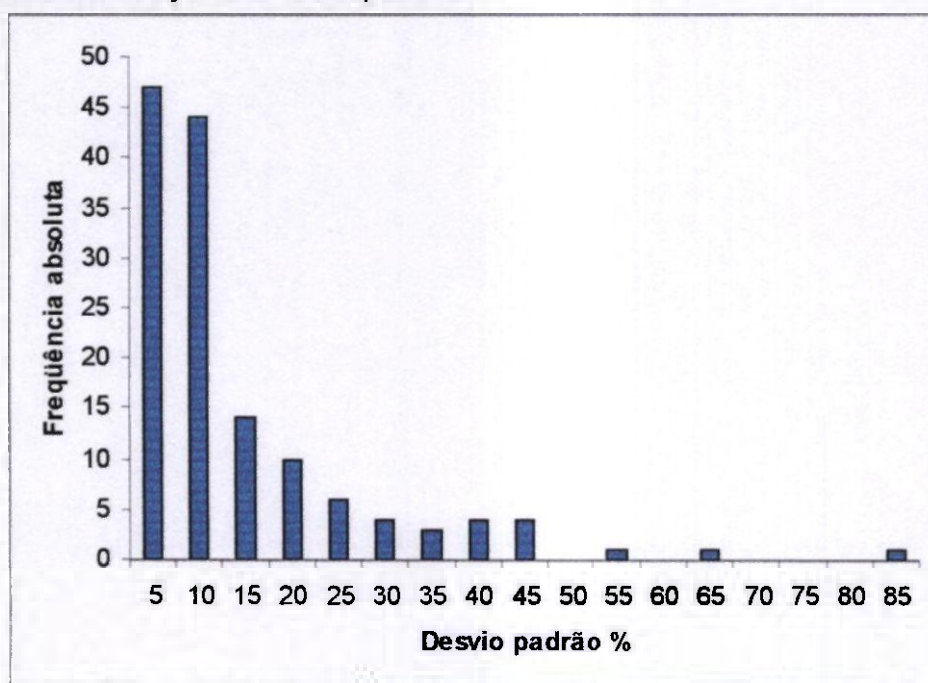


FIGURA 21 - Histograma referente aos valores dos desvios padrão (%) das medidas realizadas com três TLDs em cada local anatômico.

Os valores das medidas correspondentes a desvios padrões acima de 20 % foram revistos e eliminados, considerando-se que correspondem a 22,7% das medidas.

4.8.2 Valores das doses no exame radiográfico panorâmico (Cranex Tome®)

As TAB. 22 a 28 apresentam os valores das doses medidas com os três detectores TL, posicionados nos pontos anatômicos dos pacientes submetidos ao exame radiográfico panorâmico (Cranex Tome®). A dose média foi calculada eliminando-se os valores que apresentaram o desvio padrão superior a 20 %, conforme o item 4.8.1. A dose corrigida corresponde à dose média, subtraída do valor médio da radiação de fundo (Bg) e multiplicado pelo fator de correção (item 4.7). A incerteza combinada em cada valor da dose corrigida foi estimada de acordo com os procedimentos do APÊND. 5.

TABELA 22

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame panorâmico (Cranex Tome®) anteriormente à tomografia convencional, nas condições de 70kV-10mA- 24s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tiróide	0,180	0,169	0,177	0,175	0,168(± 21%)
Parótida direita	1,320	1,349	1,406	1,358	1,564(± 18%)
Parótida esquerda	1,559	1,654	1,694	1,636	1,892(± 18%)
Submandibular direita	0,204	0,223	0,243	0,223	0,225(± 25%)
Submandibular esquerda	0,188	0,218	0,222	0,209	0,208(± 22%)
Cristalino	0,035	0,042	0,042	0,040	0,008(± 134%)
Bg	0,027	0,024	0,047	0,033	

TABELA 23

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame panorâmico (Cranex Tome®) anteriormente à tomografia convencional cujos nas condições de 70kV- 10mA- 19s

Região Dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tiróide	0,191	0,177	0,186	0,185	0,140(± 21%)
Parótida direita	1,059	1,118	1,103	1,093	1,212(± 16%)
Parótida esquerda	1,479	1,835	1,551	1,622	1,835(± 28%)
Submandibular direita	0,207	0,183	0,199	0,196	0,153(± 22%)
Submandibular esquerda	0,265	0,269	0,269	0,268	0,238(± 17%)
Cristalino	0,053	0,07	0,071	0,065	0
Bg	0,068	0,055	0,076	0,066	

TABELA 24

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame panorâmico (Cranex Tome®) anteriormente à tomografia convencional, nas condições de 70kV- 10mA- 24s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tiróide	0,151	0,178	0,183	0,171	0,161(± 23%)
Parótida direita	1,298	1,386	1,425	1,370	1,576(± 18%)
Parótida esquerda	1,277	1,278	1,266	1,274	1,462(± 15%)
Submandibular direita	0,220	0,232	0,259	0,237	0,239(± 24%)
Submandibular esquerda	0,252	0,303	0,275	0,277	0,286(± 25%)
Cristalino	*	0,061	0,056	0,059	0,029(± 32%)
Bg	0,036	0,026	0,041	0,034	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 25

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame panorâmico (Cranex Tome[®]) anteriormente à tomografia convencional nas condições de 70kV-10mA- 24s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tiróide	0,245	0,23	0,248	0,241	0,131(± 29%)
Parótida direita	1,201	1,400	1,432	1,344	1,433(± 21%)
Parótida esquerda	1,357	1,487	1,448	1,431	1,535(± 18%)
Submandibular direita	0,281	0,267	0,292	0,28	0,177(± 20%)
Submandibular esquerda	0,238	0,269	0,267	0,258	0,151(± 20%)
Cristalino	0,112	0,101	0,09	0,101	0
Bg	0,158	0,11	0,122	0,13	

TABELA 26

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame panorâmico (Cranex Tome[®]) anteriormente à tomografia convencional nas condições de 70kV-10mA- 19s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tiróide	0,237	0,206	0,228	0,224	0,237(± 21%)
Parótida direita	1,062	1,152	1,140	1,118	1,292(± 17%)
Parótida esquerda	1,281	1,407	1,355	1,348	1,564(± 18%)
Submandibular direita	0,214	0,208	0,256	0,226	0,240(± 29%)
Submandibular esquerda	0,170	0,199	0,174	0,181	0,187(± 25%)
Cristalino	*	0,052	0,052	0,052	0,035(± 23%)
Bg	0,022	0,018	0,028	0,023	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 27

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame panorâmico (Cranex Tome[®]) anteriormente à tomografia convencional nas condições de 70kV-10mA- 19s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tiróide	0,203	0,192	0,179	0,191	0,201(± 21%)
Parótida direita	0,877	*	1,078	0,978	1,129(± 25%)
Parótida esquerda	1,158	1,126	1,225	1,170	1,356(± 19%)
Submandibular direita	0,159	0,187	0,198	0,181	0,190(± 24%)
Submandibular esquerda	0,138	0,164	0,152	0,151	0,154(± 24%)
Cristalino	0,032	0,031	0,03	0,031	0,012(± 44%)
Bg	0,019	0,017	0,026	0,021	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 28

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 7, durante o exame panorâmico (Cranex Tome[®]) anteriormente à tomografia convencional nas condições de 70kV-10mA- 19s

Região dos órgãos	Dose (Mgy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tiróide	0,056	0,046	0,047	0,050	0,032(± 33%)
Parótida direita	0,960	1,023	0,985	0,989	1,141(± 17%)
Parótida esquerda	0,959	0,977	0,99	0,975	1,125(± 16%)
Submandibular direita	0,109	0,118	0,131	0,119	0,114(± 25%)
Submandibular esquerda	0,125	0,17	0,148	0,148	0,148(± 31%)
Cristalino	0,049	0,049	0,054	0,051	0,033(± 24%)
Bg	0,02	0,023	0,024	0,022	

A FIG. 22 apresenta a distribuição das doses corrigidas para os diferentes órgãos em cada paciente (1 a 7), durante o exame panorâmico (Cranex Tome®) anteriormente à tomografia convencional, relatadas nas TAB. 22 a 28

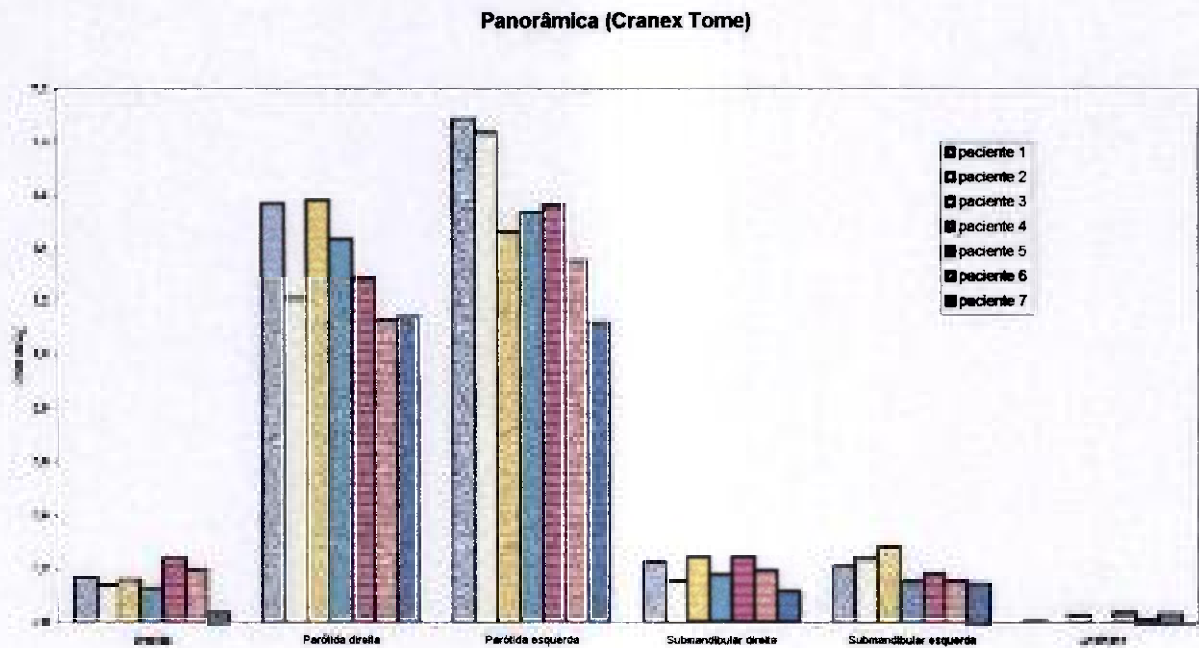


FIGURA 22- Dose, em mGy, na região dos órgãos durante o exame panorâmico (CranexTome®), anteriormente à tomografia convencional, de sete pacientes

As regiões que apresentaram maior dose absorvida foram nas glândulas parótidas do lado direito e esquerdo. Os valores das doses na região da glândula parótida direita variaram de $1,129(\pm 25\%)$ a $1,576(\pm 18\%)$ mGy, nos pacientes 6 e 3 respectivamente. Na região da glândula parótida esquerda os valores das doses variaram de $1,125(\pm 16\%)$ a $1,892 (\pm 18\%)$ mGy , nos pacientes 7 e 1 respectivamente.

As regiões das glândulas submandibulares direita e esquerda foram o segundo local com maior dose. As doses na região da glândula submandibular direita variaram de $0,114(\pm 25\%)$ a $0,240(\pm 29\%)$ mGy, nos pacientes 7 e 5. Para a

região da glândula submandibular esquerda os valores variaram de $0,148(\pm 31\%)$ a $0,286(\pm 25\%)$ mGy, nos pacientes 7 e 3.

A região da glândula tireóide apresentou valores de dose similares aos da região das glândulas submandibulares, que variaram de $0,032(\pm 33\%)$ a $0,237(\pm 21\%)$ mGy (pacientes 7 e 5)

O cristalino foi o local com menor valor de dose, cujos valores variaram de 0 a $0,035(\pm 23\%)$ mGy, e, devido a proximidade com os valores da radiação de fundo, apresentaram uma alta incerteza.

O equipamento para radiografia panorâmica utiliza o princípio da tomografia rotacional, onde o cabeçote de raios X produz um feixe estreito (2 mm de espessura), cuja altura é colimada para apenas cobrir a altura do filme (15 cm). Estes dados confirmam os altos valores de dose observados na região das glândulas parótidas ($1,129(\pm 25\%)$ a $1,892 (\pm 18\%)$ mGy) e na região das glândulas submandibulares ($0,114(\pm 25\%)$ a $0,286(\pm 25\%)$ mGy), resultantes do posicionamento destes órgãos na regiões coincidentes com o centro rotacional de formação da imagem. Devido a sua localização, estes pontos foram irradiados diretamente pelo feixe primário e os outros locais avaliados, glândula tireóide e o cristalino, como se encontram mais afastados da área focal, a contribuição para a dose é devido à radiação secundária, apresentando menor valor de dose ($0,032(\pm 33\%)$ a $0,237(\pm 21\%)$ mGy).

Os resultados obtidos neste trabalho são coincidentes com os dados apresentados por LECOMBER et al. (2001) que determinaram e avaliaram a dose absorvida em órgãos críticos da cabeça e pescoço em exames pré-operatórios à colocação de implantes dentais e utilizaram em todas as medidas um fantoma antropofornófico. As doses absorvidas nas glândulas salivares, utilizando a técnica

panorâmica em uma unidade PM 2002 CC Proline (Planmeca, Helsinki, Finland), foram maiores que nos demais órgãos avaliados, ou seja, 0,163 mGy na glândula submandibular, 0,195 mGy na glândula parótida e 0,249 mGy na glândula sublingual. A dose absorvida na glândula tireóide foi 0,031 mGy e no cristalino 0,006 mGy.

No estudo de FREDERIKSEN et al. (1994) as medidas das doses absorvidas foram utilizadas em um fantoma antropomórfico e as doses nas glândulas salivares também são superiores em relação aos demais órgãos avaliados quando eles utilizaram o exame panorâmico com o equipamento Scanora (Orion Corporation/ Soredex). A dose absorvida média nas glândulas parótidas e submandibulares foram 0,625 mGy. Na glândula tireóide a dose foi 0,088 mGy, Estes autores ressaltam que a dose equivalente e a dose efetiva são dependentes, em parte, da localização dos dosímetros e da natureza heterogênea da distribuição das doses nas exposições de radiografia oral. A relação entre a localização dos órgãos e o plano de imagem tomográfica, também parecem influenciar a redução da magnitude da dose realizada com colimador circular.

COHNEN et al. (2002) mediu a dose em diferentes órgãos durante exames de radiografia panorâmica, tomografia computadorizada e tomografia digital utilizando um fantoma tipo Alderson-Rando. Em todos os sistemas avaliados as doses máximas foram registrados na extensão do feixe primário. Os órgãos que se encontram fora desta extensão, as doses são consequência da radiação secundária. Estes autores observaram que no exame radiográfico panorâmico (Orthophos C, PR: Sirona, Bensheim, Germany) as glândulas parótidas direita e esquerda apresentaram maiores doses, ou seja, 0,6 mGy em relação aos outros órgãos

avaliados e apenas a área do ângulo da mandíbula apresentou maior valor de dose, 0,7 mGy. Na glândula tireóide a dose absorvida foi 0,06 mGy.

De acordo com COHNEN et al. (2002) a radiografia panorâmica permite a avaliação da anatomia da área a ser considerada para o implante, mas a superposição, o alargamento, o não delineamento anatômico e a impossibilidade de uma análise mais precisa dos tecidos livres limitam a técnica e devendo ser utilizada como primeira modalidade de imagem com a tomografia computadorizada reservada para problemas diagnósticos especiais.

4.8.3 Valores das doses no exame de tomografia convencional espiral (Cranex Tome®)

As TAB. 29 a 35 apresentam os valores das doses medidas com os três detectores TL, posicionados nos locais anatômicos dos pacientes submetidos ao exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome®, Orion Corporation/Soredex). A dose média foi calculada eliminando-se os valores que apresentaram o desvio padrão entre as medidas superior a 20 %, conforme o item 4.8.1. A dose corrigida corresponde à dose média, subtraída do valor médio da radiação de fundo (Bg) e multiplicado pelo fator de correção (item 4.7). A incerteza combinada em cada valor da dose corrigida foi estimada de acordo com os procedimentos do APÊND.5.

TABELA 29

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome[®]), na maxila, área frontal esquerda (FE), nas condições de 60 kV- 2,5 mA- 56 s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,072	0,055	0,071	0,066	0,036 (± 35%)
Parótida direita	*	0,052	0,043	0,048	0,014(± 59%)
Parótida esquerda	0,121	0,137	0,138	0,132	0,114(± 21%)
Submandibular direita	0,066	0,058	0,065	0,063	0,032(± 32%)
Submandibular esquerda	0,363	0,272	0,294	0,310	0,323(± 33%)
Cristalino	0,131	0,166	0,143	0,147	0,131(± 30%)
Bg	0,043	0,030	0,034	0,036	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 30

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome[®]) na maxila, área frontal esquerda (FE), nas condições de 60 kV- 2,5 mA- 56 s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,168	*	0,158	0,163	0,124(± 22%)
Parótida direita	0,123	0,088	*	0,106	0,056(± 47%)
Parótida esquerda	*	0,268	0,232	0,250	0,227(± 23%)
Submandibular direita	0,082	0,114	0,082	0,093	0,041(± 65%)
Submandibular esquerda	*	0,302	0,349	0,326	0,316(± 23%)
Cristalino	0,190	*	0,231	0,211	0,180(± 27%)
Bg	0,070	0,050	0,054	0,058	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 31

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome[®]) na maxila, área frontal direito (FD),) nas condições de 60 kV- 2,5 mA- 54 s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,105	0,098	0,132	0,112	0,080(± 40%)
Parótida direita	0,236	0,260	0,187	0,228	0,217(± 31%)
Parótida esquerda	*	0,102	0,114	0,108	0,076(± 23%)
Submandibular direita	0,398	0,414	0,333	0,382	0,399(± 19%)
Submandibular esquerda	0,053	0,057	0,071	0,060	0,020(± 61%)
Cristalino	0,116	0,131	0,151	0,133	0,105(± 32%)
Bg	0,048	0,038	0,045	0,044	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 32

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome[®]) na maxila, área frontal direita (FD), nas condições de 57 kV- 1,6 mA- 56 s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,195	0,172	0,193	0,187	0,041(± 34%)
Parótida direita	0,683	*	0,614	0,649	0,586(± 20%)
Parótida esquerda	*	0,171	0,168	0,170	0,021(± 39%)
Submandibular direita	*	2,150	1,720	1,885	2,04(± 23%)
Submandibular esquerda	0,144	0,157	0,182	0,161	0,011(± 162%)
Cristalino	0,119	0,131	0,169	0,140	0
Bg	0,157	0,139	0,160	0,152	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 33

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome®) na mandíbula, área de molar esquerdo(MIE), cujos parâmetros utilizados foram 60kV- 3,2mA- 56s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,357	0,263	0,29	0,303	0,330(± 33%)
Parótida direita	0,074	0,059	*	0,067	0,051(± 30%)
Parótida esquerda	*	7,248	7,488	7,344	8,66(± 16%)
Submandibular direita	*	0,053	0,047	0,050	0,031(± 26%)
Submandibular esquerda	8,955	10,828	9,995	9,926	11,68(± 23%)
Cristalino	0,059	0,064	0,053	0,059	0,041(± 28%)
Bg	0,027	0,026	0,018	0,024	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 34

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome®) na mandíbula, área de molar (MIE), nas condições de 57 kV- 4,0 mA- 56 s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,687	0,580	0,467	0,578	0,662(± 34%)
Parótida direita	0,034	0,035	0,039	0,036	0,023(± 27%)
Parótida esquerda	*	3,496	4,019	3,758	4,41(± 21%)
Submandibular direita	0,062	0,067	0,057	0,062	0,053(± 24%)
Submandibular esquerda	31,507	36,119	36,117	34,564	40,7(± 18)
Cristalino	0,044	0,044	0,043	0,044	0,032(± 17%)
Bg	0,016	0,018	0,016	0,017	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 35

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 7, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome[®]) na maxila, área frontal direita (FD), nas condições 57 kV, 3,2 mA e 56s

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média (mGy)	Dose Corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,054	0,043	0,047	0,048	0,029(± 34%)
Parótida direita	*	*	*	*	*
Parótida esquerda	0,032	0,04	0,033	0,035	0,013(± 46%)
Submandibular direita	8,213	7,308	*	7,761	9,1(± 20%)
Submandibular esquerda	0,041	0,054	0,045	0,047	0,027(± 39%)
Cristalino	0,143	0,188	0,198	0,176	0,180(± 28%)
Bg	0,022	0,024	0,025	0,024	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

A FIG. 23 mostra a distribuição das doses corrigidas na região dos órgãos em cada paciente (1 a 7), durante o exame tomográfico convencional, cujos valores são relatados nas tabelas 30 a 36.

Tomografia convencional (Cranex Tome)

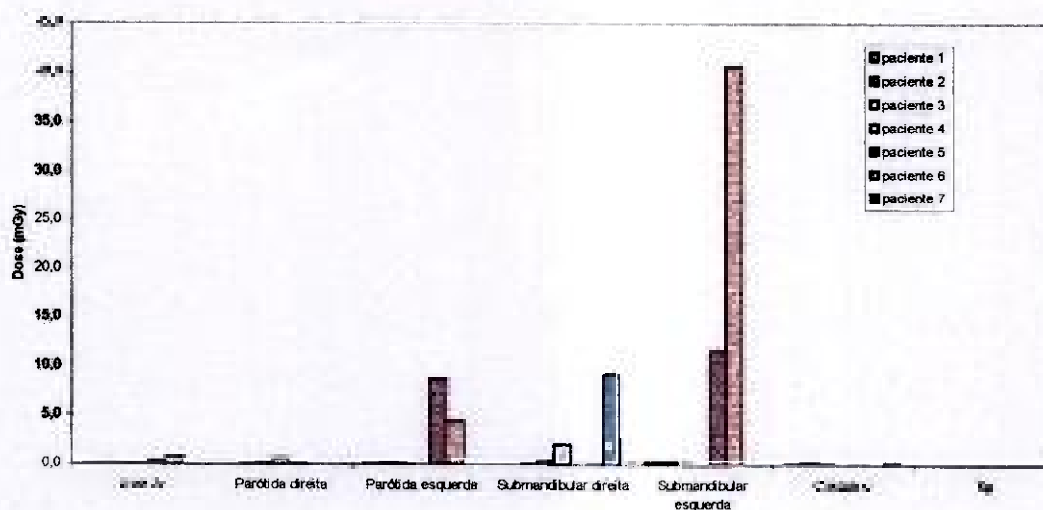


FIGURA 23- Dose, em mGy, na região dos órgãos durante o exame de tomografia convencional (Cranex Tome[®])

A FIG. 23 não permite estabelecer uma relação entre os resultados obtidos nas TAB. 29 a 35, devido a variabilidades dos programas de tomografia convencional analisados, acarretando as grandes diferenças entre os valores das doses. Para melhor visualização dos resultados obtidos, as TAB. 36, 37 e 38 apresentam os valores das doses corrigidas obtidos em cada área analisada, nos 7 pacientes submetidos a tomografia convencional espiral (Cranex Tome®).

TABELA 36

Dose, em mGy, na região dos órgãos dos pacientes, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome®), nos programas Frontal Superior Esquerdo

Região dos órgãos	Dose (mGy)	
	Pacientes	
Tireóide	0,036(± 35%)	0,124(± 22%)
Parótida Direita	0,014(± 59%)	0,056(± 47%)
Parótida Esquerda	0,114(± 21%)	0,227(± 23%)
Submandibular Direita	0,032(± 32%)	0,041(± 65%)
Submandibular Esquerda	0,323(± 33%)	0,316(± 23%)
Cristalino	0,131(± 30%)	0,180(± 27%)

TABELA 37

Dose, em mGy, na região dos órgãos dos pacientes, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome®), nos programas Frontal Superior Direito

Região dos órgãos	Dose (mGy)		
	Pacientes		
Tireóide	0,080(± 40%)	0,041(± 34%)	0,029(± 34%)
Parótida Direita	0,217(± 31%)	0,586(± 20%)	*
Parótida Esquerda	0,076(± 23%)	0,021(± 39%)	0,013(± 46%)
Submandibular Direita	0,399(± 19%)	2,045(± 23%)	9,129(± 20%)
Submandibular Esquerda	0,020(± 61%)	0,011(± 162%)	0,027(± 39%)
Cristalino	0,105(± 32%)	0	0,180(± 28%)

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

Quando o exame de tomografia foi realizado na área frontal esquerda (pacientes 1 e 2), a região da glândula parótida esquerda e submandibular esquerda apresentaram maiores doses. As doses foram, respectivamente, 0,114(± 21%), 0,227(± 23%) mGy e 0,323(± 33%), 0,316(± 23%) mGy. O mesmo ocorreu com a região da glândula parótida direita e submandibular direita (paciente 3, 4 e 7), que apresentaram maiores doses quando os cortes foram realizados no lado direito, através da programa frontal direito. Os valores das doses foram 0,217(± 31%) e 0,586(± 20%) mGy para a região da glândula parótida direita e 0,399(± 19%) , 2,045(± 23%) e 9,129(± 20%) mGy para a região da glândula submandibular direita.

O cristalino apresentou, nestes dois programas, doses que variaram de 0 a 0,180(± 27%) mGy. A região da glândula tireóide apresentou as dose que variaram de 0,036(±35%) a 0,124(± 22%) mGy. Devido a proximidade dos valores à radiação de fundo, as doses medidas apresentaram uma alta incerteza.

Os resultados mostram que os órgãos situados na região avaliada ou próxima a ela apresentaram efetivamente doses pois esta técnica utiliza um feixe primário

de raios X colimado, dirigido e limitado somente para o lado de interesse. Isto explica os valores das doses na região da glândula parótida esquerda, $0,114(\pm 21\%)$ e $0,227(\pm 23\%)$ mGy) e na região da glândula submandibular esquerda ($0,323(\pm 33\%)$ e $0,316(\pm 23\%)$ mGy), quando realizado o programa frontal esquerdo, e também as doses na região da glândula parótida direita ($0,217(\pm 31\%)$ e $0,586(\pm 20\%)$ mGy) e na região da glândula submandibular direita ($0,399(\pm 19\%)$ a $9,12(\pm 20\%)$ mGy), quando realizado o programa frontal superior direito.

Como o feixe de raios X se encontra limitado para o arco avaliado e também devido à presença de tecidos do crânio que acabam por impedir que o feixe de raios X incidente atinja a glândula tireóide, as doses absorvidas, neste local, foram inferiores às demais regiões avaliadas ($0,036(\pm 35\%)$ a $0,124(\pm 22\%)$ mGy) no programa frontal superior esquerdo e frontal superior direito.

No cristalino, as doses foram de 0 a $0,180(\pm 27\%)$ mGy. Apesar deste órgão se encontrar no arco avaliado, estes valores são devido à distância deste em relação ao feixe primário de raios X.

Na região da glândula parótida direita, as doses foram $0,014(\pm 59\%)$ e $0,056(\pm 47\%)$ mGy e, na região da glândula submandibular as doses foram $0,032(\pm 32\%)$ e $0,041(\pm 65\%)$ mGy, quando foi realizado o programa frontal esquerdo, pois estes órgãos estão localizados no lado oposto à região de interesse e os tecidos da cabeça impedem que o feixe de raios X os atinjam. O mesmo resultado ocorreu quando foi realizado o programa frontal direito. Na região da glândula parótida esquerda as doses absorvidas foram $0,076(\pm 23\%)$ e $0,013(\pm 46\%)$ mGy e, na região da glândula submandibular esquerda, as doses absorvida foram $0,027(\pm 20\%)$ e $0,011(\pm 162\%)$ mGy. Observou-se, também, que a proximidade dos valores das doses à radiação de fundo levaram a uma alta incerteza.

No trabalho de SERHAL et al. (2001), a dose absorvida foi avaliada com dosímetros termoluminescentes (GR 200), em um cadáver, utilizando a unidade Cranex Tome. A dose absorvida na glândula tireóide no exame da área frontal foi 0,02 mGy, inferior às doses nos demais órgãos avaliados. Mas, na glândula parótida do lado do exame, quando realizado na área frontal, a dose absorvida foi 0,04 mGy, enquanto na glândula parótida do lado oposto ao exame a dose absorvida foi 1,33 mGy. Segundo estes autores, como o tubo de raios X se encontra à direita e o filme à esquerda da cabeça, a glândula parótida do lado oposto ao exame recebe maior dose nos exames da área frontal e as doses vão diminuindo para as áreas de molar e pré-molar. Na glândula submandibular a dose absorvida foi 0,09 mGy no lado do exame e no lado oposto ao exame da área frontal. Estes valores não foram observados neste trabalho.

No estudo de EKESTUBBE (1999) as medidas das doses absorvidas foram realizadas em um fantoma antropomórfico com dosímetros termoluminescentes de LiF (TLD 100). O equipamento utilizado para o exame de tomografia convencional espiral foi a unidade de raios X Scanora(Orion Corporation/ Soredex, Finland) e para o exame de tomografia convencional hipocicloidal a unidade de raios X Universal Polytome (Massiot Philips, France). Ekestube (1999) relatou que no exame realizado na região de incisivo e pré-molar, as doses nas glândulas salivares (parótida e submandibular) foram superiores aos demais órgãos avaliados (glândula pituitária, cristalino, glândula tireóide), nos dois exames de tomografia convencional (espiral e hipocicloidal). A dose absorvida média na glândula parótida do lado do exame foi 4,3 mGy no exame de tomografia convencional espiral e 0,14 mGy no exame de tomografia convencional hipocicloidal. No lado oposto ao exame a dose foi 0,01 mGy, nos dois equipamentos. Na glândula submandibular, do lado do

exame, a dose absorvida durante o exame de tomografia convencional espiral foi 0,44 mGy e no exame de tomografia convencional hipocicloidal foi 0,31 mGy. No lado oposto ao exame a dose foi 0,02 mGy. Na glândula pituitária, cristalino e tireóide as doses médias absorvidas foram 0,02 e 0,03 mGy; 0,15 e 0,07 mGy; 0,03 e 0,01 mGy, respectivamente, nos exames de tomografia convencional espiral e hipocicloidal.

TABELA 38

Dose, em mGy, na região dos órgãos dos pacientes, durante o exame tomográfico convencional espiral (Cranex Tome[®]), nos programas Molar Inferior Esquerdo

Região dos órgãos	Dose (mGy)	
	Pacientes	
Tireóide	0,330(± 33%)	0,662(± 34%)
Parótida Direita	0,051(± 30%)	0,023(± 27%)
Parótida Esquerda	8,66(± 16%)	4,41(± 21%)
Submandibular Direita	0,031(± 26%)	0,053(± 24%)
Submandibular Esquerda	11,6(± 23%)	40,7(± 18%)
Cristalino	0,041(± 28%)	0,032(± 17%)

Quando os cortes de tomografia convencional foram realizados na região de molar inferior esquerdo, as doses foram maiores na região da glândula submandibular esquerda, cujos valores foram 11,6(± 23%) e 40,7(± 18%) mGy. Na região da glândula tireóide as doses absorvidas foram 0,330(± 33%) e 0,662(± 34%) mGy. Na região da glândula parótida esquerda as doses absorvidas foram 4,41(± 21%) mGy e 8,66 mGy(± 16%). As regiões da glândula parótida direita e submandibular direita apresentaram menores doses que variaram de 0,023(± 27%) a 0,053(± 24%) mGy. No cristalino as doses foram 0,032(± 17%) e 0,041(± 28%) mGy.

Os resultados obtidos constatarem as observações estabelecidas com relação às doses nas regiões dos órgãos que se encontram no local de interesse ou próximo a ele durante a avaliação. Estes resultados estão em concordância com os trabalhos desenvolvidos por SERHAL et al. (2001), CLARK et al. 1990.

SERHAL et al. (2001), ao avaliarem a dose absorvida com dosímetros termoluminescentes (GR 200) em um cadáver e utilizando a unidade Cranex Tome, relataram que no programa para molar inferior as glândulas parótidas e submandibulares, que se encontravam próximo ao lado do tubo durante o exame, apresentaram os maiores valores de doses, ou seja, 6,87 mGy e 6,45 mGy, enquanto que os órgãos que se estavam no lado oposto do tubo apresentavam menores valores de doses, isto é, a glândula parótida 0,04 mGy, a glândula submandibular 0,27 mGy e a glândula tireóide apresentou 0,03 mGy.

No trabalho desenvolvido por CLARK et al. (1990) as medidas das doses absorvidas foram realizadas em um fantoma antropomórfico utilizando dosímetros termoluminescentes de LiF. O equipamento utilizado para o exame de tomografia convencional linear foi a unidade de raios X Quint Sectograph (Denar Corporation). A dose média absorvida nas glândulas salivares (parótida, sublingual e submandibular) foi 0,278 mGy, quando o exame foi realizado na região de molar inferior. Nestes órgãos, as doses foram superiores aos resultados obtidos nos olhos (0,009 mGy), na medula óssea (0,005 mGy) e na glândula tireóide (0,044 mGy). Na entrada da pele o valor da dose absorvida foi 0,304 mGy.

No estudo de EKESTUBBE (1999) em exames realizados na região de molar inferior, as doses nas glândulas salivares (parótida e submandibular) foram superiores aos demais órgãos avaliados (glândula pituitária, cristalino, glândula tireóide), nos dois exames de tomografia convencional. A dose absorvida média na

glândula parótida do lado do exame foi 0,31 mGy, durante o exame de tomografia convencional espiral e 0,07 mGy, durante o exame de tomografia convencional hipocicloidal. No lado oposto ao exame, a dose foi 0,02 mGy, nos dois equipamentos. Na glândula submandibular, do lado do exame, a dose absorvida, durante o exame de tomografia convencional espiral, a dose foi 5,3 mGy e, no exame de tomografia convencional hipocicloidal, a dose foi 2,8 mGy. No lado oposto ao exame, a dose na glândula submandibular, foi 0,11 e 0,10 mGy nos exames de tomografia convencional espiral e hipocicloidal, respectivamente. Na glândula pituitária, cristalino e tireóide, os valores médios das doses absorvidas foram 0,02 e 0,01 mGy; 0,02 e 0,03 mGy; 0,17 e 0,13 mGy respectivamente, nos exames de tomografia convencional espiral e hipocicloidal.

A dose absorvida na região da glândula submandibular, que se encontra no lado do exame no programa para molar inferior, observada neste trabalho e comparada com os valores obtidos nos trabalhos de EKESTUBE (1999) e SERHAL et al. (2001), deve-se ao fato de que no exame tomografia convencional o feixe apresenta uma direção pósterio-anterior e há, também, uma pequena distância foco-objeto.

No exame frontal, a rotação lateral da cabeça e a colimação estreita do feixe remove, efetivamente, a glândula parótida e submandibular da exposição ao feixe primário de raios X.

EKESTUBE (1999) também observou que, quando o exame de tomografia convencional espiral e hipocicloidal eram realizados na maxila, em relação aos outros órgãos, o cristalino apresentava a maior dose (0,15 e 0,07 mGy) e a glândula tireóide a menor dose (0,03 e 0,01 mGy). Se o exame de tomografia convencional espiral e hipocicloidal eram realizados na mandíbula, o resultado era o

contrário (0,02 e 0,03 mGy no cristalino e 0,17 e 0,13 na glândula tireóide, em cada exame respectivamente). Estes resultados estão em concordância com este trabalho.

FRAZÃO (2002) observou a dificuldade de mensuração das doses devido a impossibilidade de precisão no posicionamento do simulador no aparelho, o que poderia levar à irradiação variável do detector TL. Neste estudo, estas variações nas doses podem estar relacionadas às diferenças anatômicas entre cada paciente, o posicionamento dos pacientes durante o exame e o posicionamento dos detectores TL. Durante o exame tomográfico, os cortes realizados apresentaram um espessura de 2 mm e devido às dimensões dos detectores, qualquer alteração em relação a estas variáveis poderá irradiar não uniformemente o detector TL.

4.8.4 Valores das doses no exame de tomografia convencional espiral e panorâmico (Cranex Tome®)

As TAB. 39 a 45 apresentam as doses medidas nos sete pacientes submetidos ao exame panorâmico (Cranex Tome®) (TAB 22 a 28) e ao corte seccional (TAB. 29 a 35), correspondente ao exame completo de tomografia convencional espiral (Cranex Tome®)

TABELA 39

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame tomográfico convencional espiral completo (Cranex Tome®) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal esquerda (FE)

Região dos órgãos	Dose corrigida (mGy)		
	panorâmica	Corte seccional	Exame completo
Tireóide	0,168(± 21%)	0,036 (± 35%)	0,204(± 19%)
Parótida Direita	1,564(± 18%)	0,014(± 59%)	1,578(± 18%)
Parótida Esquerda	1,892(± 18%)	0,114(± 21%)	2,00(± 17%)
Submandibular Direita	0,225(± 25%)	0,032(± 32%)	0,257(± 23%)
Submandibular Esquerda	0,208(± 22%)	0,323(± 33%)	0,531(± 22%)
Cristalino	0,008(±134%)	0,131(± 30%)	0,139(± 30%)

TABELA 40

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome[®]) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal esquerda (FE)

Região dos órgãos	Dose corrigida (mGy)		
	Panorâmica	Corte seccional	Exame completo
Tireóide	0,140(± 21%)	0,124(± 22%)	0,264(± 15%)
Parótida Direita	1,212(± 16%)	0,056(± 47%)	1,268(± 16%)
Parótida Esquerda	1,835(± 28%)	0,227(± 23%)	2,06(± 25%)
Submandibular Direita	0,153(± 22%)	0,041(± 65%)	0,194(± 23%)
Submandibular Esquerda	0,238(± 17%)	0,316(± 23%)	0,554(± 15%)
Cristalino	0	0,180(± 27%)	0,180(± 27%)

TABELA 41

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome[®]) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD)

Região dos órgãos	Dose corrigida (mGy)		
	Panorâmica	Corte seccional	Exame completo
Tireóide	0,161(± 23%)	0,080(± 40%)	0,241(± 21%)
Parótida Direita	1,576(± 18%)	0,217(± 31%)	1,793(± 17%)
Parótida Esquerda	1,462(± 15%)	0,076(± 23%)	1,538(± 15%)
Submandibular Direita	0,239(± 24%)	0,399(± 19%)	0,638(± 15%)
Submandibular Esquerda	0,286(± 25%)	0,020(± 61%)	0,306(± 24%)
Cristalino	0,029(± 32%)	0,105(± 32%)	0,134(± 27%)

TABELA 42

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome®) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD)

Região dos órgãos	Dose corrigida (mGy)		
	Panorâmica	Corte seccional	Exame completo
Tireóide	0,131(± 29%)	0,041(± 34%)	0,172(± 24%)
Parótida Direita	1,433(± 21%)	0,586(± 20%)	2,019(± 16%)
Parótida Esquerda	1,535(± 18%)	0,021(± 39%)	1,556(± 18%)
Submandibular Direita	0,177(± 20%)	2,04(± 23%)	2,22(± 22%)
Submandibular Esquerda	0,151(± 20%)	0,011(± 162%)	0,162(± 22%)
Cristalino	0	0	0

TABELA 43

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome®) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na mandíbula, área molar esquerdo (ME)

Região dos órgãos	Dose corrigida (mGy)		
	panorâmica	Corte seccional	Exame completo
Tireóide	0,237(± 21%)	0,330(± 33%)	0,567(± 22%)
Parótida Direita	1,292(± 17%)	0,051(± 30%)	1,343(± 17%)
Parótida Esquerda	1,564(± 18%)	8,66(± 16%)	10,21(± 14%)
Submandibular Direita	0,240(± 29%)	0,031(± 26%)	0,271(± 26%)
Submandibular Esquerda	0,187(± 25%)	11,68(± 23%)	11,87(± 23%)
Cristalino	0,035(± 23%)	0,041(± 28%)	0,076(± 19%)

TABELA 44

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome®) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na mandíbula, área molar esquerdo (ME)

Região dos órgãos	Dose corrigida (mGy)		
	panorâmica	Corte seccional	Exame completo
Tireóide	0,201(± 21%)	0,662(± 34%)	0,864(± 27%)
Parótida Direita	1,129(± 25%)	0,023(± 27%)	1,152(± 25%)
Parótida Esquerda	1,356(± 19%)	4,414(± 21%)	5,770(± 17%)
Submandibular Direita	0,190(± 24%)	0,053(± 24%)	0,243(± 20%)
Submandibular Esquerda	0,154(± 24%)	40,7(± 18)	40,9(± 19%)
Cristalino	0,012(± 44%)	0,032(± 17%)	0,044(± 18%)

TABELA 45

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 7, durante o exame tomográfico convencional completo (Cranex Tome®) (cortes seccionais e radiografia panorâmica) na maxila, área frontal direita (FD)

Região dos órgãos	Dose corrigida (mGy)		
	panorâmica	Corte seccional	Exame completo
Tireóide	0,032(± 33%)	0,029(± 34%)	0,061(± 24%)
Parótida Direita	1,141(± 17%)	*	1,141(± 17%)
Parótida Esquerda	1,125(± 16%)	0,013(± 46%)	1,138(± 16%)
Submandibular Direita	0,114(± 25%)	9,12(± 20%)	9,24(± 20%)
Submandibular Esquerda	0,148(± 31%)	0,027(± 39%)	0,175(± 27%)
Cristalino	0,033(± 24%)	0,180(± 28%)	0,213(± 24%)

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

A FIG.24 mostra a distribuição das doses na região dos órgãos em cada paciente (1 a 7), durante o exame tomográfico convencional completo (corte seccional + panorâmico), cujos valores das doses são relatados nas tabelas 39 a 45.

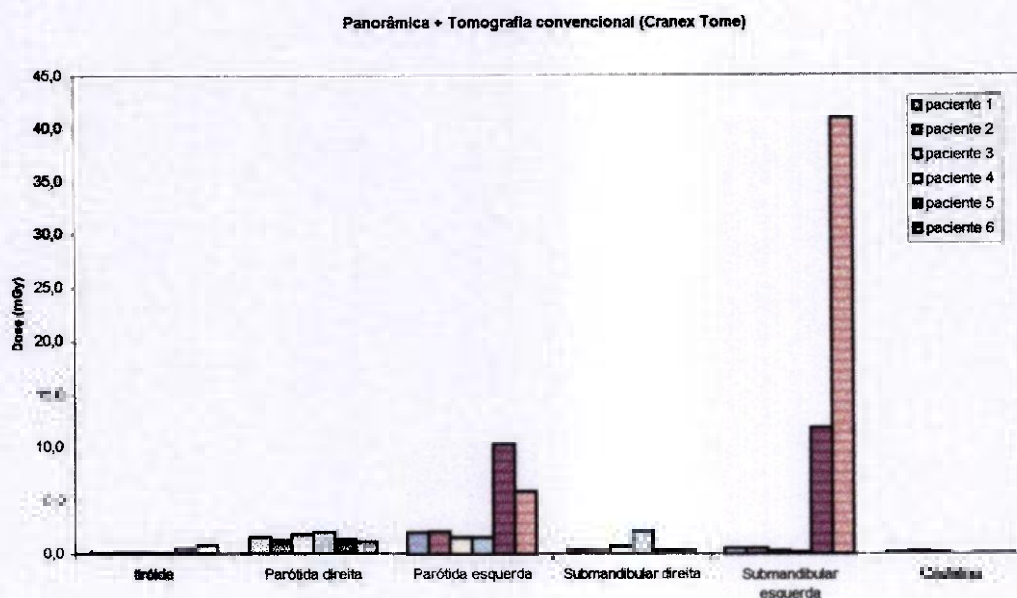


FIGURA 24-Distribuição das doses, em mGy, na região dos órgãos em cada paciente (1 a 7), durante o exame tomográfico convencional completo (corte seccional + panorâmico).

Os resultados mostram que, quando são realizados os programas frontal direito (pacientes 3, 4 e 5) e frontal esquerdo (pacientes 1 e 2), as regiões das glândulas parótidas direita e esquerda apresentaram maiores doses, variando de 1,268 ($\pm 16\%$) a 2,019 ($\pm 16\%$) mGy, para a região da glândula parótida direita e 1,538 ($\pm 15\%$) a 10,210 ($\pm 14\%$), para a região da glândula parótida esquerda.

Quando o programa para molar inferior, é utilizado as regiões das glândulas submandibular e parótida do lado do exame são os locais mais irradiados, mas ao ser realizado o exame panorâmico, as regiões do lado oposto apresentam também valores elevados de dose. No paciente 7, o valor da dose foi 9,243 ($\pm 20\%$) mGy, para região da glândula submandibular direita. Este valor pode estar relacionado às

exame e variações anatômicas de cada paciente. Em todos os pacientes, a região do cristalino foi o local com menor dose.

Observou-se que a radiografia panorâmica contribuiu com o aumento da dose, nos pontos localizados no lado oposto ao tubo de raios X, principalmente para a região da glândula parótida. Quando o exame tomográfico é realizado sua contribuição é para aumentar o valor das doses nos locais que se encontram no lado da região avaliada.

Na prática clínica, as combinações de técnicas ocorrem com frequência; múltiplos procedimentos radiográficos resultam na adição desses valores promovendo, assim, aumento na dose total nos locais avaliados.

4.8.5 Valores das doses no exame de tomografia computadorizada helicoidal na mandíbula (CT Twin[®])

As TAB. 46 a 51 apresentam as doses medidas com os três detectores TL, posicionados nos pontos anatômicos dos pacientes submetidos ao exame de tomografia computadorizada helicoidal. A dose média foi calculada eliminando-se os valores que apresentaram o desvio padrão superior a 20 %, conforme o item 4.8.1. A dose corrigida corresponde à dose média, subtraída do valor médio da radiação de fundo (Bg) e multiplicado pelo fator de correção (item 4.7). A incerteza combinada em cada valor da dose corrigida foi estimada de acordo com os procedimentos do APÊND. 5.

TABELA 46

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin®) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 24,1s- 57 slices- 1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	2,6	2,3	2,5	2,5	2,8(± 21%)
Parótida direita	29,4	31,9	30,3	30,6	37,3(± 18%)
Parótida esquerda	24,8	26,6	26,8	26,1	31,8(± 17%)
Submandibular direita	33,4	33,5	33,4	33,4	40,9(± 15%)
Submandibular esquerda	28,4	31,0	29,4	29,6	36,2(± 19%)
Cristalino	0,648	0,711	0,667	0,675	0,590(± 27%)
Bg	0,284	0,159	0,143	0,195	

TABELA 47

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin®) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 32 s- 52 slices- 1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	3,4	3,0	3,1	3,2	3,7(± 22%)
Parótida direita	*	21,0	17,5	19,2	23,5(± 23%)
Parótida esquerda	*	27,5	27,9	27,7	33,9(± 15%)
Submandibular direita	32,2	34,2	33,4	33,3	40,8(± 17%)
Submandibular esquerda	31,1	32,2	31,1	31,5	38,5(± 17%)
Cristalino	0,643	0,769	0,75	0,721	0,724(± 27%)
Bg	0,225	0,83	0,89	0,132	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1

TABELA 48

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin®) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 20 s- 53 slices- 1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	1,6	1,4	1,4	1,5	1,7(± 23%)
Parótida direita	30,5	31,6	31,5	31,2	38,3(± 15%)
Parótida esquerda	*	28,1	29,7	28,9	35,4(± 17%)
Submandibular direita	32,5	32,9	34,4	33,3	40,8(± 17%)
Submandibular esquerda	32,1	33,9	30,7	32,2	39,5(± 19%)
Cristalino	0,66	0,7	0,716	0,692	0,754(± 20%)
Bg	0,128	0,071	0,088	0,096	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 49

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin®) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 21,1 s- 49 slices- 1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	1,7	1,6	1,5	1,6	1,1(± 23%)
Parótida direita	31,4	32,2	30,5	31,4	37,8(± 17%)
Parótida esquerda	26,1	26,4	27,0	26,5	31,8(± 16%)
Submandibular direita	31,7	31,5	32,4	31,8	38,4(± 16%)
Submandibular esquerda	28,4	30,8	30,4	29,9	35,9(± 17%)
Cristalino	0,622	0,694	0,671	0,662	0,755(± 19%)
Bg	0,047	0,037	0,038	0,041	

TABELA 50

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin®) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA, 20 s, 47 slices- 1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	2,6	2,4	2,2	2,4	2,9(± 23%)
Parótida direita	22,8	26,6	24,0	24,5	30,0(± 23%)
Parótida esquerda	*	7,7	6,6	7,1	8,7(± 22%)
Submandibular direita	30,5	30,1	31,4	30,7	37,7(± 17%)
Submandibular esquerda	33,2	34,8	32,1	33,4	41,0(± 18%)
Cristalino	0,555	0,672	0,632	0,620	0,712(± 23%)
	0,120	0,058	0,059	0,079	

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

TABELA 51

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal (CT Twin®) na mandíbula, nas condições de 120 kV- 203 mA- 20 s- 47slices- 1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose média	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	1,4	1,3	1,2	1,3	1,6(± 20%)
Parótida direita	*	8,6	10,2	9,4	11,6(± 23%)
Parótida esquerda	2,3	2,8	3,1	2,7	3,3(± 26%)
Submandibular direita	30,0	28,4	30,7	29,7	36,5(± 17%)
Submandibular esquerda	26,5	26,2	25,5	26,1	32,1(± 16%)
Cristalino	0,421	0,386	0,397	0,401	0,467(± 19%)
Bg	0,063	0,039	0,044		

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

A FIGURA 25 apresenta a distribuição das doses (mGy) medidas nos pacientes (1 a 6), na região dos órgãos, durante o exame de tomografia computadorizada da mandíbula (CT Twin®). Estes dados foram obtidos através das TAB. 47 a 52.

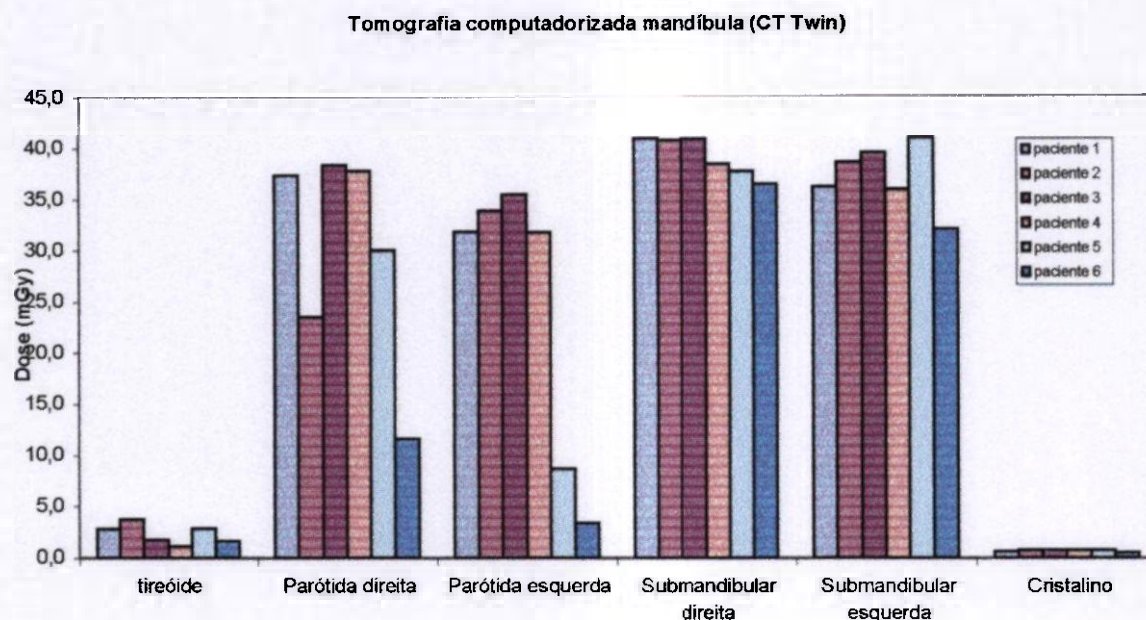


FIGURA 25- Dose, em mGy na região dos órgãos em todos os pacientes durante o exame de tomografia computadorizada na mandíbula

As regiões que apresentaram maior dose absorvida, no exame de tomografia computadorizada da mandíbula, foram as regiões das glândulas parótidas do lado direito e esquerdo e regiões das glândulas submandibulares do lado direito e esquerdo. As doses variaram de 11,6 ($\pm 23\%$) a 38,3 ($\pm 15\%$) mGy para a região da glândula parótida direita. Na região da glândula parótida esquerda as doses variaram de 3,3 ($\pm 26\%$) a 35,4 ($\pm 17\%$) mGy.

A variação nas doses, entre o lado direito e esquerdo, possivelmente, pode estar relacionada ao posicionamento do paciente, à assimetria normal anatômica dos pacientes e ao posicionamento dos detectores conforme confirmado por FRAZÃO, 2002.

As doses nas regiões das glândulas submandibulares foram as que apresentaram maiores valores; na região da glândula submandibular direita, as doses variaram de 36,5 ($\pm 17\%$) a 40,9 ($\pm 15\%$) mGy e na região da glândula submandibular esquerda, de 32,1 ($\pm 16\%$) a 41,0 ($\pm 18\%$) mGy.

Na região da glândula tireóide, as doses variaram de 1,1 ($\pm 23\%$) a 3,7 (22%) mGy,.

A região do cristalino apresentou as menores doses, com valores que variaram de 0,467 ($\pm 19\%$) a 0,755 ($\pm 19\%$) mGy.

De acordo com os resultados apresentados, observa-se que, durante o exame de tomografia computadorizada, a região glândula parótida e submandibular foram os locais que receberam as maiores doses. Estes resultados podem ser comparáveis às doses na radiografia panorâmica, resultando em altas doses nas glândulas salivares (parótida e submandibular), pois o centro rotacional "scanning" coincide com o local destas regiões. Tais resultados coincidem com os resultados obtidos com LECOMBER et al.(2001), CLARCK et al. (1990), EKESTUBE (1999) e DULA et al. (1996).

Apesar da diferença dos parâmetros operacionais como espessura do slice (2mm), tempo de exposição (2 s por slice), produto da corrente/tempo (300 mAs por 2 slices), os resultados apresentados por LECOMBER et al.(2001), são semelhantes a este trabalho. Eles avaliaram a dose absorvida durante exames de tomografia computadorizada na mandíbula, em vários locais anatômicos, para o planejamento de implantes dentais, utilizando um fantoma e dosímetros termoluminescentes e o mesmo equipamento e software deste estudo (CT Twin/ Denta CT). As glândulas salivares apresentaram maior dose média (25,241 mGy) em relação aos demais órgãos avaliados neste exame. As doses absorvidas na

glândula parótida, na glândula submandibular e na glândula sublingual foram 29,860 mGy, 27,184 mGy e 18,678 mGy respectivamente. Na glândula tireóide a dose absorvida foi 1,571 mGy e no cristalino, 1,293 mGy.

EKESTUBE (1999) mediu a dose absorvida, utilizando dosímetros TL de LiF (TLD 100), em órgãos críticos da cabeça e pescoço, durante exame de tomografia computadorizada da mandíbula com a unidade Universal Polytome® (Massit Philips, France). Durante os exames da mandíbula, axial e frontal, as doses na glândula parótida e submandibular foram superiores aos outros órgãos avaliados (3,4 e 0,8 mGy na glândula parótida; 27 e 16 mGy na glândula submandibular, nos dois exames, respectivamente), com exceção da dose na pele cujos valores foram 35 e 37 mGy nos dois exames respectivamente. Na glândula pituitária, cristalino e tireóide os valores das doses foram 1,7 e 1,0 mGy; 0,6 e 5,5 mGy e 1,6 e 4,0 mGy nos exames axial e frontal.

Observou-se, também, no trabalho de CLARCK et al. (1990), LECOMBER et al. (2001) que a dose na glândula tireóide (3,776 mGy, 1,571 mGy, respectivamente, em cada estudo) é maior que a dose no cristalino (1,576 mGy, 1,293 mGy, respectivamente em cada estudo), quando o exame é realizado na mandíbula, sendo que estes valores também foram obtidos neste trabalho. As doses no cristalino possivelmente estão relacionadas à irradiação indireta destes órgãos, devido ao espalhamento da radiação secundária quando os cortes são realizados em suas proximidades.

4.8.6 Valores das doses no exame de tomografia computadorizada helicoidal na maxila (CT Twin®)

As TAB. 52 a 57 apresentam as doses medidas com os três detectores TL, posicionados nos pontos anatômicos dos pacientes submetidos ao exame de tomografia computadorizada helicoidal na maxila (CT Twin®). A dose média foi calculada eliminando-se os valores que apresentaram o desvio padrão superior a 20 %, conforme o item 4.8.1. A dose corrigida corresponde ao valor da dose média, subtraída o valor médio da radiação de fundo e multiplicado pelo fator de correção (item 4.7). A incerteza combinada em cada valor da dose corrigida foi estimada de acordo com os procedimentos do APÊND. 5.

TABELA 52

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 1, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal na maxila(CT Twin®), nas condições de 120 kV- 203 mA- 23 s- 41 slices- 1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,94	1,0	0,999	0,982	1,1(± 18%)
Parótida direita	29,4	29,7	30,5	29,9	36,6(± 16%)
Parótida esquerda	28,0	28,2	29,1	28,4	34,8(± 16%)
Submandibular direita	3,6	3,0	3,2	3,3	3,9(± 24%)
Submandibular esquerda	3,6	3,0	2,8	3,1	3,7(± 30%)
Cristalino	1,1	1,3	1,3	1,2	1,4(± 24%)
Bg	0,085	0,071	0,131	0,096	

TABELA 53

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 2, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal na maxila (CT Twin[®]), nas condições de 120 kV- 203 mA- 23 s- 44 slices-1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	1,9	1,7	1,7	1,7	2,1(± 23%)
Parótida direita	33,3	33,4	32,7	33,1	40,7(± 15%)
Parótida esquerda	32,4	30,9	30,8	31,3	38,5(± 17%)
Submandibular direita	6,2	4,6	4,9	5,2	6,4(± 33%)
Submandibular esquerda	5,2	4,5	4,3	4,6	5,6(± 25%)
Cristalino	1,47	1,804	1,6	1,5	1,9(± 26%)
Bg	0,092	0,065	0,092	0,083	

TABELA 54

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 3, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal na maxila (CT Twin[®]), nas condições de 120 kV- 203 mA- 21 s- 47 slices-1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	1,1	0,892	0,899	0,924	1,1(± 25%)
Parótida direita	27,5	29,8	30,3	29,2	35,9(± 18%)
Parótida esquerda	31,4	30,6	32,5	31,5	38,7(± 17%)
Submandibular direita	5,6	4,9	4,6	5,0	6,2(± 25%)
Submandibular esquerda	4,1	3,8	4,2	4,0	4,9(± 18%)
Cristalino	1,2	1,4	1,4	1,3	1,6(± 19%)
Bg	0,023	0,019	0,024	0,022	

TABELA 55

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 4, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal na maxila (CT Twin[®]), nas condições de 120 kV- 203 mA- 19 s-39 slices-1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	1,5	1,3	1,3	1,4	1,7(± 20%)
Parótida direita	32,8	33,5	33,4	33,3	40,9(± 15%)
Parótida esquerda	30,3	31,2	31,4	31,0	38,0(± 15%)
Submandibular direita	4,1	3,5	3,8	3,8	4,6(± 22%)
Submandibular esquerda	3,6	3,2	3,1	3,3	4,0(± 24%)
Cristalino	1,1	1,3	1,4	1,3	1,5(± 20%)
Bg	0,030	0,029	0,036		

TABELA 56

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 5, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal na maxila (CT Twin[®]), nas condições de 120 kV-203 mA- 19 s-39 slices-1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	0,596	0,5	0,49	0,529	0,629(± 27%)
Parótida direita	29,3	29,9	30,5	29,9	36,7(± 16%)
Parótida esquerda	25,7	26,9	27,0	26,5	32,6(± 16%)
Submandibular direita	2,9	2,4	2,5	2,6	3,1(± 28%)
Submandibular esquerda	4,2	3,4	3,3	3,7	4,5(± 30%)
Cristalino	1,3	1,1	1,3	1,2	1,5(± 21%)
Bg	0,017	0,015	0,02	0,017	

TABELA 57

Dose, em mGy, na região dos órgãos do paciente 6, durante o exame de tomografia computadorizada helicoidal na maxila, nas condições de 120 kV- 203 mA- 23 s-62 slices- 1,3 espessura corte

Região dos órgãos	Dose (mGy)			Dose Média (mGy)	Dose corrigida (mGy)
	TLD 1	TLD 2	TLD 3		
Tireóide	1,3	*	1,0	1,1	1,3 (± 28%)
Parótida direita	32,5	34,0	33,5	33,3	40,9(± 16%)
Parótida esquerda	28,0	30,1	28,8	28,9	35,5(± 18%)
Submandibular direita	31,7	*	31,2	31,4	38,6(± 15%)
Submandibular esquerda	*	6,2	5,7	5,9	7,3(± 18%)
Cristalino	1,5	1,8	1,8	1,7	2,0(± 20%)

Nota: * valor eliminado conforme item 4.8.1.

A FIG. 26 apresenta a distribuição das dose (mGy) medidas nos pacientes (1 a 6), na região dos órgãos, durante o exame de tomografia computadorizada da maxila. Estes dados foram obtidos através das TAB. 53 a 58.

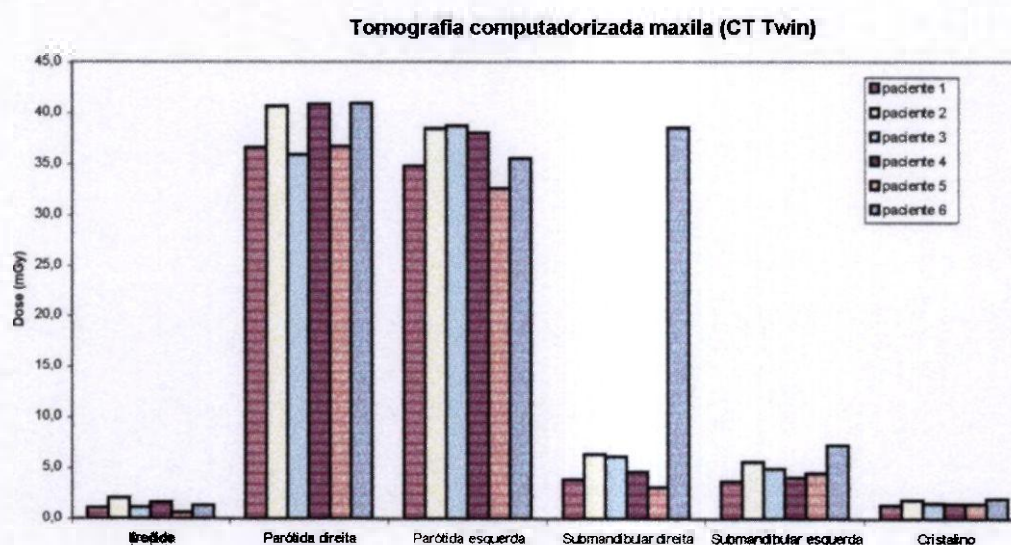


FIGURA 26- Dose, em mGy, na região dos órgãos durante o exame de tomografia computadorizada na maxila.

De acordo com os dados apresentados pela FIG. 26, as regiões que apresentaram maiores doses absorvidas foram as das glândulas parótidas do lado direito e esquerdo. Os valores variaram de $35,9(\pm 18\%)$ a $40,9(\pm 16\%)$ mGy, para a região da glândula parótida direita. Na região da glândula parótida esquerda, as doses variaram de $32,6(\pm 16\%)$ a $38,7(\pm 17\%)$ mGy.

A região da glândulas submandibular direita e esquerda foi o segundo local mais irradiado nesta técnica. As doses na região da glândula submandibular direita variaram de $3,1(\pm 28\%)$ a $38,6(\pm 15\%)$ mGy. A variação da dose absorvida entre o lado direito e esquerdo também foi observado nos exames de tomografia computadorizada na mandíbula e segundo FRAZÃO, 2002, possivelmente, pode estar relacionada ao posicionamento do paciente, à assimetria normal dos pacientes e ao posicionamento dos detectores. Para a glândula submandibular esquerda os valores variaram de $3,7(\pm 30\%)$ a $7,3(\pm 18\%)$ mGy. A glândula tireóide e o cristalino apresentaram valores próximos. A glândula tireóide apresentou valores de dose que variaram de $0,629(\pm 27\%)$ a $2,1(\pm 23\%)$ mGy e no cristalino os valores das doses variaram de $1,4(\pm 21\%)$ a $2,0(\pm 20\%)$ mGy.

No trabalho realizado por EKESTUBE (1999) durante exame de tomografia computadorizada com a unidade Universal Polytome[®] (Massit Philips, France), os parâmetros operacionais (mAs/scan/slice: 40- 80; mAs total: 920- 1800 e 1840- 3600, espessura do scan/distância do slice: 1mm/pitch 1:1; plano tomográfico: axial) para o exame da maxila e mandíbula são diferentes dos parâmetros operacionais utilizados neste estudo. Entretanto, quando o exame de tomografia computadorizada foi realizado na maxila, a glândula parótida e submandibular apresentaram maior dose, sendo que, como neste trabalho, a dose na glândula parótida (31 mGy) foi superior à dose na glândula submandibular (2,5 mGy), glândula pituitária (2,6 mGy),

cristalino (1,5 mGy) e glândula tireóide (0,6 mGy), com exceção da dose na pele (38 mGy). Estes resultados, provavelmente estão relacionados à altura do corte que é definido pela altura do colimador. Observou-se que, como no exame da mandíbula, quando o exame de tomografia é realizado na maxila a dose na glândula tireóide (0,6 mGy) é inferior à dose quando o exame é realizado na mandíbula (1,6 e 4,0 mGy). Estes resultados não são definidos claramente neste estudo. A glândula tireóide e o cristalino apresentaram valores próximos. A glândula tireóide apresentou doses que variaram de $0,629(\pm 27\%)$ a $2,1(\pm 23\%)$ mGy e no cristalino as doses variaram de $1,4(\pm 21\%)$ a $2,0(\pm 20\%)$ mGy.

4.8.7 Análise geral da dose nas diferentes técnicas radiográficas

No exame radiológico odontológico, a dose está concentrada em uma pequena área da cabeça e do pescoço que apresentam órgãos e tecidos com graus de sensibilidades à radiação ainda não totalmente conhecido.

Neste trabalho, assim como na literatura (LECOMBER et al., 2001; EKESTUBE et al., 1999; DULA et al., 1996; CLARCK et al., 1990), as regiões das glândulas salivares (parótidas e submandibulares) foram os locais que apresentaram maiores valores de doses.

Apesar da portaria 453 (1998) não estabelecer os níveis de referência de radiodiagnóstico para os exames radiográficos convencionais utilizados neste trabalho e considerando que para a tomografia computadorizada, o nível de referência para um paciente adulto típico corresponde a dose média em corte múltiplos para a cabeça, cujo valor é de 50 mGy, observou-se que em nenhum dos exames de tomografia computadorizada a dose foi superior aa este valor.

O modelo da ICRP (1991) para a estimativa de risco de câncer não inclui as glândulas salivares como órgãos de risco, mas esclarece que outros órgãos ou tecidos podem ser incluídos como remanescentes ou como órgãos com um fator de peso determinado, se for demonstrado um risco significativo na indução de câncer. A ICRP, em sua publicação 26 (1977), observou que há evidências que a radiação é também carcinogênica para doses moderadas, mas para os tecidos como glândulas salivares não há, ainda, estimativas do fator de risco.

PRESTON-MARTIN et al., 1998, WHITE, 1992 observaram a associação entre tumores nas glândulas salivares e radiografia dental. De acordo com PRESTON-MARTIN et al (1988 e 1990) há um substancial evidência da ligação de neoplasmas nas glândulas salivares em irradiação terapêutica como também em radiografias dentais, sendo que o componente linfóide do tecido salivar pode ser mais susceptível a danos causados por baixas doses de radiação do que o parênquima.

Neste estudo, as doses na glândula tireóide em relação as glândulas salivares foram relativamente baixas (TAB. 59). De acordo com a ICRP (1977), a sensibilidade da tireóide para a indução de câncer pela radiação é aparentemente maior do que a medula óssea no desenvolvimento de leucemia. Entretanto, a mortalidade de câncer de tireóide é menor que para leucemia devido ao sucesso do tratamento em câncer de tireóide e à pequena progressão desse tipo de tumor.

Em adultos, a porção equatorial dos olhos é a região anatômica geralmente considerada a parte mais susceptível para a indução de opacidade. O limiar de dose para opacidade que cause impedimento da visão é de 2 a 10 Gy para uma exposição aguda de baixo LET (ICRP, 1977).

Observou-se, neste estudo, assim como na literatura (CLARK et al (1990), KASSEBAUM et al. (1992), FREDERIKSEN et al. (1994), EKESTUBE et al. (1999), DULA et al. (2001)), que a tomografia computadorizada, em comparação à tomografia convencional e panorâmica (TAB. 59), foi a técnica que causou a maior dose aos pacientes. Este fator é devido, em parte, aos parâmetros de exposição adotados na tomografia computadorizada, observando também que a técnica promove uma varredura de todo os maxilares. Porém, nas medidas realizadas nos pacientes 4 e 5, na técnica de tomografia convencional na região de molar inferior esquerdo, as doses na glândula submandibular esquerda apresentaram resultados comparáveis às doses obtidas em tomografia computadorizada.

Os resultados indicam que na técnica panorâmica e na técnica de tomografia computadorizada, as glândulas salivares (parótida e submandibular) apresentaram doses maiores em relação ao cristalino e à tireóide. A técnica panorâmica promove também o varredura de todo o maxilar resultando em uma distribuição de dose semelhante à tomografia computadorizada; já a tomografia convencional, a distribuição da dose é concentrada na região de interesse para a avaliação.

TABELA 59

Doses absorvidas (mGy), nos órgãos críticos da região maxilofacial, em exames tomográficos relatados na literatura e neste estudo.

Literatura	Exame	Área	Dose absorvida (mGy)			
			Tireóide	Parótida	Submandibular	Cristalino
Neste estudo (2004)	Panorâmica		0,237	1,892	0,286	0,035
	Tc espiral	J	0,124	0,076*0,586**	0,041* 9,12**	0,180
		d	0,662	0,051* 8,66**	0,053* 40,7**	0,041
CT espiral	h	2,1	40,9	7,3	1,9	
	i	3,7	38,3	41,0	0,755	
Frazão (2002)	Tc		0,74	7,66		0,20
	CT		3,73	25,6		2,47
Lecomber(2001)	Panorâmica		0,031	0,195	0,163	0,006
	Tc	d	0,009	0,535	0,291	0,044
	CT	f	1,571	29,860	27,184	1,293
Serhal et al. (2001)	Tc	d	0,03	0,04* 6,87**	0,27* 6,45**	
		g	0,02	3,87* 0,92**	0,45* 1,93**	
		j	0,02	1,33* 0,04**	0,09* 0,09**	
		k	0,02	0,03* 7,78**	0,09* 0,55**	
		l	0	0,01* 5,00**	0,02* 0,40**	
		m	0,01	0,01* 2,43**	0,06* 2,62**	
Ekestube (1999)	CT	e	0,6	3,1	2,5	1,5
		f	1,6	3,4	27	0,6
		g	4,0	0,8	16	5,5
	Tc espiral	h	0,03	4,3	0,44	0,15
		i	0,17	0,31	5,3	0,02
	Tc hipocicloidal	h	0,01	0,14	0,31	0,07
		i	0,13	0,07	2,8	0,03

Legenda:

^a maxila canino
^b maxila molar
^c mandíbula canino
^d mandíbula molar
^e maxila axial
^f mandíbula axial

^g mandíbula frontal
^h maxila
ⁱ mandíbula
^j maxila frontal
^k maxila pré-molar
^l maxila molar

^m mandíbula pré-molar
*OS(lado oposto ao tubo)
** TS(lado do tubo)
CT- tomografia computadorizada
Tc- tomografia convencional

Conclusões

5 CONCLUSÕES

Este estudo estabeleceu um procedimento de medida da dose absorvida, utilizando dosímetros termoluminescentes, nas regiões de órgãos críticos de pacientes expostos a feixes de raios X, para fins de planejamento de implantes dentais.

A confiabilidade metrológica do procedimento foi demonstrada através da estimativa das incertezas associadas ao mesmo. As principais fontes de incertezas foram: a reprodutibilidade dos detectores TL, o fator de calibração da câmara de ionização e, principalmente, a variação das medidas das doses nos pacientes com os detectores TL e a influência da radiação de fundo.

Minimizando-se tais incertezas e eliminando-se erros de cerca de 30% na dose devido à calibração em ^{137}Cs , conseguiu-se medir doses em alguns órgãos com incertezas em torno de $\pm 14\%$.

Os resultados das doses absorvidas nas regiões de órgãos críticos de pacientes submetidos à radiografia panorâmica, à tomografia convencional espiral e à tomografia computadorizada helicoidal, no planejamento pré-operatório à instalação de implantes dentais mostraram que:

- Em todas as técnicas avaliadas os valores das doses foram consideravelmente mais altos nas glândulas salivares (parótidas e submandibulares), em relação à glândula tireóide e ao cristalino.

- A tomografia computadorizada helicoidal foi a técnica que ocasionou maior dose aos pacientes, em comparação à radiografia panorâmica e à tomografia convencional espiral.

- Independente da área alvo de exame, as glândulas parótidas e submandibulares foram as estruturas mais irradiadas, sugerindo um esforço dos profissionais na pesquisa e escolha de métodos de redução da dose, sem que haja perda da informação necessária ao planejamento do tratamento, otimizando os procedimentos.

Considerando que, ainda, não foram estabelecidos os níveis de referência de diagnóstico para este tipo de prática médica, as medidas de dose na entrada da pele dos pacientes, definidas como doses absorvidas nas regiões dos órgãos críticos, constituem uma relevante contribuição para subsidiar a escolha de tais níveis.

Referências Bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVARES, L.C.; TAVANO, O. **Curso de radiologia em odontologia**. 4. ed. São Paulo: Livraria Editora Santos, 1998. 248p.

ATTIX, F.H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York : John Wiley , 1986. 358 p.

BIANCHI, J. et al. 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 & Endodontisc** , v. 90, p.249-53, 2000.

BORGES, T.A.T. et al. **A tomografia computadorizada no diagnóstico e planejamento do implante dentário. Revisão de literatura e apresentação de um protocolo técnico**. Disponível em: <http://imaginologia.com.br>. Acesso em: 14 de Out. 2003

BRASIL. Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância Sanitária. Portaria 453 de 01 de junho de 1998. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. **Diário Oficial da União**, n. 103, 02 de Junho de 1998.

CAMERON, J.R. et al. **Termoluminescent dosimetry**. Madison : Univ. Wisconsin ,1968.

CAVALCANT, M.G.P. Tomografia Computadorizada. reconstruções em 2D E 3D. In: FREITAS, A. et al. **Radiologia Odontológica**. 5. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. Cap. 37, p. 681-726.

CLARK, et al, Radiation absorbed from dental implant radiography: a comparison of linear tomography, CT scan, and panoramic and intra-oral techniques. **Journal of Oral Implantology**, v. 16, n. 3, 156-64, 1990.

COHNEN , et al. Radiation dose in dental radiology. **European Radiology**. v. 12, p. 634-7, 2002.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **CNEN – NE- 3.01**. Diretrizes básicas de proteção radiológica. Rio de Janeiro, 1988. 121 p.

COMITÊ DE AVALIAÇÃO DE SERVIÇOS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA. **Desempenho de sistemas de monitoração individual- Critérios e condições**. Rio de Janeiro : IRD, 1995. (CASMIE)

Council Directive 97/43 Euratom on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure. **Official Journal of European Communities**, L180, v. 40, jul. 1997.

CURRY, T. et al., **Cristensen's introduction to the physics of radiology**. 4. ed.. Philadelphia: Lea and Febiger, 1990. 285 p.

- DA ROSA, L.A.R. **Dosimetria termoluminescente aplicada à física médica**. Rio de Janeiro ; IRD, 2000. Publicação interna, (DEFISME/IRD, 2000)
- DELBALSO, A.M. et al. Role of diagnostic imaging in evaluation of the dental implant patient. **RadioGraphics** , v. 14, n. 4, p. 699-719, 1994.
- DIEDERICHS C.G. et al. Must dose for CT of the maxilla and mandible be higher than that for conventional panoramic radiography? **American Journal of Neuroradiology**, n. 17 , p. 1758-60, 1996.
- DREXLER, G. diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendations of the ICRP. **Radiation Protection and Dosimetry**, v. 80, n. 1-3, p.7-10, 1998.
- DULA , et al. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. **European Journal of Oral Science**, v. 104, p. 503-10, 1996.
- DULA, K. , et al. The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. **International Journal Oral & Maxillofacial Implants** , v. 16, n. 1, p. 80-89, 2001.
- EKESTUBE , A. Conventional spiral and low-dose computed mandibular tomography in dental implant planning. **Swedish Dental Journal**, 1999. 81p. Supplement.
- ELSCINT CT. **CT TWIN**: operation manual update to v 3.2 and v 3.3. Haifa: Elscint, 1997. 1 v.
- FRANÇA, J.L. et al. **Manual para normalização de publicações técnico-científicas**. 6. ed. Belo Horizonte: UFMG, 2003. 230 p.
- FRAZÃO, M.A.G. **Dosimetria em tomografia computadorizada e convencional no planejamento de implantes dentais**. 2002. 80 f. Dissertação (Mestrado em Biofísica)- Centro de Ciências Biológicas. Departamento de Biofísica e Radiobiologia. Universidade Federal de Pernambuco, 2002.
- FREDERIKSEN et al. Effective dose and risk assessment from film tomography used for dental implant diagnostics. **Dentomaxillofacial Radiology**, v.23, p.123-127, 1994.
- FREDERIKSEN, N.L. Diagnostic imaging in dental implantology. **Oral Surgery, Oral Medicine , Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontics.**, v. 80, p. 5540-54, 1995.
- FREDERIKSEN, N.L. Specialized radiography techniques. In: WHITE, S.C.; PHAROAH, M.J. **Oral radiology principles and interpretation**. 4.ed. St. Louis: Mosby, 2000. Cap. 12, p.217-240.

FREDHOLM, U.L.F. , et al. preimplant radiographic assessment of available maxillary bone support. Comparison of tomographic and panoramic technique. **Swedish Dental journal**, v. 17, p. 103-9, 1993.

FREITAS, A. et al. Radiografias panorâmicas. In : **Radiologia odontológica**. 3ª ed. Local: Artes médicas. Cap.11 p. 211-36, 2000.

GIBBS, S.J. Patient risk from intra-oral dental radiography. **Dentomaxillofacial Radiology** , v. 17, p. 15-23, 1988.

GRÖDAHL, H.G. Reability of hypocicloidal tomography for the evaluation of the distance from the alveolar crest to the mandibular canal. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 19, p. 200-204, Nov., 1991.

GUER, M.E.; RICHARDSON, A.C. The accuracy of dental radiographic techniques used for evaluation of implant placement. **International Journal of Periodontics & Restorative dentistry**, v. 15, p. 269-283, 1995.

HARSHAW TLD BICRON. Model 4500 Manual TLD Reader with WinRems: operator's manual. Solon, Bicron, 2001. 1 v.

HUDA, W. ; SLONE, R. **Review of radiologic physics**. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1995. 258 p.

HUDA, W. Radiation dosimetry in diagnostic radiology. **American Journal of Radiology**, v.169, 1487-9, 1997.

INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA. **Grandezas e unidades para radiação ionizante** .Rio de Janeiro : IRD, 2002. 121 p. IRD/CNEN/MCT.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, **Annals of the ICRP**, v.22, n. 1/3, 1991. (ICRP 60)

INTERNATIONAL AGENCY ENERGY ATOMIC. **International basic safety standards for protection against ionization radiation and for the safety of radiation sources**. Vienna: IAEA, 1996 (*Safety series*, 115)

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS. **Radiation Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**. Bethesda: UCRU, 1998. 24p. (ICRU-60)

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS. **Quantities and in Radiation Protection Dosimetry**. Bethesda:ICRU, 1993. 17p. (ICRU-51)

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological protection and safety in medicine. **Annals of the ICRP**, v. 26, n. 2,1996. (ICRP 73)

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. **Annals of the ICRP**, v. 26, n.3/4, 1996, 205p.. (ICRP 74)

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**, v. 1, n.3, 1977, 53p. (ICRP 26)

KASSEBAUM, D.K. et al. Absorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques. **Oral Surgery , Oral Medicine , Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontisc** , v. 73, p.502-9, 1992.

KASSEBAUM, D.K. et al. Cross-sectional radiography for implant site assessment. **Oral Surgery, Oral Medicine , Oral Pathology , Oral Radiology & Endodontisc** , v. 70, p. 674-8, 1990.

KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. 2. Ed. New York: John Wiley, 1989. 754p.

KRAUT, R.A. Interactive CT diagnostics, planning and preparation for dental alveolus before implant placement. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, v. 59, p. 64-7, 2001.

LACERDA, M. A. S., SILVA, T. A. Metodologia para medida da dose na entrada da pele em pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico médico. **Congresso Brasileiro de Física Médica**, 7, 2003, Porto Alegre. **Anais...**Porto Alegre: Editora, 2003. P. 434-39.

LANGLAND, O.E. et al. **Principles and practice of panoramic radiology-including intra-oral radiographic interpretation**. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1982. Cap. 1.

LECOMBER ,et al. conventional radiography and computed tomography. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 30, p.255-9, 2001.

LECOMBER A.R. ; FAULKNER K. Dose and risk in dental radiography. **Radiation Protection and Dosimetry**. V. 80, n. 1-3, p. 249-52, 1998.

LINDH, et al. Visualization of the mandibular canal by different radiographic techniques. **Clinical Oral Implants Research**, v. 3, p. 90-7, 1992.

COMITÉ DE AVALIAÇÃO DE SERVIÇOS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL

LABORATÓRIO NACIONAL DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES. **Grandezas e unidade para radiação ionizante**. Rio de Janeiro: IRD, 2002.(LNMRI)

MAIERHOFER, L. ; GUERINI, R.M. **Guia prático de tomografia computadorizada**. São Paulo: Editora Roca , 2001, 191 p.

MC. MINN, R.M.H.; HUTCHINGS, R.T.; LOGAN, N.B. **Atlas colorido de anatomia de cabeça e pescoço**. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1995, 240 p.

NAGEL, H.D. et al. **Radiation exposure in computed tomography: fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimisation, scanner data, terminology.** 4. ed. Hamburg: CTB publications, 2002. 88 p.

NOGUEIRA, M.S. **Determinação de fatores de conversão de kerma no ar e de Fluência para o Equivalente de Dose Ambiental para raios X gerados no intervalo de 50 kVp e 125 kVp.** 1997. 118 f. Tese (doutorado)- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 1997.

Normas de pesquisa envolvendo seres humanos. Res. CNS 196/ 96. **Bioética**, n. 2, v. 4, p. 7 –25, 1996. Suplemento.

ORION CORPORATION SOREDEX. **X-MIND TOME** : Manual de utilizacion. Helsink: OCS, 1998 , 131 p.(Versión original aprabada en el idioma español , enero 1999)

PASLER, F. A. **Radiologia Odontológica: Procedimentos ilustrados.** 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001, p.157-194.

PASLER, F.A. **Radiologia Odontológica.** 3. ed. Rio de Janeiro: Editora Medsi, 1999. p.185-223.

PRESTON-MARTIN, S. et al. Prior exposure to medical and dental x-rays related of the parotid gland. **Journal National Cancer Institut**, v. 80, p.943-9, 1988.

PRESTON-MARTIN, S. e WHITE, S. Brain and salivary gland tumours related to prior dental radiography: implications for current practice. **Journal American Dental Association**, v. 120, p. 150-8, 1990.

ROTHMAN, S.L.G. **Dental applications of computerized tomography surgical for implant placement.** Chicago: Quintessence Publishing , 1998. p. 1-8.

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 & Endodontisc** , v . 83, p. 41-8, 1997.

SEIFERT, H., et al. Patient doses from standard and spiral CT of the head using a fast twin system. **The British Journal of radiology**, v. 70, p.1139-45, 1997.

SERHAL, C.B. Organ radiation dose assessment for convencional spiral tomography: a human cadaver study. **Clinical Oral Implants Research**, v.12, p.85-90, 2001.

SOARES, C.M.A. **Caracterização de um dosímetro para medida do equivalente de dose pessoal.** 2001, 108 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia, Departamento de Engenharia Nuclear , Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2001.

SOBOTTA, J. ; BECHER, H. **Atlas de anatomia humana.** 17. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977, 243 p.

SOREDEX. **Cranex Tome**. Disponível em: <<http://www.soredex.com>.> Acesso em: 19 maio, 2003

STEPHEN, W.S.M. et al. **Thermoluminescence dosimetry materials: Properties and uses**. Nuclear Technology Publishing, 1995.

TAGUCHI, A. et al. Trabecular bone of the mandible. Comparison of panoramic radiography with computed tomography. **Dentomaxillofacial Radiology** , v. 20, p. 85-89, 1997.

TAL, H. & MOSES, O. A comparison of panoramic radiography with computed tomography. **Dentomaxillofacial Radiology** , v. 20, p. 40-42, Feb. 1991.

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. Rio de Janeiro : IRD, 1999. 180 p.

TYDALL, D.A.; BROOKS, S.L. Selection criteria for dental implant site imaging: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. **Oral Surgery , Oral Medicine , Oral Pathology , Oral Radiology, & Endodontisc** , v. 89, n. 5, May, 2000.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE OF ATOMIC RADIATION. **Report to the general assembly**. New York: UNSCEAR, 1986. 1 v.

WHAITES, E. **Essentials of dental radiography and radiology**. London: Churchill Livingstone , 2002. 448 p.

WHITE, S.C. Assesment of radiation risk from dental radiography. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 21, p. 118-26, 1992.

WHITE, S.C. et al. Parameters of radiologic care: official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial radiology. **Oral Surgery , Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology ,& Endodontisc** , v. 91, n. 5, p. 1-20, 2001.

WUEHRMANN, A.H. & MANSON HING, L.R. Radiologia dentária. In: _____ **Radiografias panorâmicas**. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1977, p. 150-162.

Apêndices

APÊNDICE 1 Protocolo de Posicionamento dos Detectores

Nome do paciente: _____ n. _____

Local: Maxila**Tomografia Computadorizada:**

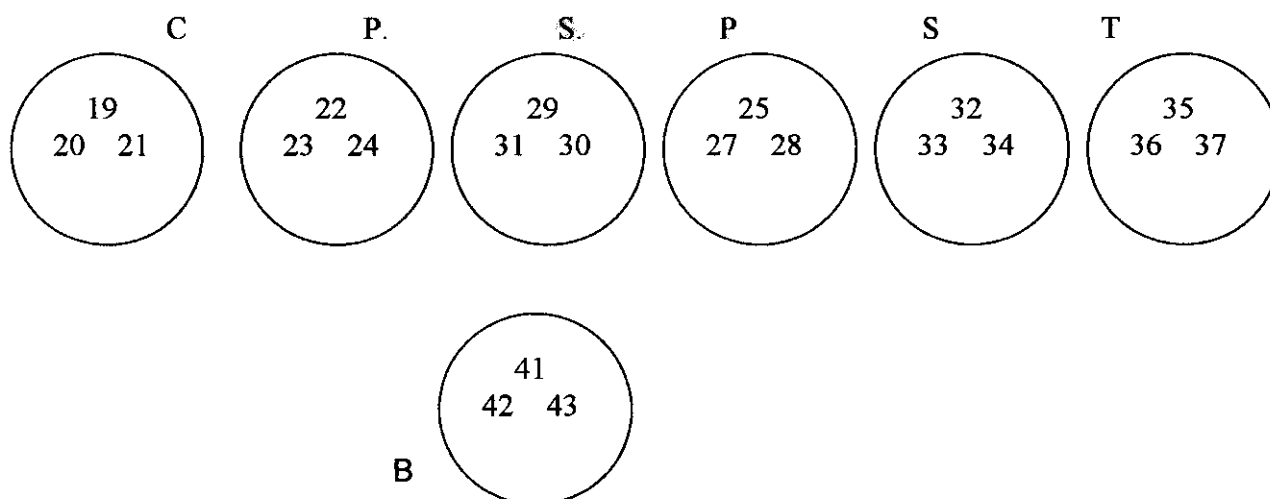
_____ kV

_____ mA

_____ s

_____ slices

_____ espessura



APÊNDICE 2 Protocolo de Posicionamento dos Detectores

Nome do paciente: _____ n. _____

Local: Mandíbula**Tomografia Computadorizada:**

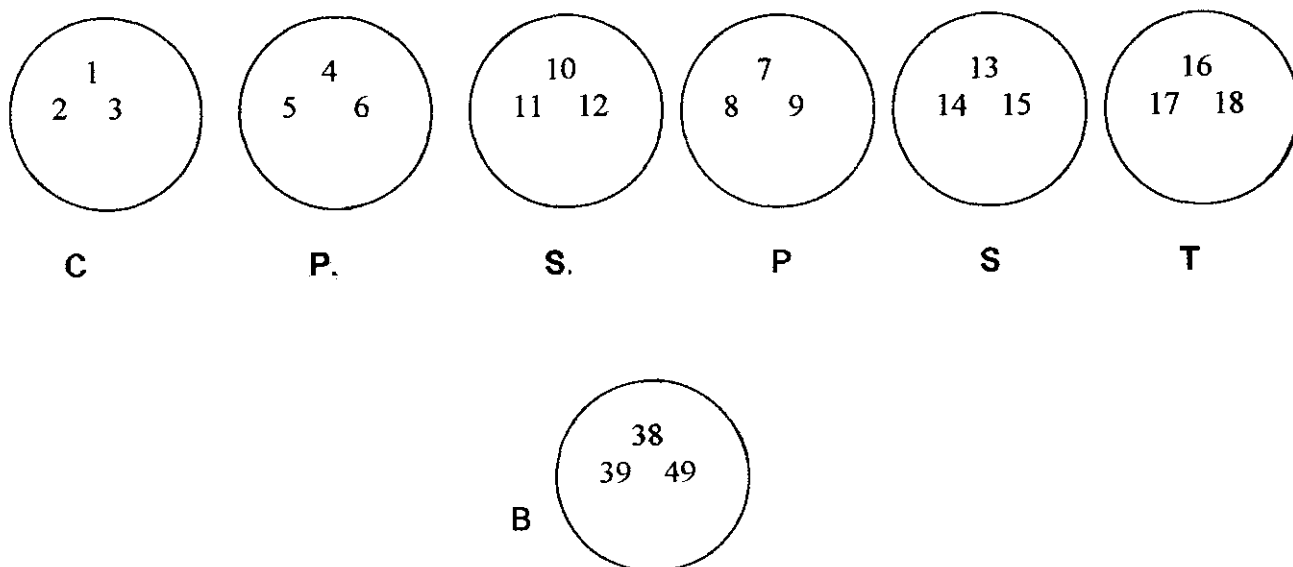
_____ kV

_____ mA

_____ s

_____ slices

_____ espessura

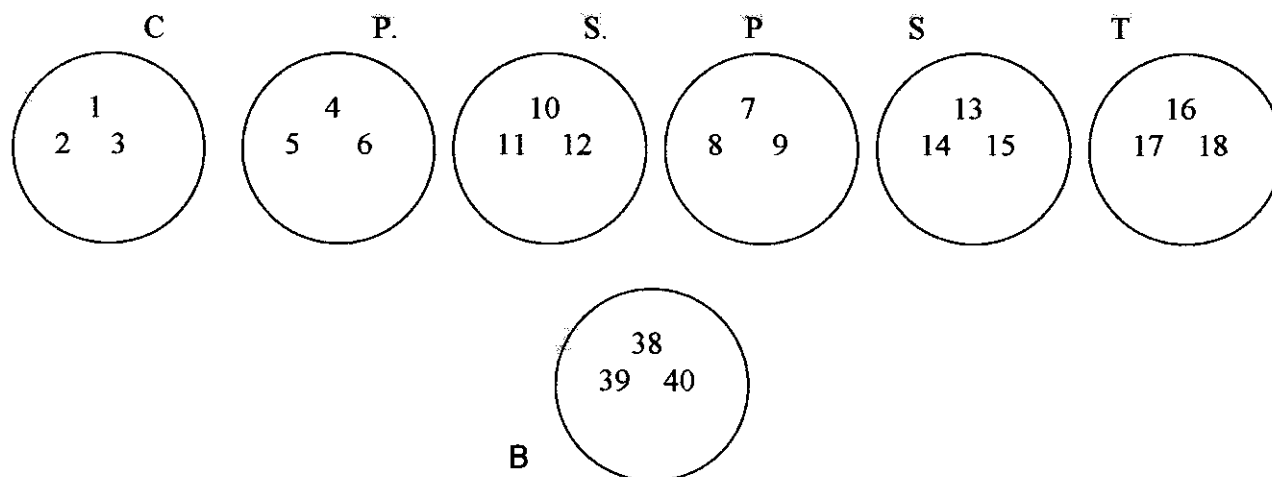


APÊNDICE 3 Protocolo de Posicionamento dos Detectores

Nome do paciente: _____ n. _____

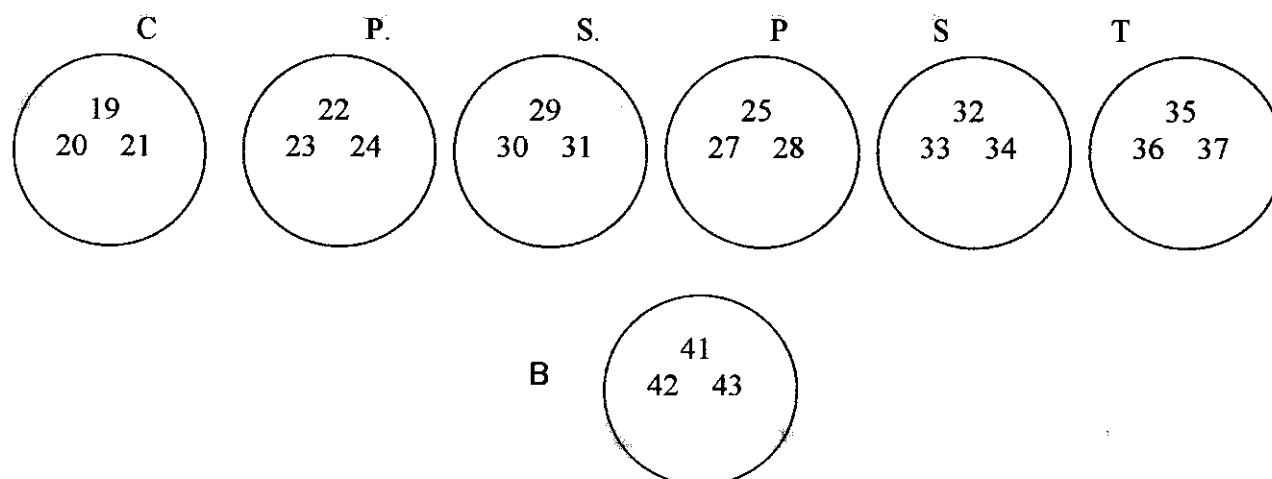
Local:

Panorâmica: _____ kV
 _____ mA
 _____ s



Tomografia Convencional:

_____ kV
 _____ mA
 _____ s
 _____ slices



APÊNDICE 4 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

N.º Registro: _____

Título do Projeto: Dose em pacientes submetidos a exames tomográficos para o planejamento de implantes dentais.

1) Introdução - Você está sendo convidado(a) a participar de um projeto de pesquisa. Se você decidir participar dele, é importante que leia estas informações sobre o estudo e o seu papel nesta pesquisa.

Você também precisa entender a natureza e os riscos da sua participação e dar o seu consentimento livre e esclarecido por escrito. Sua decisão em participar é totalmente voluntária, ou seja, só depende de você.

2) Objetivo - O objetivo deste estudo é avaliar a dose de radiação dos pacientes submetidos à radiografia panorâmica, tomografia convencional espiral e tomografia computadorizada helicoidal no planejamento de implantes dentais.

3) Procedimentos do Estudo - Se concordar em participar deste estudo, você será solicitado a utilizar durante a realização do exame pequenos medidores de radiação, chamados dosímetros, nas regiões próximas ao cristalino, tireóide e glândulas salivares maiores.

Será realizada a mensuração, através do uso de dosímetros TL, da dose absorvida (D_{TR}) nas diversas áreas do corpo humano: cristalino dos olhos, tireóide e glândulas salivares maiores (parótida, glândula submandibular e glândulas sublinguais), durante o uso das técnicas radiográficas de tomografia computadorizada helicoidal, tomografia convencional espiral e panorâmica.

Após a mensuração da dose absorvida (D_{TR}) nos pacientes, em laboratório, a dose efetiva (E) será determinada no cristalino dos olhos, tireóide e glândulas salivares maiores (parótida, glândula submandibular e glândulas sublinguais) e será realizada a comparação da dose efetiva com as técnicas radiográficas avaliadas: tomografia computadorizada helicoidal, tomografia convencional espiral e panorâmica.

4) Riscos e desconfortos - Não há riscos referentes à pesquisa. O paciente se submeterá a exames radiológicos, indicados por profissionais da área odontológica, onde os dois princípios básicos de proteção radiológica recomendados pela ICRP (Comissão Internacional de Proteção Radiológica), justificação e otimização, estarão bem estabelecidos.

Com relação à justificação recorre-se ao conceito de risco-benefício no qual o risco presumido é aceitável, pois a ação possibilita a obtenção de informações que trarão como benefício ao paciente a informação diagnóstica necessária à avaliação pré-operatória à colocação de implantes dentais. O procedimento de imagem selecionado é confiável, isto é, os resultados são reproduzíveis e têm suficiente sensibilidade, especificidade, exatidão e valor predizível com respeito à questão clínica em

A otimização, que envolve aspectos como a qualidade da imagem radiográfica, dose de radiação e técnica radiográfica, encontram-se dentro dos parâmetros estabelecidos pela legislação vigente (Portaria 453), e são características conduzidas de forma eficaz pela clínica utilizada para o exame, da melhor maneira possível, para que se possa reduzir os riscos associados ao uso das radiações ionizantes

5) Benefícios - As informações obtidas por meio do estudo serão importantes para avaliar se as técnicas de imagem são justificáveis levando-se em consideração a análise do custo-benefício e no caso do trabalho em questão, a dose de radiação e os riscos de radiação. Deve-se ressaltar também o fato de que as avaliação das doses de radiação e os riscos em pacientes são recursos pouco disponíveis na literatura.

6) Custos/Reembolso - Você não terá nenhum gasto com a sua participação no estudo. Você não receberá pagamento pela sua participação.

7) Caráter Confidencial dos Registros - Algumas informações obtidas a partir de sua participação neste estudo não poderão ser mantidas estritamente confidenciais. Além dos profissionais de saúde que estarão cuidando de você, agências governamentais locais, o Comitê de Ética em Pesquisa da instituição onde o estudo está sendo realizado, o patrocinador do estudo e seus representantes podem precisar consultar seus registros. Você não será identificado quando o material de seu registro for utilizado, seja para propósitos de publicação científica ou educativa. Ao assinar este consentimento informado, você autoriza as inspeções em seus registros.

8) Participação - É importante que você esteja consciente de que a participação neste estudo de pesquisa é completamente voluntária e de que você pode recusar-se a participar ou sair do estudo a qualquer momento sem penalidades ou perda de benefícios aos quais você tenha direito de outra forma. Em caso de você decidir retirar-se do estudo, você deverá notificar ao profissional e/ou pesquisador que esteja atendendo-o. A recusa em participar ou a saída do estudo não influenciarão seus cuidados nesta instituição.

9) Para obter informações adicionais - Nós o estimulamos a fazer perguntas a qualquer momento do estudo. Caso você tenha mais perguntas sobre o estudo, por favor, ligue para Dr./Sr. _____ no telefone _____.

Se você tiver perguntas com relação a seus direitos como participante do estudo clínico, você também poderá contatar uma terceira parte/pessoa, que não participa desta pesquisa, _____, Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição, no telefone _____.

10) Declaração de consentimento - Li ou alguém leu para mim as informações contidas neste documento antes de assinar este termo de consentimento. Declaro que fui informado sobre os métodos dos procedimentos a serem realizados.

Declaro que tive tempo suficiente para ler e entender as informações acima. Declaro também que

explicada e que recebi respostas para todas as minhas dúvidas. Confirmando também que recebi uma cópia deste formulário de consentimento. Compreendo que sou livre para me retirar do estudo em qualquer momento, sem perda de benefícios ou qualquer outra penalidade.

Nome do participante (em letra de forma)

__ / __ / __

Assinatura do participante ou representante legal

Data

Atesto que expliquei cuidadosamente a natureza e o objetivo deste estudo, os possíveis riscos e benefícios da participação no mesmo, junto ao participante e/ou seu representante autorizado. Acredito que o participante e/ou seu representante recebeu todas as informações necessárias, que foram fornecidas em uma linguagem adequada e compreensível e que ele/ela compreendeu essa explicação.

__ / __ / __

Assinatura do pesquisador

Data

APÊNDICE 5 Estimativa da incerteza combinada na medida da dose absorvida

As componentes de incerteza mais relevantes no procedimento adotado são apresentados nos itens seguintes. Os valores das variações máximas foram transformados em incertezas através da divisão por $\sqrt{3}$. As componentes do tipo A são expressas em termos do desvio padrão s_i (%); as componentes do tipo B com u_i (%).

a- Reprodutibilidade dos detectores TL selecionados

a.1 Conforme item 4.1. a variação (valor máximo encontrado) foi de $\pm 4,9$ %.

b- Calibração da leitora TL

b.1 A incerteza no fator de calibração da leitora foi de $\pm 2,64\%$, conforme item 4.4.

b.2 A variação na calibração do sistema TL, verificado com as duas medidas do RCF, apresentou uma incerteza de $\pm 0,75\%$, conforme item 4.4 .

b.3 A estabilidade de calibração da leitora (luz eletrônica de referência) foi de $\pm 2,02\%$, conforme item 4.6.

c- Calibração do sistema TL em feixes de raios X

c.1 A dispersão dos detectores TL na medida em raios X foi de $3,1\%$, conforme item 4.7

c.2 A incerteza máxima, nos fatores de calibração da câmara de ionização, fornecida pelo IPEN, foi de $\pm 2,89\%$, conforme certificado n. 0003/0103.

c.3 O fator de calibração médio da câmara de ionização foi de $\pm 4,33\%$, conforme item 4.7.

c.4 A incerteza para a dependência energética dos detectores TL nas medidas em raios X, em radiografia panorâmica e tomografia convencional espiral, foi de $\pm 0,46\%$, conforme item 4.7.

c.5 A incerteza para a dependência energética dos detectores TL nas medidas em raios X, em tomografia computadorizada helicoidal, foi de $\pm 0,23\%$, conforme item 4.7.

d- Medida da dose em pacientes

d.1 A incerteza nos valores das doses absorvidas, nos pacientes, foi estimada através da combinação das seguintes componentes de incerteza:

- itens anteriores (a, b, c).
- Incerteza na variação das medidas das doses com os detectores TL.
- a influência da radiação de fundo (Bg) considerando a variação máxima entre as medidas. A incerteza devido à influência do Bg foi estimado de acordo com a equação 1:

$$u_{Dc} = \sqrt{u_D^2 + u_{Bg}^2} \quad (1)$$

onde: u_{Dc} é o valor absoluto da incerteza combinada no valor da dose corrigida;

u_D é o valor absoluto da incerteza combinada no valor da dose média;

u_{Bg} é o valor absoluto da incerteza combinada no Bg, obtido pelas três medidas, dividido por raiz de três.

A incerteza combinada (U_c), em porcentagem, foi determinada pela raiz quadrada da soma quadrática dos componentes das incertezas.

$$U_c = \sqrt{\sum s_i^2 + \sum u_i^2} \quad (2)$$

Anexo

UFMG

Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP

Parecer n.º ETIC 121/03

**Interessados: Prof. Dr. Teógenes Augusto da Silva e
Madelon Aparecida Fernandes Zenóbio
Departamento de Energia Nuclear
Faculdade de Engenharia / UFMG**

VOTO:

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP aprovou no dia 21 de maio de 2003 o projeto de pesquisa intitulado « **Dose efetiva em pacientes submetidos a exames tomográficos para o planejamento de implantes dentais** » bem como o seu respectivo Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado um ano após iniciada a pesquisa.

Belo Horizonte, 17 Setembro 2003

Heuman Porto

p) **Prof. Dr. Dirceu Bartolomeu Greco**
Presidente do COEP