UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL

ADRIANO LEGNANI

MEDIDA DO KERMA AR NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ODONTOLÓGICA

DISSERTAÇÃO

CURITIBA
2011

ADRIANO LEGNANI

MEDIDA DO KERMA AR NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ODONTOLÓGICA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Ciências. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin
Co-orientador: Prof. Dr. Valeriy Deniak

CURITIBA
2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

L515 Legnani, Adriano
Medida do kerma ar na superfície de entrada em tomografia computadorizada odontológica / Adriano Legnani.— 2011.
55 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Hugo Reuters Schelin.
Coorientador: Valeriy Deniak.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2011.
Bibliografia: f. 49-53.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Odontologia. 3. Radiação – Dosimetria. 4. Radiação ionizante – Medição. 5. Simulação (Computadores). 6. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Schelin, Hugo Reuters, orient. II. Deniak, Valeriy, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Campus Curitiba

UTFPR
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
CAMPUS CURITIBA

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
Campus Curitiba

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL
CPGEI 22 anos

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

Título da Dissertação Nº 574:

"Medida do Kerma Ar na Superfície de Entrada em Tomografia Computadorizada Odontológica"

por

Adriano Legnani

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 15h do dia 26 de agosto de 2011. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. Hugo Reuters Schelin, Dr.
(Presidente – UTFPR)

Profª. Helen Jamil Khoury, Dr.
(UFPE)

Profª. Anna Silvia P. Setti da Rocha , Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

AGRADECIMENTOS

Ao professor Hugo Reuters Schelin pela orientação e por acreditar em meu trabalho.

Ao professor Valeriy pela ajuda com as correções.

À professora Helen Jamil Khoury e o LMRI pelo fornecimento e ajuda com os TDLs.

Aos profissionais da odontologia que cederam espaço e tempo para as medidas, professora Anna Sílvia P. Setti da Rocha, Márcio Lolato, Márcia Regina T. Verdelho, Roseli Hino e Sérgio Cadore.

Ao Programa de Assistência ao Ensino (PAE), pela oportunidade de vivenciar a docência e pela bolsa assistência.

À professora Josmaria Lopes de Morais pela atenção durante o PAE.

Aos meus colegas do programa de pós-graduação Amanda, Danielle, Edney, Janine, Jaqueline, Lorena e Tatiane, pela ajuda e troca de conhecimento.

À minha família pelo apoio.

Aos meus amigos pela compreensão da minha ausência e companheirismo na presença.

RESUMO

LEGNANI, Adriano. Medida do Kerma Ar na Superfície de Entrada em Tomografia Computadorizada Odontológica. 2011. 55f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

O presente trabalho tem por objetivo medir o Kerma Ar na Superfície de Entrada, $K_{a,e}$, em Tomografia Computadorizada Odontológica (TCO). A coleta de dados foi realizada em seis clínicas de radiodiagnóstico odontológico. Destas, cinco possuem o aparelho de TCO e uma possui o aparelho de raios X panorâmico. O arranjo experimental é composto de um simulador humanóide preenchido com água. Este simulador tem dimensões semelhantes aos de uma criança, com o diâmetro lateral da cabeça igual a 14,5 cm. O $K_{a,e}$ foi medido com dosímetros termoluminescentes sobre a superfície do simulador. As localizações dos dosímetros correspondem aos olhos e glândulas parótidas. A técnica empregada engloba toda a região da cabeça, como um exame craniofacial. A configuração do campo de visão estendido e os parâmetros técnicos (kVp e mAs) influenciam os resultados da dose. Além disso, há a diferença entre os resultados de três tomógrafos do mesmo modelo. O tomógrafo de menor $K_{a,e}$, neste trabalho, pertence a mesma marca daqueles com os menores resultados descritos na literatura.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada Odontológica. Dosimetria. Kerma Ar na Superfície de Entrada.

ABSTRACT

LEGNANI, Adriano. Measurement of Entrance Surface Air Kerma in Dental Computed Tomography. 2011. 55f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

The aim of this work is to measure the Entrance Surface Air Kerma, $K_{a,e}$, in Dental Computed Tomography, also known as CBCT (Cone Beam Computed Tomography). Data collection was conducted in six dental radiology clinics. Five of these have a dental computed tomography scanner and one of them has a panoramic X ray scanner. The experimental essay is composed of a humanoid phantom filled with water, it those that has similar dimensions to a child that has head with lateral diameter of 14.5 cm. The $K_{a,e}$ was measured with thermoluminescence dosimeters on the surface of the phantom. The locations of the dosimeters correspond to the eyes and parotid glands. The technique used comprises the total area of the head, like a craniofacial examination. The configuration of extended field of view provides the highest $K_{a,e}$ values. The technical parameters (kVp and mAs) and different modes of executing the FOV influenced the $K_{a,e}$ results. Furthermore, there were differences between the results of three scanners of the same model. The CBCT with the lowest $K_{a,e}$ on this work is of the same type of those with the lowest doses related on literature.

Keywords: Dental Computed Tomography. Dosimetry. Entrance Surface Air Kerma

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01 – Aparelho de TCO SkyView 3D® (MyRay, Ímola, Itália) 14

Figura 02 – Acelerador Linear com TCFC..... 15

Figura 03 – Aparelho de TCO NewTom 3G®
(Quantitative Radiology, Verona, Itália)..... 18

Figura 04 – Aparelho tipo TCO modelo I-CAT Classic®
(Imaging Sciences, Hatfield, USA)..... 19

Figura 05 – Cortes axial, coronal e sagital da imagem..... 20

Figura 06 – Planos Ortogonais; Cortes Axial, Coronal e Sagital..... 20

Figura 07 – Ilustação da conversão indireta com detector FPD..... 24

Figura 08 – Pixel, Voxel e FOV..... 25

Figura 09 – Diversos FOVs com as dimensões de diâmetro e altura em cm..... 26

Figura 10 – FOV ampliado com o eixo do detector deslocado..... 27

Figura 11 – Arranjo da Mensuração de Grandezas Dosimétricas..... 33

Figura 12 – Simulador ALDERSON RANDO®, (Radiology Support Devices) e
RANDO® Phantom Sections (The Phantom Laboratory)..... 36

Figura 13 – LiF:Mg,Ti e seus formatos..... 38

Figura 14 – Mapa do trajeto percorrido durante as medições. Curitiba-F, Concórdia-B,
Francisco Beltrão-C, Cascavel-D e Foz do Iguaçu-E..... 40

Figura 15 – Posicionamento do simulador no TCO Newtom 3G®..... 41

Figura 16 – Posicionamento dos TLDs no simulador..... 42

Figura 17 – Posicionamento do simulador no i-CAT Classic®..... 42

Figura 18 – Ilustação da dose absorvida no ar (ordenada esquerda, linhas sólidas) e kerma para ar e PMMA (ordenada direita, linhas pontilhadas) na vizinhança da interface PMMA-ar. Todas as quantidades normalizadas para kerma ar igual a 1. Curvas preto, vermelho e azul referem-se a qualidade das radiações; 70 kVcom HVL de 2,5 mmAl, 100 kV com HVL de 3,97 mmAl e 150 kV com HVL de 6,57 mmAl..... 55

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 – TCOs disponíveis no mercado mundial, posição do paciente e voxel de cada modelo..... 17

Tabela 02 – Dose equivalente no órgão, H_T (μSv), com FOV igual 12”..... 22

Tabela 03 – Fatores de ponderação da radiação, w_R (ICRP, 2007)..... 30

Tabela 04 – Fatores de ponderação para órgãos, w_T..... 31

Tabela 05 – Parâmetros técnicos das TCOs utilizadas nas medidas..... 41

Tabela 06 – Valores do kerma ar na superfície de entrada (mGy) para glândulas salivares (parótida) e olhos..... 43

Tabela 07 – Valores do kerma ar na superfície de entrada (mGy), obtidos da literatura, para glândulas salivares (parótida) e olhos..... 44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA	As Low As Reasonably Achieviable
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
B	Fator de retroespalhamento
BG	Background
CCD	Charge Coupled Device
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
D	Dose absorvida
DAP	Dose-area product
DEP	Dose de entrada na pele
DRL	Diagnostic reference level
DWP	Dose-Width Product
E	Dose efetiva
ESD	Entrance surface dose
FPD	Flat Panel Detector
FOV	Field of View
Gy	Gray
H_T	Dose equivalente no órgão
HVL	Half value layer
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Comission on Radiological Protection
ICRU	International Comission on Radiation Units and Measurements
IGRT	Image Guided Radiotherapy
II	Image Intensifier
Kerma	Kinectic energy released per unit of mass
$K_{a,e}$	Kerma ar na superfície de entrada
$K_{a,i}$	Kerma ar incidente
kVp	Kilovoltpico
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
mA	Miliampere
NRPB	National Radiation Protection Board
PDA	Produto dose-área

P_{KA}	Produto kerma ar-área
PMMA	Polimetilmetacrilato
S	Dose coletiva efetiva
Sv	Sievert
TCFC	Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico
TCO	Tomografia Computadorizada Odontológica
TLD	Thermoluminescence Dosimeter
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
W_R	Fator de peso da radiação
w_T	Fator de peso do órgão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO..... 11
1.1 MOTIVAÇÕES..... 11
1.2 OBJETIVOS..... 13
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA..... 14
2.1 HISTÓRIA DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ODONTOLÓGICA..... 14
2.2 APLICAÇÕES DA TCO..... 16
2.3 APARELHO DE TCO..... 16
2.3.1 Características Estruturais..... 16
2.3.2 Imagem na TCO..... 19
2.3.3 Geração dos Raios X..... 21
2.3.4 Receptores da Imagem..... 23
2.3.5 Campo de Visão e Voxel..... 25
2.4 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS..... 28
2.4.1 Grandezas Dosimétricas Básicas..... 28
2.4.2 Dose Equivalente, Dose Efetiva e Dose Coletiva..... 29
2.4.3 Grandezas Dosimétricas Específicas..... 32
2.4.4 Níveis de Referência em Diagnóstico..... 34
2.5 SIMULADOR HUMANÓIDE..... 35
2.6 DOSÍMETRO TERMOLUMINESCENTE..... 37
3 METODOLOGIA..... 39
3.1 CRITÉRIOS PARA ESCOLHA DE OLHOS E GLÂNDULAS SALIVARES..... 39
3.2 ARRANJO EXPERIMENTAL..... 40
4 RESULTADOS..... 43
5 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES..... 45
5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS..... 45
5.2 CONCLUSÕES..... 46
5.3 TRABALHOS FUTUROS..... 47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 49
ANEXO 1 – KERMA E DOSE ABSORVIDA NA INTERFACE..... 54

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÕES

A Tomografia Computadorizada Odontológica (TCO) é uma recente técnica radiodiagnóstica e de grande emprego na odontologia. As principais características desse sistema são o feixe de raios X de geometria cônica e o uso de algoritmos de reconstrução tridimensional (Miracle, 2009). A TCO é importante dentro da Radiologia Bucomaxilofacial, pois fornece a imagem 3D sem utilizar os altos valores de radiação da Tomografia Computadorizada (TC) convencional.

A quantidade de radiação empregada com a TCO pode ser até 10 vezes menor do que para a Tomografia Computadorizada de Cortes Múltiplos (LOUBELE *et al*, 2009; SILVA *et al*, 2008). Além disso, a TCO é, atualmente, uma realidade nas clínicas de radiologia odontológica e como conseqüência vem substituindo o uso da TC em alguns exames.

Imagens com a TCO resultam em informações mais abrangentes clinicamente do que a radiografia panorâmica, mas estudos têm encontrado que a dose de radiação pode ser de 4 a 77 vezes maior (LUDLOW *et al*, 2006). De acordo com o princípio ALARA *(As Low As Reasonably Achieviable)*, não se faz necessário o uso da TCO (maior dose) na possibilidade de realizar o exame com aparelho de raios X panorâmico (menor dose), para um mesmo benefício ao indivíduo em questão.

Em seu artigo, GIJBELS *et al* (2005) mostram que a Dose Efetiva para a radiografia panorâmica é 3 (três) vezes menor, quando as Glândulas Salivares não são incluídas nos cálculos. Durante anos, para o cálculo da dose efetiva, as glândulas salivares foram consideradas no grupo de órgãos restantes. Nas recomendações do relatório de número 103 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica, de 2007, o ICRP *(International Comission on Radiological Protection)*, separou as glândulas salivares do grupo de órgãos restantes, atribuindo o próprio fator de peso do órgão, w_T.

As doses efetivas obtidas na literatura foram de 14,9 μSv, em aparelhos de raios X panorâmico (GIJBELS *et al*, 2005) e de 82 μSv para equipamentos de TCO (LOUBELE *et al*, 2009). Os resultados destes dois últimos trabalhos evidenciam a maior dose para TCO. Porém, a diferença entre estes resultados não permite uma comparação adequada pois, ambos os autores usaram métodos e fatores w_T diferentes. O primeiro usou o método de LACOMBER *et al*, pois esse método considerava as glândulas salivares, enquanto o relatório

de número 60 da ICRP, 1990, as mantinham sem w_T específico. Já o segundo usou fatores do ICRP 103, utilizado atualmente. Em seu estudo, KILJUNEN (2008) conclui que dependendo do protocolo utilizado (valores distintos de w_T), a diferença entre resultados chega a 20%. Relatórios anteriores, como o ICRP 60, não tratam do fator w_T para glândulas salivares e outros autores lidam com fatores diferentes.

LUDLOW *et al* (2006), realizaram medidas em 3 diferentes aparelhos de TCO e obtiveram os maiores valores de Dose Efetiva no Órgão; 6208 μSv para olhos e 5467 μSv para glândulas parótidas. Em seu estudo com aparelhos de raios X panorâmico, LOOE *et al* (2008) também destacam maiores valores de dose para glândulas parótidas. Ambos, olhos e glândulas parótidas, têm 100% do seu volume exposto ao feixe primário da TCO, principalmente em exames com o campo de visão estendido (ROBERTS *et al*, 2009; LUDLOW *et al*, 2006). O exame de raios X panorâmico oferece pouca dose, pois, não expõem uma área tão grande quanto a TCO.

A diferença de dose, de acordo com a marca e modelo do equipamento de TCO, chega a 6 (seis) vezes para os olhos, sem alteração na qualidade da imagem (KILJUNEN, 2008; LUDLOW *et al*, 2006). Os parâmetros de exposição para a aquisição da imagem influenciam na dose usada no exame (VASSILEVA; STOYANOV, 2010). Os parâmetros de exposição, entre os fabricantes, são ligeiramente diferentes. Nos equipamentos de TCO CB Mercuray® e Accuitomo®, esses parâmetros são determinados pelo operador, otimizando os valores da tensão (kVp) e corrente anódica (mA), (LUDLOW *et al*, 2006). Já o NewTom 3G® tem os parâmetros selecionados automaticamente através de uma breve exposição de reconhecimento *(scout)*, através do controle automático de exposição. Em outros casos, o simples método de seleção desses parâmetros, tensão do tubo (kVp) e a corrente do tubo (mA), são estabelecidas pelo fabricante e por isso, não podem variar de paciente para paciente, por exemplo o modelo i-CAT®.

Em alguns sistemas de TCO os fatores de exposição dos raios X não podem ser alterados ou reduzidos para exames pediátricos, resultanto em uma dose similar a exame adulto. Uma vez que os parâmetros de exposição devem ser suficientes para exames em adultos, estes resultarão em desnecessária exposição para crianças. Como trata KILJUNEN (2008), pacientes pediátricos têm uma probabilidade maior de manifestar os efeitos tardios da radiação. Isso é devido a uma maior expectativa de vida, combinada com a radiosensiblidade do órgão. Além da desnecessária exposição de crianças, os parâmetros fixos não permitem estipular Níveis de Referência de Diagnóstico, NRD, de acordo com as características do paciente.

No âmbito nacional, NRDs são abordados pela Portaria N° 453 (ANVISA, 1998). Em seu texto, a Portaria cita poucos valores de NRDs e somente para algumas práticas do radiodiagnóstico, sendo nenhum voltado a TCO. Os níveis de referência de diagnóstico também servem para avaliar e monitorar o desempenho do equipamento. Por isso, é importante estipular NRDs, mas desde que haja o controle de qualidade dos equipamentos de TCO. O país não possui legislação que trate a TCO dentro das suas particularidades. Na questão da sala de exames da TCO, por exemplo, esta deve seguir as mesmas recomendações que para o radiodiagnóstico médico (ANVISA, 1998). Os testes de controle de qualidade são citados de forma genérica, ignorando parâmetros simples tais como, estabilidade do *gantry* e alinhamento do feixe de raios X. Além disso, não há protocolo nacional de controle de qualidade para a TCO e são poucos os estudos direcionados ao seu desempenho. Um artigo envolvido com revisão de literatura relata, até o ano de 2009, 10 trabalhos voltados ao desempenho da TCO, principalmente a qualidade da imagem. Destes trabalhos, 5 avaliaram a qualidade da imagem em termos da resolução, 4 com relação a distorção e 4 referentes a ruído (DE VOS *et al*, 2009).

DE VOS e*t al* (2009) realizaram um trabalho de revisão que abrange um período de 1998 até dezembro de 2007 e incluiu 380 artigos. Eles encontraram 177 artigos clinicamente relevantes dos quais 86 lidavam com pacientes, 65 relacionados a técnica, 16 a dose de radiação e 26 eram sinopses de artigos.

1.2 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo estimar o Kerma Ar na Superfície de Entrada, para olhos e glândulas parótidas. A técnica envolve a simulação do exame de TCO com campo de visão para aquisição craniofacial. Dentro disso, há a comparação dos resultados com a literatura e entre os aparelhos de TCOs distribuídos em cidades do estado do Paraná e Santa Catarina. O estudo objetiva levantar informações a respeito da variação do kerma entre os equipamentos, inclusive em modelos iguais. A validação do simulador humanóide cabe, também, como interesse deste trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 HISTÓRIA DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ODONTOLÓGICA

A aplicação da Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico foi descrita pela primeira vez em 1982, em aplicações angiográficas (HANSEN, 2010). Herança ou não desse contexto, o aparelho de TCO Skyview® (MyRay, Ímola, Itália) possui um aspecto visual semelhante a um aparelho de raios X arco em "C" (Figura 01). A aplicação desta tecnologia para uso odontológico foi desenvolvida no final da década de 90, por Arial *et al*, no Japão (HANSEN, 2010) e paralelamente por Mozzo *et al* na Itália (MOZZO *et al*, 1998). E desde então, a técnica tem ganho popularidade entre os odontólogos.

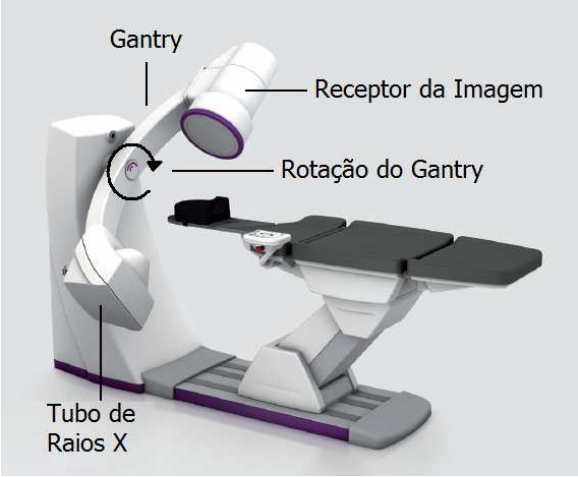

Figura 01 – Aparelho de TCO SkyView 3D® (MyRay, Ímola, Itália)
Fonte: MYRAY (2011)

Em 2001, primeiro equipamento de TCO aprovado pela FDA *(Food and Drug Administration)* foi o NewTom QR-DVT 9000® (Quantitative Radiology, Verona, Italy), (PALOMO *et al*, 2008). Este mesmo equipamento deu início a comercialização destes tomógrafos na Europa, ainda em 2001 (HANSEN, 2010). O NewTom QR-DVT 9000® tem a sua aparência similar a um aparelho de TC, com o paciente deitado durante o exame. O seu tubo de raios X realiza uma rotação completa de 360° durante a aquisição. O sistema de detecção é composto por um intensificador de imagem acoplado ao dispositivo de carga acoplada.

Independente do NewTom QR-DVT 9000®, um outro modelo estava surgindo, só que desta vez com o paciente na posição sentado. Este era o Ortho-CT®, criado por Arai *et al*

em 1999, que teve como base o Scanora® (Soredex Corp, Helsinki, Finlândia), (HANSEN, 2010). A empresa J. Morita MFG Corp. (Kyoto, Japão) incorporou este equipamento no ano 2000. Em 2002, J. Morita introduziu o 3D Accuitomo® no mercado europeu (HANSEN, 2010).

A Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico, TCFC, é um termo genérico, para uma tecnologia que utilizada por uma variedade de equipamentos, (Tabela 01). Junto da evolução desse equipamento, a técnica ganhou diversos nomes, como por exemplo; Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico, TCFC, CBCT *(Cone Beam Computed Tomography)*, Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico Limitado, Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico Local, Tomografia Volumétrica Digital, Tomografia Computadorizada Volumétrica e Tomografia Volumétrica (HANSEN, 2010; DE VOS, 2009). Nomes inspirados na geometria do feixe são incomuns e o nome Tomografia Computadorizada Odontológica dissocia a nomenclatura da geometria do feixe, atribuindo à prática destinada. Além disso, existem outras aplicações da técnica TCFC, como por exemplo a realização da radioterapia guiada por imagem, IGRT *(Image Guided Radiotherapy)*.

Na IGRT o acelerador linear radioterápico é combinado a outro equipamento emissor de raios X. E este equipamento realiza uma tomografia computadoriza com feixe cônico, ou seja, também realizada a técnica TCFC. O aparelho de TCFC, usado na radioterapia, não tem semelhança física com aquele usado na radiologia odontológica, (Figura 02). Além da radioterapia, a palavra "CBCT" é relacionada à angiografia e mamografia (SCARFE e FARMAN, 2008). A principal conseqüência disso é o uso do mesmo termo, na literatura, para circunstâncias distintas.

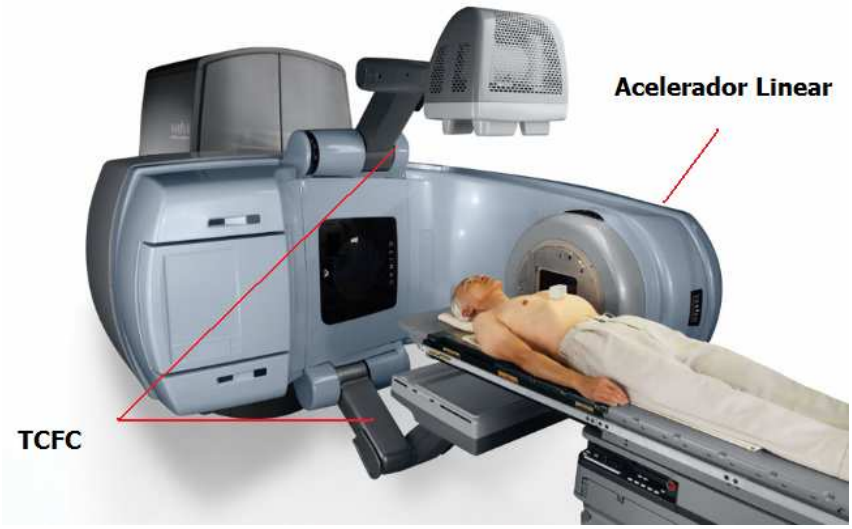

Figura 02 – Acelerador Linear com TCFC
Fonte: VARIAN MEDICAL (2011)

2.2 APLICAÇÕES DA TCO

As imagens da TCO são particularmente muito úteis no planejamento de implante dentário. A ortodontia também é uma área que tem utilizado os recursos da TCO. Aplicações adicionais incluem imagens de dentes traumatizados, dentes inclusos, avaliação cirúrgica da patologia, avaliação da articulação temperomandibular, avaliação pré e pós-operatória de fraturas faciais, visualização tridimensional das vias aéreas superiores, estudo do crescimento e desenvolvimento maxilofacial (SILVA *et al*, 2008). A TCO não é usada para detecção de cáries (em cavidades) porque estas são adjacentes ao preenchimento metálico, o que dificulta a avaliação diante a artefatos de espalhamento (HANSEN, 2010).

2.3 APARELHO DE TCO

2.3.1 Características Estruturais

Alguns aparelhos de TCO têm o desenho similar aos aprelhos de raios X panorâmico (Kodak 9500®), TC convencional (NewTom 3G®), raios X tipo arco em “C” (SkyView 3D®) ou algo parecido com raios X panorâmico com cadeira (i-CAT Classic®), (Figuras 01, 03 e 04). Na Tabela 01 estão relacionados os possíveis posicionamentos, do paciente, disponíveis em aparelhos de TCO.

Tabela 01 – Aparelhos de TCO disponíveis no mercado mundial, posição do paciente e voxel.

Modelo	Fabricante	Posição do paciente	Voxel (mm)
Skyview	MyRay, Ímola, Itália	Deitado	0,16-0,23-0,33
Veraview 3D & Epocs 3De 3D Accuitomo FPD 60 3D Accuitomo FPD 80 3D Accuitomo FPD 170	J. Morita, Kyoto, Japão	Pé/ Sentado	0,08-0,125-0,16-0,2-0,25
Scanora 3D	Soredex, Tuusulu, Finlândia	Sentado	0,13-035
PSR 9000N	Asahi Roentgen, Kyoto, Japão	Sentado	0,1-0,15
Promax 3D Promax 3Ds	Planmeca Ou, Helsinki, Finlândia	Pé	0,1-0,16-0,2-0,32
Illuma SFOV Illuma LFOV	Imtec (3M), Ardmore, USA	Sentado	0,09-0,2-0,3-0,4
Picasso Pro Pax-Uni/Reve	Vatech, E-WOO Technology Co. Ltd., República da Coréia	Sentado	0,08-0,125-0,2-0,25-0,3
Orion	Ritter Imaging, Ulm, Alemanha	Sentado	0,111-0,167
NewTom 9000 NewTom 3G NewTom 5G NewTom Vgi	Quantitative Radiology, Verona, Itália	Deitado/ Pé	0,15-0,16-0,24-0,29-0,3-0,42
Kodak 9500 Kodak 9000 3D	Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, USA	Pé	0,076-0,2-0,3
Kavo 3D Exam	Gendex/Kavo Dental GmbH, Bieberach, Alemanha	Sentado	0,125-0,4
PreXion 3D	PreXion , San Mateo, USA	Sentado	0,1-0,15
I-CAT Classic I-CAT Next Generation	Imaging Sciences, Hatfield, USA	Sentado	0,125-0,2-0,25-0,3-0,4
Galileos Compact Galileos Comfort	Sirona dental Systems GmbH, Bensheim, Germany	Sentado/Pé	0,15-0,30
CB Throne CB MercuRay	Hitachi Medical Systems, Kyoto, Japão	Sentado	0,1-0,4

O arranjo estrutural do equipamento de TCO depende do posicionamento do paciente (em pé, deitado e sentado). O sistema em que o paciente fica deitado exige uma grande área

para a sua instalação e o acesso àqueles com limitações físicas é mais delicado do que em outros equipamentos. (Figura 03). Aparelhos em que o paciente fica em pé, também limitam o acesso a cadeirantes por não atingir a altura mínima. Os aparelhos com cadeira, posição sentado, é a opção mais confortável desde que a cadeira não seja fixa e invibialize o acesso a cadeirantes e pessoas com limitações físicas, (SCARFE e FARMAN, 2008).

Figura 03 – Aparelho de TCO NewTom 3G® (Quantitative Radiology, Verona, Itália)
Fonte: IMAGEWORKS (2011)

Em equipamentos de TCO, para pacientes nas posições sentado ou em pé, o *gantry* circular (estrutura que sustenta o tubo de raios X e o detector, em lados opostos) é disposto horizontalmente (Figura 04). Enquanto que, para paciente deitado, o *gantry* é vertical e similar ao TC (Figura 03). A exceção é atribuída ao modelo SkyView 3D®, que tem o seu *gantry* como um arco em "C", (Figura 01). O *gantry* sustenta o conjunto tubo de raios X - detector e garante uma rotação sincronizada ao redor da região de interesse. Apenas uma rotação é necessária para a aquisição da imagem, havendo rotação parcial de 200° e completa de 360° (HANSEN, 2010).

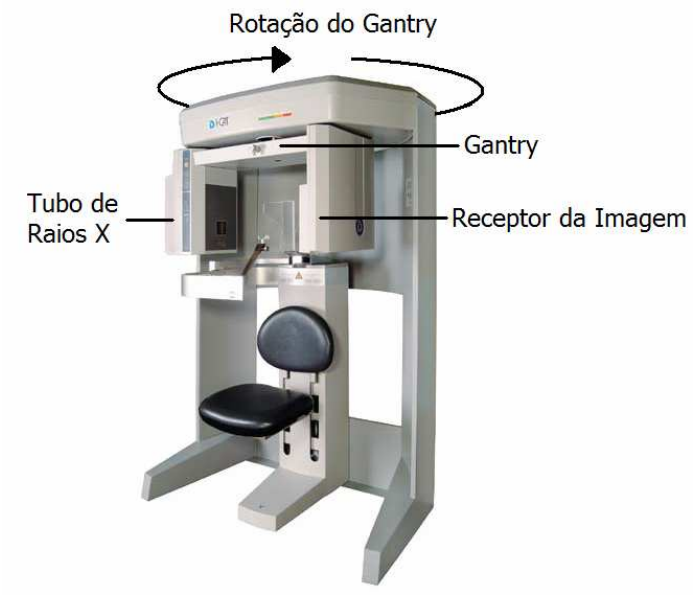

Figura 04 – Aparelho tipo TCO modelo i-CAT Classic® (Imaging Sciences, Hatfield, USA)
Fonte: IMAGING SCIENCES (2011)

2.3.2 Imagem na TCO

A aquisição e reconstrução da imagem em TCO diferem da TC, que usa um feixe em leque em uma progressão helicoidal para adquirir cortes individuais de imagens do campo de visão e então empilha os cortes para obter uma representação tridimensional. Em TC, cada corte requer uma aquisição e reconstrução 2D individual. Por causa da exposição em TCO incorporar o todo o campo de visão, somente uma seqüência rotacional do gantry é necessária para adquirir dados suficientes para a reconstrução da imagem. (SCARFE *et al*, 2008).

Durante a rotação do gantry, uma série de projeções 2D são adquiridas em incrementos angulares ao redor do paciente, sob controle sincronizado do computador. Essas projeções são similares a imagem radiográfica cefalométrica lateral e posterior-anterior. A série completa de imagens é referida como os dados de projeção. O número de imagens compondo os dados de projeção, em toda a aquisição, é determinado pela taxa de quadros ou *frames* (número de imagens adquiridos por segundo), a velocidade e totalidade da rotação. A rotação é usualmente feita dentro de tempos equivalentes ou menores do que uma radiografia panorâmica (10 – 30s), o que exige uma taxa de quadros com tempos da ordem de milissegundos (SCARFE *et al*, 2008). O número de quadros de projeção individual pode ser de 100 a mais do que 600.

A partir das projeções, imagens planares e seqüenciais são adquiridas. Ao contrário o que acontece no TC, não há sobreposição dessas imagens. Estas séries de projeções de imagens são conhecidas como dados brutos ou dados de projeção. Esse conjunto de dados é apresentado no monitor como imagens primárias, reconstruídas em três planos ortogonais (axial, coronal e sagital), (Figuras 05 e 06). Reconstruções, em três planos ortogonais (axial, coronal e sagital) também são realizadas.

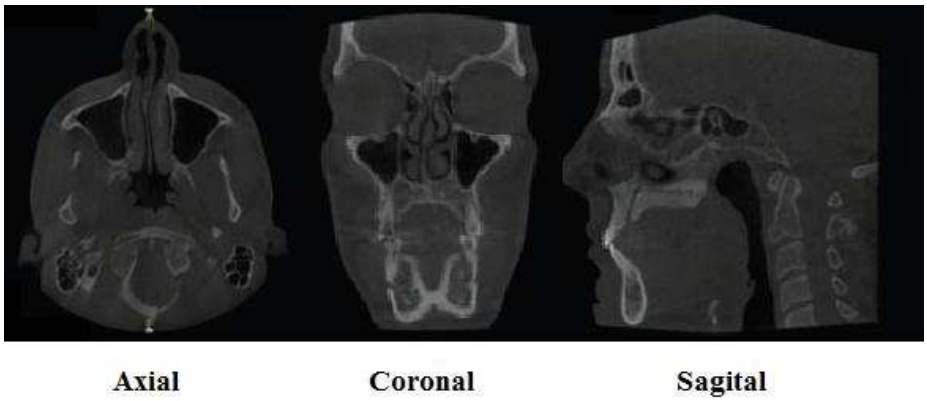

Figura 05 – Cortes axial, coronal e sagital da imagem
Fonte: CARESTREAM DENTAL (2011)

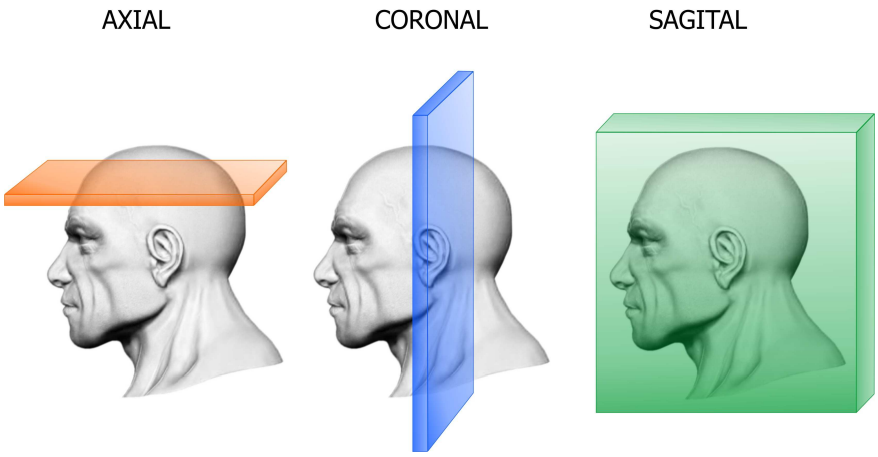

Figura 06 – Planos Ortogonais; Cortes Axial, Coronal e Sagital
Fonte: PRADO (2011a)

Uma vez que os dados de projeção tenham sido adquiridos, os dados devem ser processados para criar o conjunto de dados volumétricos. Este processo é chamado de reconstrução. A reconstrução volumétrica é realizada usando o método Feldkamp-Davis-Kress (FDK), em que os dados de projeção 2D são filtrados e retroprojetados em uma reconstrução 3D. Um exemplo de condições nominais para aquisição da imagem com TCO incluem: 120kVp, 300 projeções adquiridas a intervalos de $\Delta\theta = 1{,}2°$ e voxel de tamanho

igual a 0,25x0,25x0,25 mm^3. A reconstrução é, no entanto, computacionalmente complexa. Para facilitar a manipulação dos dados, estes são usualmente adquiridos por um computador e transferidos através de uma conexão local a um computador de processamento. Em contraste ao TC convencional, os dados de reconstrução da TCO são feitos por um computador pessoal ao invés de uma estação de trabalho. O tempo de reconstrução varia, dependendo dos parâmetros de aquisição (tamanho do voxel, campo de visão, número de projeções), *hardware* (velocidade de processamento, transferência de dados) e *software* (algoritmos de reconstrução) usados (SCARFE, 2008).

2.3.3 Geração dos Raios X.

Assim como qualquer outro aparelho de raios X, o tomógrafo computadorizado odontológico também utiliza a radiação ionizante para realizar imagens e está sujeito aos mesmos mecanismos da produção dos raios X. No tubo de raios X, elétrons são liberados de um filamento metálico, através do efeito termoiônico, e acelarados sob um diferença de potencial para que colidam com um alvo de material apropriado. No alvo, estes elétrons interagem com o átomo produzindo radiação de freamento e característica.

Essa diferença de potencial aceleradora (tensão), durante o funcionamento do tubo, dada em kilovolts pico, kVp, está associada a energia dos fótons no feixe de raios X. Do outro lado, também interfere na quantidade de elétrons, intensificando o feixe. Baixa tensão resulta em raios X de menor energia, com alcance menor no tecido, o que torna maior o kerma na pele. Alta tensão reduz o kerma na pele, mas leva uma maior dose em profundidade e geram mais raios X de espalhamento. No caso do aparelho de TCO (65-120 kVp), a tensão é usualmente fixa ou pouco variável.

Para equipamentos de TCO, a forma de onda aplicada no tubo de raios X é proveniente do gerador de alta frequência. Este tipo de gerador produz um potencial constante. O pontencial consntante é possível quando utilizado uma forma de onda com baixo Ripple. A tensão Ripple é um modo de caracterizar a tensão da forma de onda aplicada. Ela representa a variação no pico de tensão da forma de onda. Em geradores de alta frequência, essa variação é menor do que 3% , os elétrons que passam do cátado ao ânodo, no tubo de raios X, são acelerados sob uma tensão cosntante. Com essa reduzida variação na tensão, há menos raios X de baixa energia. Sem esses raios X de baixa energia, o kerma na superfície será reduzido (BUSHONG, 1997).

A filtração do feixe de raios X serve para remover os fótons de baixa energia e reduzir o kerma na pele. A remoção destes fótons de baixa energia faz com que a energia média se torne maior. A filtração usando alumínio é um componente do próprio equipamento. Sendo assim, a filtração é instalada pelo fabricante e é um parâmetro que não está sob o controle do operador.

durante a rotação do *gantry* em TCO, o feixe de raios X é emitido pulsadamente e isso significa que o real tempo de exposição é menor do que o tempo de aquisição da imagem, resultanto na redução do kerma. Enquanto o NewTom 3G® realiza a aquisição da imagem em 36 s, a exposição ocorre somente em 5,4 s. Similarmente o i-CAT® realiza a aquisição de dados sobre um intervalo de 20 s, mas o tubo de raios X é ativado somente por 3,3 s (LUDLOW *et al*, 2006). Atualmente, quatro modelos de tomógrafo computadorizado odontológico (Accuitomo®, CB MercuRay®, IIuma® e PreXion 3D®) usam o modo de exposição contínua enquanto que os modelos avaliados neste trabalho (i-Cat® e NewTom 3G®) tem o modo pulsado (SCARFE E FARMAN, 2008

Considerações com relação ao modo de exposição, podem justificar diferentes níves de dose equivalente encontrados na literatura. Ludlow *et al* (2006) avaliou três aparelhos de TCO onde os resultados elevados de dose equivalente foram atribuídos ao CB MercuRay®, sob exposição contínua dos raios X (Tabela 02).

Tabela 02 – Dose equivalente no órgão, H_T (μSv), com FOV igual 12”.

Dose Equivalente no orgão, H_T (μSv)	NewTom 3G®	i-CAT ®	CB Mercuray®
Glândulas Salivares	956	3522	5467
Olhos	1017	5008	6208

A redução do tamanho do campo do feixe de raios X, a um tamanho mínimo necessário a imagem, é um modo de limitar a quantidade de radiação. A restrição da área, do feixe na superfície da pele, também limita o volume irradiado do paciente. Assim como o tamanho do campo na pele do paciente, a distância da fonte de raios X a pele (distância foco-pele) também desempenha um papel na limitação da dose. O acréscimo da distância foco-pele, reduz a divergência do feixe dentro do meio de interação (paciente) e portanto reduz o volume irradiado.

O produto da corrente do tubo (mA) e o tempo de exposição (s) afetam o número de fótons emitidos e não a sua energia. A elevação de mAs aumenta a dose, mas a penetração do feixe permanece a mesma (SEDENTEXCT, 2009; BUSHONG, 1997). LUDLOW *et al* (2006) avaliou as características técnicas dos aparelhos de TCO e o mAs mostrou-se como o principal fator que altera a dose, em exames de FOV estendido. A necessidade de um feixe intenso e energético de raios X depende também dos receptores de imagem.

2.3.4 Receptores da Imagem.

Vários sistemas de imagem digital têm sido introduzidos como alternativas às técnicas radiográficas convencionais. Espera-se da imagem digital uma alta qualidade diagnóstica ou, pelo menos igual ao filme radiográfico. Além disso, as imagens são mostradas imediatamente no monitor do computador e não há processamento químico.

Os aparelhos atuais de TCO podem ser divididos em dois grupos, baseados no tipo de detector: detector com intensificador de imagem, II *(Image Intensifier)* combinado com dispositivo de carga acoplada, CCD *(Charge Coupled Device)* e o outro tipo *flat panel*, FPD *(Flat Panel Detector)*, (SCARFE E FARMAN, 2008; PALOMO *et al*, 2008). O primeiro é conhecido como II/CCD e foi introduzido em 1989 na radiografia oral e atualmente é encontrado em aparelhos de TCO como o NewTom 3G®.

O princípio do sistema II/CCD consiste da conversão dos raios X em sinal óptico. Esta conversão é realizada por uma tela fosfórica que converte os raios X incidentes em fótons de luz. Em seguida, o sinal é convertido em elétrons pelo fotocátodo. Os elétrons são acelerados e focados por uma série de eletrodos e então incidem em uma tela fosfórica de saída. Muitos intensificadores modernos têm iodeto de césio (CsI) compondo a tela fosfórica, isso porque trata-se de um material muito eficiente em absorção de raios X. Os elétrons convertidos em fótons de luz são então capturados pelo CCD (BABA *et al*, 2004; SEDENTEXCT, 2010). Estudos relatam uma redução de dose na superfície de entrada para sistemas CCD de 31% a 34%, quando comparado com filme radiográfico (velocidade E), (EUROPEAN COMISSION, 2004).

O avanço dos detectores tipo *flat panel*, nos últimos 10 anos, tem facilitado a expansão do aparelho de TCO no mercado, como por exemplo o i-CAT®. Isto se deve ao desenvolvimento computacional, a baixa exigência de potência do tubo de raios X e a qualidade das imagens para avaliação de estruturas calcificadas (HANSEN, 2010). Esses detectores podem ser classificados em sistemas de “conversão direta” e “conversão indireta”,

diferenciados pelo princípio de detecção dos raios X. O sistema de “conversão direta” converte a informação dos raios X diretamente para sinais elétricos. No sistema de “conversão indireta”, os raios X não absorvidos pelo alvo interagem com uma camada de material cintilador, de iodeto de césio (CsI), que os convertem em fótons de luz visível. Esses fótons incidem em um conjunto de fotodiodos que os convertem em elétrons, que podem ativar os pixels em uma camada de silício amorfo (Figura 07). Os pixels ativados geram dados eletrônicos que um computador converte em imagem e esta é exibida em um monitor (VARIAN MEDICAL SYSTEM, 2004; IZUMI *et al*, 2001; SCARFE e FARMAN, 2008).

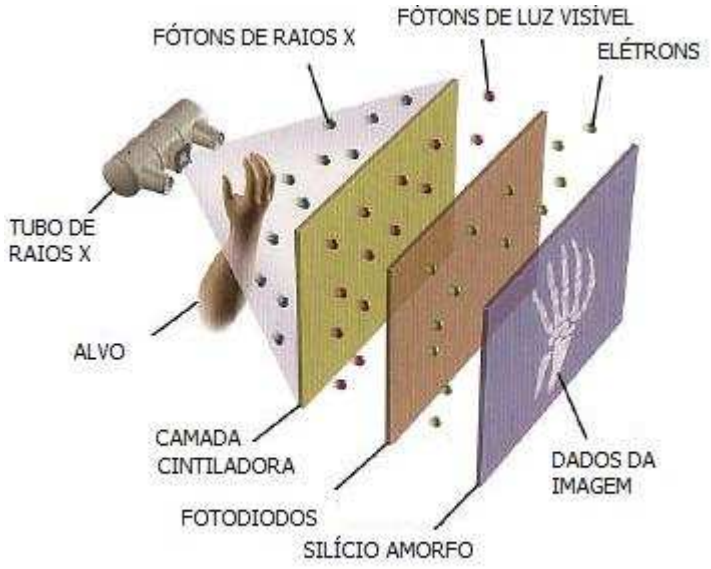

Figura 07 – Ilustação da conversão indireta com detector FPD
Fonte: Adaptado de VARIAN MEDICAL SYSTEM (2011).

O detector FPD, com silício amorfo, permite uma significante redução em ambas a dose de entrada na pele e dose efetiva devido a sua sensibilidade aos fótons incidentes. Em configurações com o sistema tela-filme, a redução chega a 2,7 vezes e 1,7 vezes na radiografia computadorizada. Além disso, a qualidade da imagem para o sistema com *flat panel* é melhor, confirmando que é possível reduzir a quantidade de radiação sem degradar a imagem. FPDs tem uma maior sensibilidade aos raios X do que II/CCD e, portanto, tem potencial para reduzir a dose no paciente (BACHER *et al*, 2003; SEDENTEXCT, 2009).

Atualmente, muitos sensores melhoraram em tamanho do voxel, área efetiva, resolução espacial, ruído e manipulação da imagem. Embora a redução do tamanho de voxel esteja associada ao aumento da dose, alguns sensores têm sido desenvolvidos com voxels cada vez menores.

2.3.5 Campo de Visão e Voxel

A resolução da TCO é determinada pelo elemento de volume ou voxels, produzidos do conjunto de dados volumétricos. Na imagem da TCO, as dimensões do voxel dependem primeiramente do tamanho do pixel na área do detector, diferentemente daqueles em TC convencional, que dependem da espessura do corte. Os aparelhos de TCO, em geral, possuem voxels que são iguais em todas as dimensões (SCARFE E FARMAN, 2008). O voxel do aparelho de TCO varia desde 0,076 mm até 0,42 mm, sendo que cada equipamento tem de dois a cinco tamanhos de voxel disponíveis. Atualmente existem 21 tamanhos de voxel para TCO, Tabela 01 (LUDLOW e IVANOVIC, 2008).

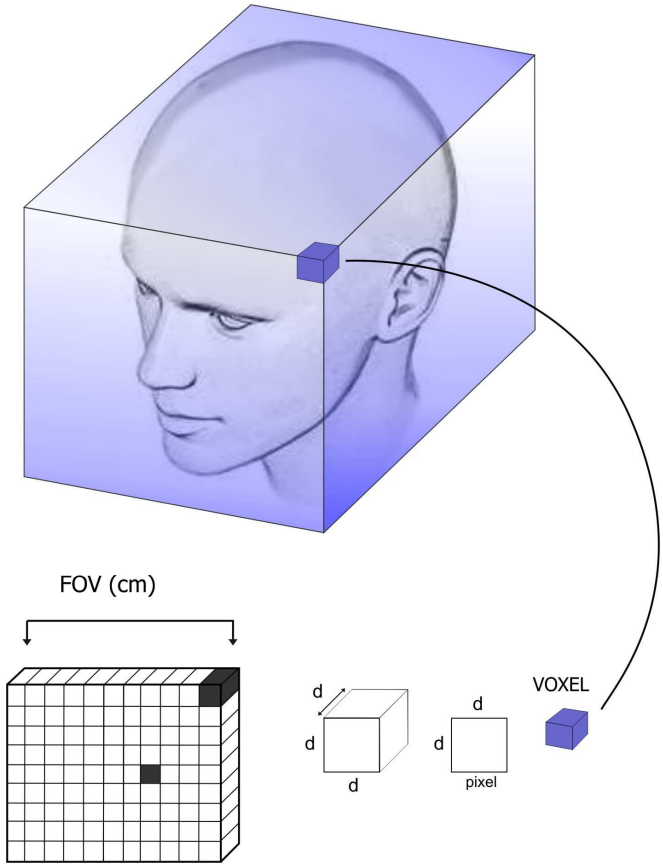

Figura 08 – Pixel, Voxel e FOV
Fonte: PRADO (2011b)

O campo de visão, FOV *(Field of View)*, em TCO, corresponde a altura e diâmetro da imagem volumétrica (Figura 09) e varia entre as marcas dos aparelhos. O campo de visão é definido em termos do voxel e tamanho da matriz de reconstrução , equação 01:

$$d = \frac{FOV}{MATRIZ} \tag{01}$$

Alguns aparelhos de TCO permitem que o FOV seja selecionado para adequar-se aos propósitos dos exames, pequenos campos para imagens dentárias a grandes campos para exames maxilofaciais.

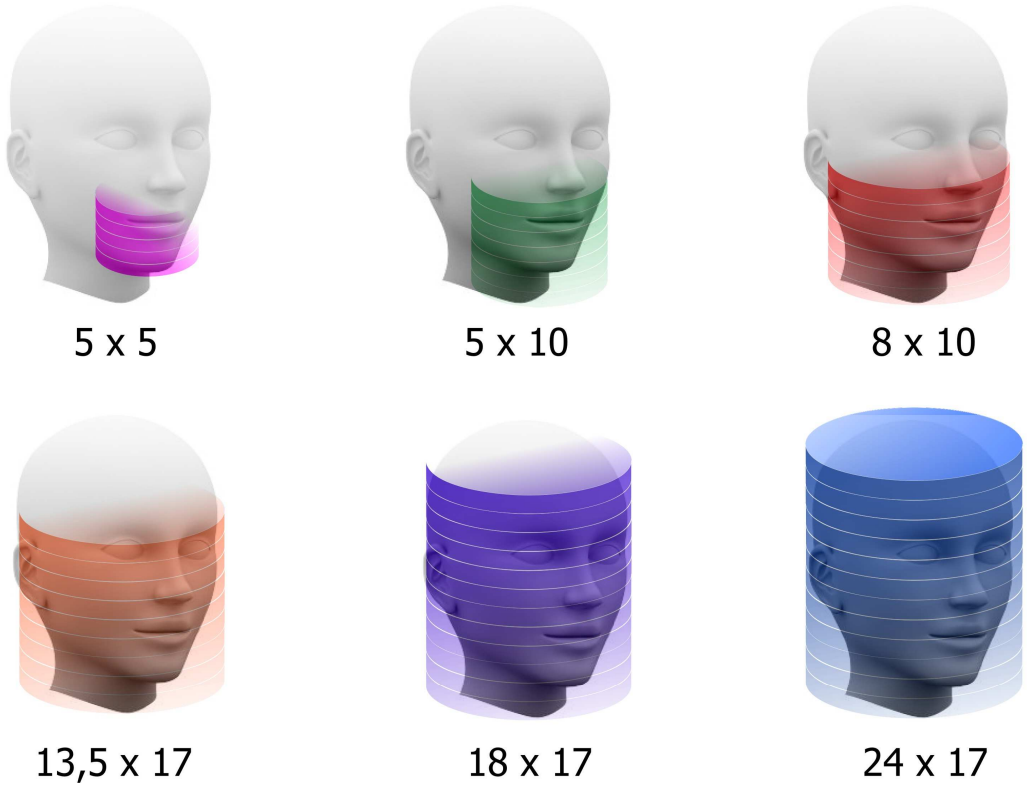

Figura 09 – Diversos FOVs com as dimensões de diâmetro e altura em cm
Fonte: Adaptado de SOREDEX (2011)

As dimensões do FOV dependem do tamanho e forma do detector, da geometria de projeção do feixe, e da colimação do feixe. O formato da imagem volumétrica pode ser cilíndrica ou esférica (como por exemplo o NewTom 3G®). A colimação do feixe primário limita a exposição dos raios X à região de interesse. A limitação do tamanho de campo garante assim que um ótimo FOV possa ser selecionado para cada paciente, com base indicação do exame (SCARFE e FARMAN, 2008).

A TCO pode ser categorizada de acordo com o FOV ou altura do volume selecionado:

- Região localizada: aproximadamente 5 cm ou menos.
- Arco único: de 5 cm a 7 cm.

- Interarco: de 7 cm a 10 cm.
- Maxilofacial: de 10 cm a 15 cm.
- Craniofacial: maior do que 15 cm.

O FOV estendido, que abrange a região craniofacial, é difícil de ser incorporado no aparelho de TCO, por causa do alto custo do detector com dimensões para isso. A expansão da altura do FOV tem sido acompanhada pelo aparelho i-CAT® que, através de duas aquisições produz um único volume com 22 cm de altura. Outro novo método para o aumento do FOV, enquanto usa um detector de área pequena e desse modo reduz os custos com fabricação, é o deslocamento da posição do detector com relação ao eixo do feixe incidente (Figura 10). Neste, o feixe é colimado pela metade (sem simetria) e adquire a imagem somente da metade do paciente (SCARFE e FARMAN, 2008).

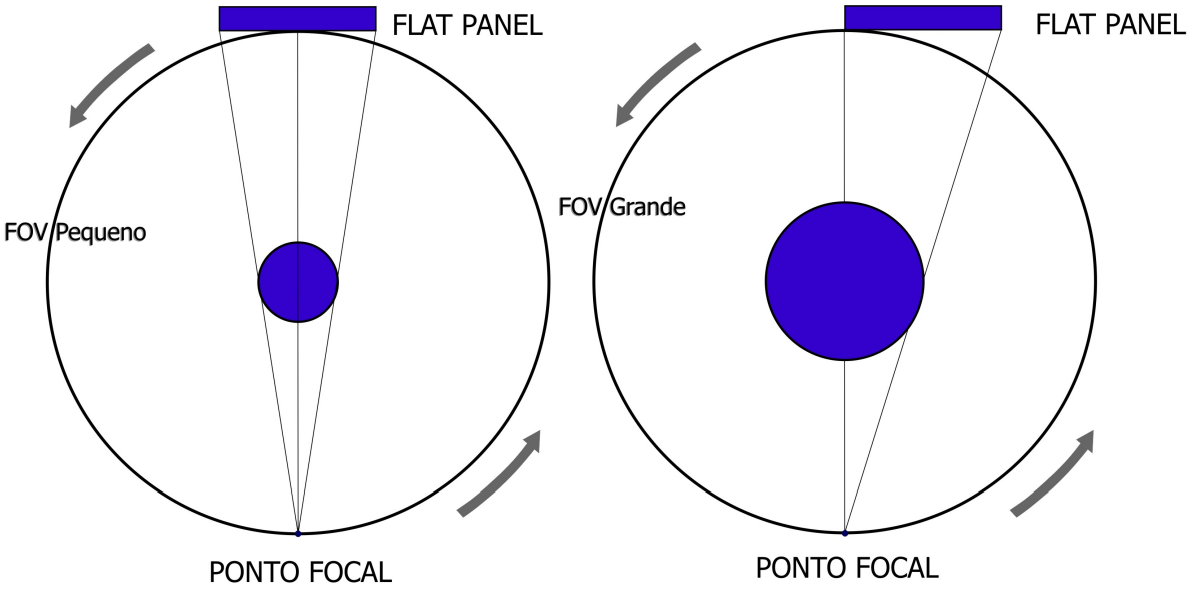

Figura 10 – FOV ampliado com o eixo do detector deslocado
Fonte: Adaptado de SCARFE E FARMAN (2008)

De acordo com LUDLOW e IVANOVIC (2008), voxel e FOV, variam a quantidade de radiação no exame. Para TORRES *et al* (2010) o tamanho do voxel, isoladamente, não influencia a quantidade de radiação. No entanto, os protocolos dos exames associam os menores voxels a quantidades (mAs) maiores, acarretando em doses maiores.

2.4 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

2.4.1 Grandezas Dosimétricas Básicas.

Grandezas dosimétricas são aquelas associadas à quantidade de radiação que um material foi submetido ou absorveu (TAUHATA *et al*, 2003). Grandezas dosimétricas são necessárias para avaliar a exposição de humanos e outros organismos a radiação em um modo quantitativo. Isto é necessário para descrever a relação dose-resposta para efeitos da radiação, o que fornece as bases para a estimativa de risco em proteção radiológica (ICRP, 2007).

A grandeza Fluência descreve a quantidade de radiação que incide em uma área correspondente a seção de uma esfera (IAEA, 2007). A fluência idepende da direção da incidência do campo de radiação sobre a esfera. Esse campo incidente é descrito por um número de partículas (fluência ou taxa de fluência) ou pela energia transportada por elas (fluência de energia), (ICRP, 2007). Campos de radiação podem consistir de vários tipo de radiação, e aqueles campos que são baseados em números de partículas são sempre relacionados ao tipo específico, por exemplo, fluência de nêutrons (ICRP, 2007). Fluência é uma quantidade usada para descrever campos externos de radiação e por isso a sua correlação com o detrimento é complexa.

A fluência, Φ, é o quociente de dN por da, onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma pequena esfera de seção de choque da, sua unidade no SI é o m^{-2}, assim:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \qquad (02)$$

Kerma *(kinectic energy released per unit of mass)* também é uma grandeza dosimétrica básica. Kerma, *K*, é a transferência de energia de partículas sem carga para a matéria. Essa transferência é realizada pela liberação e atenuação de partículas carregadas secundárias (ICRP, 2007). Por definição, o kerma, K, é o quociente do dE_{tr} por dm. Onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas de todas as partículas carregadas liberadas por partículas sem carga, em um massa dm do material (ICRU, 1993, TAUHATA, 2003; ICRP , 2007; IAEA, 2007). Kerma é uma grandeza não estocástica em que dE_{tr} é visto como um valor esperado da soma das energias das partículas carregadas (ICRP, 2007). A unidade do kerma no SI é o Jkg^{-1} e o nome especial é o Gray (Gy), assim:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{03}$$

Ao contrário do kerma, Dose Absorvida, *D*, é uma quantidade estocástica e usada para todos os tipos de radiação ionizante, para qualquer geometria de irradiação (ICRP, 2007). A dose absorvida é derivada do valor médio da quantidade da energia depositada, $\bar{E}$, e não reflete as flutuações aleatórias de eventos que interagem no tecido. O valor de $\bar{E}$, em um volume, é igual a energia de todas aquelas partículas ionizantes que entram no volume, com carga ou não, menos a energia de todas aquelas que deixam o volume (ICRP, 2007).

Dose absorvida é definida como o quociente de $d\bar{E}$ por *dm*. Onde $d\bar{E}$ é a energia média cedida à matéria de massa *dm* pela radiação ionizante:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \tag{04}$$

A unidade no SI é o Jkg^{-1} e o nome especial é o Gray (Gy). Enquanto o valor do kerma depende somente das interações no material de elemento *dm*, o valor da dose absorvida também depende de partículas secundárias carregadas, que são liberadas na vizinhança do elemento de massa *dm*.

2.4.2 Dose Equivalente, Dose Efetiva e Dose Coletiva

Grandezas fundamentais de proteção, adotadas pela ICRP, são baseadas em medidas da energia cedida à orgãos do corpo humano. Além disso, para relatar a dose de radiação ao risco (detrimento), é necessário levar em conta as variações da efetividade biológica das radiações de diferentes qualidades, bem como da radiosensibilidade de orgãos.

A absorção de energia, por parte de uma quantidade de material, é o princípio da interação da radiação ionizante. No processo de interação há caracterísicas importantes tais como; tipo de radiação envolvida, sua quantidade, sua qualidade, meio envolvido, quantidade de material, tempo de duração e tempo de resposta da interação (ICRP, 2005).

Variáveis, tais como o tipo de radiação, são consideradas na definição de Dose Equivalente, H_T, que trata da equivalência entre doses de diferentes radiações para que se tenha um mesmo efeito biológico (TAUHATA, 2003). Esta grandeza leva em conta características de cada tipo de radiação. Por definição:

$$H_T = D_T w_R \tag{05}$$

D_T é a dose absorvida no órgão e w_R é o fator de ponderação da radiação. O fator w_R varia com o tipo e energia da radiação incidente no corpo ou emitida pelos radionuclídeos dentro do corpo (ICRP, 2007). A unidade no SI é Jkg^{-1}, porém, a unidade é conhecida como Sievert (Sv). O fator w_R para fótons é igual a um, tabela 03.

Tabela 03 – Fatores de ponderação da radiação, w_R (ICRP, 2007).

Tipo de Radiação	Fator de ponderação da radiação, w_R
Fótons	1
Elétrons e Múons	1
Prótons e Píons carregados	2
Partículas Alfas, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	O fator é descrito através de uma curva contínua como uma função da energia do nêutron

A Dose Efetiva, *E*, leva em conta fatores de ponderação para cada órgão/tecido, e integra todas as doses equivalente destes. A unidade para dose efetiva é a mesma para dose equivalente, o Sievert (Sv). Definido como:

$$E = \sum w_T H_T \tag{06}$$

Na equação 06, a incógnita w_T é o fator de ponderação para órgão. Este fator é distribuído por diversas estruturas do corpo humano. Esses fatores são atualizados pela ICRP e influenciam nos resultados da dose efetiva. A diferença entre resultados de *E*, de acordo com as edições da ICRP, chega a 20% (KILJUNEN, 2008). A tabela 04 mostra alguns dos valores w_T encontrados na literatura para glândulas salivares.

Tabela 04 – Fatores de ponderação para órgãos, w_T.

	ICRP 26 (1977)	ICRP 60 (1990)	GIJBELS *et al* (2005)	ICRP 103 (2007)
Glândulas Salivares	———	———	0, 025	0,01

Esta distribuição dos fatores w_T, em valores adimensionais e fracionados, resulta a um quando integrada (Equação 07), (ICRP, 2007).

$$\sum w_T = 1 \qquad (07)$$

O procedimento para a avaliação da dose efetiva, adotada pela ICRP (2007), é usar a dose absorvida como quantidade física fundamental, sobre orgãos específicos e tecidos. E aplicar adequadamente a escolha dos fatores de ponderação, levando em conta as diferenças na efetividade biológica de diversas radiações, para obter a dose equivalente quantificada e considerar a diferenças nas sensibilidades de orgãos e tecidos ao efeito estocástico. Valores da dose equivalente para orgãos e tecidos, ponderados para a radiossensibilidade destes, são então somados para dar a dose efetiva. Publicações do ICRP contribuiram para o estabelecimento de quantidades como a dose efetiva. Essas quantidades auxiliam a proteção radiológica e, atualmente possibilitam a avaliação da exposição de corpo inteiro

Estas são circunstâncias em que as doses esperadas são menores do que as doses limites. O principal uso da dose efetiva é então fornecer um modo de demonstrar conformidade com doses limites. Neste sentido, a dose limite é usada para propostas regulatórias no mundo todo.

A dose efetiva não tem por base valores individuais de dose para um indivíduo específico, mas sim para uma pessoa padrão ou grupo. Os fatores de ponderação são selecionados como valores médios sobre trabalhadores ou membros do público, de ambos os sexos. Enquanto a dose efetiva inclui fatores para o tipo de radiação e tecido, outros fatores que influenciam o risco da radiação ionizante, como por exemplo; sexo, idade e massa corporal, não são considerados separadamente. Isto significa que, uma avaliação de risco individual não deve ser baseada somente em valores estimados de dose efetiva, pois necessita de considerações adicionais.

A otimização e redução da exposição à radiação, dos grupos de pessoas ocupacionalmente expostas e do público, levou a ICRP à introduzir o conceito de Dose

Coletiva. A dose coletiva, S, é obtida a partir da multiplicação do número de pessoas, expostas a uma fonte de radiação, pelo valor médio da dose efetiva delas (ICRP 2007; CNEN 2003). A unidade de medida atribuída a dose coletiva é o homem-sievert (homem.Sv). A dose coletiva efetiva, é baseada na suposição da relação do efeito linear da dose para efeitos estocásticos sem um limite. Nesta base é possível considerar dose efetiva como um aditivo.

A dose coletiva efetiva é um instrumento para otimização, para comparação das tecnologias radiológicas e procedimentos de proteção. A dose coletiva efetiva não é destinada como uma ferramenta para estudos epidemiológicos, e ela é inapropriada para uso em projeções de risco. Isto é por causa das considerações implícitas no cálculo da dose coletiva efetiva que, oculta grandes incertezas biológicas e estatísticas. Especificamente, a computação da morte por câncer baseada na dose coletiva efetiva envolvendo exposições mínimas às grandes populações não é razoável e deve ser evitada. Tais computações baseadas na dose coletiva efetiva, nunca foram usadas, são muito incertas biológicamente e estatísticamente, sendo incorreto o seu uso em radioproteção (ICRP, 2007).

2.4.3 Grandezas Dosimétricas Específicas.

O Kerma ar incidente, $K_{a,i}$, é o kerma no ar de um feixe de raios X medido no feixe central na posição do paciente ou superfície do simulador (Figura 13). Somente a radiação incidente no paciente ou simulador é incluída e não a radiação retroespalhada. A unidade no SI é J/kg e o nome comum é o Gray (Gy), (IAEA, 2007).

O Kerma ar na superfície de entrada, $K_{a,e}$, é o kerma ar medido no feixe central na posição do paciente ou superfície do simulador (Figura 13). A radiação incidente no paciente ou simulador e a radiação retroespalhada estão incluídas. A unidade é a mesma do para $K_{a,i}$, ou seja, J/kg no SI e o Gy como nome especial. O $K_{a,e}$ é relacionado ao $K_{a,i}$ pelo fator de retroespalhamento, B, assim:

$$K_{a,e} = K_{a,i} B \tag{08}$$

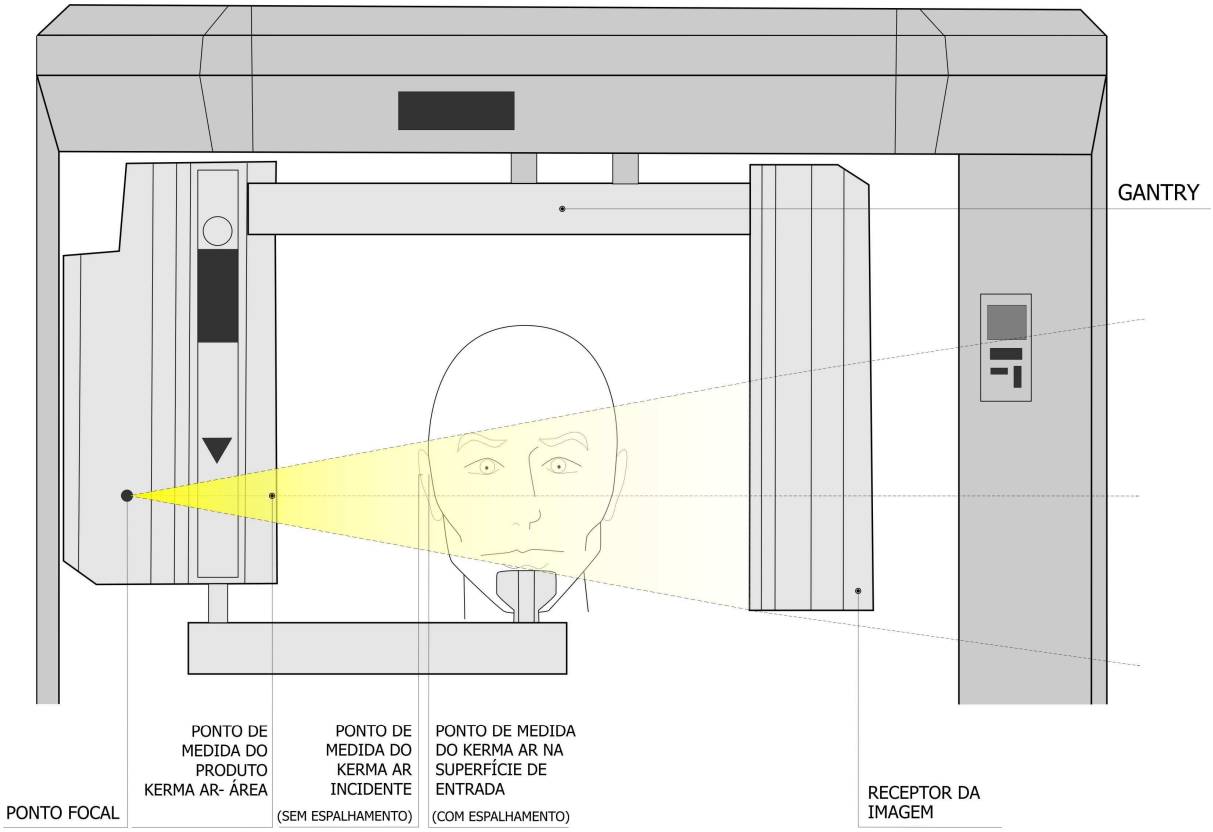

Figura 11 – Arranjo da Mensuração de Grandezas Dosimétricas
Fonte: PRADO (2011c)

O produto Kerma Ar-Área, P_{KA}, é a integral do kerma ar sobre a área do plano perpendicular a incidência do feixe de raios X (Figura 12):

$$P_{KA} = \int_A K(x, y)\, dxdy \tag{09}$$

No SI, a unidade do P_{KA} é o $J.kg^{-1}.m^2$ e a unidade comumente usada é o $Gy.m^2$.

O P_{KA} é uma grandeza muito útil, que é aproximadamente invariante com a distância do ponto emissor de raios X. Isto em interações no ar e sob radiação extra focal negligenciada. Enquanto o plano de medida e cálculo for distante do paciente ou simulador, que há uma significante contribuição da radiação retroespalhada (IAEA, 2007). O termo Produto Dose-Área, PDA, também é citado na literatura ao invés de P_{KA}.

O produto Kerma Ar-Comprimento, P_{KL}, é a integral do kerma ar sobre uma linha de comprimento L, correspondente a largura do feixe de raios X naquele ponto. Definido como:

$$P_{KL} = \int_L K(z)\, dz \tag{10}$$

No SI, a unidade do P_{KL} é o J.kg^{-1}.m e a unidade comumente usada é o Gy.m.

O P_{KL} é usado na dosimetria em aparelhos de TC e raios X panorâmico. Existem publicações sobre dosimetria, em aparelhos de raios X panorâmico, que tratam desta grandeza como "Produto Dose-Comprimento", PDC, (IAEA, 2007). O Reino Unido tem adotado o conceito de PDCL como a dose máxima na fenda do colimador secundário multiplicado pela largura do feixe na fenda, medido sem o paciente (EUROPEAN COMISSION, 2004).

Algumas quantidades também foram tratadas com nomes diferentes na literatura. A Dose de Entrada na Pele, DEP, foi utilizada em muitos trabalhos com dosimetria. O $K_{a,e}$, atualmente, é preferível no lugar de DEP, por questão de particularidades com relação a interface de meios distintos (ANEXO 1).

2.4.4 Níveis de Referência em Diagnóstico.

Níveis de Referência em Diagnóstico, NRDs, ou DRLs *(Diagnostic Reference Levels*) são níveis de dose em práticas do radiodiagnóstico, para exames típicos de um grupo padrão de pacientes ou simulador, definidos para vários tipos de equipamentos. Estes níveis não devem ser excedidos para procedimentos padrão com garantia de qualidade (EUROPEAN COMISSION, 1999).

A ICRP introduziu o termo NRDs em 1996, com o objetivo de controlar a exposição médica à radiação a um nível ideal com a proposta clínica do exame (EUROPEAN COMISSION, 1999). NRDs são definidos a partir do terceiro quartil (75%) de quantidades de doses relevantes, para um exame radiográfico específico, derivado da grande escala de estudos do equipamento de raios X em um país ou região. Dose de Entrada na Superfície *(Entrance Surface Dose, ESD),* Produto Dose-Área *(Dose-Area Product, DAP),* Produto Dose-Comprimento *(Dose-Width Product, DWP)* são comumente usados para estabelecer NRDs no radiodiagnóstico odontológico (EUROPEAN COMISSION, 2004; IAEA, 2007).

Em 1999, o Conselho Nacional de Proteção Radiológica, *National Radiation Protection Board* (NRPB), no Reino Unido, recomendou a adoção de NRDs de 4 mGy (Dose de Entrada na Superfície, DES) para radiografia intraoral em adulto e 65 mGymm (Produto Dose-Comprimento) para uma radiografia panorâmica adulto (EUROPEAN COMISSION, 2004). Na Alemanha o NRD para radiografia intraoral é calculado através de medidas do PDA (Produto Dose-Área) e varia entre 26,2 e 87 mGycm^2. Enquanto NRD para radiografia panorâmica alcança 101 mGycm^2. HOLROYD e WALKER (2010) relatam um valor de

partida para o NRD em TCO igual a 250 mGycm^2. No entanto, este NRD é para um exame referente a implante único, FOV de área igual a 16 cm^2 e PDA no isocentro do equipamento.

Os níveis de referência para exame odontológico, no Brasil, são dados em termos de DES igual a 3,5 mGy para o periapical e 5 mGy para projeção antero-posterior (ambos adulto e com filme tipo E), (ANVISA, 1998). A IAEA *(International Atomic Energy Agency)*, em 1996, propôs o NRD de 7 mGy para radiografia odontológica periapical (LEE *et al*, 2010; EUROPEAN COMISSION, 2004). O fato de esse valor ser o dobro do estipulado no Brasil não implica em desacordo, erro ou incoerência entres as partes. Os NRDs devem ser adotados a nível local, por causa da atualização dos serviços de raios X. As clínicas de radiodiagnóstico odontológico fazem a aquisição de equipamentos cada vez mais modernos e com sistemas de imagens de alta sensibilidade, que resultam em doses menores do que aquelas menos bem equipadas (LEE e*t al*, 2010). No âmbito nacional não há NRDs para a TCO, e isso se repete na maioria dos países.

2.5 SIMULADOR HUMANÓIDE

Simuladores físicos são geralmente desenhados com ambos os propósitos de avaliação da qualidade de imagem e estudos dosimétricos. Estes simuladores podem ser humanóides, ou seja, com características antômicas do corpo humano. Outros, que não precisam necessariamente desta particularidade, são voltados para qualidade da imagem.

A radiação pode ser direcionada a uma porção limitada do corpo durante o exame. E o simulador, representando somente esta porção limitada, pode ser suficiente para caracterizar quantidades recebidas de radiação. As medidas em simuladores parciais do corpo podem sofrer a influência ou não da radiação espalhada. Esta é uma preocupação particular no caso do procedimento entregar uma fração significante de radiação a volumes fora da região anatômica representada pelo simulador.

A exposição de indivíduos, somente para o propósito deste trabalho, não é justificável (ANVISA, 1998). Além disso, a dependência de clientes que realizariam exames de interesse, tornaria muito difícil a aquisição de dados em campo. Por estas razões, torna-se prático o uso do objeto simulador humanóide.

O objeto simulador, também conhecido como fantoma ou *phantom*, é muito utilizado em trabalhos com dosimetria. O simulador é composto, principalmente naqueles que servem para gerar radiação secundária, por materias com densidades próximas a da água. O

motivo para tal está no fato de que o corpo humano tem um porcentagem expressiva de água na sua composição. Muitos simuladores são preenchidos com água, feitos em acrílico ou material tecido equivalente.

Simuladores são, comumente, utilizados em trabalhos com dose efetiva. Os modelos ALDERSON RANDO® (RSD Radiology Support Devices, Long Beach, CA, USA) e RANDO® (The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA), reproduzem estruturas com densidades características, como por exemplo, densidades maiores para ossos e menores para região dos pulmões. Estes simuladores são divididos em camadas axiais e nestas estão dispostas algumas cavidades, correspondentes a estruturas de interesse (Figura 12). As cavidades servem para o posicionamento do dispositivo medidor de radiação, o Dosímetro Termoluminescente, TLD *(Thermoluminescence Dosimeter).* Embora o simulador RANDO® seja feito para o propósito radioterápico, a diferença no coeficiente de massa (μ_{ab}/ρ), para materias tecido equivalentes, permite o uso deste simulador em radiodiagnóstico com uma incerteza menor do que 15%, dependendo da região (TSIKLAKIS, 2005).

Figura 12 – Simulador ALDERSON RANDO®, (Radiology Support Devices) e RANDO® Phantom Sections (The Phantom Laboratory)
Fonte: Adaptado de RADIOLOGY SUPPORT DEVICES (2011) e THE PHANTOM LABORATORY (2011)

2.6 DOSÍMETRO TERMOLUMINESCENTE

O dosímetro termoluminescente é amplamente empregado em trabalhos dosimétricos e monitoração individual, a sua resposta a estímulos externos é descrita pelo fenômeno da termoluminscência. A termoluminescência ocorre quando alguns materiais, depois de irradiados, são aquecidos e emitem luz visível. Para tanto, é necessário que a energia obtida da exposição à radiação seja armazenada. O sinal de saída (luz) é emitido quando os elétrons aprisionados são deslocados, de seus estados, através de energia térmica.

Na rede cristalina do material, os elétrons situados nas camadas mais externas, dos átomos da rede, encontram-se em orbitais às quais correspondem bandas de energia. As bandas são zonas em que os elétrons se encontram, havendo entre si a zona de separação, “proibidas”. A banda completa mais externa designa-se por banda de valência. Nos materiais isolantes e semicondutores, que são os que apresentam propriedades termoluminescentes, a banda de valência está cheia. A banda imediatamente a seguir é a banda de condução e está vazia. A separação entre estas duas bandas constitui a zona proibida. A adição controlada de impurezas, ou dopantes, pode dar origem ao aparecimento de estados de energia na zona proibida, sendo acessíveis aos portadores de carga.

O material termoluminescente absorve energia quando é exposto à radiação, e a interação desta com a matéria origina a formação de pares “elétron-buraco” que se deslocam na rede. Estes pares “elétron-buraco”, portadores de cargas, ficam retidos nesses estados após a exposição à radiação. A característica importante do material termoluminescente é permanecer neste estado “alterado” (pela radiação) à temperatura ambiente. Uma vez que o material termoluminescente seja sujeito a um aquecimento controlado, os elétrons retidos passam a ter energia suficiente para se libertarem e deixarem o estado criado pela exposição à radiação. Ou seja, a luminescência requer excitação da amostra para que esta fique num estado metaestável. Durante o ciclo de aquecimento há energia suficiente para que os elétrons se encontrem com buracos em centros de recombinação e quando este processo acontece há emissão de energia sob a forma de luz visível. Esta emissão de radiação visível, que é proporcional à radiação a que o material havia sido exposto, é captada pelo equipamento de medida (CALADO, 2009).

O sistema básico de leitura do TLD consiste de um um aparelho que aquece o TLD e depois capta a luz emitida através de um tubo fotomultiplicador. Após a captura, a luz é

convertida em um sinal elétrico linearmente proporcional a fluência de fótons detectada. A intensidade da emissão termoluminescente é uma função da temperatura do TLD.

O TLD usado neste trabalho é feito de Fluoreto de Lítio dopado com Manganês e Titânio, LiF:Mg,Ti, comercialmente denominado Harshaw TLD-100. Este TLD é bastante usado em aplicações médicas por causa da sua tecido equivalência. Os TLDs são disponibilizados em várias formas, como por exemplo, em pó, pastilhas, grãos e fitas, Figura 13. Os TLDs utilizados neste trabalho são em formato de pequenas pastilhas, Figura 13. O número atômico efetivo do LiF:Mg,Ti é 8,2 e próximo ao do corpo humano (entre 7 e 7,5).

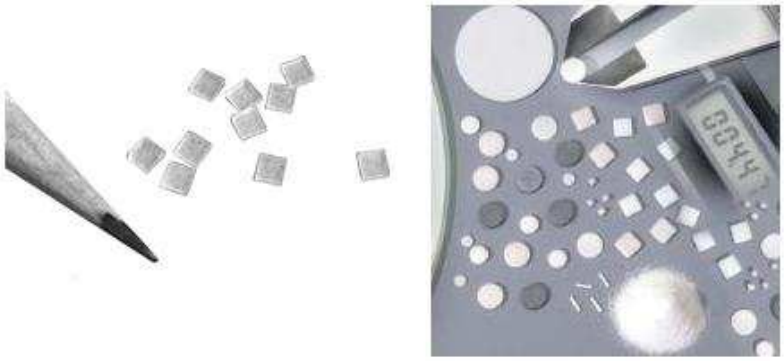

Figura 13 – LiF:Mg,Ti e seus formatos
Fonte: Adaptado de Radiation Products Design (2011)

Assim como o filme radiográfico, o TLD tem desvantagens atribuídas ao complexo arranjo (para o caso de medição da dose efetiva) e o atraso entre a irradiação e leitura (ISOARDI e ROPOLO, 2003). DOYLE *et al* (2006) ainda acrescentam que, embora seja mais demorado, o TLD tem boa precisão. Para PERISINAKIS e DAMILAKIS (2004), a diferença em seus resultados foi de 11% a mais para a Câmara de Ionização, com relação ao TLD. Neste último caso, a diferença é atribuída ao arranjo experimental utilizado. DOYLE *et al* (2006) compararam métodos com câmara de ionização, filme e TLD, e obteveram um desvio médio padrão de 13% entre eles. O TLD é extremamente portátil, barato e acessível aos pesquisadores, o que o torna vantajoso. No entanto, o seu sinal pode ser perdido durante a leitura, e além disso a sua leitura e calibração consomem muito tempo.

3 METODOLOGIA

3.1 CRITÉRIOS PARA ESCOLHA DE OLHOS E GLÂNDULAS SALIVARES

Os critérios para a seleção das estruturas de interesse foram; órgãos situados acima do pescoço, porcentagem de volume submetido ao feixe primário, localização superficial e contexto na literatura.

O arranjo estrutural da TCO faz com que o exame exponha alguns órgãos a níveis maiores de radiação do que outros. Por se tratar de uma prática odontológica, o feixe de raios X incide, principalmente, acima do pescoço. Órgãos distantes da incidência do feixe primário são menos irradiados.

Os órgãos selecionados estão entre aqueles com 100% do seu volume exposto ao feixe primário (ROBERTS *et al*, 2009; LUDLOW *et al*, 2006, LUDLOW e FARMAN, 2008). Essa precaução serve para evitar uma maior dependência do posicionamento do TLD, passível de subexposição. De acordo com LUDLOW *et al* (2006), estruturas como o esôfago, por exemplo, tem apenas 10% do seu volume sob o feixe incidente e mostraram menores valores nos resultados.

Limitações do objeto simulador também influenciam a escolha dos órgãos de interesse. O posicionamento dos TLDs é inviável em profundidade, por ser um simulador uniformemente preenchido com água. Isto levou a tratar o kerma ar de entrada na superfície para órgãos superficiais e próximos aos TLDs.

A Dose Efetiva, na literatura, é tratada usando um dos dois critérios do ICRP; o relatório 60 ou o relatório 103, sendo que a maior diferença está no manuseio da dose para glândulas salivares. Em relatórios anteriores as glândulas salivares foram consideradas como parte do grupo de órgãos “restantes” e assim receberam um valor baixo de ponderação. No relatório 103 as glândulas salivares foram removidas do grupo de órgãos restantes e passaram a ter o seu próprio fator de ponderação. O motivo para tal é que as glândulas salivares recebem doses relativamente altas em radiologia odontológica, devido a sua localização, levando a um maior cálculo da dose efetiva (BROOKS, 2009).

O ICRP 60 não trata do fator w_T específico para glândulas salivares. Em seu artigo, GIJBELS *et al* (2005) mostram que a dose efetiva é 3 (três) vezes menor, quando estas não são consideradas. LUDLOW *et al* (2006), obtiveram maiores valores de dose efetiva no orgão em TCO; 6,2 mSv para olhos e 5,5 mSv para glândulas salivares. Em seu estudo com

radiografia panorâmica, LOOE *et al* (2008) também destacam maiores valores de dose para glândulas salivares. Os olhos são órgãos com alguns efeitos radioinduzidos caracterizados, por exemplo, a catarata.

3.2 ARRANJO EXPERIMENTAL

As medidas do kerma ar de entrada na superfície foram realizadas em clínicas de radiodiagnóstico odontológico localizadas nas cidades do estado do Paraná (Cascavel, Curitiba, Foz do Iguaçu e Francisco Beltrão) e Santa Catarina (Concórdia), Figura 14.

O arranjo experimental nesses locais é voltado para a simulação da TCO. A técnica reproduzida objetivou uma aquisição com campo de visão craniofacial. Essa configuração contempla parâmetros elevados de exposição com a abrangência completa da cabeça, sujeita ao feixe primário, Tabela 05. O simulador, preenchido com água, foi usado no lugar do paciente, Figura 15.

Figura 14- Mapa do trajeto percorrido durante as medições. Curitiba-A, Concórdia-B, Francisco Beltrão-C, Cascavel-D e Foz do Iguaçu-E
Fonte: http://maps.google.com.br/maps

Tabela 05 – Parâmetros técnicos das TCOs utilizadas nas medidas

Aparelho	FOV Altura x diâmetro (cm x cm)	Voxel (mm)	Diferença de Potencial no Tubo (kVp)	Corrente Anódica x Tempo de Exposição (mAs)
Newtom 3G®	23 x 15	0,30	110	8,22
i-CAT Classic®	22 x 16[a]	0,40	120	36,9

[a] O FOV com 22 cm de altura é formado a partir de dois FOVs de 13 cm.

Figura 15 - Posicionamento do simulador no aparelho de TCO Newtom 3G®
Fonte: Arquivo pessoal

Dosímetros termoluminescentes foram usados na mensuração da radiação de fundo e do kerma ar na superfície de entrada. Os TLDs de LiF:Mg,Ti, usados neste trabalho, foram fornecidos pelo Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI), da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). O erro de medição atribuído a esses TLDS é de 0,5 μGy. A leitora Victoreen 2800M® utilizada também pertence ao LMRI.

Para a medida do kerma, TLDs foram posicionados sobre o simulador em pontos correspondentes aos olhos e glândulas salivares (parótida), (Figura 16). A medida da radiação de fundo serve para obter o resultado líquido dos outros TLDs, ou seja, o valor real do kerma proveniente da TCO. Os TLDs, para medidas da radiação de fundo, foram mantidos longe das salas de exames. Antes da expoisção dos TLDs, estes foram calibrados para a raios X com qualidade semelhante à praticada em TCO.

A fim de evitar a contaminação por poeira, umidade ou oleosidade, os TLDs foram embalados. Cada embalagem continha um par de TLDs.

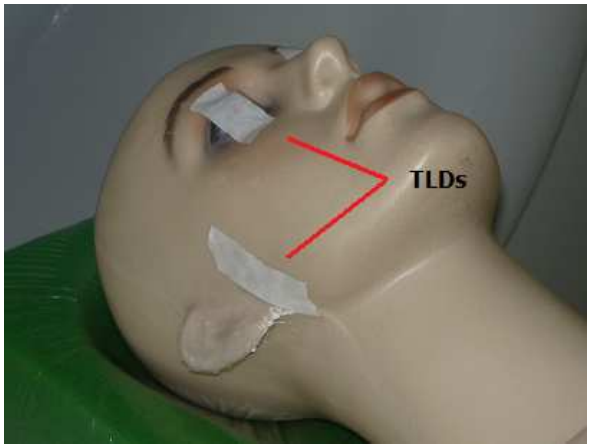

Figura 16 - Posicionamento dos TLDs no simulador
Fonte: Arquivo pessoal

O simulador utilizado foi criado a partir de um manequim de vitrine comercial. Este manequim corresponde à cabeça e pescoço do paciente. A escolha por este simulador deve-se também ao diâmetro lateral da cabeça de 14,5 cm, similar a de uma criança. A possibilidade de preencher o simulador com água, o baixo custo e a necessidade somente do busto e cabeça, o tornou viável para o trabalho. O simulador é constituído de uma fina parede de plástico, oco, com uma base de apoio em maderia e também entrada adpatada para líquidos. Esta adaptação foi realizada com um gargalo de embalagem para refrigerante (Figura 15).

Foram realizadas três exposições, para cada arranjo do simulador, de modo a obter uma leitura confiável e discriminada da radiação de fundo (Figuras 15 e 17). Os resultados das exposições foram registrados em nanocoulombs (nC) e posteriormente aplicados os fatores para a conversão dos dados dosimétricos em miligrays (mGy).

Figura 17 - Posicionamento do simulador no i-CAT Classic®
Fonte: Arquivo pessoal

4 RESULTADOS

A tabela 06, a seguir, descreve os resultados, com desvio padrão, do kerma ar na superfície de entrada, para glândulas parótidas e olhos. Esses valores foram obtidos para uma aquisição de imagem craniofacial, voltado para pacientes pediátricos.

O aparelho número 5, na ocasião, não realizava a aquisição craniofacial por meio de uma rotação (como o aparelho 1) e nem a partir de duas aquisições automáticas (como os aparelhos 2, 3 e 4). Por isso, foram realizadas duas aquisições com campos personalizados. Estes campos, parte inferior e superior do rosto, tiveram uma marcação entre eles com um objeto metálico. Esta marcação serviu para evitar a sobreposição destes os campos.

Tabela 06 – Valores do kerma ar na superfície de entrada (mGy) para glândulas salivares (parótida) e olhos.

Aparelho	Número de identificação do aparelho	Glândulas parótidas (mGy)	Olhos (mGy)
Newtom 3G®	1	1,10 ± 0,04	1,07 ± 0,03
i-CAT Classic®	2	2,69 ± 0,09	5,49 ± 0,08
i-CAT Classic®	3	3,24 ± 0,42	4,19 ± 0,28
i-CAT Classic®	4	1,94 ± 0,24	3,08 ± 0,18
i-CAT Next Generation®	5	2,09 ± 0,12	2,10 ± 0,04
Gendex Orthoralix 9200®	6	0,76 ± 0,34	$(0,35 \pm 0,01) \times 10^{-1}$

A tabela 07 expõe valores, encontrados na literatura, para três aparelhos de TCO e um aparelho de raios X panorâmico. Esses resultados foram obtidos sob um arranjo semelhante ao deste trabalho, onde TLDs foram posicionados sobre a superfície de um simulador humanóide, porém composto de material sólido (por exemplo, polietileno). Além dessa diferença com relação ao simulador, existe outra com relação ao protocolo utilizado. Em seu trabalho, SILVA *et al* (2008) utilizou campo de visão para obter imagens de toda a região maxilar e parte da mandíbula. Assim, os olhos ficaram fora da incidência do feixe primário. Essa diferença no campo de visão implica em redução do kerma nos olhos.

Tabela 07 – Valores do kerma ar na superfície de entrada (mGy), obtidos da literatura, para glândulas salivares (parótida) e olhos.

Aparelho	Glândulas parótidas (mGy)	Olhos (mGy)
Newtom QR-DVT 9000® (TSIKLAKIS *et al*, 2005)	1,12	0,61
Newtom QR-DVT 9000® (SILVA *et al*, 2008)	1,68	0,47
i-CAT® (SILVA *et al*, 2008)	1,50	1,23
Orthophos DS® (SILVA *et al*, 2008)	0,61	$0,46 \times 10^{-1}$

5 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS

O kerma ar na superfície de entrada, kerma, foi escolhido como uma forma de avaliar quantidades de radiação ionizante empregadas nos exames de TCO. Os valores obtidos do kerma, em TCO, foram de 1,07 ± 0,03 até 5,49 ± 0,08 mGy para olhos. Enquanto que para glândulas parótidas, os resultados foram de 1,10 ± 0,04 até 3,24 ± 0,42 mGy. Em artigos recentes foram encontrados valores de 0,47 até 1,23 mGy para olhos e de 1,12 até 1,68 mGy para glândulas parótidas (SILVA *et al*, 2008; TSIKLAKIS *et al* , 2005).

As diferenças entre os modos de aquisição influenciaram os resultados do kerma. Os aparelhos 2, 3 e 4 reconstroem o campo de visão estendido, com 22 cm de altura, a partir de duas aquisições com campos menores, de 13 cm. Com isso, o kerma foi maior para estes do que para o aparelho 1, que realiza apenas um campo de 23 cm. Com relação ao maior kerma para olhos, do aparelho 2, o kerma para o aparelho 1 chega a ser 5,1 vezes menor.

A quantidade de raios X foi aproximadamente 4,5 vezes maior para os modelos 2, 3 e 4 (36,9 mAs) do que para o aparelho 1 (8,22 mAs). De acordo com TORRES *et al* (2010), a influência do voxel, na contribuição do kerma, não é significativa, porém não foi possível chegar a esta conclusão com a metodologia aqui empregada. O aparelho 1 possui voxel menor (0,3 mm) do que os demais (0,4 mm) e mesmo assim obteve os menores valores de kerma.

Na literatura investigada, o kerma citado é maior para glândulas parótidas do que para os olhos (Tabela 06). Isso porque nessas referências os olhos não foram submetidos ao feixe primário, ou seja, a aquisição não foi craniofacial e apenas englobava a região maxilar e partes da mandíbula (SILVA *et al*, 2008). O kerma para os olhos foi maior com o aparelho 2, seguidos dos aparelhos 3 e 4. Essa afirmação vem acompanhada do fato de que para esses aparelhos, que são da mesma marca e modelo, os olhos são expostos nos dois campos de visão que formam o campo estendido.

O aparelho 5, embora da mesma marca dos modelos 2, 3 e 4, não realiza o campo de visão estendido a partir de outros dois campos menores. No entanto, a aquisição craniofacial foi elaborada manualmente, ou seja, o simulador foi exposto a dois campos criados pelo operador do aparelho. O limite entre os campos foi demarcado com um objeto metálico. Como conseqüência desse procedimento, não houve diferença entre o kerma para olhos e glândulas parótidas. O aparelho 1 também apresenta comportamento similar realizando um único campo de visão.

O kerma para olhos com aparelho 6 é 157 vezes menor do que para o aparelho 2. Isto se deve principalmente pelo fato do aparelho 6 não realizar aquisição craniofacial. O aparelho 6 não submete a região dos olhos ao feixe primário de raios X. Essa observação implica em uma correção na nomenclatura da grandeza medida, de kerma ar na superfície de entrada para kerma ar na superfície correspondente aos olhos. Isso porque o kerma ar na superfície de entrada é definido para o campo central do feixe, ou seja, a região de interesse deve estar submetida ao feixe primário. No entanto, isso não acarretou dificuldades para comparações com o resultado encontrado na literatura, mesmo porque, as referências utilizaram um arranjo experimental semelhante. A diferença entre o kerma ar na superfície correspondente aos olhos obtido e o resultado encontrado na literatura foi de 24 %.

O aparelho 6 obteve um resultado menor, comparado com o a literatura, referente aos tomógrafos. A diferença percentual, para glândulas parótidas, foi de 19,7%. A menor diferença do resultado medido para literatura, entre os tomógrafos e para glândulas parótidas, foi para o aparelho 1. Embora o aparelho 1 seja da mesma marca mas de modelo diferente daquelas citados na referência, a maioria dos parâmetros de aquisição foram os mesmos. O valor obtido para glândulas parótidas com o aparelho 1 foi 1,10 ± 0,04 mGy, enquanto que TSIKLAKIS *et al*, (2005) obteve 1,12 mGy, uma diferença percentual de 8,3%.

O kerma para olhos com o aparelho NewTom 3G® corresponde a 19% do resultado para o i-CAT Classic®. Já para glândulas parótidas, o kerma do aparelho NewTom 3G® corresponde a 34% do resultado para o i-CAT Classic®.

5.2 CONCLUSÕES

Os valores do kerma ar na superfície de entrada foram obtidos, para a técnica craniofacial em TCO, através da dosimetria termoluminescente. Os TLDs foram posicionados na superfície de um simulador, preenchido com água, em pontos correspondentes aos olhos e glândulas parótidas.

Entre os aparelhos de TCO, os maiores valores de kerma são atribuídos ao i-CAT Classic® principalmente por causa da quantidade de radiação empregada (mAs). Essa conclusão está de acordo com LUDLOW*et al* (2006). Para os aparelhos de TCO, da mesma marca e modelo, há uma provável diferença do kerma.

O resultado do kerma, de acordo com a marca e modelo do equipamento de TCO, chega a 5,1 vezes paras olhos. Na literatura, LUDLOW *et al*, (2006) encontrou um aumento de até 6 vezes para os olhos.

O aparelho i-CAT Classic® tem o seu campo de visão com 23 cm de altura a partir de dois campos de 13 cm, que somados resultaria em um campo de 26 cm. O aparelho 1 utiliza apenas um campo para a imagem craniofacial, e no entanto não houve diferença do kerma entre olhos e glândulas parótidas. O aparelho 5, que teve dois campos delimitados manualmente, também não foi constatada diferença do kerma entre olhos e glândulas parótidas. Para os aparelhos 2, 3 e 4, que correspondem ao modelo i-CAT Classic®, houveram diferenças do kerma entre olhos e glândulas parótidas. No caso do aparelho 2, o valor do kerma ar na superfície de entrada para os olhos é duas vezes maior do que para glândulas parótidas. Esses resultados são justificados pela existência da sobreposição dos campos de visão para os aparelhos i-CAT Classic®.

O simulador utilizado não influenciou os resultados obtidos uma vez que estes estão em acordo com aqueles da literatura.

Embora vários autores tenham publicado trabalhos calculando as doses da TCO, nenhum tem estudado toda a gama de protocolos de imagem que pode ser usado na odontologia radiodiagnóstica.

5.3 TRABALHOS FUTUROS

Muitos dos trabalhos com dosimetria em TCO têm os seus resultados em dose efetiva. Além disso, esses trabalhos também mostram resultados para um número maior de regiões de interesse. Para tal propósito seria necessário o simulador humanóide tipo RANDO, importante para medidas de dose efetiva, uma vez que o simulador utilizado neste trabalho apresenta limitações quanto a inserção de TLDs no seu interior.

A imagem em TCO deve ser avaliada, uma vez que quantidades baixas de radiação não devem desqualificar a imagem para o diagnóstico e nem causar repetições das exposições. De acordo com o princípio ALARA, o benefício do exame deve sobrepor o detrimento causado pela radiação. Para o propósito da avaliação da imagem, há o simulador SedentexCT IQ®, criado pela Leeds Test Objects. Os parâmetros da imagem avaliados por esse simulador são; ruído, distorção geométrica, resolução espacial, resolução de contraste, intensidade do pixel e artefatos do endurecimento do feixe.

A existência de alterações no rendimento do tubo de raios X deve ser investigada, realizando teste de repetitividade com câmara de ionização.

Os NRDs devem se estipulados através de medidas do Produto Kerma Ar-Área, P_{KA}, seguindo as recomendações da IAEA, EUROPEAN COMISSION Guidelines e da Health Protection Agency (UK).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA – ANVISA. **DIRETRIZES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO E ODONTOLÓGICO.** Portaria/MS/SVS nº 453, de 01 de junho de 1998.

BABA, R.; UEDA, K.; OKABE, M. **Using a Flat-Panel Detector in High Resolution Cone Beam CT for Dental Imaging.** Dentomaxillofacial Radiology, v.33, p.285-290, 2004.

BACHER, K.; SMEETS, P.; BONNARENS, K.; HAUWERE, A. D.; VERSTRAETE, K.; THIERENS, H. **Dose Reduction in Patients Undergoing Chest Imaging: Digital Amorphous Silicon Flat-Panel Detector Radiography Versus Conventional Film-Screen Radiography and Phosphor-Based Computed Radiography.** American Journal of Roentgenology, v.181, p.923-929, 2003.

BROOKS, S. L. **CBCT Dosimetry: Orthodontic Considerations. Seminars in Orthodontics**, v.15, p.14-18, 2009.

BUSHONG, S. C. **Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection.** 6ª Edição. Ed. Mosby. St. Louis, Missouri. 1997.

CALADO, A. M. G. **A Caminho da Acreditação.** 2009, 176. Dissertação – Instituto Superior Técnico/Universidade Técnica de Lisboa. Lisboa, 2009.

CARESTREAM DENTAl. Disponível em: <http://www.carestreamdental.com/~/media/files/3d_imaging/3d_brochure - final.ashx>. Acesso em: jun. 2011.

DE VOS, W.; CASSELMAN, J.; SWENNEN, G. R. J. **Cone-Beam Computerized Tomography (TCO) Imaging of the Oral and Maxillofacial region: A Systematic Review of the Literature.** International Journal Oral Maxillofacial Surgery, v.38, p.609-625, 2009.

DOYLE, P.; MARTIN, C. J.; ROBERTSON, J. **Techiniques for measurement of dose width product in panoramic dental radiography.** The British Journal of Radiology, v.79, p.142-147, 2006.

DOWSETT, D. J.; KENNY, P. A.; JOHNSTON, E. **The Physics of Diagnostic Imaging.** 1ª Edição. Ed. Chapman & Hall Medical. London.1998.

EUROPEAN COMISSION. **Radiation Protection 109: Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures.** Manchester: 1999.

EUROPEAN COMISSION. **Radiation Protection 136: The Safe Use of Radiographs in Dental Pratice.** Europa: 2004.

GIJBELS, F.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; VERLINDEN S.; SANDERINK G. **Dosimetry of Panoramic Imaging. Part II: Occupational Exposure.** Dentomaxillofacial Radiology, v.34, p.150-153, 2005.

GIJBELS, F.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; DEBAVEYE D.; VERLINDEN S.; SANDERINK G. **Dosimetry of Digital Panoramic Imaging. Part I: Patient Exposure.** Dentomaxillofacial Radiology, v.34, p.145-149, 2005.

HEALTH PROTECTION AGENCY. **Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Equipament.** CHILTON, UK: 2010.

HOLROYD, J. R.; WALKER, A. A. **Recommendations for the Design of X-ray Facilities and the Quality Assurance of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Systems.** Health Protection Agency, HPA-RPD-065, 2010.

IMAGEWORKS. Disponível em: <http://www.inline.com.au/NewTom-Cone-BeamXray>. Acesso em: jun. 2011.

IMAGING SCIENCES. Disponível em: <http://www.imagingsciences.com/products/i-cat-next-generation/why-i-cat/>. Acesso em: jun. 2011.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Pratice.** Viena, 2007.

IZUMI, Y.; TERANUMA, O.; SATO, T.; UEHARA, K.; OKADA, H.; TOKUDA, S.; TOSHIYUKI, SATO. **Development of Flat-Panel X-Ray Image Sensors.** Sharp Technical Journal, v.3 , 2001.

KILJUNEN, T. **Patient doses in CT, dental cone beam and projection radiography in Finland, with emphasis on paediatric patients**. STUK, v.A232, 2008.

LEE, J.; KIM, Y.; YOON, S.; KANG, B. **Reference Dose Levels for Dentals Panoramic Radiography in Gwangju, South Korea.** Radiation Protection Dosimetry, p.1-7, 2010.

LOFTHANG-HANSEN, S. **Cone Beam Computed Tomography Radiation Dose and Image Quality Assesments.** 2010. 56. Tese – University of Gothenburg. Gothenburg, 2010.

LOOE, H. K.; EENBOOM, F.; CHOFOR, N.; PFAFFENBERGER, A.; STEINHOFF, M.; RÜHMANN, A.; POPLAWSKI, A.; WILLBORN, K.; POPPE, B. **Conversion coefficients for the estimation of effective doses in itraoral and panoramic dental radiology for dose-area product values.** Radiation Protection Dosimetry, v.131, p.365-373, 2008.

LOUBELE, M.; BOGAERTS, R.; VAN DIJCK, E.; PAUWELS, R.; VANHEUSDEN, S.; SUETENS, P.; MARCHAL, G.; SANDERINK, G.; JACOBS, R. **Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications**. European Journal of Radiology, v.71, p.461-468, 2009.

LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. L.; HOWERTON, E. B. **Dosimetrry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT**. Dentomaxillofacial Radiology, v.35, p.219-226, 2006.

LUDLOW, J. B.; IVANOVIC, M. **Comparetive Dosimetry of Dental CBCT Devices and 64-Slice CT for Oral and Maxillofacial Radiology.** Oral Sugery, Oral Medicine, Oral pathology, Oral Radiology, and Endodontology, v.106, p.106-114, 2008.

MAYRAY. Disponível em: <http://www.my-ray.com/documents/MR_SKYVIEW_2010_GB.pdf>. Acesso em: jun. 2011.

MOZZO, P; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; MARTINI, P. T.; ANDREIS, I. A. B. **A New Volumetric CT Machine for Dental Imaging Based on the Cone-Beam Techinique: Preliminary Results.** European Radiology, v.8, p.1558-1564, 1998.

PALOMO, J. M.; RAO, P. S.; HANS, M. G. **Influence of CBCT Exposure Conditions on radiation dose.** Oral Sugery, Oral Medicine, Oral pathology, Oral Radiology, and Endodontology, v.105, p.773-782, 2008.

PERISINAKIS, K.; DAMILAKIS, J. **Determination of Dose-Area Product from Panoramic Radiography Using a Pencil Ionization Chamber: Normalized Data for the Estimation of Patient Effective and Organ Doses.** Medical Physics, v.31, p.708-714, 2004.

PRADO, E. **Planos Ortogonais; Cortes Axial, Coronal e Sagital.** 2011a. 1 arquivo digital. Material particular.

PRADO, E. **Pixel, Voxel e FOV.** 2011b. 1 arquivo digital. Material particular.

PRADO, E. **Arranjo da Mensuração de Grandezas Dosimétricas.** 2011c. 1 arquivo digital. Material particular.

RADIATION PRODUCTS DESIGN. Disponível em: <http://www.rpdinc.com/html/harshaw_tld_100_ribbons.html>. Acesso em: jun. 2011.

ROBERTS, J. A.; DRAGE, N. A.; DAVIES, J.; THOMAS, D. W. **Effective Dose from Cone Beam CT Examinations in Dentistry.** The British Journal of Radiology, v.82, p.35-40, 2009.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. **What is Cone-Beam CT and How Does it Work?** Dental Clinics of North America, v.52, p.707-730, 2008.

SEDENTEXCT. **RADIATION PROTECTION: CONE BEAM CT FOR DENTAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY.** União Européia: 2009.

SILVA, M. A. G.; WOLF, U.; HEINICKE, F.; BUMANN, A.; VISSER, H.; HIRSCH, E. **Cone-Beam Computed Tomography for Routine Orthodontic Treatment Planning: A Radiation Dose Evaluation.** American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, v.133, p.640.e1-640.e5, 2008.

SILVA, M. A. G.; WOLF, U.; HEINICKE, F.; GRÜNDLER; VISSER, H.; HIRSCH, E. **Effective Dosages for Recording Veraviewepocs Dental Panoramic Images: Analog Film, Digital, and Panoramic Scout for CBCT.** Oral Sugery, Oral Medicine, Oral pathology, Oral Radiology, and Endodontology, v.106, p.571-577, 2008.

SUOMALAINEN, A. **Cone Beam Computed Tomography in Oral Radiology.** 2010. 80. TCC – University of Helsinki, Helsinki, 2010.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, M. A. R. R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5 Ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2003.

THE PHANTOM LABORATORY. Disponível em: <http://www.phantomlab.com/products/rando.php>. Acesso em: jun. 2011.

TORRES, M.G.G.; CAMPOS, P.S.F.; SEGUNDO, N.P.N.; RIBEIRO, M.; NAVARRO, M.; CRUSOÉ-REBELLO, I. **Avaliação de Doses Referenciais Obtidas com Exames de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico Adquiridos com Diferentes Tamanhos de Voxel.** Dental Press Journal of Orthodontics, p.42-47, 2010.

TSIKLAKIS, K.; DONTA, C.; GAVALA, S.; KARAYIANNI, K.; KAMENOPOULO, V.; HOURDAKIS, C.J. **Dose Reduction in Maxillofacial Imaging Using Low Dose Cone Beam CT.** European Journal of Radiology, p.413-417, 2005.

VARIAN MEDICAL. Disponível em: <http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/>. Acesso em: jun. 2011.

VASSILEVA, J.; STOYANOV, D. **Quality Control and Patient Dosimetry in Dental Cone Beam CT.** Radiation Protection Dosimetry, v.139, p.310-312, 2010.

ANEXO 1

KERMA E DOSE ABSORVIDA NA INTERFACE

Várias aplicações de quantidades específicas têm sido encontradas no passado para medidas em radiologia diagnóstica. Porém, houve ambigüidade em nomes de quantidades e seu uso (as vezes incorreto).

Um problema particular tem sido o uso de “dose absorvida” em situações onde esta quantidade é inapropriada, e não pode ser facilmente medida por causa da falta de equilíbrio eletrônico. A Figura 18 mostra a variação do kerma ar, kerma polimetilmetacrilato (PMMA) e a dose absorvida no ar, junto a interface PMMA-ar, para três qualidades de radiação diagnóstica. Nesta figura, um feixe paralelo estendido se propaga da esquerda para a direita. Por uma questão de simplicidade é assumido que a diferença (relativamente pequena) em poder de freamento do ar e PMMA são desconsideradas. Neste modelo ambos o kerma ar e o kerma PMMA são independentes das distâncias da interface. A dose absorvida no ar é uma quantidade significativa, fisicamente, somente no ar. Começando a interface, a dose absorvida no ar mostra um gradual *buildup*. A largura desta região de *buildup* é determinada por um alcance prático no ar, dos elétrons mais energéticos emergindo das interações dos fótons. Se, no lugar do PMMA outro material com um maior número atômico efetivo maior do que o ar tiver sido escolhido, a dose absorvida no ar seria decrescente com o aumento da distância da interface. Uma determinação da dose absorvida na região transitiva representa um desafio experimental, independente do tipo de material adjacente, mesmo se o mais sofisticado equipamento for disponível (IAEA, 2007).

O complicado processo experimental da determinação da dose absorvida contrasta com o pequeno valor desta informação. Devido a natureza indeterminada da dose absorvida (na vizinhança de interfaces), não é possível converte-la para uma dada exposição radiográfica. Por exemplo, uma dose no órgão por meio de apenas um único fator de conversão como é rotineiramente feito quando se começa a partir de uma medição do kerma no ar. Na apreciação da natureza complexa da dose absorvida no ar, os laboratórios primários de dosimetria ao redor do mundo têm desenvolvido, e mantido, um padrão primário para a quantidade kerma ar e calibrações de dosímetros para uso em radiologia diagnóstica (IAEA, 2007).

Para dosimetrias em TC, ambas as medidas no ar ou simulador tem sido expressas em termos de um “índice de dose em TC”. Esta terminologia, porém, é enganadora. Para medidas no simulador usando uma câmara de ionização calibrada pra kerma ar, a quantidade medida é o kerma ar. A dose absorvida em uma cavidade de ar dentro do fantoma surge de uma situação sem equilíbrio eletrônico, e é difícil medir e de pouco interesse. Por estas razões o termo “índice de dose em TC” é usado para ambas as medidas livres no ar ou no fantoma. Todas as quantidades usadas relacionadas ao kerma ar no TC, correspondem diretamente com aquelas referidas previamente como quantidades relacionadas ao índice de dose no TC. Nenhuma mudança nos métodos de medida é necessária (IAEA, 2007).

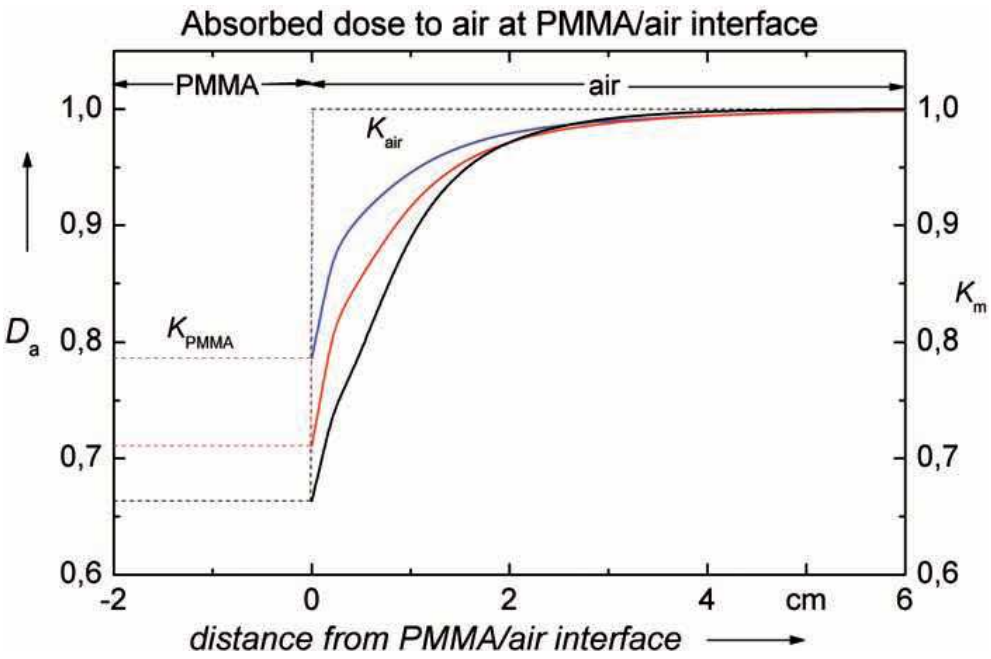

Figura 18 – Ilustação da dose absorvida no ar (ordena da esquerda, linhas sólidas) e kerma para ar e PMMA (ordenanda direita, linhas pontilhadas) na vizinhança da interface PMMA-ar. Todas as quantidades normalizadas para kerma ar igual 1. Curvas preto, vermelho e azul referem-se a qualidade das radiações; 70 kVcom HVL de 2,5 mmAl, 100 kV com HVL de 3,97 mmAl e 150 kV com HVL de 6,57 mmAl
Fonte: Adaptado de IAEA TRS 457 (2007)