

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO**

JÉSSICA LIMA MOTHE

**QUANTIFICAÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM ÓRGÃOS CRÍTICOS  
EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA CONE BEAM  
DA FACE.**

Rio de Janeiro - RJ

2018

JÉSSICA LIMA MOTHÉ

**QUANTIFICAÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM ÓRGÃOS CRÍTICOS  
EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA CONE BEAM  
DA FACE.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado  
como parte dos requisitos para obtenção do  
grau de Bacharel em Física Médica na  
Universidade Federal do Rio de Janeiro. Área  
de concentração: Física Médica

**Orientador: Prof. Dr. Marcelo Daniel Brito Faria**

Rio de Janeiro  
2018

JÉSSICA LIMA MOTHE

**QUANTIFICAÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM ÓRGÃOS CRÍTICOS  
EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA CONE BEAM  
DA FACE.**

Relatório final, apresentado a Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte das exigências para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Rio de Janeiro, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2018.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Marcelo Daniel Brito Faria  
Faculdade de Odontologia – UFRJ

---

Prof. Dra. Lucía Canevaro  
Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD

---

Prof. Dra. Simone Coutinho Cardoso  
Instituto de Física - UFRJ

## **DEDICATÓRIA**

Este trabalho é dedicado à minha mãe Shirley, que sempre me mostrou que o estudo era o melhor caminho a se seguir. Me incentivou e motivou sempre a seguir em frente, apesar de todas as dificuldades encontradas durante o curso, foi ela quem não me deixou desistir.

Dedico este trabalho a todo esforço que ela fez para me criar e me educar da melhor forma possível, e dedico também a todos os pais que independente das dificuldades, dão suporte e apoio aos seus filhos.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço, primeiramente, a Deus, que sempre esteve comigo, me guiando por toda caminhada, sem Ele não teria chegado até aqui.

Agradeço à minha família: aos meus pais Shirley e Otávio, pelo amor e carinho, são meus maiores incentivadores; ao meu irmão Rodrigo, que mesmo de longe sempre me serviu como inspiração para a busca do conhecimento; ao Filipe por toda paciência, carinho e parceria; a minha cunhada Mirela, a minha vó Ana e ao Jorge, que sempre estiveram comigo.

Aos meus professores: Tive a sorte de contar com grandes professores nessa minha caminhada da graduação, e sou extremamente grata por todo conhecimento compartilhado, por toda dedicação e paciência que tiveram comigo, gostaria de agradecer principalmente aos professores Carlos Zarro, Bruno Mota, Ginette Jalbert, Odair Dias Gonçalves e especialmente ao Professor Tiago Arruda que por muitos anos foi mais do que meu orientador, obrigada por todas as conversas, conselhos e inspiração, foi uma honra tê-lo perto de mim durante esses anos.

Aos colaboradores: Cláudio Domingues, Lucía Canevaro, Marcus Vallim e toda equipe da Policlínica Piquet Carneiro por disponibilizarem seu tempo e equipamentos para essa pesquisa. E especialmente ao meu orientador Marcelo Faria pela confiança e parceria.

Aos meus amigos: A todos os meus amigos e colegas de curso que sempre me ajudaram e me animaram, os dias difíceis ficavam mais fáceis com vocês por perto. Principalmente aos meus queridos amigos: Caroline, Lucas, Micaela, Mylena e Heitor.

## RESUMO

A frequência de radiografias dentárias é muito alta quando comparada a outras modalidades médicas. Apesar das doses entregues aos pacientes serem baixas na radiologia diagnóstica, a radiação ionizante não é considerada inofensiva, e os riscos às baixas doses são considerados imprevisíveis e necessitam de estudos mais detalhados. Na odontologia, o uso de imagens realizadas através da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) vem crescendo cada dia mais devido a sua alta resolução espacial e menor entrega de dose ao paciente quando comparada com a tomografia computadorizada convencional. Apesar das doses serem baixas, órgãos radiosensíveis da cabeça e do pescoço são expostos à radiação ionizante, entre eles estão as glândulas salivares e a glândula tireoide. A dose está relacionada com os parâmetros técnicos utilizados nos exames, como o kV, mA, tempo de exposição assim como o FOV e região de interesse, alterando esses fatores podemos ter doses maiores ou menores. O objetivo desse trabalho é calcular a dose absorvida nas glândulas salivares e na glândula tireoide para diferentes protocolos, alterando o tamanho do FOV, o tempo de exposição, a corrente do tubo e a região de interesse, a fim de otimizar as doses. Para isso, foram utilizados seis protocolos diferentes, alterando o tamanho do FOV, o tempo de exposição, o voxel e o mA e três regiões de interesse, face total, mandíbula e maxila. Para medir a dose foi feita uma calibração com câmara de ionização e dosímetros termoluminescentes (TLD-100H) introduzidos em um fantomacilíndrico. Após a calibração foi usado um fantoma antropomórfico onde foram introduzidos os TLDs nas regiões das glândulas salivares e glândula tireoide. Os resultados sugerem que para FOV maiores, que não estejam com a região de interesse na direção do feixe de raios-X, a dose na tireoide é maior quando compara com as glândulas salivares. Pode-se observar que protocolos similares, com mesmo FOV e para uma mesma região de interesse, diminuindo apenas o tempo de exposição, a dose diminui para ambas as glândulas. Conclui-se que a dose de radiação em exame de TCFC está relacionada com a escolha adequada dos parâmetros técnicos utilizados. Para crianças que apresentam necessidades especiais os cuidados com a radiação devem ser ainda maiores devido a necessidade de repetição do exame, estima-se o dobro da dose de radiação em relação aos pacientes sem necessidades especiais.

Palavras-chave: TCFC, odontologia, dose de radiação, glândulas salivares, glândula tireoide.

## **ABSTRACT**

The frequency of dental radiographs is very high when compared to other medical modalities. Although doses given to patients are low in diagnostic radiology, ionizing radiation is not considered harmless, and risks at low doses are considered unpredictable and require more detailed studies. In dentistry, the use of images performed through concomitant beam computed tomography (CBCT) has been increasing every day due to its high spatial resolution and lower dose delivery to the patient when compared to conventional computed tomography. Although the doses are low, radiosensitive organs of the head and neck are exposed to ionizing radiation, among them are the salivary glands and the thyroid gland. The dose is related to the technical parameters used in the examinations, such as kV, mA, exposure time as well as the FOV and region of interest, altering these factors we can have higher or lower doses. The objective of this study is to calculate the dose absorbed in the salivary glands and in the thyroid gland for different protocols, changing the size of the FOV, the exposure time, the tube current and the region of interest, in order to optimize doses. For this, six different protocols were used, altering FOV size, exposure time, voxel and mA and three regions of interest, total face, mandible and maxilla. To measure the dose, a calibration was performed with ionization chamber and thermoluminescent dosimeters (TLD-100H) introduced in a cylindrical phantom. After the calibration, an anthropomorphic phantom was used where the TLDs were introduced into the salivary glands and thyroid gland regions. The results suggest that for larger FOVs, which do not have the region of interest in the direction of the X-ray beam, the dose in the thyroid is larger when compared to the salivary glands. It can be observed that similar protocols, with the same FOV and for the same region of interest, decreasing only the exposure time, the dose decreases for both glands. It is concluded that the radiation dose under examination of TCFC is related to the appropriate choice of the technical parameters used. For children with special needs radiation care should be even greater due to the need for repeat examination, it is estimated that twice the radiation dose in relation to patients with no special needs.

**Key words:** CBCT, dentistry, radiation dose, salivary glands, thyroid gland.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Diagrama representativo de um tubo de Raios -X.....	5
Figura 1 - Efeito Fotoelétrico.....	7
Figura 3 – Esquema representativo da técnica de emissão do feixe cônico.....	10
Figura 4 – Geometria do feixe de raios-X e forma de detecção de imagens de (a) Tomografia computadorizada de feixe cônico (b) tomografia computadorizada convencional.....	15
Figura 5 – Localização da glândula tireoide.....	19
Figura 6 – Localização das glândulas salivares.....	19
Figura 7 – Representação esquemática da formatação dos voxels a partir do volume adquirido.....	22
Figura 8 – Esquema de termoluminescência.....	31
Figura 9 – Diferentes tipos de TLDs.....	31
Figura 10 – Tamanhos de FOVs utilizados, à esquerda FOV 8X8 e a direita FOV 23x17.....	33
Figura 11 – (a) Leitora de TLD (b) CD de posicionamento dos TLDs.....	33
Figura 12 – Fantoma antropomórfico EVA e suas fatias.....	34
Figura 13 – Posicionamento do fantoma EVA para realização do exame de tomografia computadorizada de feixe cônico.....	35
Figura 14 – Posicionamento do fantoma cilíndrico.....	35



## Lista de Gráficos

Gráfico 1 - Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 1.....	40
Gráfico 2 - Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 2.....	41
Gráfico 3 - Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 3.....	41
Gráfico 4 - Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 4.....	42
Gráfico 5 - Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 5.....	42
Gráfico 6 - Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 6.....	43
Gráfico 7 – Comparação entre os protocolos 1 e 4.....	43
Gráfico 8 – Comparação entre os protocolos 5 e 6.....	45
Gráfico 9 - Comparação entre os protocolos 3 e 6.....	45

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Quadro comparativo entre tomografia computadorizada de feixe cônico e tomografia computadorizada convencional.....	13
Tabela 2 – Limites de dose de radiação ionizante anual.....	21
Tabela 3 – Valores do fator de peso de radiação.....	26
Tabela 4 – Valores do fator de ponderação para diferentes tecidos e órgãos.....	27
Tabela 5 - Doses em órgãos de risco para tomografia computadorizada de feixe cônico e tomografia computadorizada convencional.....	29
Tabela 6 – Exames e protocolos realizados.....	36
Tabela 7 – Disposição dos TLDs nas fatias do fantoma EVA.....	37
Tabela 8 – Doses médias e intervalo de confiança de 95% .....	39
Tabela 9 – Doses absorvidas nos órgãos críticos.....	39
Tabela 10 – Doses absorvidas nas glândulas salivares.....	40
Tabela 11 – Doses absorvidas encontradas na literatura.....	46

## LISTA DE ABREVIATURAS

- AAOMR – Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (*American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology*)
- ALARA - Tão baixo quanto razoavelmente exequível (*As Low As Reasonably Achievable*)
- CDTI - Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (*Computed Tomography Dose Index*)
- CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear
- DLP - Produto Dose-comprimento (*Dose-Length Product*)
- FC – Fator de Calibração
- FOV - Campo de Visão (*Field Of View*)
- FS – Fator de Sensibilidade
- IAEA – Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency*)
- IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
- ICRP - Comissão Internacional de Proteção Radiológica  
(*International Commission on Radiological Protection*)
- ICRU - Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação  
(*International Commission on Radiation Units and Measurements*)
- INCA – Instituto Nacional do Câncer
- IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria
- MSCT - Tomógrafo Computadorizado de Múltiplos Cortes (*MultiSlice Computed Tomography*)
- NRCP - Conselho Nacional de Proteção e Medição de Radiação
- NRPB - Conselho Nacional de Proteção Radiológica
- OMS - Organização Mundial de Saúde
- PPCUERJ - Núcleo de Radiologia Odontológica da Policlínica Piquet Carneiro
- ROI – Região de interesse (*Region of Interest*)
- SI – Sistema Internacional
- TC – Tomografia Computadorizada
- TCFC – Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
- TL - Termoluminescência
- TLD - Dosímetro termoluminescente (*Thermoluminescent Dosimeter*)
- UNSCAER - Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica

## Sumário

1	Introdução.....	1
1.1	Objetivos.....	4
1.1.2	Objetivos específicos .....	4
2	Conceitos Básicos e Revisão bibliográfica .....	4
2.1	Funcionamento do Tubo de raios-X.....	4
2.2	Interação da Radiação com a matéria.....	6
2.3	Tomografia Computadorizada .....	8
2.3.1	História e Evolução .....	8
2.4	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico .....	9
2.4.1	História.....	9
2.4.2	Aparelho.....	10
2.4.3	Aquisição e Reconstrução de Imagem.....	11
2.4.4	Aplicação .....	12
2.5	Parâmetros de Qualidade da Imagem.....	15
2.6	Órgãos Radiossensíveis .....	15
2.7	Princípios de Radioproteção .....	20
2.8	Fatores de Exposição e Imagem.....	21
2.9	Dosimetria.....	23
2.9.1	Grandezas Dosimétricas .....	23
2.9.2	Dosimetria na Odontologia .....	27
2.10	Dosímetros Termoluminescente.....	30
3	Materiais e Métodos.....	32
4	Resultados.....	37
5	Discussão .....	45

6 Conclusão .....	48
-------------------	----

## 1 Introdução

O avanço tecnológico na ciência contribui para o desenvolvimento de técnicas de diagnóstico, de planejamento e de tratamento de diversas doenças. No que se refere a avanços nos aparelhos de diagnóstico por imagem o cenário não é diferente.

A frequência de radiografias dentárias é muito alta quando comparada a outras modalidades médicas. Nesse tipo de exame, apesar da dose entregue ao paciente não ser alta em relação aos valores de referência, alguns pacientes são expostos a vários exames em um período de tempo curto. Nesse contexto, vale ressaltar que a radiação ionizante não é considerada inofensiva e os riscos de baixas doses são considerados imprevisíveis e necessitam de um estudo mais detalhado (Wall et al., 2006).

Estudos epidemiológicos não mostraram evidências claras sobre os riscos das baixas doses (Aurengo et al., 2005). Todas as organizações internacionais, como a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*ICRP*), o Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica (*UNSCEAR*), o Conselho Nacional de Proteção Radiológica (*NRPB*) e o Conselho Nacional de Proteção e Medição de Radiação (*NRCP*), concordam que para baixas doses, os efeitos estocásticos (cuja probabilidade de ocorrer é proporcional à dose de radiação recebida e não possui um limiar) são sempre um risco em potencial.

Recentemente, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e a constante evolução dos aparelhos e dos programas de reconstrução e manipulação de imagens, possibilitaram novos recursos para as áreas médica e odontológica no que diz respeito a diagnóstico e planejamento de tratamento.

Para as crianças, o cuidado com a quantidade de exames e com a exposição à radiação ionizante deve ser ainda maior. Os riscos associados à radiação são maiores em crianças, devido a sua radiosensibilidade aumentada em comparação a adultos e à expectativa média de vida superior, pois os efeitos da radiação são cumulativos ao longo da vida e por serem mais novos possuem maior chance de manifestar esses efeitos (Brenner, 2003, 2007).

Um paciente com deficiência, é o indivíduo, seja ele adulto ou criança, que se desvia tanto física, intelectual, social ou emocionalmente daquilo que é considerado normal em relação ao desenvolvimento e crescimento (Mugayar et al, 2000). Esses pacientes necessitam

de cuidados especiais por um tempo indeterminado e seu tratamento odontológico ajuda na eliminação ou ameniza as dificuldades existentes, sejam elas de caráter emocional, social ou intelectual (Guedes-Pinto, 1993).

Com o avanço tecnológico, a ciência vem se reinventando e aprimorando novas técnicas, com o objetivo de tornar mais eficaz o diagnóstico e tratamento das doenças, proporcionando assim um aumento na expectativa de vida para a população em geral, inclusive para pacientes que apresentam alguma deficiência (Weber et al., 2004).

Um estudo divulgado pela OMS (Organização Mundial de Saúde) revela que mais de 1 bilhão de pessoas em todo o mundo apresenta algum tipo de deficiência, representando uma em cada 7 pessoas no mundo. Sendo que, dentre essas pessoas que apresentam algum tipo de deficiência, uma em cada cinco tem a vida dificultada por falta de condições e 50% dessas pessoas não recebem atendimento odontológico. (*World Health Organization.*, 2011)

No Brasil, fontes do IBGE (2002) e do Censo Demográfico (2000), mostraram que 14,5% da população brasileira apresentam algum tipo de deficiência, ou seja, cerca de 24,5 milhões de pessoas. Até alguns anos atrás, a atenção à saúde dessa população era restrita a entidades filantrópicas, a assistência odontológica não apresentava base científica e era praticada como uma forma de caridade (Fourniola, A; 1981).

De acordo com o embasamento legal, a Política Nacional da Pessoa com Deficiência, pertencente ao Ministério da Saúde, deve orientar os diversos setores da saúde no atendimento a pessoas com necessidades especiais. Nesses setores de saúde, estão inclusos os tratamentos dentários, como o diagnóstico por imagens radiográficas, exames clínicos e assistência ao tratamento odontológico, acompanhada muitas vezes por anestésias. Este atendimento deverá ser em regime ambulatorial especial ou em regime de internação, quando necessário.

Poucos profissionais da área odontológica possuem treinamento especializado para atender pacientes com deficiências, principalmente quando se trata de crianças (Mugayar, 2000). Essa dificuldade de encontrar equipes e lugares especializados para esse tipo de atendimento também foi percebida pelos pais desses pacientes (Al Agili et al., 2004), nesse estudo realizado em 2004 os autores concluíram que um terço dos indivíduos encontram dificuldades em receber o atendimento odontológico necessário.

No Rio de Janeiro existem poucos serviços, sejam eles públicos ou privados, que oferecem tratamentos adequados a esses pacientes. Mais agravante ainda é que para o serviço de diagnóstico por imagem existe apenas um núcleo de imagem e radiologia odontológica

para pacientes especiais, o Núcleo de Radiologia Odontológica da Policlínica Piquet Carneiro (PPCUERJ), que é um serviço de imagem público especializado neste perfil de pacientes.

Com o passar dos anos e com técnicas cada vez mais avançadas, a quantidade de exames utilizando tomografia computadorizada cone beam vem aumentando significativamente no ramo odontológico. Em 2015 a *American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (AAOMR)* publicou uma declaração de posição com o objetivo de resumir os benefícios potenciais e os riscos do uso de tomografia computadorizada cone beam no diagnóstico, tratamento e avaliação dos resultados em Ortodontia e assim proporcionar um guia prático aos clínicos.

Através de estudos, concluiu-se que o uso da TC (tomografia computadorizada) deve ser justificado individualmente baseado na apresentação clínica, e que vários aspectos de avaliação de risco, protocolos de otimização e doses de radiação devem ser considerados. Cada vez mais há evidências de que o uso de TCFC está crescendo e tendo seu uso comprovado como a primeira indicação em diversas situações clínicas. A dose de radiação na TCFC varia de acordo com as especificações técnicas selecionadas na hora do exame e também com o modelo e marca do aparelho (Lee et al., 2016).

Apesar das doses serem baixas, órgãos radiosensíveis da cabeça e pescoço são expostos aos efeitos da radiação ionizante, principalmente quando se trata de crianças com deficiência, onde se observou na clínica que a maioria dos exames necessitam de repetição, devido a dificuldade do posicionamento e das crianças se manterem imóveis durante as aquisições das imagens. Os principais órgãos expostos são as glândulas salivares, a glândula tireoide e o cristalino (Luo et al., 2016).

Na literatura, alguns estudos apontam uma relação entre o aumento do número de carcinomas de tireoide e glândulas salivares com a exposição a radiação na odontologia, assim como algumas doenças, como, hipertireoidismo, hipotireoidismo e necrose de glândulas salivares (Toossi et al., 2012; Bonato et al., 2014). Por essa razão, conhecer o nível de radiação ao qual esses órgãos estão expostos é de suma importância para a escolha adequada dos parâmetros, reduzindo assim os riscos associados a radiação ionizante conservando a qualidade da imagem para fins diagnósticos.



## **1.1 Objetivos**

### **1.1.1 Objetivo geral**

Avaliar as doses absorvidas pelos órgãos críticos de cabeça e pescoço de pacientes submetidos a exames de TCFC utilizando protocolos e tamanhos de campo diferentes.

### **1.1.2 Objetivos específicos**

- Calcular a dose absorvida nos órgãos críticos utilizando dosímetros termoluminescentes e fantoma antropomórfico.
- Comparar resultados encontrados com a literatura.
- Avaliar a repetição de exames de imagens feitas para pacientes crianças com algum tipo de deficiência.

## **2 Conceitos Básicos e Revisão bibliográfica**

### **2.1 Funcionamento do Tubo de raios-X**

Os raios-X são produzidos em um equipamento chamado de tubo de raios-X, que consiste em uma ampola de vidro ou metal, evacuada, que em uma ponta do tubo possui um filamento e na outra extremidade possui um alvo geralmente feito de metal, como o tungstênio ou o molibdênio (Okuno., 2010), conforme a Figura 1.

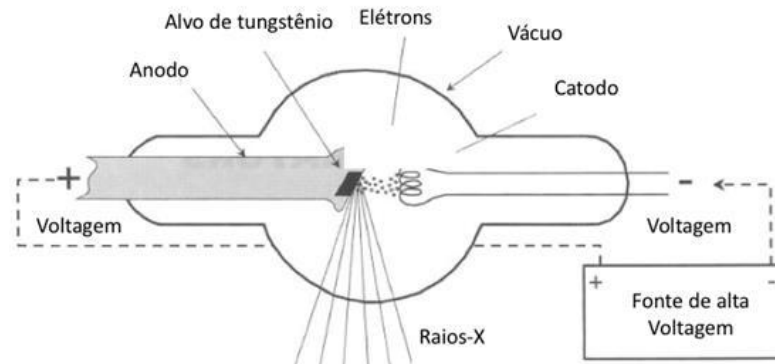


Figura 2: Diagrama de um tubo de raios-X

Em um tubo de raios-X existem dois eletrodos de lados opostos, o catodo e o anodo.

O catodo é o eletrodo negativo do tubo, formado por um pequeno filamento que fica dentro de uma cavidade denominada corpo focalizador. A diferença de potencial provoca a passagem de corrente pelo filamento, o aquecendo e, pelo efeito termiônico, forma-se uma nuvem eletrônica gerada nas camadas mais externas do fio do filamento, que está pronta para ser acelerada em direção do alvo. O corpo focalizador serve para direcionar a corrente de elétrons para uma área definida do anodo, o ponto focal.

O anodo é o polo positivo do tubo, deve ser de um material de boa condutividade térmica, alto ponto de fusão e alto número atômico para otimizar a perda de energia dos elétrons por radiação e a perda de energia por aquecimento. O anodo contém a região do alvo, geralmente de tungstênio, que é um material com maior resistência a altas temperaturas, além de apresentar boa condutividade térmica e alto número atômico, o que contribui para uma melhor qualidade do feixe de raios-X.

Esses elétrons provenientes do catodo que são acelerados até o anodo, atingem o ponto focal do alvo, onde as interações destes elétrons com o material do alvo resultam na produção dos raios-X e em uma grande quantidade de calor. Os tubos de raios-X possuem componentes externos: ampola de vidro ou metal e o cabeçote protetor.

A ampola abriga o tubo de raios-X, posicionada dentro do cabeçote e constituída de um vidro ou metal de alta resistência. Dentro da ampola é feito o vácuo para proporcionar isolamento térmico e perda de energia de elétrons. Possui também uma “janela”, no qual seu material é mais fino, de modo a permitir a emissão de feixe útil de raios-X, que é produzido no anodo a partir da interação com o mínimo de absorção e espalhamento.

Além desse feixe útil, raios-X são emitidos em todas as direções, com igual intensidade, por isso o cabeçote protetor é revestido de chumbo, que minimiza a passagem de radiação de fuga e permite que o feixe de raio X passe somente pela janela. Durante o bombardeamento do alvo, todas as possibilidades de interação dos elétrons com o material podem ocorrer, gerando fótons de diferentes energias.

## 2.2 Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria

Ao interagir com a matéria, raios-X que possuem uma determinada intensidade  $I_0$  podem ser atenuados, espalhados ou absorvidos. A intensidade  $I$  transmitida depende da intensidade inicial  $I_0$ , do coeficiente de atenuação  $\mu$  do material absorvedor e do caminho no material  $x$  percorrido pela radiação, conforme mostra a equação (1).

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

O coeficiente de atenuação de um determinado material depende do número atômico ( $Z$ ), densidade ( $\rho$ ) e da energia da radiação incidente. A atenuação do feixe de fótons pelo material é causada através de cinco tipos de interação: fotodesintegração, efeito fotoelétrico, espalhamento coerente, espalhamento incoerente e produção de pares (Khan and Gibbons, 2014).

Fotodesintegração: Esse tipo de interação entre fótons e núcleos só é relevante para energias do feixe muito altas, maiores que cerca de 10 MeV.

Efeito Fotoelétrico: É o fenômeno no qual o fóton é absorvido pelo átomo e, como consequência, um elétron orbital é ejetado (Thauhata et al., 2014). Neste processo, toda a energia cinética do fóton incidente ( $h\nu$ ) é transferida para o elétron ejetado, que agora é chamado de *fotoelétron*, liberado com energia cinética  $T$  dada pela equação (2).

$$T = h\nu - E_b \quad (2)$$

Onde  $E_b$  é a energia de ligação do elétron. Este tipo de interação pode ocorrer com elétrons da camada K, L, M ou N. Após a ejeção do elétron, é criada uma vacância na camada, deixando o átomo em um estado excitado, esta vacância pode ser preenchida por um elétron

orbital de camada externa com a emissão de um raio-X característico; outra possibilidade é a emissão de elétrons de Auger, que ocorre quando a energia liberada como resultado do preenchimento de vacância por um elétron é cedida para outro elétron em uma camada mais externa, ejetando-o (Khan and Gibbons, 2014; Attix, 1986). A figura 2 é uma representação do efeito fotoelétrico e suas emissões subsequentes.

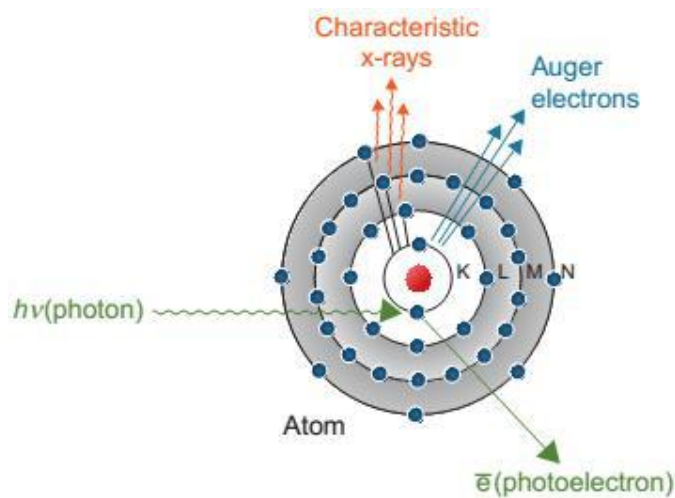


Figura 3: Efeito Fotoelétrico

Espalhamento Coerente: Também conhecido como Rayleigh, nesse processo o fóton é espalhado pela ação do átomo como um todo, por isso o nome coerente. O evento é elástico pois o fóton não perde sua energia e o átomo se move o suficiente apenas para que haja a conservação do momento. O fóton é espalhado em um ângulo pequeno, dependente do número atômico do material espalhador e de sua energia (Attix, 1986).

Espalhamento incoerente: Mais conhecido como efeito Compton, o fóton de energia inicial  $hn$  colide com um elétron das camadas mais externas (considerado livre e estacionário). Após a colisão, o fóton é espalhado em um ângulo  $\phi$  com energia menor que a energia inicial,  $hn'$ , o elétron é espalhado em um ângulo  $\theta$  com energia cinética  $T = hn - hn'$ , que depende do ângulo de espalhamento do fóton, de acordo com a equação (3).

$$T = h\nu - \frac{h\nu}{1 + (h\nu/m_0c^2)(1 - \cos\phi)} \quad (3)$$

Onde  $m_0c^2$  é a energia de repouso do elétron, com valor igual a 511 keV (Attix, 1986).

Produção de Pares: É o efeito que predomina quando a energia do fóton é alta. O fóton incidente é absorvido na interação e toda a sua energia é convertida em massa de repouso e energia cinética de um par de partícula-antipartícula, ambas carregadas, o par elétron-pósitron.

## 2.3 Tomografia Computadorizada

### 2.3.1 História e Evolução

Uma boa imagem de diagnóstico é a chave para um plano de tratamento mais eficaz e preciso. E a invenção da técnica de tomografia computadorizada revolucionou o diagnóstico por imagem, desde sua criação na década de 70 por Godfrey Newbold Hounsfield (HOUNSFIELD, G. N, 1973), se tornou um dos métodos mais populares de diagnóstico por imagem (Brenner et al., 2007). Os primeiros tomógrafos instalados permitiam somente a realização de exames de crânio e demoravam em média 6 minutos para escanear uma fatia e reconstruir a imagem no computador (Brooks, S. L., 1993). Após a verificação da aplicabilidade clínica dessa nova tecnologia houve uma rápida corrida para instalação desses aparelhos.

Em 1974 já haviam sido instalados sessenta tomógrafos para a realização de exames de crânio (Brenner et al., 2007). Em 1975 foi desenvolvido o primeiro tomógrafo capaz de realizar uma varredura de corpo inteiro e não mais apenas imagens do crânio passaram a ser realizadas. Essa nova tecnologia utilizava um método conhecido como “*step-and-shoot*”, que nada mais era do que o deslocamento da mesa para uma região de interesse após a aquisição de uma fatia do objeto, assim uma nova aquisição era feita a cada deslocamento.

Porém, esse método levava a um tempo de exame mais longo e possíveis perdas de informações das estruturas localizadas entre as varreduras (Giraldo et al., 2008). Devido a esse fato, novos métodos foram desenvolvidos.

W. A. Kalender e P. Vock realizaram o primeiro estudo de TC helicoidal em 1989, diferentemente do método “*step-and-shoot*” essa nova técnica permitiu a aquisição de dados com o deslocamento contínuo da mesa, evitando as perdas de informações na aquisição de volume (Mourão, 2007). Em 1998, o primeiro aparelho capaz de realizar mais de um corte por

rotação passou a ser comercializado, e foi denominado Tomógrafo Computadorizado de Múltiplos Cortes (*MSCT – MultiSliceComputedTomography*). A partir daí foram desenvolvidos tomógrafos para aquisições de 16, 32, 64, 128, 256 e até 320 cortes por rotação.

## **2.4 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico**

### **2.4.1 História**

Em 1998 os italianos foram os primeiros a relatarem esse novo aparelho de tomografia para imagens odontológicas baseado na técnica de um feixe cônico, nomeado como NewTom-9000 (Mozzo et al., 1998). Eles relataram uma alta acurácia e uma dose reduzida em 1/6 em comparação a tomografia tradicional. Mais tarde um outro grupo composto por professores japoneses e finlandeses apresentou um novo equipamento similar ao desenvolvido pelos italianos em relação a tecnologia e recursos, porém, esse aparelho consistia basicamente do aparelho convencional de raios-X panorâmico, mas no lugar do filme radiográfico foi substituído por um intensificador de imagem (detector) (Arai et al., 1999).

Na odontologia, utiliza-se mais frequentemente a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico, um tomógrafo relativamente menor e de menor custo, indicado especialmente para a região dentomaxilofacial.

Estudos relataram que a dose de radiação absorvida pela pele é a mesma que de um exame de radiografia panorâmica convencional, porém várias vezes menor se comparada a de uma tomografia helicoidal para a mesma região dos maxilares. A TCFC possui uma aquisição de imagem mais simples quando comparada à convencional (Danforth., 2003). A Figura 3 mostra o esquema da técnica de feixe cônico.

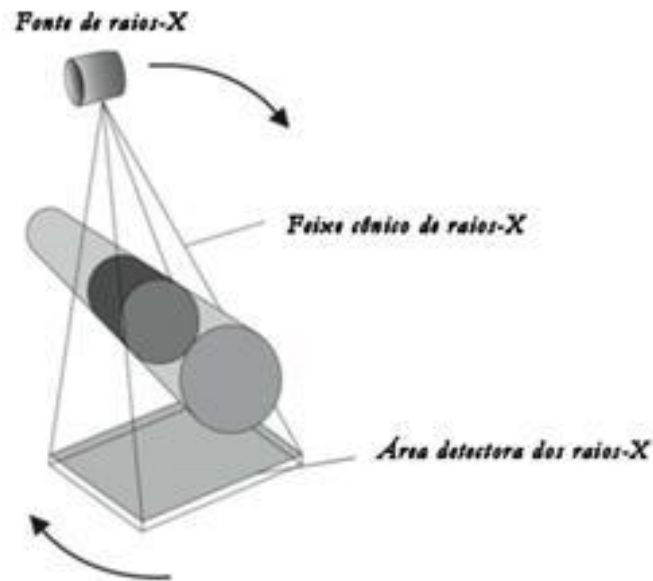


Figura 4: Esquema representativo da técnica de feixe cônico

#### 2.4.2 Aparelho

O aparelho de TCFC é compacto e assemelha-se ao aparelho de radiografia panorâmica. Geralmente o exame é realizado com o paciente sentado, o que facilita o melhor posicionamento para reprodutibilidade do exame. O aparelho apresenta dois componentes principais que estão posicionados em lados opostos da cabeça do paciente, de um lado a fonte (ou tubo de raios-X) que emite um feixe em forma de cone, por isso o nome TCFC, e do outro lado está posicionado o detector de raios-X.

O conjunto tubo-detector (*gantry*) faz uma única rotação de acordo com o fabricante, podendo ser de 180°, 210° ou 360° (Batista et al, 2013a) em torno da cabeça do paciente e a cada grau de giro (geralmente 1 grau) é adquirido uma imagem base da cabeça. Durante a rotação são adquiridas múltiplas projeções bidimensionais em diferentes ângulos do campo de visão (FOV – *Field ofView*). Como a TCFC combina o FOV inteiro, apenas uma única rotação do *gantry* é necessária para adquirir dados suficientes para a reconstrução da imagem (Scarfe et al., 2008)

A imagem de tomografia computadorizada de feixe cônico consegue distinguir esmalte, dentina, cavidade pulpar e cortical alveolar (Hashimoto et al, 2003) e também foi observado que os artefatos produzidos por restaurações metálicas não são tão significativos

quanto na tomografia computadorizada tradicional. (Holberg et al., 2005). Por essa e outras razões que o uso de TCFC vem aumentando na área odontológica e possui várias aplicações.

### 2.4.3 Aquisição e Reconstrução de Imagem

As projeções adquiridas são enviadas ao computador para serem reconstruídas, nelas contém todas as informações necessárias para compor a matriz da imagem em três dimensões. A matriz 3D construída a partir do processo de reconstrução pode ser vista como uma série de imagens em corte transversal 2D- vistas axiais, sagitais e coronais.

Através de algoritmos pertencentes ao software de reconstrução, as informações projetadas fornecem os dados volumétricos que os elementos de imagem são compostos, em forma de cubo, os chamados voxels (*volume elements*). Por essa característica que as reconstruções dos dados fornecidos pelo TCFC são em volume e não em fatia, o que fornece uma informação tridimensional e não bidimensional (Scarfe et al., 2012).

Outro fator que deve ser considerado é o fato do voxel ser isotrópico, ou seja, todos os lados possuem a mesma dimensão. Essa isotropia reflete diretamente na melhora da resolução espacial, pois torna as medidas geometricamente mais precisas em qualquer plano de corte(Pauwels et al., 2015a).

O sistema de emissão do feixe de raios-X (ou tubo de raios-X) é similar a outros tipos de aparelhos de diagnóstico, como a radiografia convencional (2D) e a tomografia convencional(helicoidal), as principais diferenças entres esses outros métodos e a TCFC estão no tamanho da janela de saída do feixe, no intervalo de fatores de exposição, nos filtros do feixe e no modo de exposição, que pode ser pulsado ou contínuo.O tempo de varredura de um exame, é o tempo entre a primeira e a última projeção e o tempo de exposição é o tempo total que a exposição é feita. Tubos de raios-X que permitem a exposição em modo pulsado, evitam que haja exposição durante o intervalo de uma projeção e outra, já os tubos que usam o modo contínuo têm o feixe de raios-X continuamente durante todo o exame, inclusive entre as exposições fazendo com que o tempo de varredura e o tempo de exposição sejam os mesmos.

Os detectores precisam de um determinado intervalo de tempo para a captura das projeções, no caso do modo contínuo, o detector não tem esse intervalo de tempo e o feixe não contribui para a formação da imagem, fazendo com que a dose de radiação na qual o paciente foi submetido seja mais elevada(Pauwels et al., 2015a). O feixe de raios-X é



colimado com blocos de uma liga de chumbo para que esse feixe não ultrapasse o volume de interesse, delimitando a área do paciente que deseja ser irradiada. O tempo de exame pode durar de 10 a 70 segundos (um giro completo do *gantry*), porém o tempo de exposição efetivo aos raios-X é bem menor, de 3 a 6 segundos (Scarfe et al, 2006).

A maioria dos sistemas permitem fazer alterações nos protocolos, como variar os tamanhos do campo de visão (FOV). Em relação aos parâmetros que afetam diretamente a dose de radiação, geralmente a tensão do tubo (kVp) é fixa e pode-se variar a corrente do tubo (mA) e o tempo de exposição, dependendo da qualidade da imagem desejada e do tamanho do paciente e região. Filtros também podem ser utilizados, durante ou após a reconstrução, para suavizar a imagem (Pauwels et al., 2015).

#### **2.4.4 Aplicação**

Por muito tempo, as informações para um diagnóstico das regiões pertencentes ao complexo maxilofacial eram feitas exclusivamente por análise clínica ou imagens bidimensionais (2D), como radiografias e imagens panorâmicas (Bornstein et al., 2014). Atualmente, com o surgimento da TCFC, houve uma melhora significativa no diagnóstico e planejamento de tratamento, tendo um amplo uso nos procedimentos clínicos, como na cirurgia oral, maxilofacial, implantodontia, ortodontia, endodontia e periodontia (Scarfe et al, 2006; Miracle et al., 2009b; Janner et al., 2011).

Imagens de TCFC são importantes para o pré-operatório, pois mostram claramente as lesões ósseas na maxila e mandíbula, e as informações das lesões juntamente com as estruturas anatômicas adjacentes a essas lesões auxiliando no planejamento cirúrgico (Nakagawa et al., 2002). Em uma revisão da literatura, foi visto que 41% dos artigos científicos relacionados a aplicação clínica da TCFC abordavam o uso na cirurgia maxilofacial (De Vos W et al., 2009)

No caso da inserção de implantes, por exemplo, as imagens volumétricas adquiridas através da TCFC são muito importantes por conta da visualização do detalhamento da anatomia assim como outras informações que vão ajudar na segurança cirúrgica e no posicionamento correto do implante (Dreiseidler et al., 2009). Na ortodontia, a TCFC ajudou no planejamento do tratamento em casos específicos, e facilitou a avaliação das maloclusões dentárias e esqueléticas (Kapila et al., 2011).

Com o tempo, a tomografia computadorizada de feixe cônico vem recebendo novas indicações, como por exemplo, diagnóstico de cáries proximais em dentes posteriores obtido através de TCFC (King et al., 2006). Devido essas inúmeras aplicações e possibilidades, a TCFC tornou-se um dos métodos diagnósticos por imagem mais utilizados na odontologia.

Entretanto, é importante entender seus princípios técnicos, respeitando os princípios de proteção radiológica, tendo seu uso justificado e otimizado para obter uma imagem com qualidade diagnóstica boa submetendo o paciente ao mínimo de dose de radiação possível. A Tabela 1 mostra um quadro comparativo entre a TCFC e a TC convencional (Garib et al., 2007).

*Tabela 1: Quadro comparativo entre TCFC e TC convencional.*

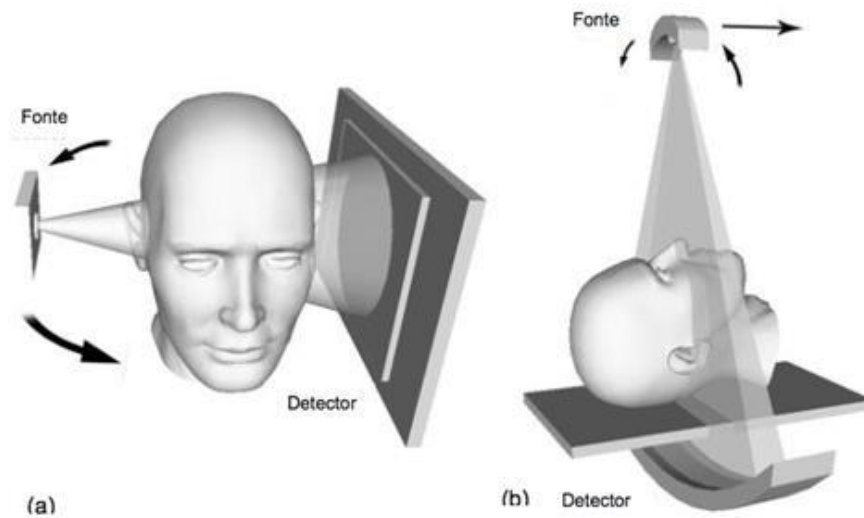
<b>TCFC</b>	<b>TC Convencional</b>
Aparelho mais compacto e mais barato, exame apenas da região de cabeça e pescoço	Aparelho grande e mais caro, exame do corpo todo
Uma volta do feixe de raios-X em torno do paciente e exposição à radiação entre 3-6 segundos	Diversas voltas do feixe de raios-X em torno do paciente e exposição à radiação ininterrupta
Dose 15 vezes menor que TC convencional	Dose mais alta
Menos artefato produzido na presença de metais	Mais artefato na presença de materiais metálicos
Baixo contraste entre tecido duro e mole, Boa acurácia	Ótimo contraste, validação das avaliações quantitativas e qualitativas
Reconstruções multiplanares e em 3D, além de reconstruções de radiografias bidimensionais convencionais	Reconstruções multiplanares e em 3D

Os artefatos produzidos na TCFC devido a presença de corpos muito densos, como os metais, formam imagens que dificultam na análise do diagnóstico. Esses artefatos são chamados de *beam hardening artifact*, ou, artefato do efeito de endurecimento do feixe de raio-X. Os metais têm número atômico alto, portanto atenuam mais os raios-X quando comparados com tecidos moles e duros. O feixe por ser bastante atenuado, os fótons quase não chegam aos detectores o que causa perda de dados e informações.

O efeito mais severo dos metais sobre a imagem é a grande dificuldade de localizar e consequentemente interpretar a área envolvida pelas imagens dos artefatos (Baum et al., 2000, Svendsen et al., 1980). Existem várias técnicas que tentam diminuir ou eliminar a presença de artefatos em TC de regiões que contenham algum elemento metálico, técnicas de reformatação que tentam eliminar os artefatos presentes, aumento da dose de radiação para diminuir a atenuação do feixe de raios X, técnicas matemáticas mais elaboradas que requerem processamento da imagem e posterior reconstrução com os dados perdidos na projeção por meio da interpolação linear (Link et al., 2000). A redução do campo de visão (field of view – FOV) para evitar o escaneamento de regiões suscetíveis ao endurecimento do feixe (por exemplo, restaurações metálicas e implantes dentários) é aconselhável.

Novos aparelhos de TCFC apresentam detectores de painel, o sensor *Flat Panel* que produz imagens livres de distorções e com menor ruído, não são sensíveis a campos magnéticos e não precisam de calibração frequente. Atualmente os sensores flat panel possuem 12 a 16 bits. Quanto maior a quantidade de bits, maior a quantidade de tons de cinza (De Vos W et al., 2009).

A geometria do feixe e a forma de detecção de imagens da TCFC e da TC convencional estão ilustradas na Figura 4.



*Figura 5: Emissão e detecção dos feixes na (a) TCFC (b) TC convencional*

Na tomografia convencional a fonte de raios-X emite um feixe estreito (colimado) em forma de leque, direcionado a um anel com diversos detectores. Na TCFC o feixe é emitido em formato cônico, e acaba poupando órgãos próximos as regiões de interesse. Devido seu formato cônico o feixe ao atravessar o material atenuador (paciente) chega no sensor com uma grande quantidade de radiação espalhada o que aumenta a probabilidade de ocorrer o efeito Compton, afetando a qualidade da imagem, diminuindo o contraste. Uma maneira de se reduzir a radiação espalhada e aumentar o contraste, é diminuir o tamanho de campo com colimadores de feixe de raios X, cones ou outros dispositivos limitadores de campo (Carrafiello G, et al., 2010)

## **2.5 Parâmetros de qualidade da imagem**

A qualidade da imagem em TC é descrita por alguns parâmetros fundamentais, como: contraste, resolução espacial de alto contraste, resolução de baixo contraste, ruído e artefato. A qualidade da imagem depende também dos parâmetros técnicos utilizadas na máquina na realização do exame (Seeram et al., 2008).

## Contraste

Contraste da imagem pode ser definido, basicamente, como a diferença de tons de cinza entre duas regiões de uma mesma imagem. Aplicado esse entendimento a imagens radiográficas, podemos dizer que o contraste é a diferença de brilho entre dois pontos vizinhos.

Para conhecermos o contraste de uma imagem é necessário olharmos a região de interesse e a região a sua volta e comparar a densidade ótica de ambas. As diferenças entre tons de cinza são utilizadas como informação na imagem médica e servem, principalmente, para distinguir tecidos ou materiais biológicos (Seeram et al., 1997).

## Resolução Espacial de Alto Contraste

A resolução espacial é a capacidade que o sistema tem em distinguir objetos muito próximos de alto contraste separadamente, sendo dois objetos distintos. Pode ser definida como a menor distância entre dois objetos pequenos que conseguem ser visualizados na imagem (ICRU 54, 1996).

Na TC, a resolução espacial serve para descrever os níveis de borrosidade do sistema, definida como a capacidade de um equipamento produzir imagens de diferentes estruturas de diferentes densidades, separadas por pequenas distâncias em um meio uniforme.

Muitos fatores podem afetar a resolução de alto contraste, dentre eles estão a geometria do equipamento, o voxel e o tamanho do ponto focal e do detector (Siegel et al., 2004). Ao contrário da TC convencional, onde o tamanho do voxel é determinado pela colimação do feixe de raios X antes e depois do paciente e pelo avanço da mesa no gantry, resultando em voxels anisotrópicos ( $\text{altura} = \text{largura} < \text{profundidade}$ ), na CBCT o tamanho do voxel é determinado pelo tamanho de cada pixel no receptor de imagem, gerando voxels isotrópicos ( $\text{altura} = \text{largura} = \text{profundidade}$ ), que resultam em imagens com nitidez superior.

### Resolução de Baixo Contraste

Uma das vantagens da TC sobre a radiologia convencional é a habilidade de observar objetos de baixo contraste cujas densidades sejam muito próximas da densidade de fundo. A tomografia pode diferenciar objetos com diferenças de densidades entre 0,25 a 0,5% (Hsiesh et al., 2003).

A resolução de baixo contraste é fortemente afetada pelo ruído (Hiles et al., 2001). Isto significa que um aumento na dose de radiação, ou seja, um aumento na quantidade de fótons (corrente do tubo) que chegam até os detectores, ocasionará uma melhora deste parâmetro de qualidade da imagem, porem muitas vezes aumentara a dose desnecessariamente.

### Ruído

A presença do ruído nada mais é do que uma variação randômica da densidade de radiação funda, que pode dar à imagem uma aparência granulada ou com textura e ele é limitado pela intensidade do feixe. O ruído tem relação direta com o mAs. O aumento do produto mAs leva ao aumento do número de fótons, produzindo uma imagem mais homogenia, com menos ruído. Por isso, foi dito que o ruído é uma variação randômica (SIEGEL, 2004).

O ruído pode ser descrito como o desvio padrão ( $\sigma$ ) dos níveis de cinza, em uma área definida no centro da imagem, e é calculado pelo software do tomógrafo utilizando a seguinte expressão, como mostra a equação (4):

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(X_i - \bar{X})^2}{n-1}} \quad (4)$$

Um parâmetro mais significativo para a avaliação da qualidade da imagem digital é a razão sinal ruído (RSR), uma vez que é uma grandeza útil para caracterizar o desempenho do detector quanto ao sinal e ao ruído. Pode-se obter a razão sinal-ruído de uma imagem digital colocando uma região de interesse e dividindo-se a média dos valores de pixel dentro desta região (sinal) pela variação deste sinal (ruído), como mostra a equação (5).

$$RSR = \frac{\text{Média dos valores de pixel}}{\text{desvio padrão}} \quad (5)$$

### Artefatos

Artefatos podem degradar a qualidade da imagem, dificultando a percepção dos detalhes o que pode ocasionar erros no diagnóstico. Em geral artefatos são provocados por fatores externos ou por inconsistência nas medidas das projeções, que pode ser resultado de alguns fatores, como: movimentos do paciente, problemas no equipamento, amostra de dados, efeito de volume parcial, metais e pouca quantidade de fótons chegando aos detectores (Hiesh et al., 1998).

## **2.6 Órgãos Radiossensíveis**

Durante a realização de exames de imagens na odontologia, os principais órgãos radiossensíveis que são expostos à radiação ionizante, são as glândulas salivares, a tireoide e o cristalino. Na literatura, estudos apontam uma relação entre o aumento dos casos de carcinomas em algumas dessas regiões com as exposições odontológicas que esses órgãos sofrem (Guerra, 2011; Toossi et al., 2012).

Segundo dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA), o câncer de tireoide é o mais comum na região cabeça/pescoço e cerca de 84% dos casos de câncer de tireoide são em mulheres, sendo o quinto tipo de câncer mais frequente. Mesmo com doses baixas, a radiação pode ser considerada um dos fatores que mais contribuem para o desenvolvimento de câncer de tireoide (INCA 2016). Além da exposição à radiação ionizante estar associada ao risco de câncer, também pode-se relacionar a outras doenças como o hipertireoidismo e o hipotireoidismo. Por ser um efeito estocástico, não possui limiar de dose e os fatores de risco associados não estão definidos (Bonato et al., 2014).

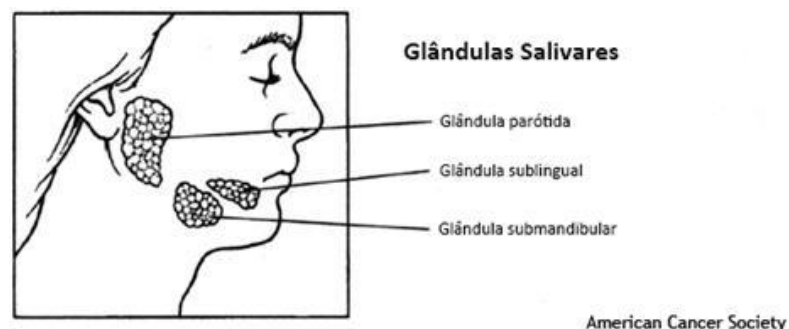
As glândulas tireoides são responsáveis pela produção de hormônios que ajudam a regular o metabolismo e controlar a distribuição de cálcio pelo corpo. E está localizada abaixo da cartilagem tireoide, latero-anteriormente à laringe e superior à clavícula, conforme mostra a Figura 5.



*Figura 6: Localização da glândula tireoide*

As glândulas salivares são responsáveis pela produção de saliva, contêm algumas substâncias que ajudam a evitar infecções na boca e garganta, além de conter enzimas responsáveis pela digestão. As glândulas salivares estão divididas em maiores e menores, as menores são pequenas glândulas espalhadas por toda mucosa oral e as maiores são divididas em 3 grupos, representada na Figura 6:

- Glândulas parótidas - são as maiores glândulas, localizadas em frente as orelhas, na parte lateral da face, abaixo e adiante do pavilhão da orelha e posteriormente ao músculo masseter;
- Glândula sublingual - localizada na parte inferior da língua, anterior a submandibular;
- Glândula submandibular - localizada no inferior ao assoalho da boca, na metade superior da mandíbula, dividindo-se na região do frêmul. (Afzelius et al., 2016; American Cancer Society, 2016a).



*Figura 7: Localização das Glândulas Salivares*

Cerca de 70% dos tumores originados nessas glândulas estão presentes nas parótidas, porém a maioria desses tumores trata-se de tumores benignos. Em relação às glândulas salivares, além do risco de câncer, a exposição a radiação ionizante pode causar necrose



celular, modificando a função de secreção salivar (Ardenghiet al., 2003). Levando em conta esses riscos, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), publicou o documento 103, que incluiu o fator de peso de 0,01 para as glândulas salivares, que antes era desconsiderado para cálculos dosimétricos e diminuiu o fator de peso da tireoide para o cálculo da dose efetiva. (ICRP, 2007)

## **2.7 Princípios de Radioproteção**

As normas além de apresentarem limites de dose, estabelecem também o princípio fundamental conhecido como ALARA (“*As Low As Reasonably Achievable*”), tão baixo quanto razoavelmente exequível, que tem como objetivo minimizar as doses em qualquer indivíduo.

No Brasil, as diretrizes básicas referentes a proteção radiológica, são apresentadas na norma da CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear) NE-3.01 (Diretrizes Básica de Radioproteção). Os princípios de proteção servem para garantir que o uso da radiação ionizante seja para o benefício da sociedade, considerando a proteção do público, trabalhadores, pacientes e do meio ambiente. Esses princípios fazem parte de documentos internacionais e são eles: Justificativa, Otimização e Limitação de Dose.

### **Princípio da Justificativa**

Toda prática que utilize radiação ionizante deve produzir benefícios para os indivíduos expostos ou para a sociedade, e esses benefícios devem ser maiores do que o detrimento correspondente. Quanto às exposições médicas, todo exame radiológico, seja para diagnóstico ou terapia, deve ser justificado individualmente e deve trazer benefício ao paciente, levando em conta riscos e benefícios de técnicas alternativas que não envolvam exposição à radiação ionizante. É proibido o uso de radiação que não possa ser justificada, incluindo objetivo de demonstração, treinamento ou outros fins que contrariem o princípio da justificativa. (NE 3.01)

### Princípio da Otimização

Toda exposição deve manter o nível de radiação o mais baixo possível. A proteção radiológica é otimizada quando as exposições entregam a menor dose possível sem que isso afete a qualidade da imagem desejada.

### Princípio da Limitação de Dose

As doses de radiação não devem ser superiores aos limites estabelecidos na norma, esse princípio aplica-se para trabalhadores e para o público em geral. Entretanto, não existe limite de dose para pacientes, pois se considera que os possíveis danos causados pela radiação ionizante não sejam maiores que os benefícios provenientes dela. Os limites de dose anuais estão representados na Tabela 2.

*Tabela 2: Limites de dose anual*

	Dose Efetiva/ano	Dose Equivalente/ano
Corpo Inteiro	20mSv*	-----
Extremidades	-----	500mSv
Cristalinos	-----	150mSv

\*Sendo 20mSv a média anual em um período de 5 anos, não podendo ultrapassar 50mSv em nenhum ano.

## 2.8 Fatores de Exposição e Imagem

Os fatores de exposição estão diretamente relacionados com a produção de raios-X e com a qualidade da imagem. Eles são definidos pelas linhas de orientação europeias como a tensão da ampola de raios-X (kVp), a corrente do tubo de raios-X(mA) e o tempo de exposição (s) (Jessen et al., 2000). A dose de radiação de um exame que utiliza TCFC depende, além da marca do aparelho, das configurações dos parâmetros, kVp, mA, tempo de exposição e volume desejado da imagem (Mozzo et al., 1998; Scarfe et al., 2006; Bueno et al., 2007).

O kVp está relacionado com a qualidade do feixe de raios-X, determina a energia dos fótons (poder de penetração dos fótons no material). A dose é inversamente proporcional ao quadrado da voltagem.

O aumento ou diminuição da tensão podem interferir na qualidade da imagem, o aumento da tensão pode causar uma redução no contraste, aumento da radiação espalhada e

uma dose menor no paciente devido ao aumento da probabilidade de ocorrência do efeito Compton para energias maiores. A corrente do tubo é utilizada em conjunto com o tempo de exposição, conhecido como, mAs (produto corrente pelo tempo), é responsável pela intensidade de fótons no feixe de raios-X produzidos.

O tipo do exame a ser feito, o tamanho do paciente (massa corporal) e a região que deseja ser avaliada, são as que definem a intensidade de corrente que vai ser usada. O aumento do produto mAs, pode significar uma imagem com qualidade melhor, porém uma entrega de dose maior no paciente.

O FOV é o campo de visão que representa a área do paciente que está exposta ao feixe de raios-X. O FOV deve ser escolhido de acordo com a região de interesse ROI (region of interest), pode ser pequeno, médio ou grande. Um FOV menor tem a vantagem de avaliar somente a ROI sem expor o paciente a radiação ionizante em outras áreas que não tenha interesse. Utilizando FOVs menores ou intermediários obtém-se redução da dose em cerca de 40 % (QU et al., 2012).

Imagens tomográficas são tridimensionais, composta por milhões de voxels submilimétricos. O tamanho do voxel é muito importante para a qualidade final da imagem, quanto menor o tamanho do voxel, maior a qualidade da imagem (Accorsi et al., 2011; Cavalcanti, 2010; GARIB et al., 2007). Porém, em muitos equipamentos de TCFC o tamanho do FOV está associado ao tamanho do voxel, e FOVs pequenos associados a voxels pequenos, podem aumentar a dose de radiação ionizante no paciente para manter uma relação sinal-ruído adequada (EUROPEAN COMMISSION, 2004). A Figura 6 mostra a representação esquemática da formação dos voxels a partir do volume adquirido.

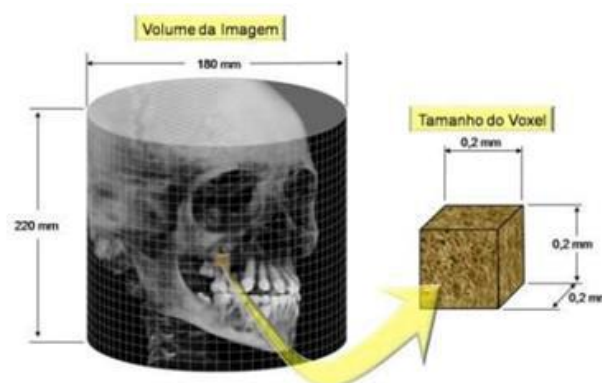


Figura 8: Formação dos voxels a partir do volume adquirido

A qualidade da imagem depende da dose, e os exames devem sempre ser planejados para obter a melhor qualidade de imagem, entregando para isso a menor dose possível, de acordo com o princípio ALARA.

## 2.9 Dosimetria

Sempre que houver uso de radiação ionizante, seja para tratamento ou diagnóstico, são necessários métodos para a mensuração e quantificação da dose absorvida ou taxa de dose resultante da interação da radiação com a matéria, e chama-se isso de dosimetria de radiação. Quando se trata de tomografia computadorizada, o índice de dose (CDTI – *Computed Tomography Dose Index*) e o produto dose-comprimento (DLP – *Dose-Length Product*) são utilizados para descrever a dose de radiação durante o exame.

Porém, para TCFC essas medidas não podem ser usadas e confiáveis como sendo o padrão, devido a geometria do feixe e à radiação espalhada do equipamento. Portanto, na ausência de medidas como o CDTI, as doses na TCFC são geralmente estimadas através de medidas utilizando dosímetros termoluminescentes e fantomas antropomórficos (Miracle et al., 2009). O CDTI e o DLP são indicadores de dose muito utilizados na tomografia convencional que se diferente de dose medida com dosímetros termoluminescentes e fantomas antropomórficos que são doses medidas em órgãos.

Logo, grandezas dosimétricas são aquelas que proporcionam uma medição física que se correlacione com os efeitos reais ou potenciais da radiação. Como a radiação não é perceptível aos sentidos humanos, não tem cheiro, cor e nem gosto, torna-se ainda mais importante e necessário o uso de equipamentos para auxiliar na medição, capazes de detectar e quantificar a radiação (Xavier et al., 2006), o que ajuda a manter os níveis de radiação do ambiente e das pessoas em contato com a radiação, controláveis e dentro dos limites permitidos.

### 2.9.1 Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas podem ser quantitativamente determinadas e são baseadas no número total de ionizações ou na quantidade de energia depositada (Xavier et al., 2006). Existem instituições internacionais criadas para encarregar as definições das grandezas dosimétricas, assim como suas unidades e a relação entre elas, são elas ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) e a ICRU (*International Commission on Radiation*

*Units and Measurements*). A ICRP foi fundada em 1928, com o objetivo de fornecer informações e recomendações a respeito da proteção radiológica (IAEA).

A ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) fundada em 1925 cuida especialmente das grandezas básicas e operacionais, foi criada com o objetivo de propor uma unidade internacional de medida para radiação. A primeira unidade internacional para exposição foi o *roentgen* (R), posteriormente foram criadas outras unidades, algumas não são mais tão usadas nos dias de hoje. Em 1981 a ICRU padronizou as grandezas radiológicas com base no sistema internacional (Bushong, 2010). Essas duas instituições citadas anteriormente, são responsáveis pelas seguintes grandezas e unidades, em geral para proteção radiológica, são elas:

- **Atividade (A)** → A atividade de um material radioativo é a razão entre o valor esperado do número de transições nucleares espontâneas deste estado de energia ( $dN$ ) e o intervalo de tempo ( $dt$ ) (ICRU, 2011) conforme a Equação (6)

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (6)$$

Sua unidade atual mais utilizada é o *becquerel* (Bq) que corresponde a uma transformação por segundo ( $s^{-1}$ ), antigamente era comumente utilizado o *curie* (Ci) e ainda pode ser encontrado assim, sendo  $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ .

- **Exposição (X)** → Definido como o quociente de  $dQ$  por  $dm$ , onde  $dQ$  é a quantidade de carga total de íons produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons no ar em uma determinada massa  $dm$ , são completamente freados no ar. (ICRU, 1980; ATTIX,) conforme a equação (7)

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (7)$$

Essa grandeza só pode ser definida para o ar e para fótons, raios-X e gama. Sua unidade mais utilizada hoje em dia é *coulomb/quilograma* e antigamente usava-se *roentgen*, e estão relacionados por  $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ (C/Kg)}$ .

- **Kerma (K)** → Razão da soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas (nêutrons ou fótons), incidentes em um material de massa  $dm$ . Conforme a equação (8)

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (8)$$

Como o kerma inclui energia recebida pelas partículas carregadas, a energia pode ser dissipada por colisões ou processos radioativos (*Breemstrahlung*).

$$K = K_c + K_r \quad (9)$$

Onde  $K_c$  é a quantidade de energia perdida pelas partículas secundárias por colisão e  $K_r$  é a quantidade de energia perdida pelas partículas secundárias por processos radioativos. Unidade do Kerma é o *gray* ( $Gy$ ) =  $J/Kg$ . (ICRU, 1980; ATTIX).

- **Dose absorvida (D)** → Razão entre a energia absorvida e a massa do volume do material atingido, conforme a Equação (10).

$$D = \frac{d_e}{d_m} \quad (10)$$

Onde  $d_e$  é a energia média depositada pela radiação em um ponto P de interesse em um meio de massa  $d_m$ . A unidade no SI usada atualmente é o *gray*, a unidade antiga de dose absorvida era o *rad* e em relação ao *gray*,  $1 Gy = 100rad$ .

- **Dose equivalente (H)** → Busca representar os riscos quando há distribuição de dose no corpo humano e esses riscos dependem do tipo de radiação, por isso a necessidade de usar o fator de peso de radiação (Tilly Junior, 2010). É o produto da dose absorvida por um fator de peso da radiação ( $W_R$ ), de acordo com a equação (11) (ICRP 26).

$$H = D \cdot W_R \quad (11)$$

Sua unidade no SI é o *sivert* (*Sv*), a unidade antiga denominava-se *rem* (*roentgen equivalente men*) e  $1\text{Sv} = 100 \text{ rem}$ . Os valores do fator de peso de radiação estão demonstrados na Tabela 3.

Tabela 3: Fatores de Peso da radiação ( $W_R$ )

Tipo de energia	Faixa de energia	$W_R$
Fótons	Todas as energias	1
Elétrons e Muons	Todas as energias	1
Nêutrons	<10keV	5
	De (10 a 100) keV	10
	>100 keV a 2MeV	20
	>2MeV a 20MeV	10
	>20MeV	5
Prótons	>2MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados		20

Fonte: adaptada da ICRP 103 (2007)

- **Dose efetiva (E)** → Os órgãos e tecidos do corpo humano apresentam diferentes sensibilidades à radiação, dito isso, viu-se a necessidade de um fator de ponderação que levasse em conta a radiosensibilidade do tecido ou órgão, foi chamado de fator  $W_T$ . A dose efetiva é a soma ponderada da dose equivalente multiplicado pelo fator de ponderação de tecido ou órgão, conforme a equação (12) (ICRP, 2012).

$$E = \sum H \cdot W_T \quad (12)$$

Igual à dose equivalente, sua unidade é o *Sivert* (*Sv*). Houve uma mudança no fator de ponderação entre as publicações do ICRP 60 em novembro de 1990 e ICRP 103 no ano de

2007 em alguns órgãos que antes não eram incluídos e passaram a ser ou alteração no valor para diferentes tecidos e órgãos. O fator de ponderação está apresentado na Tabela 4.

Tabela 4: Fatores de ponderação para órgãos e tecidos ( $W_T$ )

Órgão	$W_T(\text{ICRP } 60)$	$W_T(\text{ICRP } 103)$
Medula Óssea, Pulmão, Estômago	0,12	0,12
Gônadas	0,25	0,08
Mama	0,15	0,12
<b>Tireoide</b> , Esôfago, Fígado e Bexiga	0,05	<b>0,04</b>
Pele	0,01	0,01
Superfície Óssea	0,03	0,01
<b>Glândulas</b> <b>Salivares e</b> Cérebro	-----	<b>0,01</b>
Cólon	-----	0,12
Restante do Corpo	0,05	0,12

Fonte: adaptado da ICRP 60(1990) e ICRP 103(2007)

### 2.9.2 Dosimetria Pediátrica

Embora seja conhecido que as crianças apresentam maior risco em comparação aos adultos de sofrerem com os efeitos da radiação ionizante, grande parte do levantamento dosimétrico era realizado concentrando-se principalmente em pacientes adultos. Uma atenção especial deve ser dada aos pacientes pediátricos, por esses serem mais radiosensíveis e apresentarem maiores riscos de efeitos recorrentes a radiação ionizante (Seeram, 2001). Existem algumas razões para as crianças apresentarem mais radiosensibilidade à radiação, são eles:

- I. Os seus tecidos ainda estão em fase de desenvolvimento celular, o que torna as células mais suscetíveis aos efeitos nocivos da radiação ionizante e seu efeito é maior nas células menos diferenciadas;



- II. O esqueleto humano das crianças apresenta uma maior fração de medula óssea vermelha, que é um tecido de alta radiosensibilidade, que aumenta o risco de leucemia induzida (Cook et al., 2006);
- III. Pacientes pediátricos apresentam uma expectativa de vida maior em comparação aos adultos, o que aumenta a chance de efeitos estocásticos, como o surgimento de câncer;
- IV. Diferenças funcionais como o batimento cardíaco mais acelerado, respiração rápida, e menor tamanho corporal, aumentam as chances de regiões que não são de interesse entrarem no campo de radiação das regiões de interesse;
- V. O difícil posicionamento e colaboração das crianças durante o exame, aumentam o número de repetição de exames, o que aumenta a dose recebida.

Devido a esses fatores, estudos mostram resultados de levantamento dosimétrico, com o objetivo de aperfeiçoar o processo e reduzir a exposição do paciente pediátrico (Mohamadain et al., 2004). Uma das maiores dificuldades de levantamento dosimétrico, é a grande variação dos pacientes em relação a diversos tamanhos e dimensões. A Comissão Europeia apresenta uma divisão de faixa etária:  $0 \text{ mês} \leq 1 \text{ mês}$ ,  $1 \text{ mês} \leq 1 \text{ ano}$ ,  $1 \text{ ano} \leq 5 \text{ anos}$ ,  $5 \text{ anos} \leq 10 \text{ anos}$  e  $10 \text{ anos} \leq 16 \text{ anos}$  (CE, 1992). Porém, vale ressaltar que para uma mesma faixa etária, encontra-se uma grande variação de espessura e tamanho do paciente pediátrico (Lacerda, 2007).

### **2.9.3 Dosimetria na Odontologia**

O Ministério da Saúde implantou em 1998 a portaria nº 453, diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico (BRASIL, 1998). Para a odontologia essa portaria estabelece normas e procedimentos que devem ser incluídos no trabalho, assim como testes de controle de qualidade dos equipamentos e os níveis de referência de doses, tanto intrabucais quanto extrabucais. Como a TCFC é recente, ainda não está incluída nesse protocolo.

Apesar das doses em odontologia serem consideradas muitas vezes mais baixas em relação à dose de exames médicos, os exames na odontologia têm um número de repetição muito maior e a frequência dos pedidos de exame também são maiores, sendo assim, nenhuma exposição é totalmente livre de risco e é essencial que os exames sejam justificados,

apresentando um benefício na sua realização para o paciente (EUROPEAN GUIDELINES, 2004).

A publicação nº 136 da Comissão Europeia feita no ano de 2004 tem como objetivo fornecer um guia prático para o uso seguro da radiação e proteção radiológica mais específico para dentistas e seus assistentes. Após isso, em 2012 teve uma nova publicação da Comissão Europeia, nº172 que apresentou um guia para o uso seguro da TCFC (EUROPEAN GUIDELINES, 2012). Foram analisados 13 estudos nos quais utilizavam TLDs inseridos em um fantoma antropomórfico e observou-se que a dose efetiva quando utilizavam tamanhos de FOV pequenos ou médios variaram entre 0,011 a 0,674 mSv e para tamanho de FOV maiores, variaram entre 0,03 e 1,073mSv. Os órgãos que contribuíram mais para o cálculo de dose efetiva foram as glândulas salivares (25%), a tireoide (19%) e a medula óssea vermelha (14%).

Em uma busca na literatura, alguns autores compararam doses em TCFC e TC multicortes. Em 2008 foram comparados oito aparelhos de TCFC e um de TC multicortes, utilizando TLDs inseridos em um fantoma antropomórfico e foi visto que nos órgãos mais radiosensíveis como glândulas salivares e tireoide houve uma significativa variação de dose entre os equipamentos (Ludlow et al., 2008), como mostra a Tabela 5.

*Tabela 5: Doses em órgãos de risco na TCFC e TC Multicortes*

	TCFC		TC Multicortes	
	Dose equivalente(mSv)	Dose efetiva(mSv)	Dose equivalente(mSv)	Dose efetiva(mSv)
Glândulas salivares	0,96 a 17,54	0,068 a 1,073	7,7 a 15,3	0,53 a 0,86
Tireoide	0,18 a 10,04		2,35 a 3,70	

As doses encontradas na TCFC correspondem de 3 a 44 radiografias panorâmicas, quando as doses encontradas na TC multicortes correspondem de 22 a 35 radiografias panorâmicas. Em 2009, um estudo avaliando doses entre TCFC e TC multicortes e qualidade

de imagem, utilizando método de medida parecido com o utilizado nesse presente estudo, chegou à conclusão que a TCFC oferece uma qualidade de imagem adequada para exames odontológicos, porém é importante escolher os parâmetros técnicos adequados (tensão do tubo, corrente e tempo de exposição) para a região que se deseja, que ofereçam uma boa relação entre dose a qualidade de imagem (Suomalainen et al., 2009).

## **2.10 Dosímetros Termoluminescentes**

Termoluminescência (TL) é o fenômeno luminescente apresentado por certos materiais cristalinos. Baseia-se na capacidade de absorver radiação que alguns materiais têm e quando são estimulados com calor liberam essa energia em forma de luz.

O objetivo principal da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo. Esse fenômeno pode ser explicado pela chamada “armadilha de elétrons” através do modelo de banda de energia. Esses materiais possuem em geral a banda de valência repleta de elétrons e a de condução, vazia. Entre elas está a banda proibida, que consiste em uma faixa com estados energéticos não permitidos para elétrons. Quando expostos à radiação ionizante, os elétrons saem da banda de valência e passam para a banda de condução, onde conseguem se movimentar e acabam presos nas armadilhas de elétrons.

Quando o material é aquecido os elétrons que estão nas armadilhas ganham energia térmica suficiente para conseguir sair da armadilha e retornar a banda de valência, quando isso acontece há emissão de luz. A Figura 8 mostra o esquema do modelo de bandas de energia.

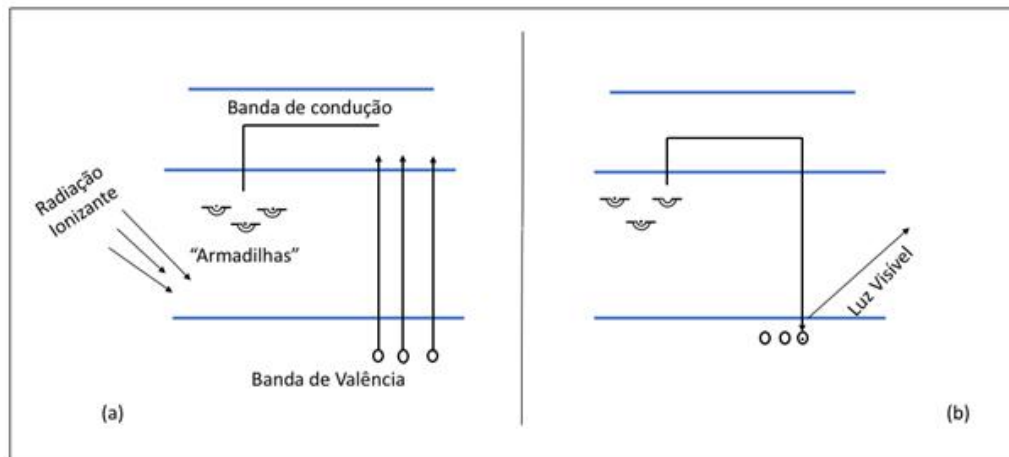


Figura 9: Termoluminescência explicada pelo modelo de bandas de energia, onde em (a) O material é irradiado e o elétron adquire energia para mudar para a banda de condução e (b) Quando aquecido o elétron retorna à banda de valência, emitindo luz.

Após a irradiação é necessário um tratamento ao cristal termoluminescente com uma temperatura maior que a temperatura de leitura para que todos os elétrons e buracos retornem ao seu estado inicial. Os dosímetros termoluminescentes (TLDs) são muito usados para realização de dosimetria in vivo, medidas em proteção radiológica, monitoramento individual e industrial e dosimetria ambiental. Os mais utilizados em aplicações médicas e odontológicas são o fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), conhecido também como TLD-100 ou fluoreto de lítio dopado com magnésio, cobre e fósforo (LiF:Mg,Cu,P), conhecido como TLD-100H, que foi utilizado nesse presente estudo.

Os TLDS-100H apresentam maior sensibilidade à radiação gama, são cerca de 40 vezes mais sensíveis em comparação aos TLDS-100 (Oliveira et al., 2010). Eles podem ter diferentes formatos, disco, chip ou até em pó, e isso permite diferentes aplicações (Hasabelrasoul et al., 2013) como mostra a Figura 9.



Figura 9: Alguns tipos de TLDS

Um sistema de dosimetria é composto pelo conjunto de TLD, um leitor ligado a um computador e um forno. A leitora é composta por um sistema aquecedor, um de detecção de

luz e um tubo fotomultiplicador. Após serem aquecidos, emitem uma luz e essa luz é detectada pelo tubo e uma curva de luminosidade é gerada pelo computador (Guerra, 2011).

Depois de serem lidos, os TLDs devem ser tratados termicamente para que os elétrons e as armadilhas voltem para as condições iniciais e assim ficam prontos para uma nova irradiação e novas leituras. O tempo e a temperatura variam para cada tipo de TLD.

### **3 Materiais e Métodos**

Essa pesquisa, foi realizada no Núcleo de Radiologia Odontológica da Policlínica Piquet Carneiro PPC-UERJ e no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) com o objetivo de avaliar a dose nos órgãos radiosensíveis, que foram expostos diretamente a radiação ionizante durante a realização de exames odontológicos de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizando protocolos distintos.

Para avaliação da dose, foram utilizados dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio (LiF:Mg,Cu,P), TLD-100H, inseridos dentro de um fantoma antropomórfico Alderson feminino, em um equipamento de TCFC (i-CATNext Generation). O equipamento i-CAT Next Generation é um sistema de TCFC fabricado pela Imaging Science International (Hatfield, PA), utilizado com o objetivo de obter imagens do complexo dentomaxilofacial e demais regiões da cabeça/pescoço.

O aparelho possui uma tensão fixa de 120kV (podendo variar entre +/- 5kV), corrente de 3 a 7 mA(+/- 10%) e tempo de aquisição de 8,9 a 26,9 segundos. O tamanho do FOV pode variar de acordo com o tamanho da região que se deseja irradiar e com o tipo de exame que se deseja, que pode ser de (8X8) cm até (23X17) cm, sendo medido como altura X diâmetro, e o tamanho do voxel também pode variar de 0,125 a 0,4mm. Os FOVs utilizados para esse trabalho estão representados na Figura 10.

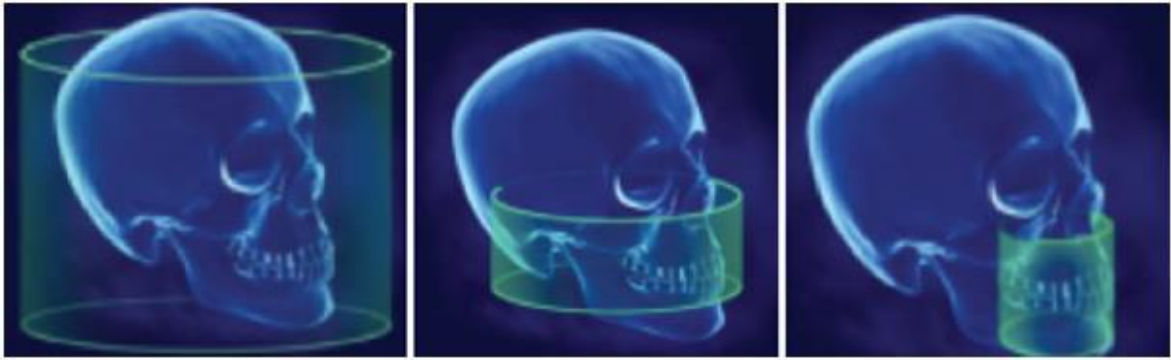


Figura 10: FOVs utilizados. A esquerda FOV de 23X17 cm, no meio FOV de 16X6 cm e a direita FOV 8X8 cm

### Seleção e Leitura dos TLDs

Primeiramente foi selecionado um grupo que continha 120 dosímetros termoluminescentes em formato de disco do tipo (LiF:Mg,Cu,P), conhecidos como TLD-100H. Estes foram submetidos a doses de 0 mGy, 0,1 mGy, 0,2 mGy, 0,5 mGy, 0,75 mGy e 1mGy quando expostos a uma fonte padrão de  $^{137}\text{Cs}$  e foi obtido um fator de sensibilidade para cada TLD.

As leituras de resposta foram obtidas utilizando o equipamento *ThermoScientific™ HARSHAW TLD Modelo 5500 Automatic Reader* localizado no laboratório de monitoração externa do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Os discos foram inseridos em um cd de leitura com capacidade para leitura de 50 TLDs, como mostra a Figura 11. As leituras foram feitas com condições normais do laboratório, temperatura de 22,5°C e umidade de 54%.

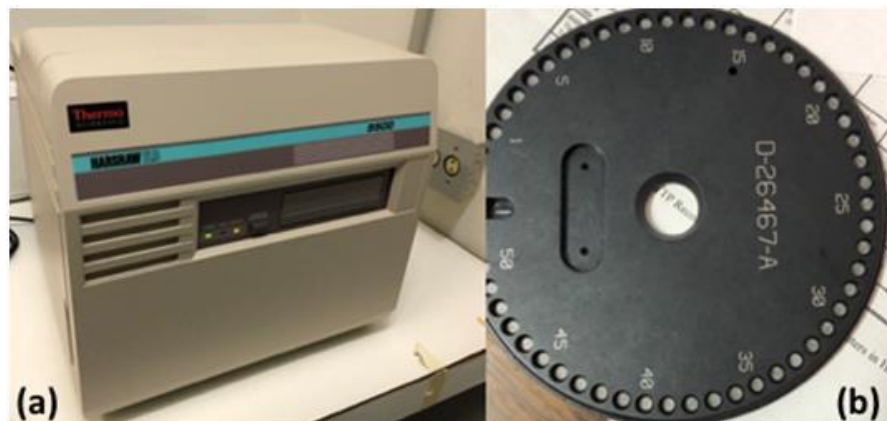


Figura 11: (a) Leitora HARSHAW TLD Modelo 5500 (b) CD para posicionamento dos TLDs

A leitura que os TLDs nos fornecem é a carga em nanocoulomb (nC), para sabermos a dose absorvida, é feita uma calibração. Nesse trabalho, a calibração foi feita através de uma câmara de ionização tipo lápis (3 CT, 10 cc, número de série 05-0091) inserida em um fantoma cilíndrico, que reproduz razoavelmente as propriedades dos tecidos humano e possui coeficiente de atenuação parecido com o da água, entretanto, por seu formato ser cilíndrico, reduz a complexidade da anatomia humana.

Posteriormente foi colocado um *miniholder* no mesmo fantoma cilíndrico(o *miniholder* no formato da câmara de ionização introduzida anteriormente).Esse *miniholder* foi desenvolvido no laboratório do IRD como parte de um outro trabalho, nele foram colocados 30 TLDs na mesma posição da câmara de ionização para realizar o cálculo do fator de calibração que vai ser utilizado no cálculo da dose.

Para o cálculo de FC, após a verificação da dose através da câmara de ionização, foram inseridos 30 TLDS no *miniholdere* foi posicionado como anteriormente a câmara de ionização, o posicionamento do fantoma cilíndrico pode ser visto na Figura 12.

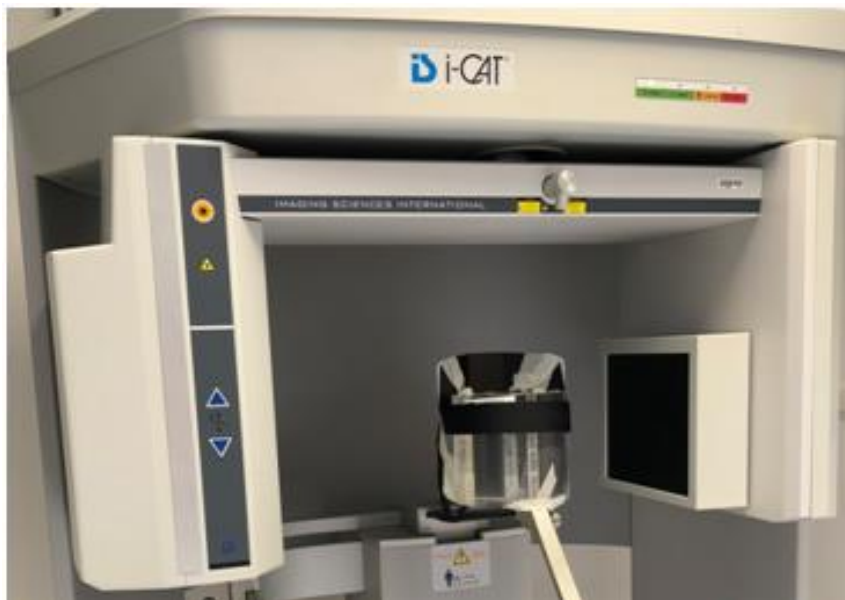


Figura 12: Posicionamento do fantoma cilíndrico

Para o cálculo do fator de calibração, deve-se levar em conta a dose observada no detector, a média dos TLDs inseridos no *miniholder* e a média dos TLDs que ficaram fora da sala de imagem, medindo a radiação de fundo, conforme mostra a equação (13).

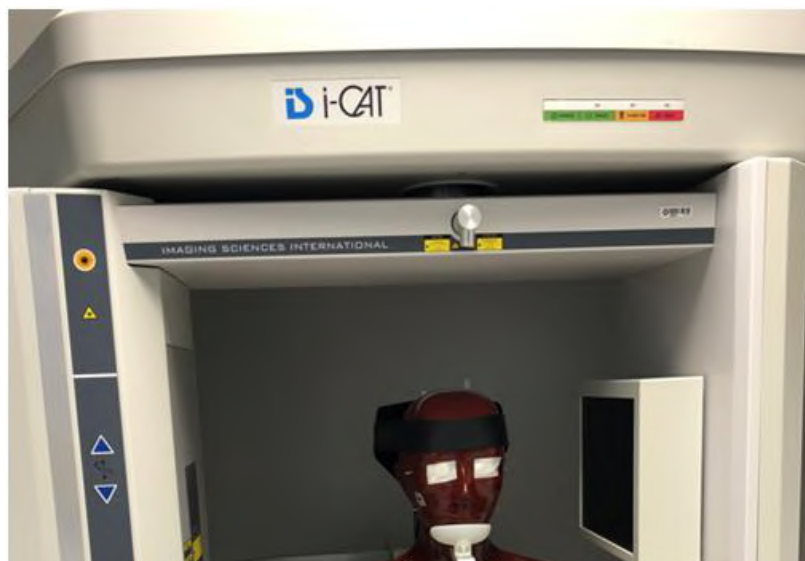
$$FC = \frac{Dosedodetector}{(MédiadosTLDsXfator desensibilidade - BGxfator desensibilidade)} \quad (13)$$

Após calibração, os TLDs foram inseridos no fantoma antropomórfico Alderson feminino, que segue as recomendações da ICRU, sendo uma réplica confiável da forma e densidade dos tecidos humanos, que simula a densidade tanto dos tecidos moles como tecidos ósseos. O fantoma EVA é dividido em 9 fatias de 2,5cm de espessura, como representado na Figura 13. Cada fatia possui orifícios onde são inseridos os dosímetros.



*Figura 13: Fantoma antropomórfico ALDERSON e suas fatias*

O fantoma foi posicionado de forma adaptada para corresponder ao posicionamento padrão do paciente de acordo com a instrução do equipamento, conforme mostra a Figura 14.



*Figura 14: Fantoma ALDERSON posicionado para o exame de TCFC*



Primeiramente foram escolhidos os protocolos de exposição a serem avaliados. Foram escolhidos tamanhos de campos para três tipos de exames distintos, um maior, um médio e outro menor, representando exames de face total, mandíbula e maxila. O maior FOV possível do aparelho foi um campo de 23cmX 17cm, o FOV de tamanho médio foi de 16cmX6cm e o menor FOV para esse aparelho foi de 8cmX8cm.

Após esses 3 exames, foram feitas novas irradiações, utilizando protocolos mais semelhantes, variando somente a região do exame e o tamanho do campo. A Tabela 6 a seguir representa os protocolos usados para tais exames

*Tabela 6: Protocolos utilizados para todos os exames*

<b>Protocolo</b>	<b>Exame</b>	<b>FOV</b>	<b>Voxel</b>	<b>kV</b>	<b>Tempo</b>	<b>mAs</b>
1	Face Total	23x17	0,3	120	17,8	37,1
2	Mandíbula	16x6	0,2	120	26,9	37,07
3	Maxila	8x8	0,2	120	26,9	37,07
4	Face Total	23x17	0,3	120	8,9	18,54
5	Mandíbula	8x8	0,3	120	8,9	18,54
6	Maxila	8x8	0,3	120	8,9	18,54

Os três primeiros protocolos são os mais utilizados pela clinica Piquet Carneiro e são exames considerados de rotina. Os três últimos protocolos tiveram seus tempos e Mas igualadas para futura comparação de como esses parâmetros afetam a dose. Para o exame 5 também foi modificado o tamanho do campo de visão, para comprar exames com protocolos iguais porem diferentes regiões.

Os TLDs foram inseridos em trio nas regiões estipuladas de cada fatia do fantoma, um conjunto de 15 TLDs permaneceram fora da sala de exame para contabilizar a radiação de fundo (BG). A disposição dos TLDS está de acordo com a tabela 7.

Tabela 7: Disposição dos TLDs nas fatias do fantoma

Órgão	Fatia
Glândula Tireoide	8
Glândula submandibular	7
Glândula Parótida	6

Eles foram posicionados nas fatias representando as posições dos órgãos, tanto no lado direito como no lado esquerdo. Após irradiados, os TLDs foram para a leitora. A leitora fornece os valores de cargas elétricas (nC) dos TLDs. Para converter a carga elétrica em dose é necessário determinar um fator de calibração (FC). Os TLDs foram tratados, 24h depois foram irradiados e pelo menos 24h depois foram feitas as leituras.

### Fator de Sensibilidade (FS)

O fator de sensibilidade é utilizado para todo o lote de TLD ou para cada um individualmente. Neste trabalho, cada TLD possui um fator de sensibilidade próprio, esse fator é calculado através da média das irradiações feita com uma fonte padrão de  $^{137}\text{Cs}$ , e cada TLD individualmente vai possuir um valor para esse fator, e com isso é possível “igualar” a sensibilidade de todos os TLDs, diminuindo a incerteza.

### Dose absorvida

A dose absorvida foi calculada a partir da multiplicação do FC pela media dos 3 TLDs inseridos em cada compartimento das fatias do fantoma ALDERSON. Cada TLD foi multiplicado pelo seu respectivo valor de fator de sensibilidade, conforma a equação (14).

$$\text{Dose} = FC \times (\text{Media TLDs} \times FS - \text{Media BG} \times FS) \quad (14)$$

### Análise Estatística

Em estatística, são utilizados testes de normalidade para determinar se um grupo aleatório de variáveis estão bem modelados por uma distribuição normal ou não. Para esse estudo foi realizado primeiramente o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, visando verificar

se existe diferença entre os valores médios da variável dose dos seis protocolos, considerando os cinco órgãos.

Após, utilizou-se o teste de análise de variância ANOVA, que serve para verificar se existe uma diferença significativa entre as médias e se os fatores exercem influência em alguma variável dependente. Em seguida, foi realizado o teste de comparações múltiplas paramétricas de Tukey HSD (*Honestly Significant Difference*)

## 4 Resultados

### Fator de Calibração

A dose observada no detector que foi de 2,952 mGy e a média da leitura dos TLDs (com cada tld já multiplicado pelo seu fator de sensibilidade) dentro no miniholder menos a radiação de fundo, que foi de 93,27 nC.

Logo, o fator de calibração (FC) calculado para todos os protocolos no equipamento i-CAT é de  $0,0314 \left(\frac{mGy}{nC}\right)$ .

### Análise Estatística

O resultado do teste de normalidade de Schapiro-Wilk indicou uma distribuição normal para todos os protocolos, visto que  $p > 0,05$ . O teste de ANOVA indicou não existir diferença significativa entre as os protocolos, uma vez que  $p > 0,05$ . As doses médias e os intervalos de confianças de cada protocolo, com os limites superiores e inferiores, estão demonstrados na tabela 8.

Tabela 8: Doses médias e Intervalos de confiança

Protocolo	Média (mGy)	Intervalo de confiança de 95% para média	
		Limite inferior (mGy)	Limite superior (mGy)
1	1,774	0,85	2,69
2	1,634	-0,10	3,48
3	2,032	0,63	3,42
4	0,964	0,56	1,36
5	1,092	0,47	1,70
6	1,032	0,38	1,68

### Dose absorvida

Conforme a metodologia empregada nessa pesquisa, e para os protocolos utilizados, foram encontradas variações de doses absorvidas de 0,243 mGy a 3,493 mGy. Na tabela 9 encontram-se as doses dos órgãos mais radiosensíveis.

Tabela 9: Doses absorvidas

Protocolo	Doses (mGy)				
	Glândula Tireoide	Glândula Parótida		Glândula submandibular	
		esquerda	Direita	Esquerda	direita
1	0,48±0,01	1,9±0,2	2,1±0,3	2,05±0,08	2,34±0,05
2	0,67±0,03	0,49±0,02	0,51±0,02	3,0±0,5	3,50±0,06
3	0,36±0,01	3,0±0,3	3,1±0,2	2,1±0,2	1,6±0,1
4	0,4±0,1	1,02±0,05	1,1±0,1	1,10±0,07	1,2±0,1
5	0,55±0,02	1,6±0,1	1,6±0,1	1,0±0,1	0,7±0,1
6	0,26±0,03	1,5±0,2	1,5±0,1	1,1±0,1	0,8±0,1

Como as glândulas parótidas e as glândulas submandibulares pertencem ao conjunto conhecido como glândulas salivares, pode-se calcular através da média das doses nessas regiões, quais as doses encontradas para as glândulas salivares. Essa relação é vista na tabela 10.

Tabela 10: Doses nas glândulas salivares

Protocolos	Dose nas Glândulas Salivares (mGy)
1	2,09±0,07
2	1,87±0,07
3	2,4±0,1
4	1,10±0,04
5	1,22±0,05
6	1,22±0,06

Os gráficos de 1 a 6 apresentam as doses absorvidas nos protocolos 1, 2, 3, 4, 5 e 6, para exames de face completa utilizando o maior FOV disponível no aparelho I-CAT, para um exame de mandíbula usando um FOV intermediário, exame de maxila utilizando o menor FOV permitido pelo aparelho e face total, mandíbula e maxila com mesmo tempo de exposição e mAs para todos.

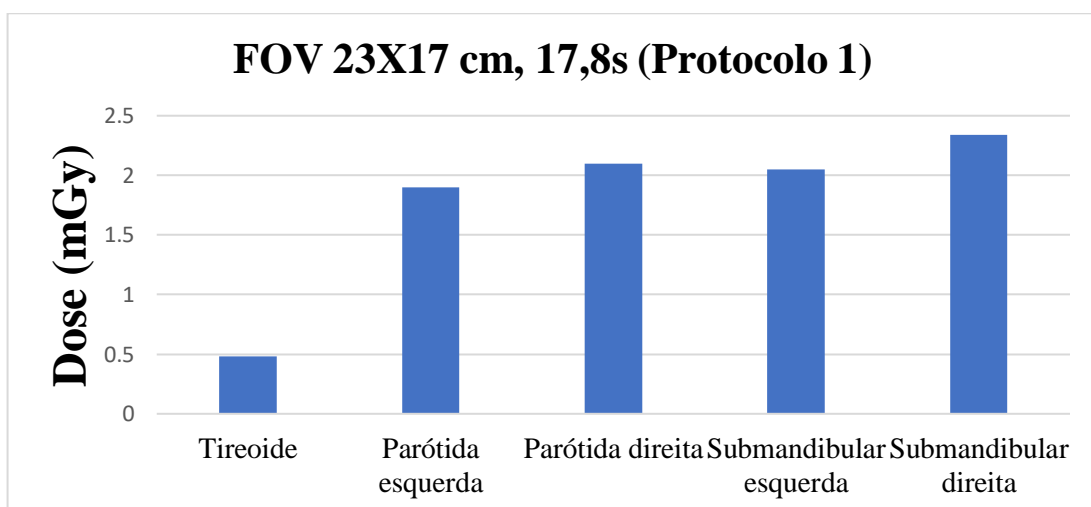


Gráfico 1: Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 1

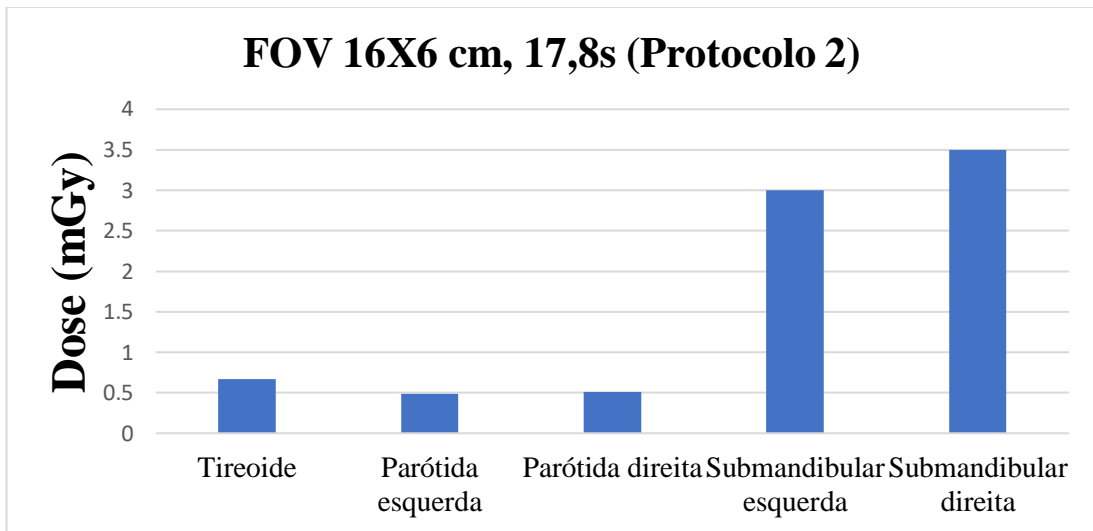


Gráfico 2: Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 2

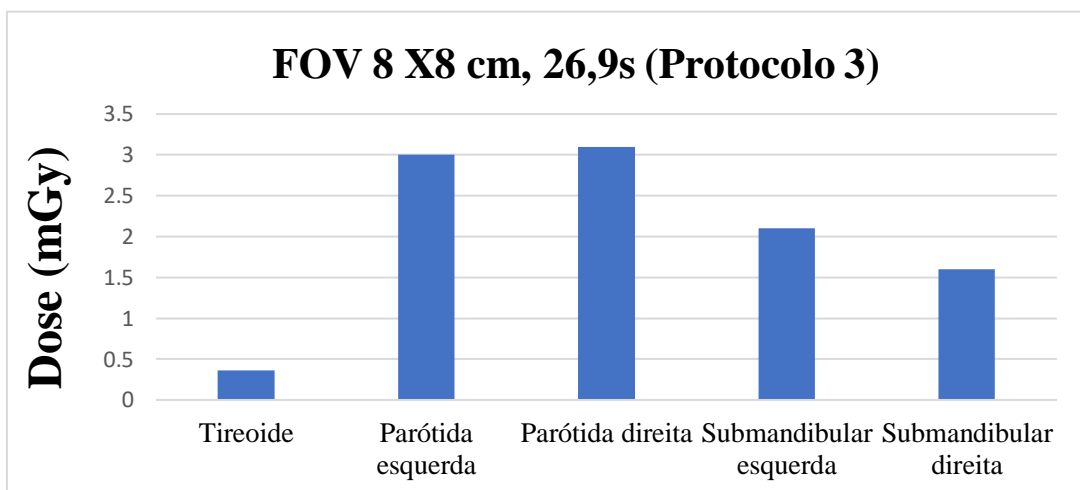


Gráfico 3: Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 3

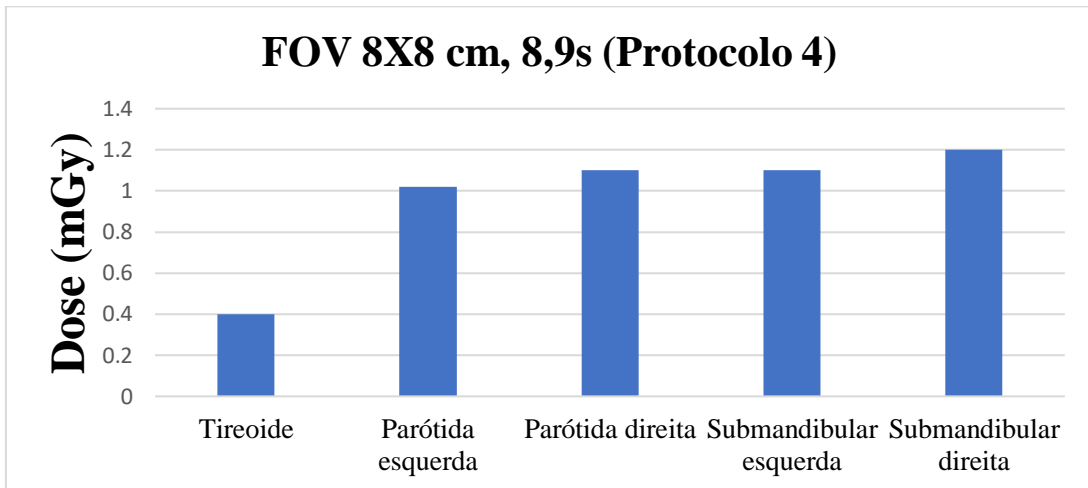


Gráfico 4:Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 4

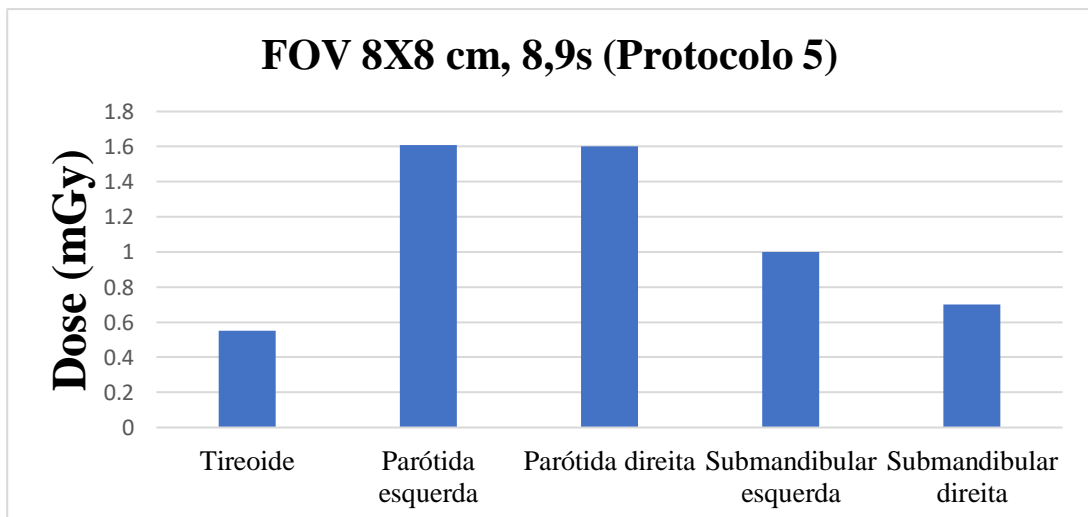


Gráfico 5:Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 5

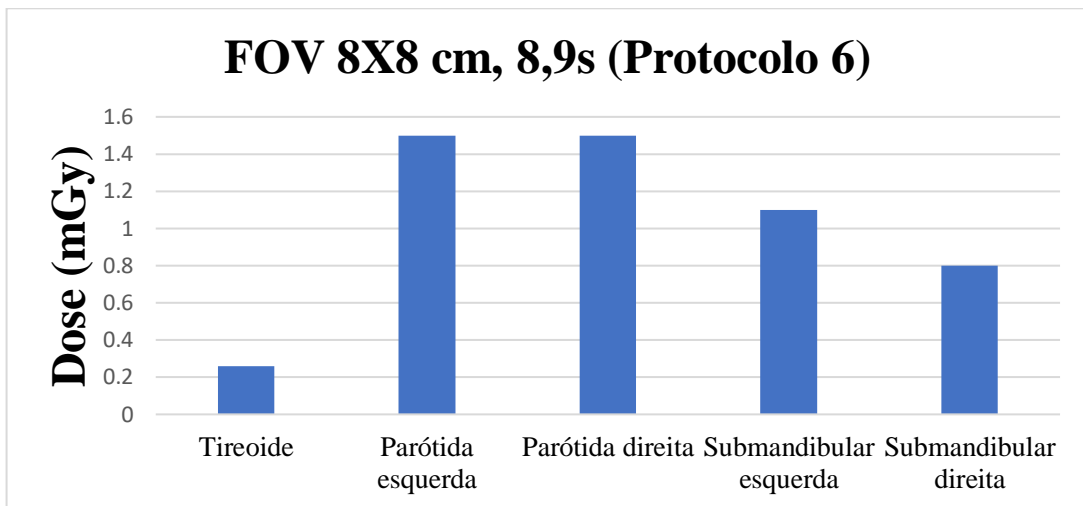


Gráfico 6: Doses absorvidas pelos órgãos utilizando o protocolo 6

#### 4.1 Comparação entre protocolos utilizados para exame de uma mesma região

Nessa pesquisa foram feitos três diferentes tipos de exame, cada um com dois protocolos distintos. O gráfico 7 mostra dois protocolos usados para o exame de face total, o protocolo 1 e protocolo 4. Todas as doses no protocolo 1 foram maiores que no 4.

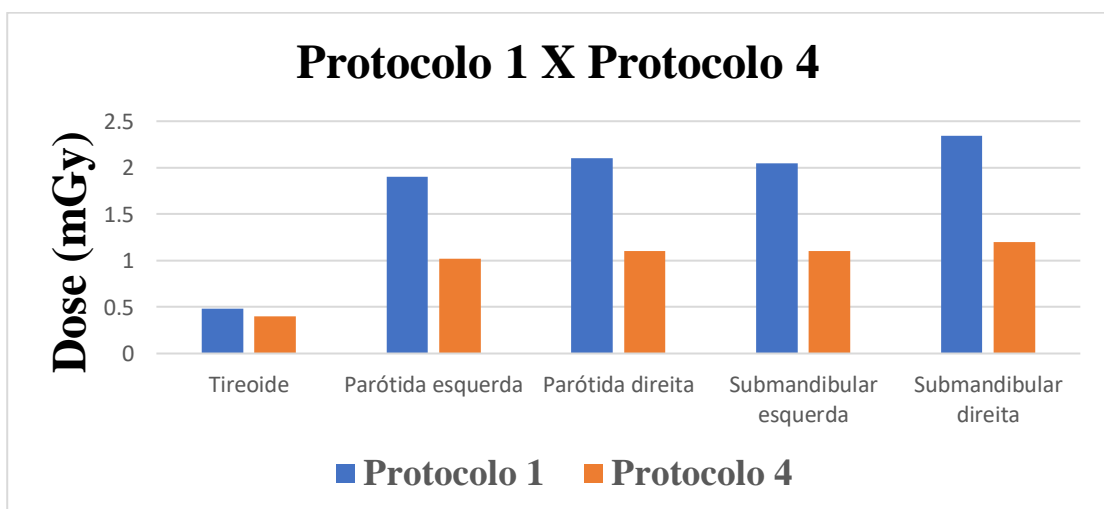


Gráfico 7: Comparação entre os protocolos 1 e 4

O gráfico 8 mostra a comparação entre os protocolos 5 e 6, que possuem os mesmos protocolos porem para diferentes exame, mandíbula e maxila. Uma diferença maior foi



observada apenas para a tireoide, pois a tireoide esta localizada abaixo da mandíbula, logo mais perto do feixe de raios-X.

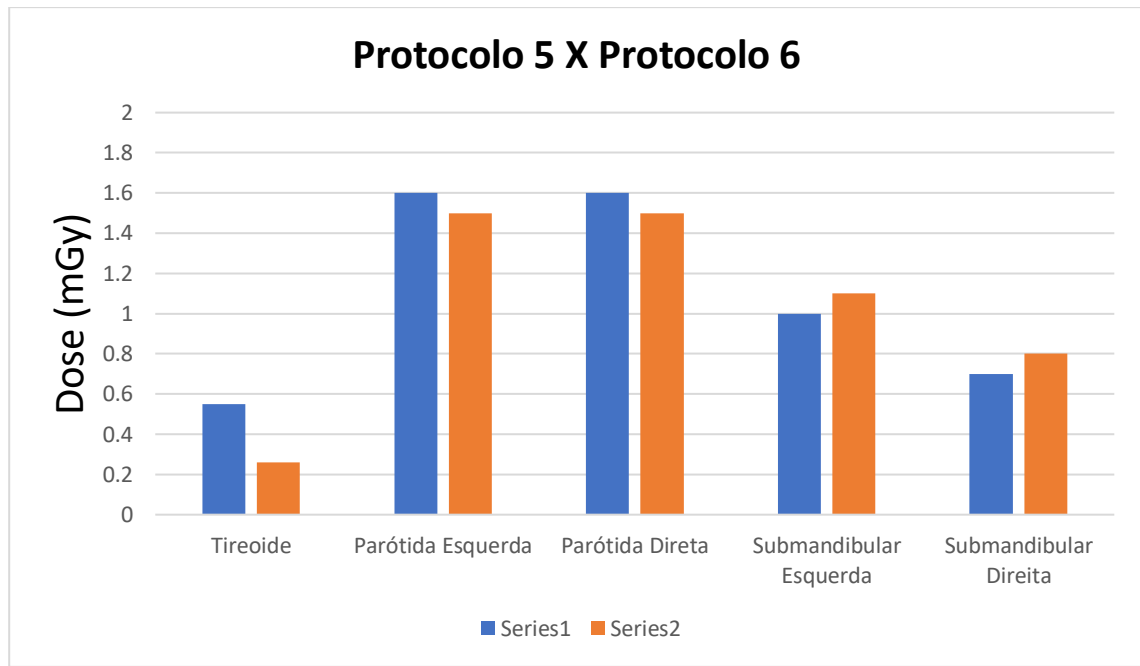


Gráfico 8: Comparação entre os protocolos 5 e 6

O gráfico 9 mostra a comparação entre os protocolos 3 e 6, ambos para exame de maxila. As maiores doses foram apresentadas pelo protocolo 3 em todas as regiões.

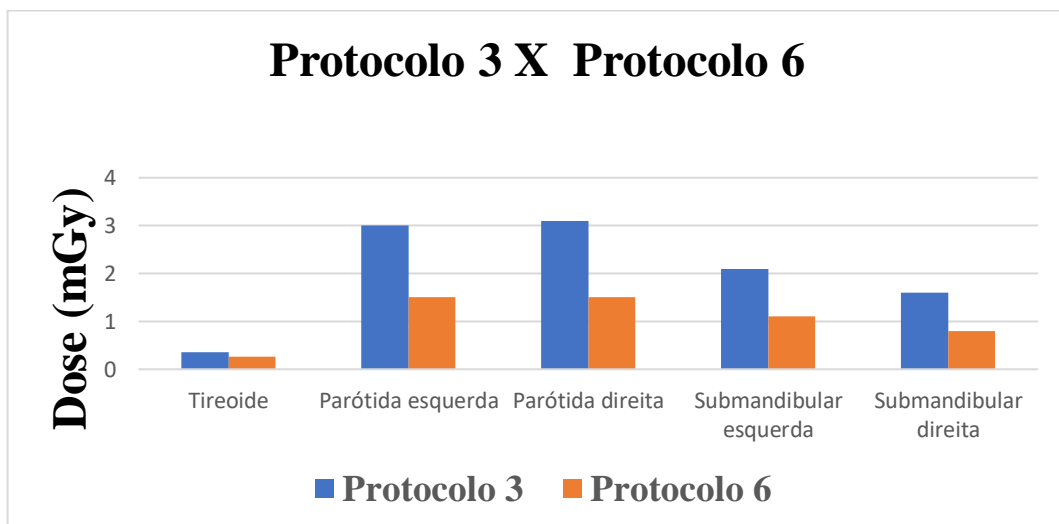


Gráfico 9: Comparação entre os protocolos 3 e 6

## 5 Discussão

Os resultados encontrados nesse estudo, apontam que a glândula tireoide foi o órgão que recebeu as menores doses entre todos os protocolos, a maior dose encontrada foi de 0,67 mGy para o exame de mandíbula com um campo intermediário de 16X6 cm. Esse valor encontrado mais alto em relação aos outros protocolos se dá devido ao posicionamento da glândula tireoide na parte inferior da região da mandíbula, sendo mais direcionada ao feixe de raios-X. Nas glândulas salivares a menor dose encontrada foi de 1,1 mGy, para o protocolo 4, com o maior FOV e menor tempo de aquisição.

Segundo Ludlow e Walker (2013) as glândulas salivares recebem maiores doses devido sua posição, ela está localizada no centro do feixe de radiação. Apesar de a glândula tireoide apresentar doses menores, ela é importante no cálculo de dose efetiva, pois segundo dados fornecidos pelo ICPR (2007) possui fator de ponderação maior do que das glândulas salivares, como foi apresentado na tabela 4. As glândulas salivares juntamente com a glândula tireoide, apresentam cerca de 50% da dose efetiva total em exames odontológicos, por isso tão importante a avaliação de doses nesses órgãos. (EUROPEAN GUIDELINES, 2012).

Ao comparar os protocolos 1 e 4, observou uma diminuição na média das doses de 45,6% no protocolo 4, que usou um tempo de exposição menor, mas mantendo o tamanho do voxel. Segundo Torres et AL (2010) o tamanho do voxel não interfere sozinho na dose de radiação e que o tempo de exposição e a corrente do tubo está diretamente relacionada com a dose, se tiver uma diminuição desses parâmetros, também ocorrerá uma diminuição na dose.

Ao comparar os protocolos 2 e 5, observou-se uma diminuição na média das doses de 33,2% para o protocolo 5. No protocolo 5 além de diminuir o tempo de exposição e consequentemente o mAs, teve também uma diminuição do campo de visão, de 16X6 cm para 8X8cm, FOVs menores restringem o feixe de raios-X as glândulas salivares. No caso desses protocolos por se tratarem de um exame de mandíbula, as glândulas parótidas receberam doses maiores por estarem localizadas mais perto do feixe de raios-X usando um FOV menor e as glândulas submandibulares receberam maiores doses com o FOV maior, devido também sua localização. Eles apresentam uma diferença maior em relação às parótidas, possivelmente por um erro de posicionamento durante a aquisição das imagens.

Entre os protocolos 3 e 6, houve uma diminuição na média das doses para o protocolo 6 de 49,2%, e a principal causa dessa diminuição foi o menor tempo de exposição e menor mAs.

Em geral, FOVs maiores quando possuem mesmo tempo de exposição, apresentam menores doses nas glândulas salivares e maiores doses na glândula tireoide, porém, o tipo de exame e o posicionamento são importantes na análise da dose. Os protocolos 2 e 5 apesar de possuírem um campo menor em comparação aos protocolos 1 e 4, apresentaram doses maiores na tireoide, e esse fato se dá devido justamente a posição, a glândula tireoide situa-se inferiormente à mandíbula, durante o exame fica mais direcionada ao feixe de raios-X.

A tabela 11 apresenta alguns resultados de doses absorvidas encontrados na literatura para as mesmas regiões e protocolos similares aos utilizados nesse trabalho. Vale ressaltar que os diferentes fatores técnicos utilizados, parâmetros operacionais, área radiografada, material utilizado para as medidas e forma de calcular o fator de calibração, podem afetar os dados dosimétricos e apresentar diferenças entre os resultados das doses.

Tabela 11: Doses absorvidas encontradas na literatura

FOV (cm)	kV	Voxel (mm)	Tempo de aquisição(s)	mAs	Dose (mGy)		Autores	Resultados desse trabalho	
					Tireoide	Glândulas Salivares			
23X17	120	0,3	8,9	18,54	0,250	1,860	Akyalci n (2013)	0,4	1,10
23X17	120	0,3	17,8	37,07	0,390	2,170		0,48	2,09
23X17	120	0,3	8,9	18,54	0,167	1,250	Grunheid (2012)	0,4	1,10
23X17	120	0,3	17,8	37,10	0,267	2,272		0,48	2,09
8X8	120	0,3	8,9	18,54	0,183	1,639		0,26	1,22
23X17	120	0,4	8,9	18,54	0,183	1,250	Ludlow (2008)	0,4	1,10
8X8	120	0,3	8,5	18,54	0,403	1,401	Ludlow (2013)	0,55	1,22
16X6	120	0,3	17,8	18,54	0,530	1,654		0,67	1,87

Com protocolos similares aos protocolos 4 e 1 desse trabalho, Akyalcin (2013) encontrou doses de 0,250 mGy e 0,390 mGy na tireoide e 1,860 mGy e 2,170 mGy nas glândulas salivares. No presente estudo as doses encontradas para a tireoide foram de 0,362 mGy e 0,484 mGy e nas glândulas salivares foram respectivamente, 1,105 mGy e 2,08 mGy.

De acordo com Qu et al, a dose na tireoide apesar de baixa, poderia ter uma redução de 48,7% com o uso de um colar de proteção de tireoide (Qu X et al., 2012). Segundo a portaria 453 da ANVISA, os protetores de tireoide só deverão ser utilizados em exames infantis e para os adultos quando este dispositivo não interferir no exame.

Grunheid (2012) ao utilizar protocolos correspondentes aos protocolos 4 e 1 desse estudo, encontrou doses na tireoide de 0,167 mGy e 0,267 mGy e um protocolo semelhante ao protocolo 6 do presente estudo, encontrou dose de 0,183 mGy. Já nas glândulas salivares as doses encontradas foram, respectivamente, 1,250 mGy, 2,272 mGy e 1,639 mGy. No presente estudo, as doses encontradas para tais protocolos foram de 0,362 mGy, 0,484 mGy e 0,257 mGy na tireoide e 1,105 mGy, 2,08 mGy e 1,204 nas glândulas salivares.

Nos estudos de Ludlow (2008 e 2013) as doses para exames de face total e mandíbula, utilizando tempos de exposição de 8,9 segundos e FOVs de 23x17 cm, 8X8 cm e 16X6 cm, as doses encontradas na tireoide foram de 0,183 mGy, 0,530 mGy e 0,403 mGy, nesse trabalho as doses foram de 0,362 mGy, 0,668 mGy para o mesmo tamanho de campo de 16X6 cm porém com tempo de exposição de 26,9 segundos e 0,555 mGy. Para as glândulas salivares as doses foram de 1,250 mGy, 1,654 mGy e 1,401 mGy enquanto nesse estudo foram de 1,105 mGy, 1,875 mGy para o tempo de exposição de 26,9 segundos e 1,234 mGy.

As doses provenientes desse estudo são consideradas baixas, mas deve-se levar em conta o efeito estocástico. A publicação 129 da ICPR reconhece que em muitos casos uma radiografia panorâmica, que entrega uma menor dose no paciente, é o suficiente para fornecer informações diagnósticas necessárias para avaliação clínica (ICRP, 2015). Quando o uso da TCFC for essencial, deve-se sempre ser realizado de modo a obter a melhor imagem possível com o mínimo de dose de radiação, assim como escolha adequada do protocolo a ser utilizado.

## **Avaliação dos exames em pacientes com necessidades especiais**

De acordo com os dados coletados na Policlínica Piquet Carneiro, foram realizados 1.926 exames de imagem no ano de 2017 e 1.346 exames até setembro de 2018, para diferentes regiões e protocolos, sendo aproximadamente 45% desses exames TCFC. Como a única clínica especializada em pacientes pediátricos com alguma necessidade especial e sistemicamente comprometidos no estado do Rio de Janeiro, no ano de 2017 44% dos exames de TCFC foram desses pacientes pediátricos, cerca de 378 exames, e até setembro de 2018 esses pacientes somam cerca de 68% dos exames relacionados a TCFC, aproximadamente 408 exames.

Foi observado na clínica que aproximadamente 80% dos pacientes que apresentam alguma necessidade especial necessitam da repetição do exame e é protocolo da clínica que todos os pacientes que recebem algum tipo de atendimento devem passar por algum exame de imagem antes, seja radiografia ou tomografia. Essa necessidade de repetição geralmente se dá pela dificuldade de posicionamento, de permanecer na posição durante a aquisição da imagem e da colaboração desses pacientes durante o exame. Com isso, esses pacientes além de serem crianças e conseqüentemente mais radiosensíveis, eles recebem ainda mais dose pelo exame extra que é muitas vezes necessário para chegar ao diagnóstico e por fim um tratamento adequado.

## **6 Conclusão**

A dose de radiação em exame de TCFC está relacionada com a escolha adequada dos parâmetros técnicos utilizados, estando principalmente relacionada com o tamanho do FOV, o tempo de exposição, o produto mAs e a região de interesse. Para utilizar diferentes protocolos que podem entregar uma dose menor ao paciente, deve-se avaliar a qualidade da imagem que está associada a esses parâmetros. Em um futuro trabalho, a qualidade da imagem será avaliada para fins de diagnóstico.

A partir da revisão bibliográfica, fica evidente a carência de estudos mais voltados a esse tipo de paciente, além da utilização de fantasmas de adulto no lugar de um fantoma infantil.

Foi observado na Policlínica Piquet Carneiro a necessidade de uma dosimetria mais específica para pacientes pediátricos com deficiência, pois eles apresentam uma repetição de exames maior quando comparado a pacientes adultos normais, o que acarreta em uma entrega de dose pelo menos duas vezes maior.

## Referências

- ACCORSI, Maurício; VELASCO, Leandro. Diagnóstico em ortodontia 3D: a tomografia cone-beam aplicada. Nova Odessa – SP: Napoleão, 2011.
- AFZELIUS, Pia; NIELSEN, Ming-Yuan; EWERTSEN, Caroline; BLOCH, Klaus P. Imaging of the major salivary glands. *Clínical Physiology and Functional Imaging*, v. 36, n.1, p. 1–10, 2016.
- AL, Agili De; ROSEMAN, J; PASS, MA; THORNTON, JB; CHAVERS, LS. Access to dental care in Alabama for children with special needs: parents' perspectives. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(4):490-95.
- AMERICAN CANCER SOCIETY. Salivary Gland Cancer. Disponível em: <http://www.cancer.org/cancer/salivaryglandcancer/detailedguide/salivary-gland-cancer-what-is-salivary-gland-cancer>. 2016a
- ARAI, Y. et al. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *DentomaxillofacRadiol*, Houndsmills, v. 28, no. 4, p. 245-248, July 1999.
- ARDENGHI, Thiago M.; BAYARDO, Ruben A.; OLIVEIRA, Jeferson X. Estimativa de Risco Biológico das Radiações Ionizantes na medula óssea, glândula tireóide e glândulas salivares: considerações sobre pacientes infantis. *J BrasOdontopediatrOdontol Bebê*, Curitiba, v. 6, n. 32, p. 339-43, 2003.
- AURENGO A. et al. Dose-effect relationships and estimation of the carcinogenic effects of low doses of ionizing radiation. Paris: Académie des Sciences, 2005.
- ATTIX, Frank H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Weinheim: Wiley-VCH, 2004.
- BATISTA, W. O.; NAVARRO, M. V.; MAIA, A. F. Development of a phantom and a methodology for evaluation of depth kerma and kerma index for dental cone beam computed tomography. *Radiation Protection Dosimetry*, Ashford, v. 157, n. 4, p. 543-551, Dec. 2013a.
- Baum U, Greess H, Lell M, Nomayr A, Lenz M. Imaging of head and neck tumors- methods: CT, spiral-CT, multislice-spiral-CT. *Eur J Radiol* 2000;33(3):153-60.

BONATO, Cassiane C. et al. In vivo dosimetry of thyroid doses from different irradiated sites in children and adolescents: a cross-sectional study. *Radiation Oncology*, Londres, v. 30, n. 9, p. 1-8, 2014.

BORNSTEIN, M. M. et al. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, Lombard, v. 29 Suppl, p. 55-77, Mar. 2014.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria n. 453.

BRENNER DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007 Nov 29;357(22):2277-84.

BRENNER DJ. et al. Cancer risk attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc Natl AcadSci USA*. 2003;100:13761–13766.

BROOKS, S. L. Computed tomography. *Dent Clin North Am Dent*, Philadelphia, v. 37, no. 4, p. 575-590, Oct. 1993.

BUENO, Mike dos Reis; ESTRELA, Carlos; AZEVEDO, Bruno C.; BRUGNERA Junior, Aldo; DE AZEVEDO, José Ribamar. Tomografia computadorizada Cone Beam: revolução na Odontologia. *Revista Associação Paulista Cir. Dent*, v. 61, n. 5, p. 354-363, 2007

BUSHONG, Stewart C. *Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção*. Tradução: Sandro Martins Dolghi, et al. 9.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CAVALCANTI, Marcelo. *Tomografia computadorizada por feixe cônico: interpretação e diagnóstico para o cirurgião dentista*. São Paulo: Santos, 2010.

CE. Commission of European Communities. *Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*. Draft Working Document, Brussels: CEC XII/307/91, 1992.

COOK, J. V.; SHAH, K.; PABLOT, S.; *et. al.* *Melhor prática em radiologia pediátrica: um manual para todos os serviços de radiologia*. Tradução de Ana Cecília Pedroza de Azevedo; Antônio Carlos Pires Carvalho; Arnaldo Levy Lassance

DANFORTH RA, Dus I; MAH J. 3-D volume imaging for dentistry: a new dimension. *J Calif Dent Assoc*. 2003; 31(11)817-23.



DE VOS W, Casselman J; Swennen, G.R. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009; 38:609-625. DOI: 10.1016/j.ijom.2009.02.028

DIRETRIZES BÁSICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO E ODONTOLÓGICO. *Diário Oficial da União, Brasília*, 01 jun. 1998.

DREISEIDLER, T. et al. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. Lombard, v. 24, n. 2, p. 216-225, Mar./Apr. 2009.

EUROPEAN COMMISSION. *European Guidelines On Radiation Protection In Dental Radiology: The Safe Use Of Radiographs In Dental Practice*, Radiation Protection 136. Luxemburgo, 120 p., 2004. *Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology: Evidence-Based Guidelines*, Radiation Protection 172, Luxemburgo, 156 p., 2012.

FOURNIOL A. *A odontologia para pacientes excepcionais*. São Paulo: Panamed; 1981.

GARIB, Daniela G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial*, Maringá, v.12, n.2, p. 139-156, mar./abr. 2007.

GIRALDO, J.C.R; CLAVIJO, C.A; MCCOLLOUGH, C.H. (2008), "Tomografiacomputarizada por rayos X: fundamentos y actualidad." *Revista Ingeniería Biomédica* 2(4):13-31;

GUEDES-PINTO AC. *Odontopediatria*. 4<sup>th</sup>ed. São Paulo: Santos; 1993.

GUERRA, Natália de O. M. *Avaliação da dose na tireóide e nas glândulas salivares em radiologia odontológica utilizando dosimetria termoluminescente*. 2011. 78 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.

HASABELRASOUL, Hiaty A. Estimation of uncertainty in TLD calibration. 2013. 42 f. Dissertação (Mestrado em radiação e proteção ambiental), Academia de ciência do Sudão, 2013.

HASHIMOTO, K. et al. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, St. Louis, v. 95, no. 3, p. 371- 377, Mar. 2003.

HILES, P. A., S. E. BRENNEN, ET AL. (2001). "A survey of patient dose and image quality for computed tomography scanners in Wales." *Journal of Radiological Protection* 21(4): 345.

HOLBERG, C; STEINHAUSER, S; GEIS, P; RUDZKI-JANSON, I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop*. 2005; 66(6):434-44.

HOUNSFIELD, G. N. Computed transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *Br J Radiol*, London, v. 46, no. 552, p. 1016-1022, Dec. 1973.

HSIEH, J. (1998). "Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise." *Medical Physics* 25(11): 2139.

HSIEH, J. (2003). *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, 1st ed. SPIE Publications.

ICRP Publication 26: 1977 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No. 26. Oxford, England: Pergamon, 1977.

ICRP PUBLICATION 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No. 60. Oxford, England: Pergamon, 1991.

ICRP (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, v. 37, n.2-4. 2007.

ICRU 54 ( 1996) (International Commission on Radiation Units and Mesuraments): *Medical Imaging - The Assessment of Image Quality*

ICRP Publication 129: 2015 Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129.

ICRU Report 85: 2011 Fundamental quantities and units for ionizing radiation. *J ICRU*. 2011 Apr;11(1):1-31. doi: 10.1093/jicru/ndr011

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo Demográfico 2000. Características gerais da população. Rio de Janeiro: IBGE; 2003. p.178.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. Estimativa 2016: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro, 2015.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. No. 19. Vienna, Austria: IAEA Human Health Series; 2012.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICPR*, v. 37, n. 2-4, 2007.

JANNER, S. F. et al. Precision of endodontic working length measurements: a pilot investigation comparing cone-beam computed tomography scanning with standard measurement techniques. *Journal of Endodontics*, Baltimore, v. 37, n. 8, p. 1046-1051, Aug. 2011.

JESSEN, K. A.; PANZER, W.; SHRIMPTON P. C. *EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. Luxembourg : Office for Official Publications of the European Communities, 2000.

KAPILA, S.; CONLEY, R. S.; HARRELL, W. E., JR. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofacial Radiology*, London, v. 40, n. 1, p. 24-34, Jan. 2011

KING KS, Lam EW; FAULKNER, M.G; HEO, G; MAJOR, P.W. Predictive factors of vertical bone depth in the paramedian palate of adolescents. *AngleOrthodontist*. 2006; 76(5):745-51.

LACERDA, M.A.S. Dosimetria e Aspectos de Proteção Radiológica em exames radiográficos convencionais pediátricos realizados em Belo Horizonte. Tese de Doutorado. Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), 2007.

LEE, Chena. et al. A dose monitoring system for dental radiography. *Imaging Science in Dentistry*, Seoul, v. 46, n. 2, p. 103-8, 2016a.

Link TM, Berning W, Scherf S, Joosten U, Joist A, Engelke K, et al. CT of metal implants: reduction of artifacts using an extended CT scale technique. *J Comput Assist Tomogr* 2000;24(1):165-72. LUDLOW, John B.; IVANOVIC, Marija. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64- slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, Chicago, v. 106, n. 1, p. 106–114, 2008.

LUO, Ting. et al. Automatic Synthesis of Panoramic Radiographs from Dental Cone Beam Computed Tomography Data. *PLoS ONE*, v.11, n.6, p. 1-20, 2016.

KHAN, Faiz M.; GIBBONS, John P. *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

MIRACLE, Aaron C.; MUKHERJU, S.K. Cone beam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *American Journal of Neuroradiology*. v.30, n. 6, p. 1088-1095, jun./jul. 2009.

MOHAMADAIN, K. E. M. et al. Dose Evaluation For Paediatric Chest X-Ray Examinations In Brazil And Sudan: Low Doses And Reliable Examinations Can Be Achieved In Developing Countries. *Physics in Medicine and Biology*, 49. March 2004. UK.

MOURÃO, A. P., *Tomografia computadorizada Tecnologias e Aplicações*. Editora Difusão. São Paulo - Brasil, 2007.

MOZZO, P. et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology*, Berlin, v. 8, n. 9, p. 1558-1564, 1998.

MUGAYAR LRF. *Pacientes portadores de necessidades especiais: manual de odontologia e saúde oral*. São Paulo: Pancast; 2000

NAKAGAWA, Y. et al. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 31:322-6.

Norma CNEN-NN 3.01 Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Posições Regulatórias; 3.01 / 001:2011: <http://www.abfm.org.br/upload/normas/norma12.pdf>

OLIVEIRA, M. L. DE. et al. Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos. *Radiologia Brasileira*, 43(2), 113–118. doi:10.1590/s0100-39842010000200012, 2010.

OKUNO, Emiko, YOSHIMURA, Elisabeth M. – **Física das Radiações**, São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PAUWELS, R. et al. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*, London, v. 44, n. 1, p. 20140224, Jan. 2015a.

PAUWELS, Ruben; ARAKI, K.; SIEWERDSEN, Jeffrey H.; THONGVIGITMANEE, S. S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*, Londres, v. 44, 2015.

QU, X. et al. Thyroid shields for radiation dose reduction during cone beam computed tomography scanning for different oral and maxillofacial regions. *European Journal of Radiology*, Stuttgart, v. 81, n. 3, p.376-380, Mar. 2012.

Qu X, Li G, Sanderink G, Zhang Z, Ma X: Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. *DentomaxillofacRadiol* 2012, 41:373–378.

SCARFE WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America.* 2008; 52:707-730. DOI: 10.1016/j.cden.2008.05.005

SCARFE, W. C. et al. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Australian Dental Journal*, Sydney, v. 57 Suppl 1, p. 46-60, Mar. 2012.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal Canadian Dental Association*, Ottawa, v. 72, n. 1, p. 75-80, Feb. 2006.

SEERAM, Euclid. *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Saunders, c2001. 430p.

SEERAM, Euclid. *Computed Tomography: A study guide and review*. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1997.

SEERAM, E. (2008). *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control*, 3 ed. USA, Saunders;

SIEGEL, M. J., B. SCHMIDT, ET AL. (2004). "Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape." *Radiology*: 23 (3) 515:522.

SUOMALAINEN, A. et al. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology*, London, v. 38, n. 6, p. 367-378, Sept. 2009.

SVENDSEN, P.; QUIDING, L.; LANDAHL, I. Blackout and other artefacts in Computed Tomography caused by fillings in teeth. *Neuroradiology*, v.19, n.5, p. 229-234, 1980.

THAUHATA, L. et al. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. IRD/CNEN, 344p., Rio de Janeiro, 2014.

TOOSSI, Mohammad T. B.; AKBARI, Fateme; ROODI, Shahram B. Radiation Exposure to Critical Organs in Panoramic Dental Examination. *Acta Med Iran*, v. 50, n. 12, p. 809-13, 2012.

WALL BF. et al. What are the risks from medical X-rays and other low dose radiation? *British Journal of Radiology*. 2006; 79:285–294

WEBER, J.J.B; OLIVEIRA, F.A.M; HELLWIG, I. Classificação de pacientes especiais infantis: uma nova proposta. *RGO*. 2004;52(3):178-179.

World Health Organization, The World Bank ;(Relatório mundial sobre a de ciência), tradução Lexicus Serviços Lingüísticos. - São Paulo: SEDPcD, 2012. 334 p.

XAVIER, Ana M.; MORO, José T.; HEILBRON, Paulo F. Princípios básicos de segurança e proteção radiológica. 3.ed. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006

Carrafiello G, Dizonno M, Colli V, Strocchi S, Pozzi Taubert S, Leonardi A, et al. Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography. Radiol Med [Internet]. 2010;115(4):600–11. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s11547-010-0520-5>