



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA E SAÚDE

MÔNICA SENA BARRETO

DOSES ABSORVIDAS EM ÓRGÃOS-ALVO EM TCFC E TCMD

Salvador - BA
2020

MÔNICA SENA BARRETO

DOSES ABSORVIDAS EM ÓRGÃOS-ALVO EM TCFC E TCMD

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia e Saúde da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia e Saúde com ênfase em Diagnóstico Bucal.

Orientadora: Profa. Dra. Viviane Almeida Sarmento

Salvador - BA
2020

Dedico este trabalho a minha filha, Maria Luísa, que deu um sentido especial a minha existência e me inspira a ser melhor a cada dia.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela vida, por me iluminar todos os dias, mostrar o meu caminho, fazendo-me acreditar que sou capaz de realizar meus objetivos.

Aos meus pais, Manoel e Maria, pelo carinho, incentivo e amor incondicional.

A Alexandre, por todo companheirismo, paciência, amor e incentivo a seguir em frente em busca dos meus ideais.

Ao meu irmão, Marcelo, pelo apoio.

Aos meus sogros, Djalma e Angélica, por todo apoio e incentivo.

Aos meus colegas de turma, pela excelente convivência e amizade. As amigas, Anne, Daniele, Lívia e Luciana, pela amizade, e principalmente, por estarem comigo nesta caminhada tornando-a tão especial.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (UFBA) por manter o meu aprendizado constante.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia e Saúde da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, pelos ensinamentos e dedicação aos alunos.

Ao professor Dr. Wilson Otto Gomes Batista por incentivar, contribuir em etapas importantes deste trabalho e por emprestar os equipamentos para realizar as medições.

A professora Dra. Maria do Socorro Nogueira (Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – CDTN) por ter emprestado o simulador antropomórfico Alderson feminino que possibilitou a realização deste trabalho.

A professora Dra. Maria Rosangela Soares (Universidade Federal de Sergipe – UFS) por contribuir na etapa das medições dos resultados.

Ao Hospital Ana Nery, em especial a Dra. Sirlene Mendes Borges e ao Dr. Luís Carlos Passos, pela disponibilização da sua infra-estrutura.

A professora Dra. Izabel Regina Fischer Rubira-Bullen (USP), pela valiosa contribuição deste trabalho.

A Clínica Multimagem pela disponibilização da sua infra-estrutura e a todos os seus funcionários pela atenção e simpatia.

Ao IBBRO, por ter permitido a utilização dos equipamentos e das dependências da clínica para realização das imagens.

À FAPESB pelo apoio financeiro ao longo de todo o período do doutorado.

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

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Prof.^a Dr.^a Viviane Almeida Sarmiento, minha orientadora, fonte de admiração e respeito, a quem muito agradeço pelo comprometimento, paciência, disponibilidade, dedicação, e demonstração de competência e ética durante a orientação deste trabalho.

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis.”

José de Alencar

BARRETO, Mônica Sena. Doses absorvidas em órgãos-alvo em TCFC E TCMD, 61 f. il. 2020. Tese (Doutorado) Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2020.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar as doses de radiação X em exames de tomografia computadorizada multidetectores (TCMD) e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) da face. Dosímetros termoluminescentes (*TLDs*) foram posicionados em um simulador antropomórfico feminino para identificar as doses efetivas e doses absorvidas de órgãos-alvo da região de cabeça e pescoço, em equipamentos de TCMD de quatro, 64 e 128 canais e um equipamento de TCFC utilizando dois tipos de escaneamentos: *standard* e *high-fidelity (Hi-Fi)*. Os resultados mostraram que existiu diferença estatisticamente significante das doses absorvidas entre o equipamento de TCFC nos dois tipos de protocolo, *standard* e *Hi-Fi*, e nos equipamentos de TCMD de quatro e 64 canais. As doses absorvidas variaram de 6,5 a 27,2 mGy no cristalino; 2,4 a 20,1 mGy nas vértebras cervicais; 9,5 a 30,8 mGy na parótida; 6,5 a 32,4 mGy na mandíbula; 6,9 a 65,5 mGy na glândula submandibular; 7,0 a 31,9 mGy no assoalho de boca; e de 0,9 a 26,8 mGy na glândula tireoide. Quanto à dose efetiva, todos os equipamentos de TCMD tiveram valores mais altos em relação ao equipamento TCFC no protocolo *standard*. Do exposto pode-se concluir que, existe diferença estatisticamente significante das doses absorvidas entre o equipamento de TCFC com protocolo *Hi-Fi* e os equipamentos de TCMD de quatro canais e de 64 canais, porém não foi encontrada diferença estatisticamente significativas nos três equipamentos de TCMD. Em relação à dose efetiva, todos os equipamentos de TCMD tiveram valores mais altos quando comparados ao equipamento de TCFC com protocolo *standard*.

UNITERMOS: Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico, Diagnóstico por Imagem, Dosimetria Termoluminescente, Proteção Radiológica

BARRETO, Mônica Sena. Doses absorbed in target organs in TCFC and TCMD, 61 p. il. 2020. Thesis (Doctorate). Dental School, Federal University of Bahia, Salvador, 2020.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the doses of X-radiation in multidetector computed tomography (TCMD) and cone beam computed tomography (TCFC) exams of the face. Thermoluminescent dosimeters (TLDs) were positioned in a female anthropomorphic simulator to identify as effective doses and doses absorbed by target organs in the head and neck region, in TCMD equipment with four, 64 and 128 channels and a TCFC equipment using two types scans: standard and high fidelity (Hi-Fi). The results show that there is a statistically significant difference in the absorbed doses between the TCFC equipment in the two types of protocol, standard and Hi-Fi, and in the TCMD equipment with four and 64 channels. As absorbed doses ranged from 6.5 to 27.2 mGy in the lens; 2.4 to 20.1 mGy in the cervical vertebrae; 9.5 to 30.8 mGy in the parotid; 6.5 to 32.4 mGy in the mandible; 6.9 to 65.5 mGy in the submandibular gland; 7.0 to 31.9 mGy on the floor of the mouth; and from 0.9 to 26.8 mGy in the thyroid gland. As for the effective dose, all TCMD equipment had higher values in relation to the TCFC equipment in the standard protocol. It can be concluded that, there is a statistically significant difference in the absorbed doses between the TCFC equipment with the Hi-Fi protocol and the four-channel and 64-channel TCMD equipment, but the statistically significant difference between the three equipment of the TCMD was not found. Regarding the effective dose, all TCMD equipment had higher values when compared to the TCFC equipment with the standard protocol.

UNITERMS: Cone-Beam Computed Tomography, Diagnostic Imaging, Thermoluminescent Dosimetry, Radiation Protection

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Simulador <i>Alderson Radiation Therapy</i> ® utilizado no estudo	31
Figura 2	Fatia do simulador antropomórfico físico com diversos tarugos utilizados para inserir dosímetros no local de interesse	32
Figura 3	Simulador posicionado no equipamento Accuitomo 3D®	34
Figura 4	Equipamento Asteion S4® na imagem à esquerda e simulador posicionado no equipamento Aquilion® na imagem à direita	35
Figura 5	Equipamento Optima CT660® na imagem à esquerda e simulador posicionado na imagem à direita	35
Figura 6	Média das doses absorvidas (mGy) em órgãos-alvo da região de cabeça e pescoço, de acordo com tipo de equipamento de TC e protocolo de exame.	39
Figura 7	Comparação das doses absorvidas por órgão alvo da região de cabeça e pescoço, em relação ao protocolo de aquisição de imagem no equipamento de TCFC	40
Figura 8	Comparação das doses absorvidas por órgão-alvo da região de cabeça e pescoço, em relação ao tipo de equipamento de TCMD	41
Figura 9	Média das doses efetivas (mSv) em órgãos e tecidos da região de cabeça e pescoço, de acordo com tipo de equipamento de TC e protocolo de exame	42
Figura 10	Comparação das doses efetivas em órgãos e tecidos da cabeça e pescoço, em relação ao protocolo de aquisição de imagem no equipamento de TCFC	42
Figura 11	Comparação das doses efetivas em órgãos e tecidos da cabeça e pescoço, em relação ao tipo de equipamento de TCMD	43

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1	Fatores de ponderação dos tecidos listados na ICRP-103 (2007)	24
Tabela 2	Localização dos dosímetros no simulador antropomórfico físico	33
Tabela 3	Fatores técnicos dos equipamentos utilizados	35
Tabela 4	Fator de ponderação tecido, W_T , fração irradiado, f_i , e posição dos dosímetros que contribuíram para a dose absorvida nos órgãos/ tecidos, i	37
Tabela 5	Média das doses absorvidas (mGy) em órgãos-alvo da região de cabeça e pescoço, de acordo com tipo de equipamento de TC e protocolo de exame	39
Tabela 6	Média das doses efetivas (mSv) em órgãos e tecidos da região de cabeça e pescoço, de acordo com tipo de equipamento de TC e protocolo de exame	41

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

% – Porcento; percentual de

® – Marca registrada

ALADA - *As Low As Diagnostically Acceptable* (Tão baixo quanto aceitável para o diagnóstico)

ALARA – *As Low As Reasonably Achievable* (Tão baixo quanto razoavelmente exequível)

ALADAIP - *As Low As Diagnostically Acceptable Being Indication-Oriented And Patient-Specific* (Tão baixo quanto aceitável para o diagnóstico, sendo orientado por indicação e específico do paciente)

ATM – Articulação têmporo-mandibular

BG – *Background* (Radiação de Fundo)

C – *Coulomb*

CAE – Controle Automático de Exposição

CCD – *Charge-Coupled Device* (Dispositivo de carga acoplada)

DAP – *Dose-Area Product* (Produto Dose-Área)

DP – Desvio Padrão

EUA – Estados Unidos da América

FOV – *Field of View* (Campo de visão)

ICR – *International Congress of Radiology* (Congresso Internacional de Radiologia)

ICRP – *International Commission on Radiological Protection* (Comissão Internacional de Proteção Radiológica)

ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements* (Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação)

INCA – Instituto Nacional do Câncer

kVp – Quilovolt(s) pico

mAs – Miliamper(es) por segundo

SI – Sistema Internacional

TC – Tomografia computadorizada

TCFC – Tomografia computadorizada de feixe cônico

TCMD – Tomografia computadorizada multidetectores

TLD – *Thermoluminescent Dosimeter* (Dosímetro termoluminescente)

Voxel – *Volume pixel* (menor ponto tridimensional de uma imagem digital)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	18
2.2 PRINCÍPIOS DA AQUISIÇÃO DA IMAGEM NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	19
2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA MULTIDETECTORES	20
2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA ODONTOLOGIA	20
2.5 RADIAÇÃO E SEUS RISCOS	21
2.6 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	23
2.7 DOSIMETROS TERMOLUMINESCENTES	25
2.8 DOSIMETRIA EM ODONTOLOGIA	25
3 PROPOSIÇÃO	30
3.1 OBJETIVO GERAL	30
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	30
4 METODOLOGIA	31
4.1 SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO	31
4.2 DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES	31
4.2.1 Posições dos dosímetros no simulador antropomórfico físico	32
4.3 EQUIPAMENTOS DE TC	33
4.4 CÁLCULO DA DOSE ABSORVIDA, DOSE EQUIVALENTE E DOSE EFETIVA	36
4.4.1 Dose Absorvida	36
4.4.2 Dose Equivalente	36
4.4.3 Dose Efetiva	38
4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA	38
5 RESULTADOS	39
6 DISCUSSÃO	44
7 CONCLUSÕES	53
REFERÊNCIAS	54

1 INTRODUÇÃO

Desde o desenvolvimento do primeiro equipamento de tomografia computadorizada (TC) em 1967, por Godfrey Hounsfield, as técnicas e os próprios aparelhos tomográficos têm sido aprimorados, permitindo a aquisição de imagens mais fidedignas e precisas da anatomia humana (HOUNSFIELD, 1973). A TC caracteriza-se pela obtenção de imagens que correspondem a secções do corpo, geradas no computador, e permitem uma interpretação mais objetiva e precisa das estruturas anatômicas pela ausência de sobreposição dos tecidos. Os dados, matematicamente calculados, podem ainda ser processados para a geração de imagens em diferentes planos bidimensionais (2D) e reconstruções tridimensionais (3D) (GARIB et al., 2007).

Dentre as modalidades de TC disponíveis, destacam-se a TC de uso médico, e a de feixe cônico (TCFC), sendo esta a mais utilizada na área da Odontologia. Os primeiros equipamentos de TC possuíam uma única fila de detectores de raios X (*singleslice*) e para cada fatia adquirida o equipamento emitia um feixe de raios X (equipamentos “*scan and view*” ou “*stop and go*”). Com o passar do tempo, tais equipamentos foram aprimorados pela emissão contínua do feixe de radiação X em movimento espiral ao longo do segmento anatômico escaneado (equipamentos helicoidais) e pela adição de mais linhas de detectores (TC *multislice* ou multidetectores - TCMD), resultando em aquisições mais rápidas com decréscimo das doses de radiação X (SUKOVIC, 2003; SCARFE, FARMAN E SUKOVIC, 2006).

Nos exames de TC as imagens são visualizadas através de fatias de uma determinada secção anatômica a partir da utilização da radiação X. A engenharia e as dimensões dos aparelhos, o princípio de obtenção e processamento das imagens, a dose de radiação X e o custo do aparelho são diferentes entre os equipamentos de TCMD e de TCFC. A TCFC é baseada na aquisição volumétrica com feixe cônico de raios X e trata-se de um tomógrafo relativamente pequeno e de menor custo. Essa modalidade de exame permite a reprodução da imagem 3D dos tecidos mineralizados, com mínima distorção e dose de radiação reduzida em comparação à TC usada na área médica (GARIB et al., 2007).

A utilização da TC tem aumentado consideravelmente nos últimos anos, o que acarreta preocupações relacionadas aos possíveis efeitos biológicos a longo prazo ocasionados pela radiação X. Em 2007, Brenner e Hall estimaram em seu estudo que

1,5% a 2% de todos os cânceres nos Estados Unidos, naquele ano, poderiam ser atribuídos somente à radiação X dos exames de TC. No estudo, os autores ainda salientaram que embora o risco individual seja pequeno, no futuro é possível que isto seja um problema de saúde pública.

A Comissão Europeia apresentou um guia baseado em evidências para o uso seguro da TCFC, em uma revisão sistemática e publicada em 2012, conhecida como projeto SEDENTEXCT. Através dessa revisão, concluíram que há uma falta de evidência de impacto clínico significativo em relação ao uso de TCFC para o diagnóstico e planejamento (EUROPEAN GUIDELINES, 2012). Outro grupo de especialistas na área de radiologia criou o projeto Europeu DIMITRA (*Dentomaxillofacial paediatric imaging: an investigation towards low dose radiation induced risks*), que visa desenvolver recomendações específicas e orientadas para o uso justificado da TCFC na odontologia pediátrica. Em seu relatório de 2018, foram fornecidas as principais indicações da TCFC na odontologia pediátrica, como dentes impactados e/ou supranumerários, trauma dentoalveolar, fendas bucofaciais, anomalias dentárias, planejamento cirúrgico do autotransplante e síndromes (OENNING et al., 2018).

Sabendo-se que existem riscos relacionados à utilização de raios X, todo exame deve ser realizado com uma indicação clínica precisa e com doses de radiação tão reduzidas quanto razoavelmente exequíveis (princípio ALARA - *As Low As Reasonably Achievable*) (PARENTE, 2013). Em qualquer dose recebida por um órgão radiosensível, existe o risco de mutação. Portanto, existe a necessidade de se estabelecer uma otimização e aumento da proteção radiológica nas situações as quais podem ser controladas, de forma que esses efeitos tendam a ser minimizados (SOARES, 2011).

Estudos mais recentes têm postulado o princípio ALADA (*As Low As Diagnostically Acceptable*) que significa que as doses de radiação empregadas nos exames de imagem devem tão baixas quanto aceitáveis para o diagnóstico (JAJU; JAJU, 2015). Isto decorre da necessidade de que o exame seja capaz de contribuir para o diagnóstico, pois ao diminuir muito a dose de radiação em um exame de imagem, reduz-se também o sinal, o que em última análise poderia comprometer o diagnóstico.

A TCFC ainda é um assunto pouco estudado em radiologia pediátrica e necessita de critérios para sua indicação. Por essa ótica, o projeto DIMITRA propõe a

evolução dos princípios ALARA e ALADA para ALADAIP (*As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific*) que significa que as doses de radiação devem ser tão baixas quanto aceitáveis para o diagnóstico sendo orientado por indicação e específico para cada paciente (OENNING et al., 2018).

As doses de radiação dos diversos aparelhos de TCFC ainda não foram completamente avaliados e comparados aos equipamentos mais modernos de TCMD. Isto faz com que seja difícil avaliar os potenciais benefícios ou ônus de sua utilização. Desta forma, a dosimetria na prática clínica, se torna necessária para informar o profissional que utiliza estes métodos como ferramentas de diagnóstico, sobre os níveis de dose associados a estes procedimentos, a fim de que esta informação seja considerada, juntamente com a qualidade de imagem e objetivo do exame e na seleção do procedimento técnico para cada caso. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar as doses de radiação X referenciais em exames de TCMD de quatro, 64 e 128 canais e TCFC realizados com protocolos distintos de aquisição de imagem (protocolo *standard versus* protocolo *high-fidelity*).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Conceitua-se TC como um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X para reproduzir partes do corpo humano em quaisquer uns dos três planos do espaço, permitindo a obtenção de imagens em cortes, que podem ser reconstruídos em diversos planos espaciais (MOZZO et al., 1998; PARKS, 2000; GARIB et al., 2007).

A TCFC utiliza um feixe cônico de raios X e adquire imagens de estruturas dentofaciais com uma redução da exposição nas três dimensões. A informação é adquirida em volume na TCFC, em oposição a uma pilha de várias fatias do objeto escaneado, como ocorre na TC convencional. O equipamento de TCFC apresenta tamanho reduzido em relação ao utilizado na área médica, fácil operação proporcionando aquisições rápidas (SCARFE, FARMAN E SUKOVIC, 2006; SUOMALAINEN et al., 2008).

A TCMD é capaz de obter mais de uma fatia a cada giro do tubo de raios X (GARIB et al., 2007). A TCMD é capaz de adquirir de quatro até mais de 128 fatias para cada giro de 360° do feixe de raios X em torno do paciente, podendo reduzir em até oito vezes o tempo de exame, sem reduzir a qualidade de imagem e, principalmente, diminuindo o tempo de exposição do indivíduo à radiação X e seus efeitos deletérios ao organismo (GARIB et al., 2007; SCARFE, FARMAN E SUKOVIC, 2006). Podem ser citadas como vantagens dos aparelhos de TCMD: maior velocidade de aquisição da imagem nos equipamentos mais modernos (128 canais) e melhor resolução espacial das imagens (SUKOVIC, 2003).

Em TC, os dados volumétricos são compreendidos por um bloco 3D de estruturas cubóides pequenas, conhecidas como *voxel*. Os voxels são anisotrópicos na TC convencional (cubos irregulares, onde a maior dimensão do voxel é a espessura axial). Já a TCFC possui voxels isotrópicos, isto é, iguais em todas as três dimensões (altura, largura e profundidade) (PINSKY et al., 2006; SCARFE, FARMAN E SUKOVIC, 2006; MISCHKOWSKI et al., 2007). Quanto menor o voxel na aquisição da imagem e mais longo o tempo de varredura, melhores serão a resolução e os detalhes, porém esse tempo longo de varredura possui algumas desvantagens, como maiores possibilidades de movimentação do paciente durante o exame, doses mais

elevadas de radiação e tempo de reconstrução mais longo (LUDLOW et al., 2006; GARIB et al., 2007).

2.2 PRINCÍPIOS DA AQUISIÇÃO DA IMAGEM NA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

O sistema de aquisição da TC é constituído por um sistema computadorizado responsável aquisição, reconstrução, processamento, armazenamento e registro das imagens (SEERAM, 2001). Os principais componentes são *gantry* (portal), gerador de alta tensão, colimadores, filtros, tubo de raios X e um sistema de detecção que pode ser formado por fileiras de detectores ou um detector plano bidimensional (FRIEDLAND; THURBER, 1996). O paciente é posicionado na mesa, localizada no centro, onde o tubo e os detectores irão girar em torno e os sinais serão reconstruídos em imagens de “fatias” (ou “cortes”) de secções anatômicas, reduzindo a sobreposição de estruturas e melhorando a diferenciação de tecidos com densidades próximas. Portanto, todos os métodos para a geração de imagens utilizam um ou múltiplos feixes de raios X que, após serem emitidos, são transmitidos através do objeto de interesse e, em seguida, são captados por uma determinada quantidade de detectores em fila única (GARIB et al., 2007; DREISEIDLER et al., 2009).

De acordo com o arranjo dos detectores, a movimentação do sistema e os algoritmos de reconstrução de imagens, os tomógrafos podem ser classificados em tomógrafos com aquisição de imagem sequencial (axial), tomógrafos de aquisição helicoidal ou de feixe cônico. Os tomógrafos (axiais ou helicoidais), ou denominados equipamentos *singleslice*, permitiam a aquisição de apenas um corte tomográfico em cada rotação do sistema. Já os tomógrafos multidetectores permitem a aquisição simultânea de múltiplas fatias em cada rotação (ARAKI et al., 2004; TSIKLAKIS et al., 2004; KALENDER, 2011).

A TCFC possui várias vantagens para uso na Odontologia quando comparados aos equipamentos helicoidais: melhor resolução longitudinal; menor dose de radiação absorvida; e menor custo (MOZZO et al., 1998; MILES, 2008; QUERESHY et al., 2008).

O advento dos equipamentos de TCMD proporcionou um avanço significativo na qualidade das imagens tomográficas, o que ampliou o uso desta técnica. Desta

forma, a TCMD passou a ser utilizada em Odontologia no diagnóstico de tumores faciais e lesões traumáticas maxilares e mandibulares, planejamento de implantes dentários e para avaliação da articulação têmporo-mandibular (ATM). Contudo, esta técnica não proporciona imagens ideais para diagnóstico de dentes impactados (inclusos) e lesões periapicais (HASHIMOTO et al., 2003).

2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA MULTIDETECTORES

A TCMD possibilita a realização de exames de alta complexidade, devido a construção de imagens 3D de alta qualidade (GROVES et al., 2004; MAHESH et al., 2001; RYDBERG; LIANG; TEAGUE, 2003). Desta forma, a TCMD proporciona excelentes reconstruções multiplanares, com um tempo de aquisição extremamente reduzido (MAHESH et al., 2001; MARCONATO et al., 2004).

A crescente utilização da técnica de TC em Odontologia, principalmente devido à popularidade da implantodontia, gera um aumento dos pedidos de exames radiográficos em odontologia, especialmente os de TCMD helicoidal (CHAU; FUNG, 2009; LOUBELE et al., 2005). Tal aumento, resultou em maior exposição dos pacientes à radiação ionizante, quando a expectativa era de que ocorresse justamente o contrário (GURUNG et al., 2005; INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION PROTECTION, 2007; STARCK et al., 1998). Assim, é fundamental que a exposição à radiação seja reduzida ao mínimo, sem qualquer perda de informações necessárias aos diagnósticos (ABUL-KASIM et al., 2009; GLEESON et al., 2010; TSIKLAKIS et al., 2005).

2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA ODONTOLOGIA

A técnica de feixe cônico envolve um giro de 360° (ou 180° em alguns aparelhos) ao redor da cabeça do paciente, que permanece estabilizado. A cada determinado grau de giro (geralmente um grau), o aparelho adquire uma imagem base da cabeça do paciente. Elas são semelhantes a uma telerradiografia de perfil, com uma pequena diferença de uma imagem para outra. Esta série de imagens base é referida como projeção de dados. Ao final do exame, por meio de *softwares* específicos, algoritmos sofisticados são aplicados a estes dados para gerar uma imagem 3D volumétrica e a reconstrução multiplanar do volume escaneado, ou seja,

imagens reconstruídas nos três planos (axial, sagital e coronal) (SUKOVIC, 2003; SCARFE, FARMAN E SUKOVIC, 2006).

O campo de visão (FOV) da TCFC é mais restrito do que na TC convencional, o que pode reduzir a dose de radiação sem perder informações (SUOMALAINEN et al., 2008). Com um FOV menor, é difícil avaliar lesões maiores. Por outro lado, o tamanho das imagens obtidas através da TCFC é adequado para observar estruturas ósseas mandibulares e para avaliações pré-operatórias para colocação de implantes (KOBAYASHI et al., 2004). Dessa forma, a estrutura e o volume ósseos podem ser avaliados através da TCFC, com a obtenção de dados 3D, com doses razoavelmente baixas, devido à aquisição rápida de imagem volumétrica com uma simples rotação e a utilização de uma baixa mA, e de alta qualidade (VAN ASSCHE et al., 2007; SUOMALAINEN et al., 2008).

2.5 RADIAÇÃO E SEUS RISCOS

As manifestações biológicas da superexposição a radiação estão associadas a dois tipos de riscos: os estocásticos e os determinísticos. O risco estocástico é independente da dose absorvida, não havendo um limite. São efeitos de mutações casuais que ocorrem de forma aleatória, dando origem a neoplasias. Doses pequenas, abaixo dos limites, podem induzir tais efeitos. Riscos determinísticos são efeitos causados por irradiação total ou localizada de um tecido, causando um grau de morte celular com prejuízos detectáveis no funcionamento do tecido ou órgão. São efeitos previsíveis, que ocorrem com o aumento à exposição à radiação, como acontece nas queimaduras solares (HUI et al., 2009; KAMBADAKONE et al., 2011).

Na Medicina, as exposições a radiação X são potencialmente associadas aos riscos estocásticos de carcinogênese, tais como o desenvolvimento de leucemia, de outras neoplasias e de cânceres de tireoide. Poderá também haver outros efeitos a longo prazo atribuídos à radiação incluindo a catarata, esterilidade e defeitos ao nascimento. Para prevenir esses riscos, a otimização de dose de TC para todas as varreduras e utilização máxima da blindagem, devem ser consideradas (CHAU; FUNG, 2009; HUI et al., 2009).

Cerca 0,4% de todos os cânceres, nos Estados Unidos no período de 1991 a 1996, foram atribuídos à radiação proveniente do uso da TC (BERRINGTON DE GONZÁLEZ e DARBY, 2004). Cerca de 60% da exposição à radiação de pacientes

é atribuída à TC (KIM et al., 2009).

Uma TC de corpo inteiro em equipamentos *singleslice* e de quatro canais proporcionam doses efetivas de 10 mSv. O risco de câncer é de um em 100 para uma exposição de 100 mSv. Entretanto, pacientes gravemente feridos são submetidos a exposições maiores durante as internações hospitalares devido a estudos repetidos. Desta forma, os profissionais de saúde devem estar cientes da dose de radiação absorvida e do risco cumulativo desta para seus pacientes (HUI et al., 2009).

A dose de radiação absorvida pelo paciente durante um exame odontológico é considerada baixa, quando comparada com a dose recebida durante procedimentos radiográficos médicos (CHAU; FUNG, 2009).

Os órgãos da região da cabeça-pescoço considerados como críticos quando expostos a radiografias odontológicas são: glândulas salivares, tireoide e o cristalino. As baixas doses de radiação associadas a exames radiográficos odontológicos são responsáveis por efeitos essencialmente estocásticos, como por exemplo, câncer induzido por radiação. Estudos acreditam haver relação entre o aumento dos casos de carcinomas de tireoide e glândulas salivares e as exposições odontológicas (GUERRA, 2011; BAHREYNI TOOSSI et al., 2012).

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) recomenda um nível de exposição à radiação ocupacional aceitável de 1 mSv por ano (HUI et al., 2009). Cerca de 15% a 20% da exposição anual da população refere-se a exposições à radiação a partir de fontes humanas, sendo que a principal fonte é proveniente de estudos radiológicos a partir da geração de imagens médicas (MCCOLLOUGH et al., 2009).

A dose de radiação associada a uma TC (1 a 14 mSv, a depender do exame) pode ser comparada à dose anual recebida de fontes naturais de radiação, como o radônio e a radiação cósmica (1 a 10 mSv), a depender de onde uma pessoa vive. Dessa forma, o risco à saúde de um indivíduo devido à exposição à radiação de uma TC é comparável aos níveis de radiação de fundo (MCCOLLOUGH et al., 2009).

O protocolo de exposição ao paciente deve assegurar uma dose ao paciente tão baixa quanto possível e deve estar baseada no princípio fundamental conhecido como ALARA, sigla para *As Low As Reasonable Achievable* (tão baixo quanto razoavelmente exequível), e mais recentemente ao princípio ALADA (*As Low as Diagnostically Acceptable* - tão baixo quanto aceitável para o diagnóstico) (HUDA,

2003; KOIZUMI et al., 2010; LOFTHAG-HANSEN et al., 2011; MCCOLLOUGH et al., 2009; SUR et al. 2010; JAJU; JAJU, 2015).

A exposição do paciente à radiação a partir de imagens tomográficas tem trazido preocupações, pois houve uma diminuição da preocupação em relação as doses de radiação em busca de melhor qualidade de imagem e precisão diagnóstica (KIM et al., 2009). Dessa forma, a aplicação das tecnologias da imagem requer o conhecimento dos níveis de exposição à radiação para os pacientes e profissionais de assistência à saúde. Portanto, o entendimento dos potenciais perigos dessa exposição é essencial (HUI et al., 2009).

2.6 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Grandezas dosimétricas são utilizadas para quantificar e avaliar a exposição à radiação ionizante de humanos e outros seres vivos. Essas grandezas descrevem uma relação de dose-resposta dos efeitos da radiação e são baseadas no número total de eventos ionizantes ou na quantidade de energia depositada (XAVIER; MORO; HEILBRON, 2006; ICRP-103, 2007). Elas podem ser avaliadas localmente, para uma região ou órgão/tecido do corpo levando em consideração apenas a quantidade de radiação absorvida pelo meio, dose absorvida; ou avaliando a eficácia biológica das diferentes radiações, aplicando o fator de ponderação de acordo com a radiação, obtendo-se a dose equivalente. Somando a dose equivalente dos órgãos e tecidos, e ponderando a sensibilidade de cada um, obtém-se a dose efetiva (ICRP-103, 2007).

De acordo com a publicação ICRP-103 (2007), a doses absorvida, D , é uma grandeza relevante para planejar a exposição de pacientes e para avaliar o risco proveniente do procedimento radiológico. O seu valor é obtido a partir do quociente de d_E por d_m , onde d_E é a energia média cedida pela radiação ionizante por unidade de massa, d_m , conforme a equação (1). A unidade de dose absorvida no SI é o gray (Gy) (ICRU, 2011).

$$(1) D = \frac{d_E}{d_m}$$

A dose equivalente (H_T) leva em consideração o tipo de radiação. Trata-se da equivalência de doses de diferentes radiações que provocam o mesmo efeito

biológico. A dose equivalente é definida na equação 2 abaixo:

$$(2) H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

onde, $D_{T,R}$ é o valor médio da dose absorvida obtido sobre todo o tecido ou órgão T quando recebe a radiação R e W_R é o fator de ponderação da radiação R . No caso da radiação X , $W_R = 1$ Sv/Gy. A unidade de medida da dose equivalente, $J.kg^{-1}$, é sievert (Sv).

A dose efetiva, E , permite que a dose em diferentes regiões do corpo, seja comparada pela conversão de todas elas em uma dose equivalente do corpo inteiro. Ela é definida por uma soma ponderada das doses equivalentes de todos os tecidos e órgãos do corpo, conforme a equação (3).

$$(3) E = \sum_T W_T H_T$$

onde W_T é o fator de ponderação para órgãos e tecidos, demonstrados na Tabela 1, e H_T é a dose equivalente média no tecido ou órgão. Sua unidade de medida é $J.kg^{-1}$, é sievert (Sv) (ICRP, 2012).

Tabela 1 – Fatores de ponderação dos tecidos listados na ICRP-103 (2007)

Órgão/Tecido	ICRP 103
Medula Óssea	0,12
Mamas	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Esôfago	0,04
Gônadas	0,08
Fígado	0,04
Tireoide	0,04
Superfície óssea	0,01
Cérebro	0,01
Rins	Tecidos restantes
Gandulas salivares	0,01
Pele	0,01
Tecidos restantes ^a	0,12

^aTecido adiposo, suprarenais, vias extratorácicas, região vesícula, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero / colo do útero.

2.7 DOSIMETROS TERMOLUMINESCENTES

Dosímetros termoluminescentes (*TLDs - Thermoluminescent Dosimeters*) são dispositivos utilizados para detectar e/ou medir a radiação. A termoluminescência é

um fenômeno no qual alguns materiais têm de absorver radiação, e após a aplicação de energia térmica, liberar essa energia em forma de luz, sendo a quantidade de luz emitida proporcional à radiação recebida (PODGORSAK, 2005; HASABELRASOUL, 2013).

Os *TLDs* mais utilizados nos estudos de dosimetria médica e odontológica são o fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), comercialmente denominado *TLD-100* e o fluoreto de lítio dopado com magnésio, cobre e fósforo (LiF:Mg,Cu,P), conhecido como MCP. Os *TLDs* se apresentam em forma de *chips*, discos em uma matriz de politetrafluorotileno (PTFE) e também em forma de pó, com diferentes tamanhos e espessuras (HASABELRASOUL, 2013).

O sistema de dosimetria termoluminescente é composto por um conjunto de *TLDs*, uma leitora e um forno. A leitora é o instrumento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida. Ela é composta por um sistema aquecedor, um sistema de detecção de luz e um tubo fotomultiplicador. Os *TLDs* são submetidos a aquecimento controlado e emitem uma luz que é detectada pelo tubo fotomultiplicador (GUERRA, 2011; HASABELRASOUL, 2013). Após a leitura, os *TLDs* são submetidos a tratamentos térmicos, para que sejam reutilizados posteriormente. O tratamento térmico tem como finalidade devolver ao dosímetro as condições existentes antes da sua primeira exposição à radiação ionizante (GUERRA, 2011).

2.8 DOSIMETRIA EM ODONTOLOGIA

O exame de imagem ideal deve oferecer a maior quantidade de informações possíveis ao mesmo tempo em que minimiza a radiação ao paciente, respeitando os princípios ALARA e ALADA (BERKHOUT et al., 2004; GUERRERO et al., 2006; LOFTHAG-HANSEN et al., 2011; JAJU; JAJU, 2015). Sendo assim, avaliações tanto de doses de radiação como de precisão de diagnóstico são de extrema importância (LOFTHAG-HANSEN et al., 2011).

O Ministério da Saúde, em 1998, publicou a Portaria nº 453, que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico e que dispõe sobre o uso dos raios X em todo território nacional (BRASIL, 1998). O cumprimento dessas recomendações garante a qualidade da imagem radiográfica, estabelece normas e procedimentos de trabalho níveis de

referência de dose em exames intrabucais e extrabucais. No final de 2019, a ANVISA publicou novas resoluções de diretoria colegiada (RDC), RDCs 55, 56, 57 e 330/2019 que tratam deste tema.

A ICRP, através da publicação 129 em 2015, forneceu suas primeiras orientações sobre a proteção radiológica na TCFC (ICRP, 2015). De acordo com esta publicação, deve-se realizar uma justificação rigorosa dos procedimentos radiológicos enfatizando todos os procedimentos envolvendo radiação ionizante. Embora, a TCFC possua dose de radiação relativamente baixa e alta resolução espacial quando comparada à TCMD, devemos sempre considerar modalidades alternativas. Os parâmetros de imagem dos exames tomográficos devem ser ajustados de modo que a imagem seja obtida com a mínima dose de radiação sem comprometer a qualidade suficiente para interpretação diagnóstica.

Ludlow et al. (2003) foram os primeiros a publicar dados dosimétricos em equipamentos de TCFC com diferentes valores de FOV, utilizando *TLDs* inseridos em um *phantom* antropomórfico. De acordo com os autores, o valor encontrado é cerca de oito vezes inferior ao encontrado em procedimentos semelhantes realizados com TC helicoidal e até sete vezes superior ao encontrado com radiografias panorâmicas.

Para Batista, Navarro e Maia (2012) as radiografias panorâmicas expõem os pacientes a valores de doses efetivas aproximadamente quatro vezes inferiores aqueles das aquisições de TCFC.

Em 2004, Schulze e colaboradores compararam quatro tipos de radiografias convencionais, dois diferentes aparelhos TCFC e dois aparelhos de TCMD, 4 e 16 canais. Os autores concluíram que a TCMD apresentou os valores mais altos de exposição. Os valores da TCFC ficaram entre os da TCMD e os das radiografias convencionais. Sendo que as doses medidas na TCMD 16 canais não foram diferentes da TCMD de 4 canais quando protocolos de escaneamento adaptados foram utilizados.

Ludlow et al. 2006 utilizaram a mesma metodologia do estudo realizado em 2003 para estimar as doses absorvidas nos órgãos de pacientes submetidos a exames em três tipos de TCFC. Eles concluíram que as doses apresentaram grandes variações, dependendo do modelo do equipamento, do tamanho do FOV e dos parâmetros de aquisição selecionados. Estas variações ocorrem porque cada modelo de equipamento de TCFC utiliza diferentes parâmetros de exposição.

Ludlow e Ivanovic (2008) compararam as doses de oito equipamentos de TCFC e um equipamento de TCMD 64 canais utilizando *TLDs* inseridos dentro do *phantom* antropomórfico. As doses efetivas foram obtidas usando recomendações da ICRP de 1990 e 2007. Os autores verificaram houve uma significativa variação de dose entre os equipamentos nos órgãos mais radiosensíveis como glândulas salivares e tireoide. A TCFC pode ser recomendada como uma técnica com doses de radiação menores em comparação com TCMD para exames de rotina em imagens odontológicas.

Hirsch et al. (2008) realizaram um estudo comparativo entre as doses absorvidas e doses efetivas em dois sistemas de TCFC com diferentes protocolos de aquisição. As doses foram medidas utilizando um *phantom* antropomórfico e *TLDs* em 16 órgãos radiosensíveis. Os autores observaram que as doses mais elevadas resultaram de exames com FOVs maiores e recomendaram que um FOV pequeno deve ser usado para imagens odontológicas, enquanto que, um FOV maior deve ser restrito aos casos em que é necessária uma visão mais ampla.

Chau e Fung (2009) compararam as doses absorvidas em órgãos relevantes da cabeça (olhos, glândulas salivares e tireoide) fornecidas em imagens para planejamento de implantes em dois tipos de tomógrafos helicoidais e TCFC utilizando o simulador e *TLDs*. Os autores observaram que a TC fornece a dose de radiação mais alta para as glândulas salivares, enquanto a TCFC fornece a dose mais baixa. Independentemente da modalidade de imagem, as glândulas salivares receberam maior radiação.

Pauwels et al. (2012) avaliaram a dose absorvida e a dose efetiva para uma ampla variedade equipamentos de TCFC usando diferentes protocolos e geometrias de exposição através de *TLDs* inseridos no em dois *phantoms*. Os autores concluíram que a otimização da dose deve ser realizada por uma seleção apropriada dos parâmetros de exposição e tamanho do campo, dependendo dos requisitos de diagnóstico.

Em 2012, Sezgin et al. compararam doses em equipamentos de TCMD, TCFC e radiografia panorâmica utilizando um *phantom* e *TLDs* para medir as doses efetivas e absorvidas. Concluíram que as doses da TCFC não são suficientemente baixas para permitir a sua utilização como exame de rotina quando comparada radiografia panorâmica e que o tamanho do FOV deve ser cuidadosamente escolhido devido a influência direta na exposição do paciente à radiação.

Ludlow e Walker (2013) realizaram um estudo comparando as doses efetivas em um equipamento de TCFC com utilizando várias combinações de FOV e protocolos de alta resolução, resolução padrão e de baixa resolução. As doses no *phantom* infantil foram em média 36% maiores do que as doses em *phantoms* adultos. Tanto em adultos quanto em crianças, as doses em baixa resolução foram significativamente mais baixas do que as de protocolo padrão. Os autores concluíram que as reduções significativas de dose são acompanhadas de reduções significativas na qualidade da imagem. Várias opções estão disponíveis para ajustar os níveis de exposição para acomodar uma variedade de tarefas de diagnóstico.

Koivisto et al. (2012) avaliaram a dose efetiva e da dose absorvida na TCFC utilizando um simulador antropomórfico e semicondutores (MOSFET) comparando os resultados com as simulações de Monte Carlo PCXMC. Os autores concluíram que as medições realizadas nos dois métodos deram resultados semelhantes.

Morant et al. (2013) também avaliaram a estimativa de dose efetiva e dose absorvida para diversos protocolos de TCFC e TC em dois simuladores, masculino e feminino, utilizando simulação de Monte Carlo. Neste trabalho, observou-se que as doses absorvidas e efetivas variaram de acordo com o tamanho do FOV, ângulo de aquisição e posicionamento do feixe em relação aos órgãos radiosensíveis. Uma maior dose absorvida no simulador feminino foi observada quando comparado com o simulador masculino, principalmente, devido às diferenças de dimensão dos simuladores.

Pauwels et al. (2014) quantificaram o efeito do FOV e ângulos de rotação (180 ou 360°) na dose de radiação do equipamento de TCFC Accuitomo 170®. Os resultados demonstraram que ao utilizar uma rotação de 180° houve redução média na dose de aproximadamente 45%. Os autores concluíram que a redução do FOV reduz significativamente a dose, particularmente a altura do FOV. Para os protocolos onde é possível à realização do exame nos dois ângulos, é indicado utilizar o ângulo de 180°.

Choi e Ford (2015) projetaram *phantoms* simulando crianças e adolescentes para medir as doses absorvidas transmitidas durante a TCFC e compararam com a dose absorvida medida em um *phantom* adulto. Para os exames de TCFC obtidas utilizando o mesmo protocolo, as maiores doses absorvidas foram encontradas no *phantom* que representa uma criança e as menores doses foram encontradas no

phantom que representa um adulto. Os autores confirmam a importância de dimensionar a dose para crianças usando protocolos pediátricos específicos, o que é crítico, pois as crianças são mais sensíveis aos efeitos nocivos da radiação e por terem uma vida útil mais longa, têm maior susceptibilidade para desenvolver sintomas induzidos por radiação após a irradiação do que os adultos.

Em 2015, Ludlow e colaboradores analisaram dados dosimétricos de nove equipamentos de TCFC e encontraram uma grande variação nos resultados de doses absorvidas e efetivas. As justificativas encontradas para essa diferença foram a quantidade de equipamentos e parâmetros técnicos selecionados, e os métodos utilizados para a avaliação destas doses.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Comparar as doses absorvidas em órgãos-alvo e as doses-equivalentes, de acordo com ICRP 103, em exames de TCMD e de TCFC.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar as doses absorvidas em órgãos-alvo e doses-equivalentes de:

- Equipamentos de TCMD de quatro, 64 e 128 canais;
- Equipamentos de TCFC realizados com protocolos distintos de aquisição de imagem (protocolo *standard versus high-fidelity*).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO

Neste estudo foi utilizado o simulador *Alderson Radiation Therapy*® do sexo feminino, cedido pelo Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CDTN-CNEN/MG). Foram utilizadas dez fatias da parte superior do simulador, correspondendo à cabeça e ao pescoço (Figura 1). Para medição da dose absorvida no simulador, foram utilizados os *TLD-100* (LiF: Mg, Ti), que foram caracterizados conforme descrição da seção seguinte.



Figura 1: Simulador *Alderson Radiation Therapy*® utilizado no estudo. Fonte: Arquivo pessoal

4.2 DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES

Neste estudo, foram utilizados dosímetros do tipo *TLD-100* (LiF: Mg, Ti), cedidos pelo Instituto Federal da Bahia (IFBA), calibrados e caracterizados para as medições, visto que foram utilizados 25 *TLDs* em cada protocolo. Para cada conjunto de dosímetros, um par de *TLDs* foi mantido não irradiado para estimativa da dose ambiental.

Os *TLDs* foram caracterizados no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN. Para a caracterização, foi utilizado o equipamento de raios X industrial Pantak/Seifert®,

modelo ISOVOLT 160HS com alvo de tungstênio, que opera de 5 a 160 kV, com filtração inerente de 1 mm Be, no qual estão estabelecidos feixes padrões e a qualidade de radiodiagnóstico.

4.2.1 Posições dos dosímetros no simulador antropomórfico físico

Os *TLDs* foram posicionados no simulador de forma a permitir a medição nos órgãos/tecidos de interesse, conforme apresentado na Figura 2 e Tabela 2. Para tanto, um profissional em radiologia odontológica, indicou a localização dos órgãos/tecidos, nas fatias do simulador. Foi adotado o critério de se realizar três exposições para cada protocolo selecionado de modo a garantir que os *TLDs* recebessem dose suficiente para uma leitura consistente. Além das exposições realizadas pelo protocolo escolhido, o simulador foi posicionado de acordo com as instruções de cada equipamento e uma pré-exposição (*scout*) foi realizada para confirmar o correto posicionamento e a inclusão da região de interesse no protocolo selecionado. Esse procedimento foi adotado visando o fato de que, antes da realização do exame, há sempre a realização da pré-exposição.



Figura 2: Fatia do simulador antropomórfico físico com diversos tarugos utilizados para inserir dosímetros no local de interesse. Fonte: Arquivo pessoal

Tabela 2: Localização dos dosímetros no simulador antropomórfico físico

ÓRGÃO/TECIDO	LOCALIZAÇÃO	NÚMERO DO DOSÍMETRO
Medula Óssea	Calvária anterior	1
	Calvária posterior	2
	Calvária direita	3
	Calvária esquerda	4
	Centro da coluna cervical	5
	Ramo direito	6
	Ramo esquerdo	7
	Corpo mandibular direito	8
	Corpo mandibular esquerdo	9
Cérebro	Mesencéfalo	10
	Fossa pituitária	11
Olhos	Órbita direita	12
	Órbita esquerda	13
	Cristalino direito	14
	Cristalino esquerdo	15
Glândulas Salivares	Parótida direita	16
	Parótida esquerda	17
	Submandibular direita	18
	Submandibular esquerda	19
	Sublingual	20
Tireoide	Tireoide (lobo direito)	21
	Tireoide (lobo esquerdo)	22
	Centro	23
Pele	Região zigomática direita	24
	Região posterior do pescoço	25

4.3 EQUIPAMENTOS DE TC

O simulador antropomórfico físico foi submetido à TCFC no aparelho Accuitomo 3D® (J Morita MFG Corp. Kyoto, Japão) (Figura 3) operando com 90 kV, 7 mA, rotação de 360°, tamanho do voxel 0.330 x 0.330 mm, FOV 170 x 120 cm, em dois tipos de escaneamento: *standard* e *high-fidelity* (Hi-Fi). Os tempos de escaneamento foram: 17,5 s para o protocolo padrão e 21,4 s para o protocolo de alta resolução. O simulador foi posicionado como se o paciente estivesse sentado no equipamento, com o palato duro paralelo ao plano horizontal, sendo iniciado pelo *scout* e seguido por três exposições seguidas, de modo a garantir que os *TLDs* recebessem dose suficiente para uma leitura consistente. Esses exames foram realizados no setor de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB-USP.



Figura 3: Simulador posicionado no equipamento Accuitomo 3D®. Fonte: Arquivo pessoal

O simulador também foi submetido à TCMD de quatro canais (Asteion S4®, Toshiba Medical System, Japão), TCMD de 64 canais (Aquilion®, Toshiba Medical System, Japão) e 128 canais (Optima CT660®, GE Healthcare, Wisconsin, EUA). No primeiro equipamento, pertencente a uma clínica particular de diagnóstico por imagens da cidade de Salvador - BA, foram adquiridos cortes com 0,5mm de espessura e 0,15mm de incremento. No segundo equipamento, pertencente ao Complexo Hospitalar Universitário Professor Edgard Santos (UFBA), foram adquiridos cortes com 0,5mm de espessura e 0,3mm de incremento. No terceiro equipamento pertencente ao Hospital Ana Nery (Salvador – BA), foram adquiridos cortes de espessura de 0,625mm e incremento de 5,625mm.

Para a aquisição das imagens, o simulador foi posicionado reproduzindo a posição real do paciente, em decúbito dorsal, e região do palato duro paralela ao plano vertical. Uma tomada prévia (*scout*) foi realizada para confirmar o correto posicionamento e a inclusão da região de interesse no protocolo selecionado. Foram adquiridos cortes volumétricos axiais, no modo helicoidal, com filtro para osso e FOV de aproximadamente 250 mm, sem inclinação do *gantry*, também três vezes consecutivas. As Figuras 4 e 5 mostram o simulador posicionado nos equipamentos Asteion S4®, Aquilion® e Optima CT660®.



Figura 4: Equipamento Asteion S4® na imagem à esquerda e simulador posicionado no equipamento Aquilon® na imagem à direita. Fonte: Arquivo pessoal.



Figura 5: Equipamento Optima CT660® na imagem à esquerda e simulador posicionado na imagem à direita. Fonte: Arquivo pessoal.

Tabela 3: Fatores técnicos dos equipamentos utilizados

Equipamento	Scout	kV	mA	Espessura / tamanho do voxel
Asteion®	1 (lateral)	120	100	0,5 mm
Aquilon®	2 (frontal e lateral)	120	150	0,5 mm
Optima CT660®	2 (frontal e lateral)	120	100	1,25 mm
Accuitomo® - <i>standard</i>	2 (frontal e lateral)	90	7	0,330 mm
Accuitomo® - <i>Hi-Fi</i>	2 (frontal e lateral)	90	7	0,330 mm

Um par de *TLDs* permaneceu fora da sala de exames para contabilizar a radiação de fundo (*background* - BG). Após expostos, os *TLDs* foram enviados para leitura, juntamente com o par de *TLDs* utilizados para medir o BG.

Os *TLDs* foram colocados um a um na leitora Harshaw *TLD*®, modelo QS 3500, e foram submetidos a um pré-aquecimento rápido, a uma temperatura de 50°C. Após

atingir essa temperatura, houve um constante aumento de 10° C/s até a temperatura de 300° C. O tempo de leitura foi de 33 s. Essa leitura é realizada com o auxílio do software WinREMS®, acoplado a um sistema de aquisição de dados da fotomultiplicadora. Os resultados das medições dados em unidade de carga elétrica, nanocolomb (nC), fruto da conversão, na fotomultiplicadora, do sinal luminoso em sinal elétrico. Após as leituras, todos os *TLDs* foram submetidos, novamente, ao tratamento térmico para apagamento dos dados e reutilização.

4.4 CÁLCULO DA DOSE ABSORVIDA, DOSE EQUIVALENTE E DOSE EFETIVA

4.4.1 Dose Absorvida

A dose absorvida foi calculada a partir dose medida das leituras dos *TLDs* inseridos no simulador, descontada a média do BG, dividida por três, uma vez que foram feitas três exposições, conforme a equação abaixo:

$$\text{DOSE ABSORVIDA} = \frac{\text{dose medida (mGy)} - \text{média do BG}}{3}$$

4.4.2 Dose Equivalente

A dose equivalente foi calculada a partir da equação abaixo:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

onde, $D_{T,R}$ é o valor médio da dose absorvida obtido sobre todo o tecido e/ou órgão T quando recebe a radiação R e W_R é o fator de ponderação da radiação R . Como o fator de ponderação da radiação X é igual a 1, o valor da dose equivalente é numericamente igual ao valor da dose absorvida. Portanto, para o cálculo da dose equivalente, a equação acima foi reescrita para:

$$H_T = W_R \sum_i f_i D_{Ti}$$

onde $D_{T,R} = f_i D_{Ti}$, $W_R = 1$ (fator de ponderação da radiação X é igual a 1) e f_i = fração do tecido e/ou órgão selecionado. O valor de f_i corresponde ao intervalo entre ($0 > f \leq 1$) (KOIVISTO et al., 2012; MORANT et al., 2013; PAUWELS et al., 2012).

Oito tecidos e/ou órgãos foram selecionados: medula óssea, esôfago, tireoide, pele, superfície óssea, cérebro, glândulas salivares e tecidos restantes. Os demais tecidos e/ou órgãos foram considerados como dose equivalente igual a zero ($H_T = 0$). Para os tecidos e/ou órgãos totalmente presentes na região da cabeça e pescoço (tireoide, cérebro e glândulas salivares), o valor de f_i é igual a 1.

De acordo com a metodologia apresentada por Ludlow e Ivanovic (2008), Koivisto e colaboradores (2012) e Theodorakou e colaboradores (2012), os tecidos e/ou órgãos com apenas uma parte incluída na região da cabeça e pescoço, uma fração, f_i , foi considerada. Estas frações correspondem a: 0,1 para o esôfago, 0,05 para a pele, nódulos linfáticos e músculo, 0,165 para a medula óssea e superfície óssea. Na tabela 4 estão descritos todos os valores das frações irradiadas correspondentes aos tecidos e/ou órgãos onde as medições foram realizadas.

Tabela 4: Fator de ponderação tecido, W_T , fração irradiado, f_i , e posição dos dosímetros que contribuíram para a dose absorvida nos tecidos e/ou órgãos, i .

Tecidos e/ou órgãos (i)	Fator de ponderação (W_T)	Fração irradiada (f_i)	Número do dosímetro
Medula óssea	0,12	0,165	13, 14, 16,17,18, 19
Calvária		0,118	13, 14, 16,17,18, 19
Centro da coluna espinhal		0,034	10
Mandíbula		0,012	5, 6, 11,12
Tireoide	0,04	1	1, 2, 23
Pele	0,01	0,05	21, 22, 23, 24, 25
Superfície óssea ^a	0,01	0,165	
Cérebro	0,01	1	19, 20
Glândulas salivares	0,01	1	
Parótida			8, 9
Gl. submandibular			3, 4
Glândulas sublinguais			7
Tecidos restantes	0,12	0,05	3, 4, 7, 8, 9
Vias extratorácicas		1	1, 2, 13, 14, 8, 9,
Músculos		0,05	3, 4, 7, 8, 9,
Mucosa bucal		1	3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 11, 12

^a Dose da superfície óssea = Medula óssea x 3,23

As taxas de absorção de energia de massa do osso e tecido mole possuem uma relação de 3,23 (NBS-85, 1964). Para se obter a dose na superfície óssea, multiplicou-se o valor de 3,23 pela dose na medula óssea.

A dose equivalente dos tecidos restantes foi determinada utilizando a fração f_i para cada tecido e/ou órgão pertencente a esse grupo. Posteriormente, todos os resultados foram somados e o total foi dividido pelo número total de tecidos restantes, 13, listados pela ICRP-103. Para os tecidos e/ou órgãos com mais de um dosímetro correspondente, foi realizada uma média dos valores obtidos.

4.4.3 Dose Efetiva

O produto $[H_T \cdot W_T]$ foi obtido a partir do produto do fator de ponderação, W_T , pelo valor da dose equivalente do tecido e/ou órgão correspondente. A partir desse produto, aplicou-se a equação abaixo, obtendo-se a estimativa da dose efetiva para cada protocolo estudado:

$$E = \sum_T W_T H_T$$

onde W_T é o fator de ponderação para órgãos e tecidos e H_T é a dose equivalente média no tecido e/ou órgão. Os valores de W_T para órgãos e tecidos utilizados no cálculo da dose efetiva são estipulados pela última recomendação publicada pela ICRP-103 (2007).

4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise dos dados obtidos, foram utilizados os testes de Wilcoxon, quando da comparação de dois grupos, e de Friedman, quando comparado mais de dois grupos, para uma probabilidade de erro de 5%.

5 RESULTADOS

Inicialmente foram comparadas as doses absorvidas em órgãos-alvo da região de cabeça e pescoço, após exposição do simulador em diferentes aparelhos de TC e protocolos de exame. A avaliação global mostrou que existiu diferença estatisticamente significativa das doses absorvidas entre todos os equipamentos de TC ($p= 0,0002$; teste de Friedman). As diferenças foram encontradas entre a TCFC com protocolo *standard* e os equipamentos de TCMD de quatro canais ($p<0,05$) e de 64 canais ($p<0,05$), como mostrado na Tabela 5 e Figura 6.

Tabela 5: Média e mediana das doses absorvidas (mGy) em órgãos-alvo da região de cabeça e pescoço, de acordo com tipo de equipamento de TC e protocolo de exame

Órgão-alvo	TCFC <i>Hi-Fi</i>	TCFC <i>standard</i>	TCMD de 4 canais	TCMD de 64 canais	TCMD de 128 canais
1- Cristalino	13,1	6,5	27,2	17,4	12,2
2- Vért. cervicais	2,4	2,4	13,6	20,1	13,2
3- Gl. parótida	9,5	9,5	30,8	21,8	12,1
4- Mandíbula	10,3	6,5	32,4	23,4	12,4
5- Gl. submandibular	9,9	6,9	37,8	23,5	65,5
6- Assoalho de boca	10,1	7,0	31,9	21,9	13,1
7- Tireoide	0,9	0,8	5,3	15,4	26,8
Média	8,0	5,7	25,6	20,5	22,2
Mediana	9,9	6,5 ^a	30,1 ^b	21,8 ^b	13,1

Letras diferentes em linha indicam diferença significativa

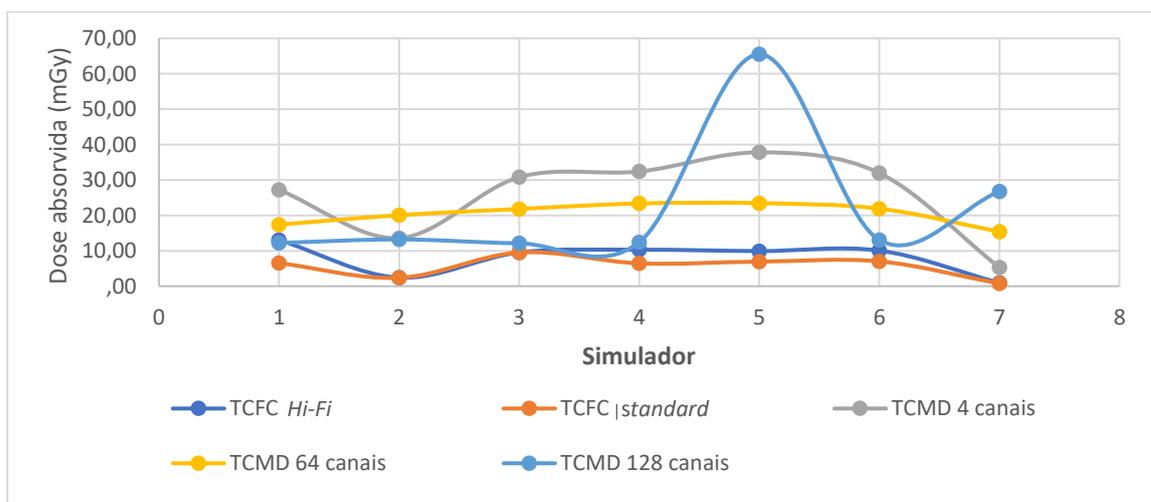


Figura 6: Média das doses absorvidas (mGy) em órgãos-alvo da região de cabeça e pescoço, de acordo com tipo de equipamento de TC e protocolo de exame

Comparando-se o mesmo equipamento de TCFC com protocolos distintos de aquisição de imagem (*standard versus Hi-Fi*), observa-se uma diferença significativa ($p= 0,03$; teste de Wilcoxon) entre os protocolos, sendo os valores do protocolo *standard* menores, como mostrado na Figura 7.

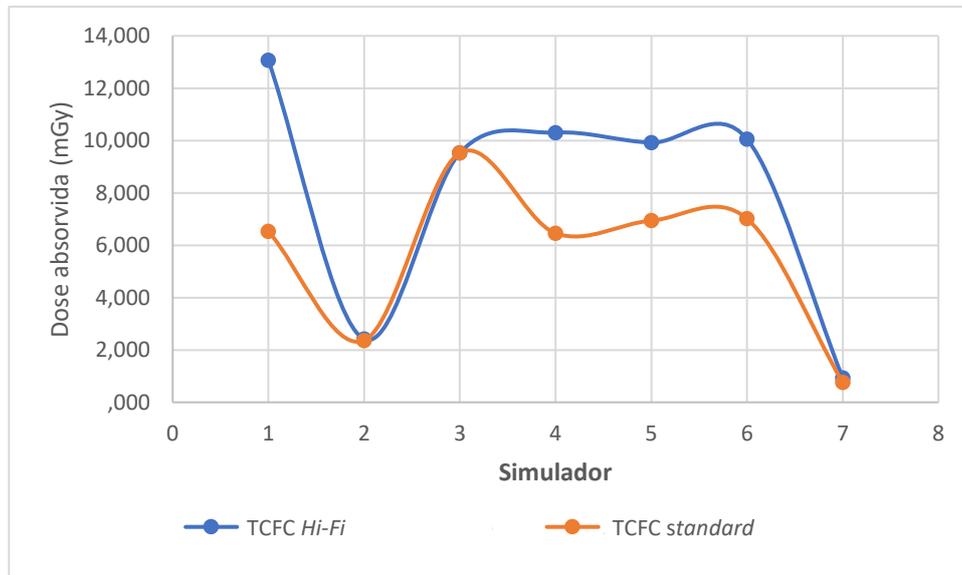


Figura 7: Comparação das doses absorvidas por órgão alvo da região de cabeça e pescoço, em relação ao protocolo de aquisição de imagem no equipamento de TCFC

Comparando os três equipamentos de TCMD, não houve diferença significativa entre os grupos ($p= 0,3$; teste de Friedman), como visto na Figura 8.

Quanto à dose efetiva, de acordo com ICRP 103, ao serem comparados os equipamentos em conjunto, observou-se diferença entre os equipamentos ($p < 0,0001$; teste de Friedman). Especificamente, os equipamentos de TCMD tiveram valores mais altos de dose efetiva em relação ao equipamento de TCFC *standard* ($p < 0,05$), e o equipamento de TCFC *Hi-Fi* só apresentou dose efetiva significativamente inferior ao TCMD de quatro canais. Os dados são mostrados na Tabela 6 e Figura 9.

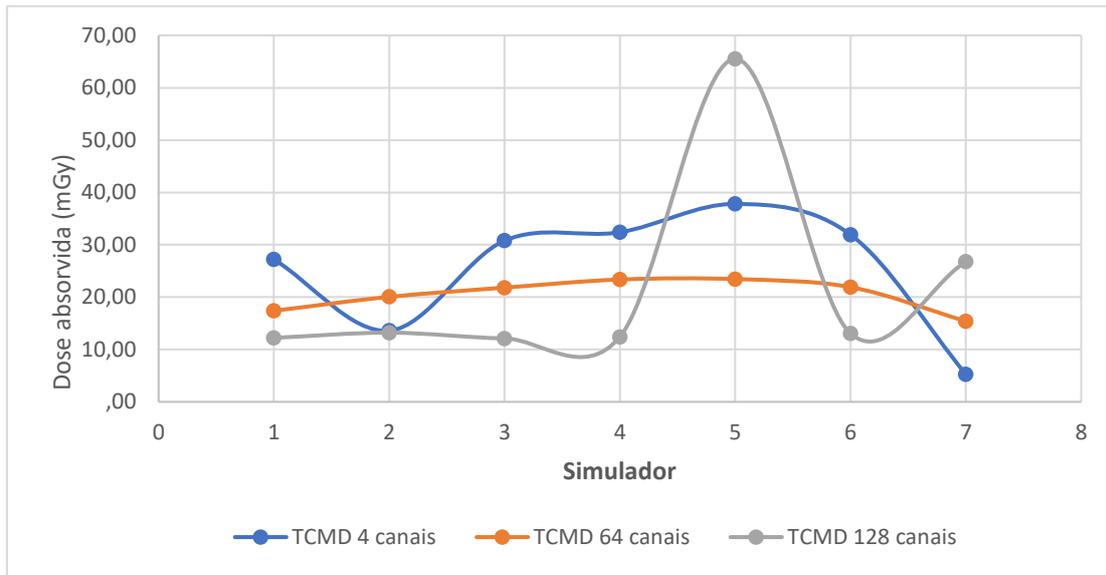


Figura 8: Comparação das doses absorvidas por órgão-alvo da região de cabeça e pescoço, em relação ao tipo de equipamento de TCMD

Tabela 6: Média e mediana das doses efetivas (mSv) em órgãos e tecidos da região de cabeça e pescoço, de acordo com tipo de equipamento de TC e protocolo de exame

Tecidos e/ou órgãos	TCFC <i>Hi-Fi</i>	TCFC <i>standard</i>	TCMD 4 canais	TCMD 64 canais	TCMD 128 canais
1- Gl, salivares	0,09	0,06	0,33	0,22	0,30
2- Tireoide	0,04	0,03	0,21	0,62	1,07
3- Medula óssea	0,09	0,06	0,46	0,36	0,22
4- Superfície óssea	0,02	0,02	0,12	0,10	0,06
5- Esôfago	0,00	0,00	0,10	0,08	0,06
6- Cérebro	0,04	0,03	0,20	0,16	0,08
7- Pele	0,01	0,00	0,01	0,01	0,01
8- Tecidos remanescentes	0,13	0,09	0,52	0,40	0,38
9- Linfonodos	0,04	0,03	0,20	0,13	0,20
10- Vias aéreas extratorácicas	0,55	0,38	2,45	2,17	1,41
11- Músculos	0,04	0,03	0,20	0,13	0,20
12- Mucosa bucal	1,04	0,68	3,98	2,74	3,07
Dose efetiva	0,42	0,29	1,95	1,94	2,18
Média	0,17	0,12	0,73	0,59	0,59
Mediana	0,04 ^a	0,03 [*]	0,21 ^{b,**}	0,19 ^{**}	0,21 ^{**}

Letras ou símbolos diferentes em linha indicam diferença significativa

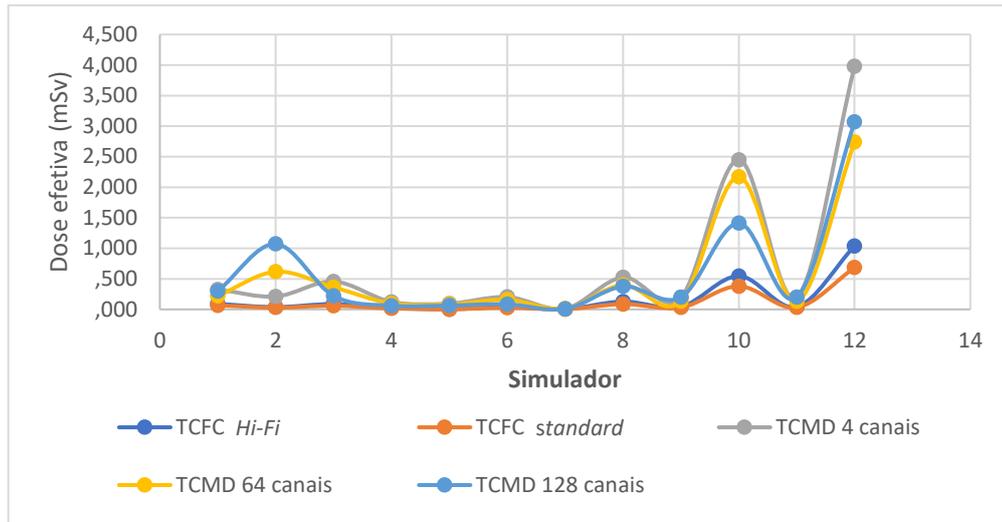


Figura 9: Média das doses efetivas (mSv) em órgãos e tecidos da região de cabeça e pescoço, de acordo com tipo de equipamento de TC e protocolo de exame

Ao se comparar o mesmo equipamento de TCFC com protocolos distintos (*standard versus Hi-Fi*), foi observada diferença significativa na dose efetiva ($p=0,0051$; teste de Wilcoxon), os dados são mostrados na Figura 10.

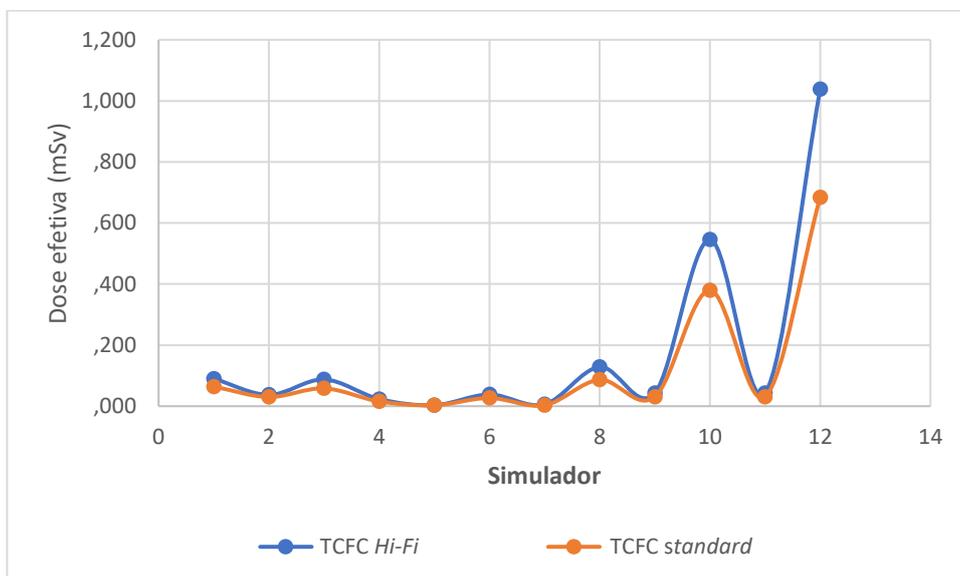


Figura 10: Comparação das doses efetivas em órgãos e tecidos da cabeça e pescoço, em relação ao protocolo de aquisição de imagem no equipamento de TCFC

E ao serem comparados os equipamentos de TCMD, foi observada diferença significativa entre os equipamentos de quatro canais e os demais ($p < 0,05$; Teste de Friedman), os dados são mostrados na Figura 11,

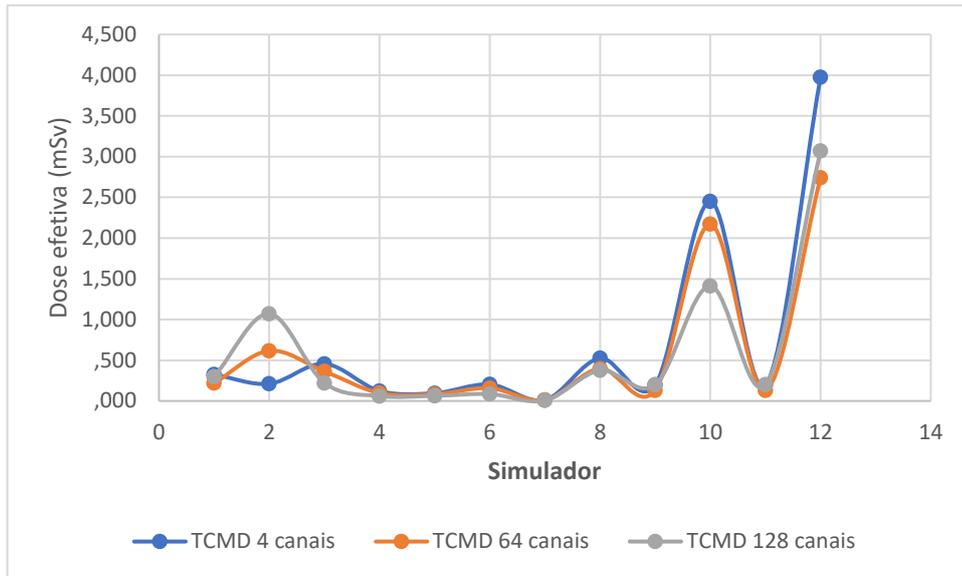


Figura 11: Comparação das doses efetivas em órgãos e tecidos da cabeça e pescoço, em relação ao tipo de equipamento de TCMD

6 DISCUSSÃO

A utilização das radiações ionizantes na área da saúde possui benefícios indiscutíveis, porém a deposição de energia nos órgãos/tecidos dos pacientes expostos à radiação pode promover efeitos biológicos a longo prazo. As doses de radiação utilizadas em radiodiagnóstico possuem efeitos estocásticos, ou seja, ocorrem mesmo após baixas doses e pequenas frequências de exposição à radiação, não havendo um limite para a expressão do dano. Os efeitos são sempre tardios e a severidade não depende da dose, mas a probabilidade de ocorrer efeitos, aumenta com a dose (HUI et al., 2009; KAMBADAKONE et al., 2011).

O risco associado à exposição à radiação ionizante de um paciente submetido a exame radiológico é determinado através da dose absorvida nos tecidos e/ou órgãos. Com a inviabilidade de realizar medições *in vivo* em órgãos internos, deve-se recorrer a técnicas alternativas, como o uso de simuladores antropomórficos, que permitem a estimativa de dose para um paciente (LUDLOW et al., 2015).

Os simuladores são os mais adequados para as avaliações da dose absorvida no tecido e/ou órgão e de dose efetiva, pois permitem reproduzir o posicionamento e as dimensões dos órgãos (LUDLOW E WALKER, 2013). No presente estudo foi utilizado o simulador feminino *Alderson Radiation Therapy*. Ele é constituído de um esqueleto humano natural envolto por uma resina, com propriedades químicas e físicas semelhantes ao tecido mole, ao pulmão e ao osso. O tronco e a cabeça estão estruturados em 31 seções transversais com 2,5 cm de espessura cada, nas quais existem orifícios para colocação de dosímetros.

O método mais aceito para a estimativa de dose efetiva e cálculo de dose absorvida no tecido e/ou órgão é com a utilização de *TLDs* (MORANT et al., 2013; ROTTKE et al., 2013), como utilizado no presente estudo. O *TLD-100* é utilizado na maioria dos estudos científicos, provavelmente devido ao fato de não ser usado apenas no campo da dosimetria, mas também para monitorar as doses de radiação da equipe de saúde. As principais vantagens do *TLD-100* são: boa uniformidade, baixo custo e tamanho pequeno permitindo realizar medidas pontuais (BAHREYNI TOOSSI et al., 2012; AL-OKSHI et al., 2015).

Os resultados dos valores de dose absorvida nos órgãos avaliados são mostrados na Tabela 5. Estes valores foram obtidos com dosímetros *TLDs* inseridos

no simulador nas regiões dos órgãos/tecidos, e realizando a aquisição de imagens em aparelhos de TCFC com protocolos *standard* e *Hi-Fi*, e os equipamentos de TCMD de quatro, 64 e 128 canais. Embora as doses absorvidas nos aparelhos de TCMD sejam em média bem maiores que as doses absorvidas nos equipamentos de TCFC, foi encontrada diferença significativa entre a TCFC com protocolo *standard* e a TCMD de quatro e de 64 canais. Isto é compreensível visto que no primeiro equipamento foram encontradas as menores doses absorvidas e nos dois últimos as maiores. Esses equipamentos de TCMD (de quatro e 64 canais) são mais antigos e conseqüentemente empregam doses maiores de radiação X para compensar um menor número de fileiras de detectores para obtenção das imagens. No estudo de Ghadri et al. (2012), os autores verificaram que os equipamentos de TCMD de 128 canais empregam menores doses efetivas de radiação com qualidade de imagem preservadas, em comparação a equipamentos de 64 canais.

Similarmente também foi encontrada diferença significativa entre a dose efetiva calculada para os diferentes equipamentos. A comparação entre os equipamentos mostrou que os responsáveis por esta diferença foram as doses efetivas da TCFC com protocolo *standard* e os três equipamentos de TCMD, e entre a TCFC com protocolo *Hi-Fi* e a TCMD de quatro canais. Isto demonstra que os equipamentos de TCFC empregaram doses menores que os equipamentos de TCMD.

Al Abduwani et al. (2016) concluíram que a TCFC tem qualidade de imagem e dose de radiação comparáveis à do TCMD com baixas doses, e são uma boa alternativa ao protocolo padrão da TCMD.

As vantagens a favor da TCFC, em detrimento da TCMD, podem ser atribuídas a vários fatores, como menor FOV e menor amperagem das TCFC. Por outro lado, isto determina limitações na extensão da área observada e na impossibilidade de exibir tecidos moles deste equipamento. Conquanto sejam limitações para algumas tarefas de diagnóstico ou planejamento terapêutico, para a maioria das indicações da TC em odontologia, incluindo avaliação dentária e do tecido ósseo maxilo-mandibular, a TCFC pode ser utilizada com vantagens.

Em contrapartida, a necessidade de avaliar tecidos moles como glândulas salivares, musculatura facial e linfonodos cervicais, na ausência de outros métodos de imagem, ou ainda áreas extensas da face quando da necessidade de planejamento de cirurgias ortognáticas, por exemplo, impõem a necessidade de empregar

equipamentos de TCMD. Acresce-se a estes fatos, a avaliação do coeficiente de atenuação dos tecidos que somente é factível em equipamentos de TCMD (SPINNETO, GOTFREDESEN, WENZEL, 2014; PAUWELS et al., 2015). Nesses casos, maiores doses efetivas podem ser justificadas.

Vandenberghe (2020) enfatiza que um protocolo de exposição cuidadosamente escolhido deve sempre ser usado com base na necessidade do diagnóstico. O estudo comparativo das doses de radiação dos diferentes tipos de TC utilizados na odontologia está intimamente ligado aos parâmetros utilizados (mAs, kVp, FOV, etc), bem como à metodologia aplicada em cada estudo no que diz respeito ao tipo de simulador antropomórfico, dosímetro utilizado e ao local onde o dosímetro foi colocado (COUTINHO et al., 2007).

É preciso enfatizar que no presente estudo foram utilizados os protocolos habituais de aquisição de imagem de cada equipamento, incluindo a exposição do simulador durante o(s) *scout(s)* de cada exame realizado. Mas existe uma grande diversidade de protocolos e de técnicas entre os equipamentos ou para o mesmo equipamento. Essas diferenças determinam valores de doses absorvidas e efetivas muito diferentes entre equipamentos e protocolos (MORANT et al., 2013; PAUWELS et al., 2012; ROTTKE et al., 2013).

Sabe-se por exemplo que nos equipamentos de TCMD é possível otimizar as doses empregadas, com aumento da espessura das fatias ou da distância entre as fatias, ou aumento da velocidade de progressão da mesa em direção ao pórtico e da velocidade de seu giro (*pitch*), além de alteração dos fatores energéticos empregados ou aplicação de filtros. Tais ajustes podem minimizar as doses absorvidas (GOTTUMUKKALA et al., 2019). Nos equipamentos de TCFC, ao contrário, os parâmetros de aquisição de imagem são pré-determinados com menores possibilidade de alteração e conseqüentemente de alterar as doses empregadas (LEE et al., 2020).

No estudo de Almashraqi et al. (2017), quando os protocolos TCMD e TCFC de baixa dose selecionados foram comparados, o TCFC resultou em uma qualidade de imagem comparável à do protocolo TCMD de baixa dose com redução de 40% da dose, mas sem diferenças estatisticamente significantes. A diminuição da dose foi obtida com aumento da velocidade da mesa e do *pitch* e diminuição da kV, da mA e do tempo de escaneamento.

Parnia et al. (2010) afirmam que embora a TCFC permita a visualização 3D dos tecidos dentários duros de maneira semelhante à TCMD, existem algumas diferenças fundamentais. Os tempos de aquisição de imagens variam e são específicos para modelos específicos, mas geralmente variam entre 10 e 40 segundos. Isso efetivamente minimiza o risco de movimentação do paciente. Tempos de digitalização mais longos, usando um número maior de imagens, permitem maior resolução ou diminuição do ruído da imagem, mas com uma dose de radiação significativamente mais alta e um risco maior de movimentação do paciente. A dose de radiação é tipicamente menor do que uma TCMD dos maxilares.

Hofmann et al. (2014) avaliaram cinco equipamentos TCFC na configuração padrão e três equipamentos de TCMD em configurações muito reduzidas de dose e encontram resultados com diferenças distintas nos níveis de dose de órgão. Neste estudo os autores constaram que a decisão sobre qual abordagem adotar não é entre TCFC e TCMD, mas sim entre modelos específicos e entre os parâmetros de configuração. Se estas forem otimizadas, a TCMD fornece informações clínicas úteis que podem ser obtidas em níveis muito reduzidos de radiação. Dependendo do modelo e da configuração usada, os níveis de radiação da TCMD podem até ser mais baixos do que nas varreduras de TCFC.

No presente estudo, ao serem comparados os equipamentos de TCMD, todos tiveram valores mais altos de dose efetiva em relação ao equipamento de TCFC padrão, e o equipamento de TCFC *Hi-Fi* apresentou valores de doses maiores quando comparado aos equipamentos de TCMD de 64 e 128 canais, e só apresentou dose efetiva significativamente inferior ao TCMD de quatro canais. As glândulas salivares foram os órgãos mais expostos à radiação porque foram diretamente irradiadas pelo feixe de raios X central. No entanto, os órgãos que contribuíram para a maior parte da dose efetiva foram a tireoide, devido a um fator de peso mais alto e a fração irradiada, e os tecidos remanescentes, vias aéreas extratorácicas e mucosa bucal.

Widmann e Al-Ekrish (2018), Ludlow e Ivanovic (2008), Scarfe et al. (2006) citam algumas vantagens da TCFC em relação a TCMD. A primeira delas é em relação a exposição dos pacientes à radiação, que é relativamente baixa, pois é possível reduzir a área irradiada de acordo com a região de interesse, o que minimiza a dose de radiação. A segunda vantagem, é em relação ao acesso dos equipamentos, pois os aparelhos de TCFC podem ser utilizados de maneira efetiva clínicas odontológicas

e a disponibilidade da TCMD é, normalmente, limitada aos hospitais. Além dessas vantagens, acrescenta-se, a qualidade das imagens da TCFC que pode ser influenciada pelo tipo de detector de raios X e o tamanho do campo de exposição. Já a TCMD pode ser influenciada pelos multidetectores, espessura do corte e tamanho do *voxel*.

Comparando-se os dois protocolos testados do equipamento de TCFC (protocolo *standard versus Hi-Fi*), também houve diferença significativa tanto na dose absorvida quanto na dose efetiva, sendo os valores do protocolo *standard* menores. O protocolo de TCFC *Hi-Fi*, que utiliza um tempo de exposição maior, com exposição dos raios X nos 360° do giro, resultou em doses superiores, como esperado. O valor da dose efetiva no aparelho Accuitomo 3D® variou entre 0,29 mSv para o protocolo *standard* e 0,42 mSv, para o protocolo *Hi-Fi*.

O tempo de rotação do aparelho, a velocidade de rotação e o grau de rotação influencia no número total de imagens-base adquiridas. Alguns tomógrafos de feixe cônico podem realizar exames utilizando uma rotação completa do tubo de raios X (360°) ou uma rotação parcial de 180°. Pode-se afirmar que em exames realizados com uma rotação parcial de 180° existe uma diminuição no número de imagens-base adquiridas e uma redução pela metade da dose efetiva de radiação ao paciente (LOFTHAG-HANSEN, 2010; LENNON et al., 2011; MORANT et al., 2013). Essas configurações podem reduzir as doses de exposição à radiação, embora possam degradar a qualidade da imagem; portanto, isso deve ser considerado à luz da pergunta de diagnóstico que está sendo feita.

No presente estudo foi utilizada uma rotação de 360°, que obtém cerca de duas vezes mais imagens que na rotação de 180°, utilizando um maior tempo de escaneamento. Mais estudos são necessários para investigar o efeito do número de imagens adquiridas na relação entre a dose de radiação e a qualidade da imagem.

Dos diversos estudos realizados e publicados sobre a estimativa de dose efetiva, os trabalhos não são comparáveis, mesmo com a semelhança dos equipamentos. De acordo com Pawels e colaboradores (2012), o motivo é a diferença entre os vários tipos de simuladores e protocolos utilizados, bem como as diferentes posições e a quantidade de dosímetros inseridos nos simuladores.

Ao se comparar neste estudo, as doses absorvidas pelos tecidos/órgãos quando do emprego dos equipamentos de TCMD não foi observada diferença significativa, entretanto as doses efetivas diferiram entre a TCMD de quatro canais e as demais. Schulze et al. (2004) não encontraram diferenças entre as TCMD de quatro e 16 canais, o que corrobora os achados do presente estudo, no qual não houve diferença estatisticamente significativa entre os três equipamentos de TCMD, quanto à dose absorvida. Esses mesmos autores também afirmaram que os valores de dose da TCFC ficaram entre os da TCMD e os das radiografias convencionais, o que também foi encontrado no estudo de Ludlow et al. (2006).

Porém é preciso discutir as diferenças entre a análise de dose absorvida e de dose efetiva nos equipamentos de TCMD. Isto decorre das fórmulas empregadas para calcular a dose efetiva, que levam em consideração o tipo de tecido irradiado que recebe fatores de ponderação diferentes. Assim, as doses efetivas são derivadas das doses absorvidas a partir das características dos tecidos e órgãos alvo. Neste caso, pequenas diferenças de doses absorvidas são ampliadas ao se calcular as doses efetivas a partir dos valores de ponderação dos tecidos. Isto também amplia as diferenças das doses efetivas entre os equipamentos de TCFC e TCMD, principalmente porque os maiores valores de ponderação neste estudo foram aplicados para regiões do simulador que possuíam grandes quantidades de *TLDs*, como por exemplo a medula óssea, que por sua vez gerou os dados de dose da superfície óssea (multiplicado pelo fator 3,23). Adicionalmente neste estudo as comparações de dose absorvida levaram em consideração apenas sete tecidos ou órgãos. Já as doses efetivas foram calculadas a partir de 12 diferentes localizações.

Quanto à diferença encontrada nas doses efetivas dos equipamentos de TCMD, é fácil compreender que na TCMD de quatro canais tem-se doses efetivas maiores que na TCMD de 64 ou 128 canais, devido à sua menor quantidade de linhas de detectores. Isto porque os equipamentos mais novos compensam as menores doses de radiação, com uma maior sensibilidade na detecção da radiação, ao utilizar um maior número de fileiras de detectores e assim manter um sinal adequado para produção da imagem.

Quanto a comparar os resultados de dose efetiva entre este estudo e outros já publicados, existem alguns fatores que devem ser levados em consideração. No presente estudo foi utilizado um simulador antropomórfico feminino, enquanto que a

maioria dos estudos utilizaram simulador antropomórfico masculino. Alguns estudos já realizados, afirmam que, devido às dimensões, a dose absorvida e a dose efetiva são maiores no simulador feminino, quando comparado com o masculino. (KOIVISTO et al., 2012; PAUWELS et al., 2012, 2014; THEODORAKOU et al., 2012). Segundo Morant e colaboradores (2013), devido à diferença da dose absorvida para os órgãos e tecidos, é recomendado que seja estimada a dose efetiva para ambos. Outros estudos, além de utilizarem o simulador antropomórfico feminino para estimar dose efetiva em mulheres, também a utilizam para estimativa em adolescentes (THEODORAKOU et al., 2012).

Existem poucos estudos utilizando um simulador pediátrico (THEODORAKOU et al., 2012; LUDLOW E WALKER, 2013). A TCFC está cada vez mais substituindo as modalidades de imagem 2D, como a telerradiografia de perfil e a radiografia panorâmica, em adolescentes de 10 a 18 anos em tratamento ortodôntico. Como a justificativa para uma dose aumentada para esse grupo de pacientes jovens não é clara, é necessário estimar as doses efetivas em relação aos exames destinados ao diagnóstico desses pacientes.

McGuigan et al. (2018) destacou em seu estudo sobre a consciência dos riscos potenciais de radiação estocástica da TCFC, particularmente pertinente para os jovens, que se torna essencial para garantir que a relação benefício-risco a favor de cada paciente. As diretrizes construídas a partir das melhores evidências disponíveis servem para ajudar o clínico nessa justificativa. Infelizmente, essas diretrizes disponíveis são de qualidade variável, sendo a maioria baseada na opinião de especialistas. É importante que uma abordagem sistemática mais crítica seja adotada na formulação de novas diretrizes.

Ao se considerar os resultados obtidos, é preciso salientar algumas questões que podem ter impactado nos resultados. O primeiro deles é que de acordo com Bahreyni Toossi et al. (2012), a utilização dos *TLDs* em pares garante um maior nível de certeza na medida das doses. Neste estudo, isso não foi possível por limitações orçamentárias. Pode-se exemplificar esse fato pela grande variação de dose calculada para a glândula submandibular na TCMD de 128 canais. Essa dose sobrepuja em muito aquelas da TCMD de quatro e de 64 canais, o que não seria esperado. Assim, resta dúvida se houve algum erro no transporte ou na leitura desse *TLD* específico que pode ter repercutido nos resultados observados. Mesmo tendo-se

o cuidado aqui de utilizar *TLDs* de *background*, a exposição de *TLDs* em pares minimizaria esses riscos.

Outra questão a ser destacada é que, mesmo tentando-se irradiar um volume semelhante entre os equipamentos, o FOV dos exames obtidos na TCFC foi nitidamente inferior, tanto em altura quanto na dimensão ântero-posterior. Assim os *TLDs* posicionados nas fatias mais inferiores, como os localizados na tireoide, ou nas porções mais posteriores do simulador, como calvária posterior, centro da coluna espinhal ou região posterior do pescoço, devem ter recebido doses menores de radiação na TCFC, uma vez que não estavam efetivamente incluídas no volume irradiado. Isto significa que não apenas a dose da TCMD foi maior, mas também que mais tecidos foram incluídos nos cálculos empregados neste estudo porque foram alcançados neste exame. Outrossim, destaca-se que houve uma limitação do número de *TLDs*, e alguns tecidos e órgãos tiveram suas doses de absorção calculadas a partir de *TLDs* posicionados em posições próximas. Por exemplo os *TLDs* de número 8 e 9 foram utilizados para calcular as doses absorvidas nas glândulas parótidas, vias extratorácicas, musculatura, mucosa bucal e tecidos restantes. Isto intensifica os resultados obtidos, desprezando-se a possibilidade de que *TLDs* posicionados em mais diversas localizações poderiam refletir com mais precisão a distribuição das doses absorvidas pelos diferentes tecidos. Assim, talvez os resultados mais importantes deste estudo sejam aqueles que comparam os dois protocolos de TCFC entre si, e os que comparam os três equipamentos de TCMD entre si.

E finalmente é preciso reafirmar que a seleção dos equipamentos e dos protocolos de aquisição de imagens não deve ser baseada exclusivamente em estudos de dosimetria, pois exames realizados com aparelhos que emitam baixa dose de radiação podem ser ideais para algumas aplicações, em contrapartida podem gerar imagens com baixa qualidade que dificultam a observação de detalhes, muitas vezes essenciais para o diagnóstico (FERREIRA et al., 2012; LUDLOW et al., 2015; JAJU; JAJU, 2015).

Lofthag-Hansen et al. (2011) observaram que, de acordo com o princípio ALADA, a qualidade da imagem obtida deve ser suficiente para realizar a tarefa de diagnóstico específica, mas com a exposição mínima possível. O operador deve estar ciente de que o nível aceitável de qualidade da imagem e a dose de radiação podem variar de acordo com a tarefa de diagnóstico específica e, de fato, a região anatômica

investigada. A diminuição da dose efetiva nos exames de TC é obviamente desejável, mas deve sempre ser associada à qualidade da imagem, à indicação específica de cada protocolo de exposição e a características individuais dos pacientes, no que se traduz o princípio ALADAIP, já discutido.

A escolha dos equipamentos de TC e dos protocolos a serem utilizados deve ser definida de maneira que o benefício decorrente da exposição à radiação supere qualquer malefício à saúde dos pacientes a longo prazo.

7 CONCLUSÃO

Diante da metodologia aplicada ao presente estudo pode-se concluir que:

- Existiu diferença significativa das doses absorvidas entre o equipamento de TCFC com protocolo *Hi-Fi* e os equipamentos de TCMD de quatro canais e de 64 canais, porém não existiu diferença significativa entre os três equipamentos de TCMD;

- Em relação à dose efetiva, todos os equipamentos de TCMD tiveram valores maiores quando comparados ao equipamento de TCFC com protocolo *standard*.

- A dose efetiva da TCFC com protocolo *Hi-Fi* foi maior que a do protocolo *standard*, assim como a TCMD de quatro canais apresentou doses efetivas superiores a dos demais equipamentos de TCMD avaliados.

REFERÊNCIAS

- ABUL-KASIM, K.; OVERGAARD, A.; MALY, P.; OHLIN, A.; GUNNARSSON, M.; SUNDGREN, P.C. Low-dose helical computed tomography (CT) in the perioperative workup of adolescent idiopathic scoliosis. **Eur Radiol**, v. 19, n. 3, p. 610-618, Mar. 2009.
- AL ABDUWANI, J.; ZILINSKIENE, L.; COLLEY, S.; AHMED, S. Cone beam CT paranasal sinuses versus standard multidetector and low dose multidetector CT studies. **Am J Otolaryngol**, v. 37, n. 1, p. 59–64, Jan-Feb. 2016.
- ALMASHRAQI, A.A.; AHMED, E.A.; MOHAMED, N.S.; BARNKGGEI, I.H.; ELSHERBINI, N.A.; HALBOUB, E.S. Evaluation of different low-dose multidetector CT and cone beam CT protocols in maxillary sinus imaging: part I-an in vitro study. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 46, n. 6, p. 20160323, Aug. 2017.
- AL-OKSHI, A.M.; NILSSON, M.; PETERSSON, A.; WIESE, M.; LINDH, C. Using GafChromic film to estimate the effective dose from dental cone beam CT and panoramic radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 7, p. 1-8, Jul. 2013.
- ARAKI, K.; MAKI, K.; SEKI, K.; SAKAMAKI, K.; HARATA, Y.; SAKAINO, R.; OKANO, T.; SEO, K. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay™): system configuration and physical properties. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, n. 1, p. 51-9, Jan. 2004.
- BATISTA W.O.; NAVARRO M.V.T.; MAIA A.F. Estimativa de dose efetiva em tomografia odontológica de feixe cônico. **Scientia Plena**, v. 8, n. 3, p1-8, 2012.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria n. 453. **Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Diário Oficial da União, Brasília, 01 jun. 1998.
- BAHREYNI TOOSSI, M.T.; AKBARI F.; BAYANI ROODI S. Radiation Exposure to Critical Organs in Panoramic Dental Examination. **Acta Med Iran**, v. 50, n. 12, p. 809-13, 2012.
- BERRINGTON DE GONZÁLEZ A.; DARBY, S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. **Lancet**, v. 363, n. 9406, p. 345-351, 2004.
- BERKHOUT, W.; BEUGER, D.A.; SANDERINK, G.C.H.; VAN DER STELT, P.F. The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, n. 1, p. 1-5, Jan. 2004.
- BRENNER, D. J.; HALL, E. J.; PHIL, D. Computed tomography: an increasing source of radiation exposure. **N Engl J Med**, v. 357, n. 22, p. 2277-84, Nov. 2007.
- CHAU, A.C.M.; FUNG, K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 107, n. 4, p. 559-565, Apr. 2009.

CHOI, E.; FORD, N.L. Measuring absorbed dose for i-CAT CBCT examinations in child, adolescent and adult phantoms. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 44, p. 1-6, Jul. 2015.

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

DREISEIDLER, T.; MISCHKOWSKI, R.A.; NEUGEBAUER, J.; RITTER, L.; ZÖLLER J.E. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, n 2, p. 216-225, Mar-Apr. 2009.

EUROPEAN COMMISSION. **Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology: Evidence-Based Guidelines**, Radiation Protection 172, Luxemburgo, 156 p., 2012.

FERREIRA, V.M.; ZOCRATTO, K.B.F.; BRASILEIRO, C.B. Estimativa de dose efetiva e detrimento em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). **Arq Odontol**. v. 48, n. 4, p. 251-256, Jun. 2012.

FRIEDLAND, G.W.; THURBER, B.D. The Birth of CT. **AJR Am J Roentgenol**, v. 167, p. 1365-1370, Dec. 1996.

GARIB, D.G.; RAYMUNDO, J.R.R.; RAYMUNDO, M.V.; RAYMUNDO, D.V.; FERREIRA, S.N. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): Entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 12, n. 2, p. 139-156, mar./abr. 2007.

GLEESON, T.G.; BYRNE, B.; KENNY, P.; LAST, J.; FITZPATRICK, P.; O'GORMAN, P. EUSTACE, S.J. Image quality in low-dose multidetector computed tomography: a pilot study to assess feasibility and dose optimization in whole-body bone imaging. **Can Assoc Radiol J**, v. 61, n. 5, p. 258-264, Dec. 2010.

GOTTUMUKKALA, R.V.; KALRA, M.K.; TABARI, A.; OTRAKJI, A.; GEE, M.S. Advanced CT Techniques for Decreasing Radiation Dose, Reducing Sedation Requirements, and Optimizing Image Quality in Children. **Radiographics**, v. 39, n. 3, p. 709-726, May-Jun. 2019.

GROVES, A.M.; OWEN, K.E.; COURTNEY, H.M.; YATES, S.J.; GOLDSTONE, K.E.; BLAKE, G.M.; DIXON, A.K. 16 detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. **Br J Radiol.**, v. 77, p.662-665, Aug. 2004.

GUERRA, N.O.M. **Avaliação da dose na tireoide 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.

GUERRERO, M.E.; JACOBS, R.; LOUBELE, M.; SCHUTYSER, F.; SUETENS, P.; VAN STEENBERGHE, D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. **Clin Oral Invest**, v. 10, p. 1-7, Mar. 2006.

GURUNG, J.; KHAN, M.F.; MAATAOUI, A.; HERZOG, C.; BUX, R.; BRATZKE, H.; ACKERMANN, H.; VOGL, T.J. Multislice CT of the pelvis: dose reduction with regard to image quality using 16-row CT. **Eur Radiol**, v. 15, n. 9, p. 1898-1905, Sep. 2005.

HASABELRASOUL, H.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.; ARAI, Y.; IWAI, K.; ARAKI, M.; KAWASHIMA, S.; TERAKADO, M. 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**, v. 95, n. 3, p. 371-7, Mar. 2003.

HIRSCH, E.; WOLF, U.; HEINICKE, F.; SILVA, M. A. G. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in diferente fields of view. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 37, p. 268-273, Jul. 2008.

HOFMANN, E.; SCHMID, M.; LELL, M.; HIRSCHFELDER, U. Cone beam computed tomography and low-dose multislice computed tomography in orthodontics and dentistry. **J Orofac Orthop**, v. 75, n. 5, p.384-398, Aug. 2014.

HOUNSFIELD, G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. **Br J Radiol**, v. 46, n. 552, p. 1016-22, Dec. 1973.

HUDA, W. Dose and Image Quality in CT Radiation Protection Symposium of the North West European RP Societies, Utrecht, **The Netherlands**. 2-5 June 2003.

HUI, C.M.; MACGREGOR, J.H.; TIEN, H.C.; KORTBEEK, J.B. Radiation dose from initial trauma assessment and resuscitation: review of the literature. **Can J Surg**, v. 52, n. 2, p. 147-152, Apr. 2009.

ICRU (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS). **Fundamental quantities and units for ionizing radiation**: ICRU report n. 85, v. 11, n.1, 2011.

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

ICRP-60, INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3), 1991.

ICRP (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION). **Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60**. ICRP Publication 119. ICRP, v. 41, n.1, 2012.

JAJU, P.P.; JAJU, S.P. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. **Imaging Sci Dent**, v. 45, p. 263-5, 2015.

GHADRI, J.R.; KÜEST, S.M.; GOETTI, R.; FIECHTER, M.; PAZHENKOTTIL, A.P.; NKOULOU, R.N.; KUHN, F.P.; PIETSCH, C.; VON SCHULTHESS, P.; GAEMPERLI, O.; TEMPLIN, C.; KAUFMANN, P.A. Image quality and radiation dose comparison of prospectively triggered low-dose CCTA: 128-slice dual-source high-pitch spiral versus 64-slice single-source sequential acquisition. **Int J Cardiovasc Imaging**, v. 28, n. 5. p. 1217-25, Jun. 2012.

KALENDER, W. A. **Computed Tomography: Fundamentals; System Technology; Image Quality; Applications**. 3 ed. Erlangen: Publicis, 2011.

KAMBADAKONE, A.R.; CHAUDHARY, N.A.; DESAI, G.S.; NGUYEN, D.D.; KULKARNI, N.M.; SAHANI, D.V. Low-Dose MDCT and CT enterography of patients with Crohn disease: feasibility of adaptive statistical iterative reconstruction. **AJR Am J Roentgenol**, v. 196, n. 6, p. W743-752, Jun. 2011.

KIM, M.J., PARK, C.H., CHOI, S.J., HWANG, K.H., KIM, H.S. Multidetector computed tomography chest examinations with low-kilovoltage protocols in adults: effect on image quality and radiation dose. **J Comput Assist Tomogr**, v. 33, p. 416-421, May-Jun. 2009.

KOBAYASHI, K.; SHIMODA, S.; NAKAGAWA, Y.; YAMAMOTO, A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 19, n. 2, p. 228-32, Mar-Apr. 2004.

KOIVISTO, J.; KILJUNEN, T.; TAPIOVAARA, M.; WOLFF, J.; KORTESNIEMI, M. Assessment of radiation exposure in dental cone-beam computerized tomography with the use of metal-oxide semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters and Monte Carlo simulations. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.**, v. 114, n. 3, p. 393–400, Sep. 2012.

KOIZUMI, H.; SUR, J.; SEKI, K.; NAKAJIMA, K.; SANO, T.; OKANO, T. Effects of dose reduction on multi-detector computed tomographic images in evaluating the maxilla and mandible for pre-surgical implant planning: a cadaveric study. **Clin Oral Implants Res**, v. 21, n. 8, p. 830-834, Aug. 2010.

LEE, C.; YOON, J.; HAN, S.S.; NA, J.Y.; LEE, J.H.; KIM, Y.H.; HWANG, J.J. Dose assessment in dental cone-beam computed tomography: Comparison of optically stimulated luminescence dosimetry with Monte Carlo method. **PLoS One**, v. 15, n. 3, p. e0219103, Mar. 2020.

LENNON, S.; PATEL, S.; FOSCHI, F.; WILSON, R.; DAVIES, J.; MANNOCCI, F. Diagnostic accuracy of limited-volume cone-beam computed tomography in the detection of periapical bone loss: 360° scans versus 180° scans. **Int Endod J**, v. 44, n. 12, p. 1118-27, Dec. 2011.

LOFTHAG-HANSEN, S. Cone Beam Computed Tomography radiation dose and image quality assessments. **Swed Dent J Suppl**, n. 209, p. 4-55, 2010.

LOUBELE, M.; JACOBS, R.; MAES, F.; SCHUTYSER, F.; DEBAVEYE, D.; BOGAERTS, R.; COUDYZER, W.; VANDERMEULEN, D.; VAN CLEYNENBREUGEL, J.; MARCHAL, G.; SUETENS, P. Radiation dose vs image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. **Radiat Prot Dosimetry**, v. 117, n. 1-3, p. 211-216, 2005.

LUDLOW, J.B.; DAVIES-LUDLOW, L.E.; BROOKS, S.L. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 32, p. 229-234, Jul. 2003.

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

LUDLOW, J.B.; IVANOVIC, M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64- slice CT for oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 106, n. 1, p. 106–114, Jul. 2008.

LUDLOW, J.B.; TIMOTHY, R.; WALKER, C.; HUNTER, R.; BENAVIDES, E.; SAMUELSON D. B.; SCHESKE, M.J. Effective dose of dental CBCT - a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. **Dentomaxillofac Radiol**, v.44, n.1 p. 1-25, Jan. 2015.

LUDLOW, J.B.; WALKER, C. Phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.144, n.6, p. 802–817, Dec. 2013.

MAHESH, M.; SCATARIGE, J.C.; COOPER, J.; FISHMAN, E.K. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. **JR Am J Roentgenol**, v. 177, n. 6, p. 1273-1275, Dec. 2001.

MARCONATO, J.A.; MAZZOLA, A.A.; SANVITTO, P.C.; CARVALHO, A.C.P.; VASQUES, M.V. Redução da dose e aumento da vida útil do tubo de raios X em tomografia computadorizada. **Radiol Bras**, v. 37, n. 5, p. 351-356, Oct. 2004.

MCCOLLOUGH, C.H.; PRIMAK, A.N.; BRAUN, N.; KOFLER, J.; YU, L.; CHRISTNER, J. Strategies for reducing radiation dose in CT. **Radiol Clin North Am**, v. 47, n. 27-40, Jan. 2009.

MCGUIGAN, M.B.; DUNCAN, H.F.; HORNER, K. An analysis of effective dose optimization and its impact on image quality and diagnostic efficacy relating to dental cone beam computed tomography (CBCT). **Swiss Dent J**, v. 128, n. 4, p. 297-316, Apr. 2018.

MILES, D. A. The Future of Dental and Maxillofacial Imaging. **Dent Clin North Am**, v. 52, n. 4, p. 917-928, 2008.

MISCHKOWSKI RA, PULSFORT R, RITTER L, NEUGEBAUER J, BROCHHAGEN HS, KEEVE E, ZÖLLER JE. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 104, n. 4, p. 551-9, Oct. 2007.

MORANT, J.J.; SALVADÓ, M.; HERNÁNDEZ-GIRÓN, I.; CASANOVAS, R.; ORTEGA. R.; CALZADO, A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. **Dentomaxillofac Radiol.**, v. 42, n. 3, p. 92555893, Aug. 2013.

MOZZO, P.; PROCACCI, C.; TACCONI, A.; TINAZZI MARTINI, P.; BERGAMO ANDREIS, I.A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminar results. **Eur Radiol.**, v. 8. n. 9, p. 1558-1564, Nov. 1998.

NBS-85, handbook - **Physical aspects of irradiation**. Washington (DC): US Government Printing Office; 1964. p. 3

OENNING, A.C.; SALMON, B.; VASCONCELOS, K.F.; PINHEIRO NICOLIELO, L.F.; LAMBRICHTS, I.; SANDERINK, G.; PAUWELS, R.; DIMITRA GROUP; JACOBS, R. DIMITRA paediatric skull phantoms: development of age-specific paediatric models for dentomaxillofacial radiology research. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 47, n. 3, p. 20170285, Feb. 2018.

PARENTE, D.B. O risco da radiação no uso indiscriminado da tomografia computadorizada. **Radiol Bras**, v. 46, n. 2 p. V-VI, Mar/Abr. 2013.
PARKS, E.T. Computed tomography applications for dentistry. **Dent Clin North Am**, v. 44, n. 2, p. 371-394, Apr. 2000.

PARNIA, F.; FARD, E.M.; MAHBOUB, F.; HAFEZEQORAN, A.; GAVGANI, F.E. Tomographic volume evaluation of submandibular fossa in patients requiring dental implants. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 109, n. 1, p. e32-36. Jan. 2010.

PAUWELS, R.; BEINSBERGER, J.; COLLAERT, B.; THEODORAKOU, C.; ROGERS, J.; WALKER, A.; COCKMARTIN, L.; BOSMANS, H.; JACOBS, R.; BOGAERTS, R.; HORNER, K. The SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **Eur J Radiol**, v. 81, n. 2, p. 267–271, Feb. 2012.

PAUWELS, R.; ZHANG G. THEODORAKOU, C.; WALKER, A.; BOSMANS, H.; JACOBS, R.; HORNER, K.; The SEDENTEXCT Project Consortium. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle de rotation. **Br J Radiol**, v. 87, n. 1042, p. 1-9, Oct. 2014.

PAUWELS, R.; JACOBS, R.; SINGER, S.R.; MUPPARAPU, M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? **Dentomaxillofac Radiol**, v. 44, n. 1, Jan. 2015.

PINSKY, H.M.; DYDA, S.; PINSKY, R.W.; MISCH, K.A.; SARMENT, D.P. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 35, n. 6, p. 410-16, Nov. 2006.

PODGORSAK, E.B. (Editor). **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

QUERESHY, F.A.; SAVELL, T.A.; PALOMO, J.M. Applications of Cone Beam Computed Tomography in the Practice of Oral and Maxillofacial Surgery. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 66, n. 4, p. 791-796, Apr. 2008.

RYDBERG, J.; LIANG, Y.; TEAGUE, S.D. Fundamentals of multichannel CT. **Radiol Clin North Am**, v. 41, n. 3, p. 465-474, May. 2003.

SCARFE, W.C.; FARMAN, A.G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, v. 72, n. 1, p. 75-80, Feb. 2006.

SCHULZE, D.; HEILAND, M.; THURMANN, H.; ADAM, G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 33, n. 2, p.83–86, Mar. 2004.

SEERAM, E. **Computed Tomography: physical principles, clinical applications and quality control**. 2 ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 2001.

SEZGIN, O.S.; KAYIPMAZ, S.; YASAR, D.; YILMAZ, A.B.; OZTURK, M.H. Comparative dosimetry of dental cone beam computed tomography, panoramic radiography, and multislice computed tomography. **Oral Radiol**, v. 28, n. 1, p. 32–37, Mar. 2012.

SOARES, F.A.P.; PEREIRA, A.G.; FLOR, R.C. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. **Radiol Bras**, v. 44, n. 2, p. 97-103, Apr. 2011.

SPIN-NETO, R.; GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A. Variation in voxel value distribution and effect of time between exposures in six CBCT units. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 43, n. 4, Feb. 2014.

STARCK, G.; LÖNN, L.; CEDERBLAD, A.; ALPSTEN, M.; SJÖSTRÖM, L.; EKHOLM, S. Radiation reduction in CT: application to tissue area and volume determination. **Radiology**, v. 209, n. 2, p. 397-403, Nov. 1998.

SUKOVIC, P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. **Orthod Craniofac Res**, v. 6, Suppl 1, p. 31-36, 2003.

SUOMALAINEN, A.; VEHMAS, T.; KORTESNIEMI, M.; ROBINSON, S.; PELTOLA, J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 37, n. 1, p.10-17, Jan. 2008.

SUR, J.; SEKI, K.; KOIZUMI, H.; NAKAJIMA, K.; OKANO, T.; Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 110, n. 3, p. e29-33, Sep. 2010.

ROTTKE, D.; PATZELT, S.; POXLEITNER, P.; SCHULZE, D. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 42, n. 7, p. 20120417, 2013.

THEODORAKOU, C.; WALKER, A.; HORNER, K.; PAUWELS, R.; BOGAERTS, R.; JACOBS, R.; SEDENTEXCT, Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. **Br J Radiol**, v. 85, n. 1010, p. 153–160, Feb. 2012.

TSIKLAKIS, K.; SYRIOPOULOS, K.; STAMATAKIS, H. C. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, p. 196-201, May. 2004.

TSIKLAKIS, K.; DONTA, C.; GAVALA, S; KARAYIANNI, K.; KAMENOPOULOU, V.; HOURDAKIS, C.J. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. **Eur J Radiol**, v. 56, n. 3, p. 413–417, Dec. 2005.

VAN ASSCHE, N.; VAN STEENBERGHE, D.; GUERRERO, M.E.; HIRSCH, E.; SCHUTYSER, F.; QUIRYNEN, M.; JACOBS, R. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. **J Clin Periodontol**, v. 34, n. 9, p. 816-821, Sep. 2007.

VANDENBERGHE, B. The crucial role of imaging in digital dentistry. **Dent Mater**, v. 36, n. 5, p. 581-591, May. 2020

WINTER, A.A.; POLLACK, A.S.; FROMER, H.H.; KOENIG, L. Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. **N Y State Dent J**, v. 71, n. 4, p. 28-33, Jun-Jul. 2005.

WIDMANN, G.; AL-EKRISH, A.A. Ultralow Dose MSCT Imaging in Dental Implantology. **Open Dent J**, v. 31, n. 12, p. 87-93, Jan. 2018.

XAVIER, A.M.; MORO, J.T.; HEILBRON, P.F. **Princípios básicos de segurança e proteção radiológica**. 3.ed. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.