Universidade Federal do Rio de Janeiro
Instituto de Física

DETERMINAÇÃO DE DOSE EM ÓRGÃOS CRÍTICOS EXPOSTOS AOS RAIOS X EM EXAMES DE RADIOLOGIA PANORÂMICA UTILIZANDO DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE.

Bruno Fabricio de Oliveira Lisboa

Rio de Janeiro
2020

DETERMINAÇÃO DE DOSE EM ÓRGÃOS CRÍTICOS EXPOSTOS AOS RAIOS X EM EXAMES DE RADIOLOGIA PANORÂMICA UTILIZANDO DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE.

Bruno Fabricio de Oliveira Lisboa

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Programa de Graduação em Física Médica da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Claudio Domingues de Almeida

Rio de Janeiro

2020

DETERMINAÇÃO DE DOSE EM ÓRGÃOS CRÍTICOS EXPOSTOS AOS RAIOS X EM EXAMES DE RADIOLOGIA PANORÂMICA UTILIZANDO DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE.

Bruno Fabricio de Oliveira Lisboa

TRABALHO SUBMETIDO À BANCA EXAMINADORA DO INSTITUTO DE FÍSICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE BACHAREL EM FÍSICA MÉDICA

Examinada por:

_____

Dr. Claudio Domingues de Almeida

_____

Dr. Josilene Cerqueira Santos

_____

Dr. Marcus Alexandre Vallim de Alencar

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Oswaldo Lisboa Filho e Jussara Fabricio de Oliveira Lisboa. Dedico também à minha avó, Maria Izabel, que embora não esteja mais aqui comigo, sempre foi e sempre será minha inspiração e melhor amiga. Dedico, ainda, à minha avó Maria Lisboa, outra inspiração.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me sustentado, guiado e iluminado até aqui.

Agradeço às pessoas mais importantes da minha vida, meus pais Peixe e Jussara, sem os quais nada seria possível. Meus “órgãos fomentadores”, não só de dinheiro, mas, principalmente, de energia e amor. Pai, mãe, muito obrigado! Aproveito a oportunidade e agradeço também às minhas avós Marias.

Obrigado aos amigos que conheci ao longo desta jornada e lutaram (porque sim, foi uma luta) comigo durante a graduação. Ao irmão Allan A. da Hora, meu ilustre companheiro desde o primeiro período, toda minha gratidão por todos os momentos. Seu apoio e amizade foram fundamentais para a permanência e conclusão do curso. Você mais do que ninguém entende as mazelas a que fomos submetidos até que este momento chegasse. Agradeço pela parceria também à Flávia Mardegan e à Thamirys Vechy, fechando assim o quarteto mais “multifacetado”, “quase formado” e, digamos, menos unânime do curso. Agradeço também à Mayara Costa, que embarcou comigo nesta jornada chamada Universidade e me acompanhou por diversos momentos tensos na época de física e cálculo, dos quais sinto pouca saudade, confesso. À Stella Mainoth, amiga que me apoiou e incentivou durante toda a graduação. À Bruna Lamis, que esteve nos últimos períodos comigo. Agradeço ainda a todos os amigos que de certa forma contribuíram na minha evolução como estudante, profissional e ser humano.

Sou grato pela imensa oportunidade que tive de me graduar em uma instituição de excelência que é a Universidade Federal do Rio de Janeiro. Espero um dia retribuir à sociedade todo investimento feito em mim. Sou grato também pelos professores que tive, em especial o professor Carlos Zarro, que muito me ajudou e orientou sempre que precisei. Um professor que com certeza se tornou um amigo.

Agradeço ao meu orientador Claudio Domingues por todo ensinamento da prática profissional. Obrigado pela paciência e por estar sempre disposto a me ajudar. Agradeço ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria por toda estrutura disponibilizada para a realização deste trabalho. Agradeço também aos colaboradores do departamento de dosimetria (em especial ao professor Vallim e à Rosangela). Ao Hugo e ao Arnaldo do DIFME pelas ajudas prestadas no decorrer deste trabalho.

Agradeço também à toda equipe de profissionais do setor de Radiologia Odontológica da Policlínica Piquet Carneiro, da UERJ, em especial à Bia (doutora Beatriz) e ao Doutor Marcelo, que me receberam de portas abertas e possibilitaram que este trabalho fosse realizado.

E por fim, agradeço ao CNPq pelo apoio financeiro.

RESUMO

A radiografia panorâmica é a modalidade de exame que permite analisar estruturas como o complexo mandibular, maxilar e os dentes em uma só imagem e por isto é uma técnica bastante recorrente no processo de diagnóstico de condições ortodônticas. As doses de radiação devidas à radiografia odontológica são relativamente baixas quando comparadas a outras modalidades de radiografias médicas. Entretanto, por considerar a radiossensibilidade de alguns órgãos críticos, sua interação com a radiação ionizante pode ter algum efeito prejudicial, ainda mais considerando os efeitos biológicos estocásticos da radiação, que independem de um limiar de dose. Desta forma, a dosimetria na área odontológica é importante. O objetivo deste estudo foi determinar a dose absorvida nos órgãos críticos (glândulas salivares, tireoide, hipófise e cristalinos) expostos durante o exame de radiologia panorâmica convencional e digital. A dose foi medida utilizando dosímetros termoluminescentes, calibrados no ar e utilizando um meio espalhador. Os resultados na modalidade convencional mostraram que em ambos os casos o fator de calibração é igual. Os TLD foram colocados em espaços correspondentes ao tecido de interesse em um simulador antropomórfico (simulador Aton). Os órgãos críticos que absorveram maior quantidade de radiação foram as glândulas salivares, com destaque para a parótida. A dose na tireoide pode receber contribuição da radiação primaria, porém com a colimação adequada deveria absorver somente radiação secundária. As doses absorvidas na hipófise e as doses de entrada na pele nos cristalinos são devidas apenas a radiação secundária. Ocorreu uma tendência de doses maiores nos exames realizados em equipamentos convencionais, ao contrário do que é encontrado na literatura.

ABSTRACT

Panoramic radiography is the examination that allows us to analyze structures such as the mandibular complex, maxillary and teeth in a single image and is therefore a very recurrent technique in the process of diagnosing orthodontic conditions. Radiation doses due to dental radiography are relatively low when compared to other types of medical radiography. However, considering the sensitivity to radiation of some critical organs, their interaction with ionizing radiation may have some harmful effects, especially considering the stochastic biological effects of radiation, which are independent of a dose threshold. Thus, dosimetry in the dental area is important. The objective of this study was to determine the absorbed dose by the critical organs (salivary, thyroid, pituitary glands and eyes) exposed during conventional and digital panoramic radiology examination. The dose was measured using thermoluminescent dosimeters, calibrated in air and using a spreader medium. The results in the conventional modality showed that in both cases the calibration factor was equal. The TLDs were placed in spaces corresponding to the tissue of interest in a patient simulator (phantom Aton). The critical organs that absorbed the greatest amount of radiation were the salivary glands, especially the parotid. The thyroid dose may receive a contribution from primary radiation, but with adequate collimation it should absorb only secondary radiation. The absorbed doses in the pituitary gland and the entrance skin doses on eyes are due only to secondary radiation. There has been a trend towards higher doses in tests performed on conventional equipment, contrary to what is found in the literature.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação esquemática de um tubo de raios X.

Figura 2: Parâmetro de impacto b: distância da trajetória do elétron até o núcleo.

Figura 3: Energias dos raios X gerados, dependendo do parâmetro de impacto b.

Figura 4: Espectro contínuo de raios X sem filtro e com filtro. A janela do tubo de raios X já funciona como um filtro e corta fótons de baixa energia.

Figura 5: Representação esquemática da produção de raios X característicos.

Figura 6: Espectro de raios X contínuo e discreto com os picos característicos α e β.

Figura 7: Representação esquemática do efeito Compton.

Figura 8: Radiografia panorâmica.

Figura 9: representação esquemática do funcionamento de uma radiografia panorâmica.

Figura 10: Representação esquemática dos centros de rotação; (a) dois centros fixos; (b) três centros fixos; (c) centro em movimento contínuo; e (d) combinação de três centros de rotação fixos e um em movimento.

Figura 11: Processo de formação da imagem.

Figura 12: Equipamentos de radiografia panorâmica (a) convencional com um porta chassi adequado para uso de filme e (b) digital, com um sensor CCD.

Figura 13: Esquema representativo de grandezas utilizadas na área radiológica e a relação entre as grandezas operacionais e limitantes.

Figura 14: Processo de termoluminescência.

Figura 15: leitor termoluminescente.

Figura 16: Localização da tireoide.

Figura 17: Localização das glândulas salivares.

Figura 18: Aparelho de radiografia convencional panorâmica Sirona Ortophos 3.

Figura 19: Comando do equipamento mostrando os parâmetros técnicos.

Figura 20: (a) Aparelho de radiografia digital panorâmica OP200D. (b) Detalhe dos parâmetros técnicos mostrados no monitor após a irradiação.

Figura 21: (a) Leitora automática Harshaw 5500; (b) Disco com capacidade para 50 TLD; (c) Estojo para transporte e armazenamento do TLD 100H.

Figura 22: Sistema dosimétrico utilizado no experimento; (a) Câmara de ionização tipo lápis; (b) Eletrômetro; (c) simulador cilíndrico de polimetilmetacrilato.

Figura 23: comparativo entre os tamanhos do cilindro de PMMA e o simulador antropomórfico.

Figura 24: (a) Câmara de ionização inserida no centro do cilindro; (b) Simulador cilíndrico de PMMA com os TLD no suporte posicionados no centro.

Figura 25: Suporte de TLD para a calibração.

Figura 26: configuração experimental para medir a dose sem espalhamento.

Figura 27: Simulador antropomórfico de cabeça e pescoço com a numeração das fatias.

Figura 28: Fatia do simulador Atom com detalhe dos pinos ajustáveis

Figura 29: (a) Detalhe das fatias do Simulador; (b) Simulador montado e posicionado para ser radiografado.

Figura 30: Configurações experimentais simulando um exame de radiologia panorâmica. Simulador Aton posicionado no lugar do paciente para execução da radiografia (a) panorâmica convencional e (b) panorâmica digital.

Figura 31: Distribuição da radiação ao longo do suporte utilizado para calibração de TLD utilizando o meio espalhador.

Figura 32: Distribuição da radiação com corte dos pontos extremos.

Figura 33: Distribuição da radiação ao longo do suporte utilizado para calibração de TLD sem utilizar o meio espalhador.

Figura 34: Distribuição da radiação com corte dos pontos extremos.

Figura 35: Doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica convencional.

Figura 36: Doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica digital.

Figura 37: Resultados de dose absorvida em órgãos críticos medidas nas tecnologias de radiologia panorâmica convencional e digital.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Fatores de ponderação dos órgãos ou tecidos segundo a ICRP-103.

Tabela 2: Comparação dos níveis de dose efetiva entre diversas modalidades de radiografia.

Tabela 3: Comparação entre os níveis de doses efetivas e risco de desenvolvimento de tumor entre as várias modalidades de radiografia.

Tabela 4: Técnicas pré-estabelecidas disponíveis para cada incidência radiográfica.

Tabela 5: Resumo do TTP: *Time Temperature Profile setup* – configurações para leitura e recozimento dos dosímetros termoluminescentes.

Tabela 6: Posição do TLD nos órgãos críticos em cada fatia.

Tabela 7: Fatores de calibração obtidos com e sem espalhamento nas tecnologias de radiologia panorâmica convencional e digital.

Tabela 8: Doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica convencional.

Tabela 9: Comparação de doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica convencional.

Tabela 10: Doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica digital.

Tabela 11: Comparação de doses absorvidas nos órgãos críticos medids em radiografia panorâmica digital.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 1
2. OBJETIVO 7
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 7
3.1. RAIOS X E PRODUÇÃO DE RAIOS X 7
3.2. INTERAÇÃO DOS RAIOS X COM A MATÉRIA 12
3.2.1. EFEITO FOTOELÉTRICO 12
3.2.2. ESPALHAMENTO COERENTE OU EFEITO RAYLEIGH 13
3.2.3. ESPALHAMENTO INCOERENTE OU EFEITO COMPTON 13
3.3. RADIOGRAFIA ODONTOLÓGICA PANORÂMICA 15
3.4. ATENUAÇÃO 18
3.5. GRANDEZAS FÍSICAS E UNIDADES 19
3.5.1. GRANDEZAS FÍSICAS 21
3.5.2. GRANDEZAS DE RADIOPROTEÇÃO 23
3.6. DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE 24
3.6.1. INSTRUMENTAÇÃO 27
3.7. EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO 27
3.8. ÓRGÃOS CRÍTICOS 29
4. METODOLOGIA 31
4.1. EQUIPAMENTO CONVENCIONAL 31
4.2. EQUIPAMENTO DIGITAL 34
4.3. DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES 35
4.3.1. DETERMINAÇÃO DA RADIAÇÃO DE FUNDO OU *BACKGROUND* 35
4.3.2. TRATAMENTO TÉRMICO, LEITURA E RECOZIMENTO DOS TLD 35
4.3.3. FATOR DE SENSIBILIDADE 36
4.4. DETERMINAÇÃO DO FATOR DE CALIBRAÇÃO 37
4.4.1. FATOR DE CALIBRAÇÃO COM MEIO ESPALHADOR 37
4.4.2. FATOR DE CALIBRAÇÃO SEM O MEIO ESPALHADOR 40
4.5. MEDIÇÃO DA DOSE NOS ÓRGÃO CRÍTICOS 41
4.6. AVALIAÇÃO DE INCERTEZAS 46
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO 48
5.1. FATOR DE CALIBRAÇÃO 51
5.2. DOSES ABSORVIDAS NOS ÓRGÃOS 51
5.2.1. PANORÂMICA CONVENCIONAL 51
5.2.2. PANORÂMICA DIGITAL 54

6. CONCLUSÃO 59
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 61

1. INTRODUÇÃO

A radiação ionizante tem aplicação em diversas áreas, inclusive na medicina. Diagnóstico por imagem (radiodiagnóstico), medicina nuclear e radioterapia são os três principais exemplos de sua utilização médica, cada uma com suas particularidades e objetivos próprios. O radiodiagnóstico é a aplicação dos raios X para a formação de imagens para o diagnóstico.

Radiação pode ser entendida como a propagação de energia no espaço em forma de onda ou partícula. Ela é classificada em não ionizante e ionizante. Aquela que possui energia suficiente para romper o potencial de ionização de átomos e moléculas (e, portanto, consegue arrancar elétrons dos materiais com os quais ela interage), é chamada de radiação ionizante [1, 2].

Os raios X são ondas ionizantes (fótons com alta energia), de natureza eletromagnética, que são produzidos numa ampola conhecida como tubo de raios X. Uma maneira comum de emitir radiação é fazer partículas carregadas colidirem com um núcleo [3]. De fato, é o que ocorre no interior de um tubo de raios X, onde nas extremidades existem dois eletrodos metálicos, um positivo e outro negativo. Os raios X são gerados quando se é aplicada uma diferença de potencial (ddp) entre os dois eletrodos e as partículas carregadas (elétrons) aceleradas se chocam com o alvo (eletrodo positivo). A interação coulombiana entre os elétrons acelerados e o campo nuclear provoca a brusca desaceleração deles (bremsstrahlung). A energia cinética é transformada em calor e radiação eletromagnética. A radiação produzida possui um espectro contínuo em energia [2, 3, 4].

No radiodiagnóstico, a diferença de potencial aplicada entre os eletrodos presentes no tubo de raios X abrange uma faixa que vai de 20 quilovolts (kV) a 120 kV [2, 5]. Esta área, como o nome sugere, utiliza a radiação indiretamente ionizante (fótons) para gerar imagens de estruturas anatômicas internas com objetivo de diagnosticar doenças. Ela abrange os sistemas de radiografia médica e odontológica, dentre os quais se destacam o raio X geral, a mamografia, a tomografia computadorizada (CT), a fluoroscopia e as radiografias odontológicas intraoral e extraoral [2].

A restrição do uso médico da radiação apenas à região dental, mandibular, maxilar e facial resultou no desenvolvimento da radiologia odontológica, a qual é classificada em intraoral e extraoral, de acordo com a localização do sistema receptor

de imagem, que deve ser posicionado dentro da boca no intraoral ou fora dela no sistema de imagem extraoral [7].

A radiografia intraoral permite a visualização dos dentes e de tecidos de suporte (estruturas periodontais) em detalhe [8]. Já a imagem gerada por um sistema extraoral permite que todos os dentes e suas estruturas de suporte sejam mostrados em uma única imagem [7, 8]. Como exemplo de intraoral, pode-se citar as técnicas periapical, interproximal e oclusal. Os exames extraorais abrangem a técnica lateral oblíqua, radiografias de crânio e do complexo maxilofacial, cefalométrica, tomografia de feixe cônico e radiografia panorâmica.

A panorâmica foi desenvolvida com o objetivo de produzir uma imagem que se aproximasse do formato de ferradura da arcada dentária. Trata-se de uma modalidade que emprega o princípio da tomografia rotacional de feixe estreito, com dois ou mais centros de rotação [8]. A imagem é formada pela rotação sincronizada do tubo e do receptor ao redor da cabeça do paciente [7].

Esta técnica extraoral é recomendada, segundo o documento inglês '*Selection Criteria in Dental Radiography'* [9], nos casos em que a intraoral não possibilita a completa visualização da lesão no dente ou quando se quer avaliar o suporte ósseo periodontal, além de ser utilizada para verificar fraturas de todas as partes da mandíbula, verificar lesões no seio maxilar, além de diagnosticar lesões destrutivas das superfícies articulares da articulação temporomandibular (ATM) [8, 9].

Em ciência e tecnologia é necessária a definição de grandezas e unidades. Na área da radiação ionizante as unidades utilizadas foram definidas pelas Comissões Internacionais de Proteção Radiológica (ICRP) e de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) [10]. Foram estabelecidas as grandezas dosimétricas (fluência, fluxo, kerma e dose absorvida) e as de radioproteção (dose equivalente e dose efetiva).

Como radiação é a propagação de energia, é razoável imaginar que, ao interagir com os materiais, alguma porcentagem de sua energia seja transmitida para certa unidade de massa do material, independentemente de como ocorra a interação. Surge, assim, o conceito de dose absorvida [12, 13]. Quando o material com o qual ela interage é um tecido biológico, fica evidente o risco que a deposição de energia oferece àquele conjunto de células, visto que esta dose pode induzir mudanças químicas e biológicas na estrutura da célula, o que pode causar algum dano ao material biológico [2]. A interação da radiação ionizante com o tecido biológico pode

provocar reações do organismo, que são os efeitos biológicos da radiação ionizante [7]. Eles são classificados em estocásticos e determinísticos.

Considerando os efeitos nocivos aos sistemas biológicos atribuídos à radiação ionizante, todos os equipamentos que emitam radiação (aparelhos de raios X) devem seguir rigorosos critérios de funcionamento e serem submetidos a testes periódicos de desempenho. No Brasil, foi publicada em 1998 a Portaria 453 do Serviço de Vigilância Sanitária – Ministério da Saúde (SVS-MS), que regula o uso da radiação ionizante para o diagnóstico médico e odontológico [14]. Esta portaria foi substituída, em dezembro de 2019, pela RDC 330, que também regula e estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista [15]. Mais que somente os testes de desempenho do equipamento, a portaria dispõe também sobre os princípios de proteção radiológica, que são três: justificação, otimização das doses e dos sistemas e limitação das doses. Todos estes princípios têm por objetivo garantir o uso seguro da radiação e a proteção de quem fica exposto a ela [13, 14, 15, 16].

A dose de radiação gerada por aparelhos de radiologia odontológica panorâmica é considerada baixa [16] quando comparada com outras técnicas de radiografia médica. Estudos mostram que a dose efetiva - que é a grandeza para determinação de dose de corpo inteiro - em tomografia médica (CT de cortes múltiplos) da região da mandíbula ou da maxila atinge níveis que vão de 100 µSv a 3324 µSv, enquanto a radiografia panorâmica apresenta valores de dose efetiva que variam entre 3,85 µSv e 30 µSv [16].

Ainda que as doses de radiação originadas pela panorâmica atinjam níveis relativamente baixos, o uso da radiação ionizante deve ser devidamente justificado [13, 14, 15, 16], considerando a probabilidade de ocorrência dos efeitos biológicos. A justificação prevê que a radiação ionizante seja usada somente em casos cujo benefício de seu uso sobreponha seu possível malefício. De acordo com o documento "*European guidelines on radiation protection in dental radiology – The safe use of radiographs in dental practice*" [16], o risco de desenvolvimento de câncer induzido por radiografia panorâmica varia de 0,21 a 1,9 casos por milhão na população. Este valor é bem menor que o risco de desenvolvimento de câncer por tomografia de múltiplos cortes (que pode chegar a 242 casos por milhão) e um pouco maior que o risco do uso de radiografia intraoral (0,02 a 0,6 casos por milhão).

Alguns órgãos apresentam alta sensibilidade à radiação (radiossensível), enquanto outras estruturas são resistentes a ela (radiorresistente). A sensibilidade de uma célula está relacionada a alguns fatores como o seu grau de diferenciação e até mesmo à fase da divisão celular pela qual ela passa naquele momento de interação com os raios X, além de depender também de seu estado metabólico (ou fisiológico) e de sua constituição genética [1, 17]. Um tecido pluripotente, por exemplo, é pouco diferenciado (não especializado) e possui alta sensibilidade à radiação. Por outro lado, um tecido muito diferenciado, tipo o neurônio - que sofre muito pouca divisão celular - é pouco sensível à radiação [17].

Na região da cabeça e pescoço há tecidos epiteliais glandulares, que além de revestirem, formam glândulas. Os tecidos epiteliais glandulares são constituídos por células que são especializadas em secretar hormônios [18]. Células especializadas em secreção possuem seu metabolismo elevado, o que pode indicar alta radiossensibilidade. A hipófise e a tireoide, por exemplo, são importantes no funcionamento do sistema endócrino [19]. Já as parótidas, submandibulares e sublinguais, que em conjunto formam as glândulas salivares, são órgãos anexos ao sistema digestivo [20].

Numa radiografia, os órgãos ou tecidos que são expostos à radiação primária e/ou secundária (espalhada), mas que não são objetos de estudo daquele exame, são chamados órgãos críticos. Num exame odontológico panorâmico são considerados órgãos críticos a glândula tireoide, as glândulas salivares (que são compostas pelas glândulas parótidas, submandibulares e sublinguais) e o cristalino [11]. A hipófise pode ser atingida pelo feixe de radiação e, por isto, é também considerada órgão crítico.

No Brasil, o câncer de tireoide, segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA), é o mais comum da região da cabeça e pescoço e tem como uma das causas a exposição à radiação, mesmo que em baixa dose. Em 2018, foram estimados 9610 novos casos, sendo 1570 casos em homens e os 8040 casos restantes em mulheres [21].

O câncer de glândulas salivares, por outro lado, é raro, representando cerca de 1% dos casos de câncer. No Brasil, não há uma estatística da incidência deste tipo de doença, porém o INCA dispõe dados sobre o câncer de boca, dentro do qual se enquadram tumores que afetam estruturas da boca [22, 23]. Segundo Susan Preston-Martin, aproximadamente 80% dos tumores em glândulas salivares ocorrem nas

parótidas [26]. Existem estudos relacionando o surgimento deste tipo de câncer com a radiação ionizante, principalmente após procedimentos radioterápicos [24] ou após as exposições às bombas nucleares. Existem também aqueles que relacionam a indução do câncer com a radiologia odontológica [25, 26].

Existem diversos instrumentos capazes de detectar a radiação ionizante. Estes instrumentos são denominados dosímetros. O dosímetro mais utilizado para medir a radiação em órgãos críticos utilizando um simulador antropomórfico tecido equivalente é o dosímetro termoluminescente (TLD) [11]. Os TLD são materiais de pequenas dimensões compostos por uma rede cristalina que armazena a energia da radiação e, quando aquecido, a libera em forma de luz. Existem disponíveis comercialmente diversos tipos de TLD, entre eles os TLD 100 e TLD 100H, que são os mais utilizados. Os dois são compostos de fluoreto de lítio, porém a dopagem química é diferente: o TLD 100 é dopado com titânio e magnésio, enquanto o TLD 100H é dopado com magnésio, fósforo e cobre. Eles são úteis na medição da dose absorvida justamente por causa de sua dimensão. O documento nº 457 da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) [12] fornece informações para se realizar a dosimetria em radiodiagnóstico, inclusive utilizando a dosimetria termoluminescente.

Utilizando TLD 100, Ludllow et al. (2003) obtiveram as doses absorvidas nas glândulas salivares em CBCT e panorâmica: em radiografias de CBCT, a parótida recebeu 1705 µGy de dose absorvida enquanto a submandibular recebeu 1790 µGy e a sublingual 1550 µGy. Na radiografia panorâmica, a dose absorvida na parótida foi igual a 740 µGy, na submandibular foi igual a 625 µGy e na sublingual foi igual a 540 µGy [27].

Um TLD deve apresentar algumas características desejáveis para que sua aplicação na dosimetria seja proveitosa: sua resposta deve ser reprodutível e linear com a dose, além de possuir estabilidade para que o sinal não seja perdido ao longo do tempo [28, 29, 30]. É requerido que o número atômico efetivo seja próximo do tecido humano também. Considerando estes parâmetros, o TLD 100H se apresenta como um bom monitor de dose, pois, como mostrado por alguns trabalhos, ele apresenta maior eficiência na detecção de doses baixas quando comparado ao TLD 100, que é o mais utilizado comercialmente.

Em seu trabalho, Oliveira et al. (2010) mostraram que as respostas dos TLD 100 e TLD 100H em relação aos valores de kerma são lineares. Eles avaliaram ainda

a dependência energética dos TLD para tensões aplicadas em mamógrafos, em radiografias de tórax, abdome e crânio, além de também utilizarem radiografia odontológica intraoral. No mamógrafo, foi aplicada tensão de 28 kVp e produto corrente tempo igual a 37,6 mAs. Nas radiografias de tórax, a técnica utilizada foi com tensão igual a 77 kVp e produto corrente tempo igual a 8mAs; para abdome e crânio, a tensão foi igual a 81 kVp e o produto corrente tempo foi igual a 32e 20 mAs, respectivamente. Já na radiografia intraoral foi utilizado um feixe com tensão igual a 80 kVp durante 1,2 s. Eles concluíram que as incertezas nas respostas dos TLD 100H são menores, de modo que ele apresenta maior eficiência em relação ao TLD 100, considerando a faixa efetiva de raios X avaliada [30].

Freire et al. (2008) em seu trabalho compararam o TLD 100 e o TLD 100H quanto à linearidade e em relação à dependência energética. Desta vez, a avaliação foi feita para monitoração de extremidade. Foram utilizadas qualidades de feixes de raios X com energias que variaram entre 24,6 keV e 100 keV e feixes nas faixas de energia do ^{60}Co (1332 keV) e ^{137}Cs (662 keV). Eles concluíram que ambos os dosímetros apresentam comportamento linear. Ainda segundo eles, o TLD 100 apresenta maior dependência energética que o TLD 100H, além de concluírem também que o TLD 100H apresenta menor variação na resposta para as energias estudadas [31].

Mah et al. (2003) mediram a dose absorvida nas glândulas salivares (parótida, submandibular e sublingual) utilizando TLD 100 em simulações de radiografias de um simulador antropomórfico realizadas em aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT). A dose absorvida na parótida foi igual a (1300 ± 100) µGy, na submandibular foi igual a (1400 ± 82) µGy e na sublingual foi igual a (1350 ± 100) µGy. Compararam as doses absorvidas de CBCT com as doses absorvidas originadas por radiografia panorâmica: na parótida o valor de dose absorvida obtido foi igual a 291 µGy, na submandibular foi igual a 183 µGy e na sublingual, 104 µGy. Além disso, eles compararam também aos valores de dose absorvida que foram obtidos por exames feitos em diferentes modelos de CT médico: um exame de mandíbula realizado em um tomógrafo médico pode expor o paciente a doses que variam de 9641 µGy a 35.000 µGy [32].

Um serviço de radiologia deve possuir um sistema de garantia da qualidade (GQ). Mais do que apenas o controle de qualidade (CQ) dos equipamentos, previsto

na RDC 330, deve estar incluído neste programa protocolos de execução dos procedimentos de CQ e ações de proteção radiológica.

A otimização do sistema, por exemplo, é uma ação de proteção radiológica que pretende relacionar a quantidade de radiação utilizada à qualidade da imagem radiográfica. Existem, para isto, os critérios de qualidade de imagem, que são as condições mínimas que uma radiografia deve apresentar para que ela seja útil ao diagnóstico. São avaliados neste teste parâmetros como ausência de contato da língua com o palato, posicionamento do paciente e contraste da imagem [34].

A dosimetria é importante do ponto de vista da proteção radiológica porque permite mensurar a quantidade de radiação que um dado órgão recebe. Com a informação da dose recebida e analisando as imagens, esforços podem ser feitos para que o sistema seja otimizado e, assim, garanta que o aparelho funcione de maneira a gerar imagens com qualidade diagnóstica sem superexpor os pacientes.

2. OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é medir a dose absorvida em órgãos críticos expostos aos raios X em exames de radiologia panorâmica odontológica utilizando TLD em um simulador antropomórfico de cabeça.

Determinar o protocolo de calibração dos TLD para medida da dose nos órgãos, considerando a exposição dos TLD com e sem espalhamento.

Determinar o órgão crítico mais exposto ao exame de radiologia panorâmica.

Comparar as doses de radiação entre as modalidades de tecnologia convencional e digital.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. RAIOS X E PRODUÇÃO DE RAIOS X

A radiação ionizante é caracterizada por sua capacidade de causar excitação e/ou ejeção (ionização) de elétrons dos átomos e moléculas. Os raios X são ondas de natureza eletromagnéticas capazes de ionizar os átomos e moléculas com os quais interage, sendo, portanto, um tipo de radiação ionizante. Eles são fótons emitidos quando partículas carregadas (elétrons) transitam entre as camadas atômicas

(mudança de nível energético) – raios X característicos - ou perdem energia cinética devido às interações coulombianas com o núcleo – *bremsstrahlung* ou radiação de freamento [5].

A produção de raios X ocorre no tubo ou ampola de raios X. O tubo é composto por dois eletrodos, um positivo (anodo) e outro negativo (catodo), envolvidos por um vidro, dentro do qual se faz vácuo. O catodo é formado por um filamento de tungstênio, que ao ser aquecido emite elétrons (efeito termoiônico). O anodo, que pode ser composto por diferentes metais (mas normalmente é de tungstênio), atua como alvo e fica amparado numa placa de cobre, que serve como dissipador de calor. Ao ser aplicada uma diferença de potencial entre os eletrodos, os elétrons livres gerados no catodo são acelerados em direção ao alvo, com o qual colidem (figura 1) [1, 8].

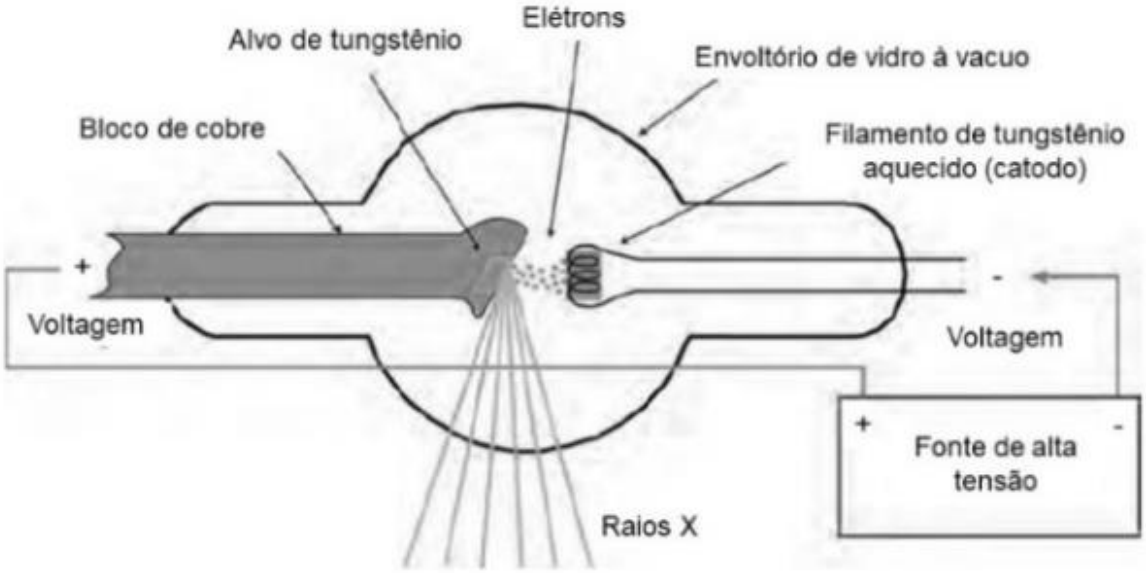


Figura 1: representação esquemática de um tubo de raios X.

Fonte: Bushberg (2012).

A interação de partículas carregadas com campos coulombianos pode ser classificada em função do seu parâmetro de impacto clássico b, que representa a distância entre a trajetória inicial das partículas e o alvo (figura 2). Se a distância b for muito maior que o raio atômico a (b >> a), a colisão será suave; se b for aproximadamente da dimensão do raio a (b ~ a), a colisão será forte. Caso o parâmetro b seja menor que as dimensões de a, a colisão se dará com o campo nuclear [1].

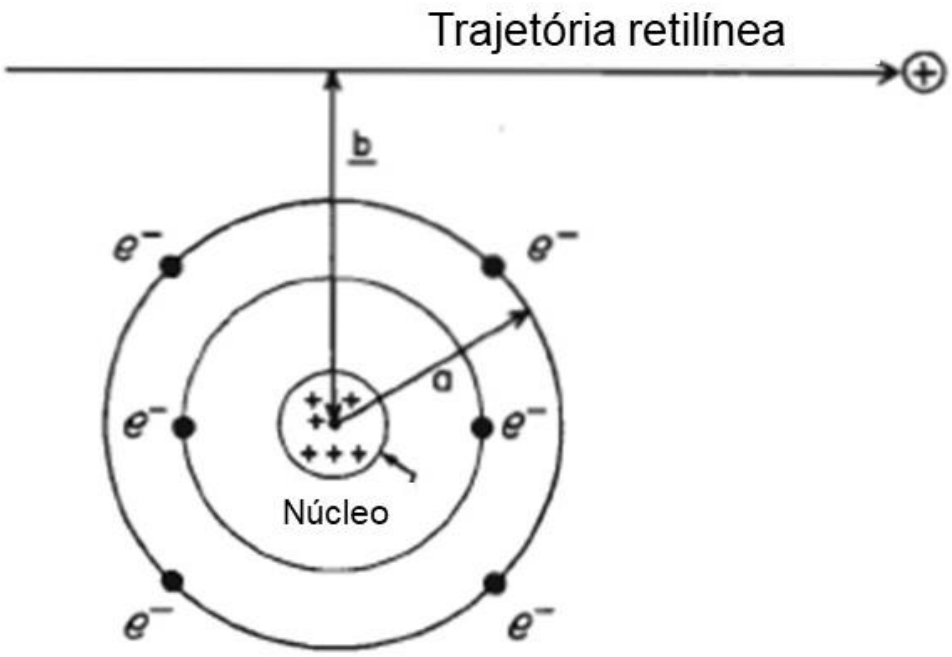


Figura 2: Parâmetro de impacto b: distância da trajetória do elétron até o núcleo.

Fonte: Attix (1986)

A energia dos raios X gerados será dependente do parâmetro de impacto b, como mostra a figura 3.

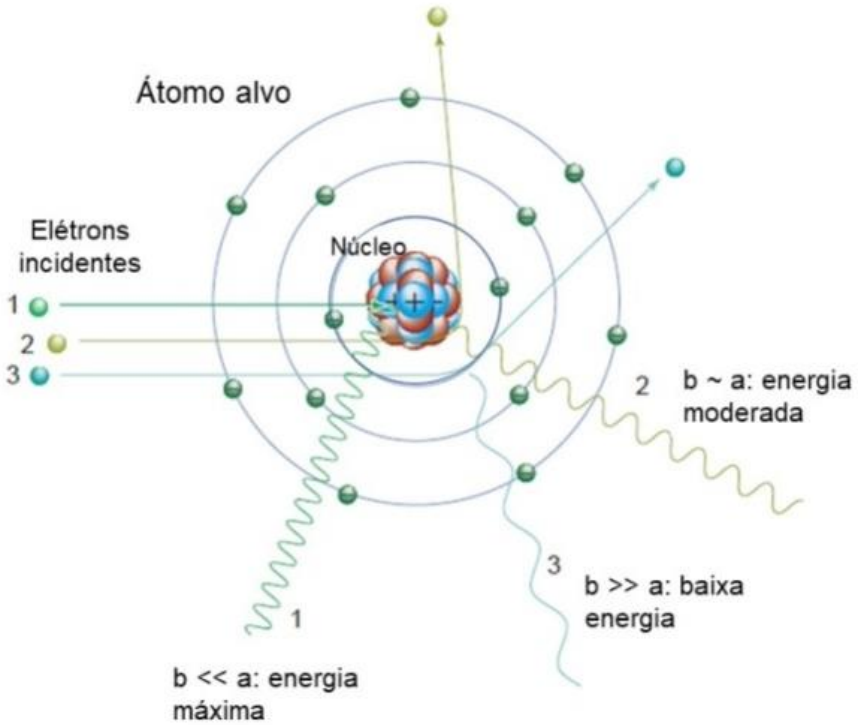


Figura 3: energias dos raios X gerados, dependendo do parâmetro de impacto b.

Fonte: Bushberg (2012).

A energia dos raios X gerados será tão maior quanto menor for a distância b. Isso ocorre porque a desaceleração dos elétrons é proporcional à intensidade da interação: quanto mais próximo de um campo nuclear, por exemplo, maior será a interação coulombiana e, consequentemente, maior será a perda de energia cinética que os elétrons sofrerão, originando assim fótons energéticos. Porém, a probabilidade de interação diminui e a produção de raios X é igualmente baixa [1].

Graficamente, é possível mostrar o espectro *bremsstrahlung* (ou contínuo), que representa a distribuição dos raios X em função da energia dos elétrons. O espectro *bremsstrahlung* sem filtração mostra uma relação inversamente proporcional entre o número de fótons produzidos e sua energia. Já o espectro filtrado não apresenta fótons com energia menores que certo valor porque o filtro corta os fótons de baixa energia. O número relativo de fótons atinge o seu máximo em aproximadamente 1/3 a ½ da energia máxima. A figura 4 mostra um espectro contínuo com e sem filtro.

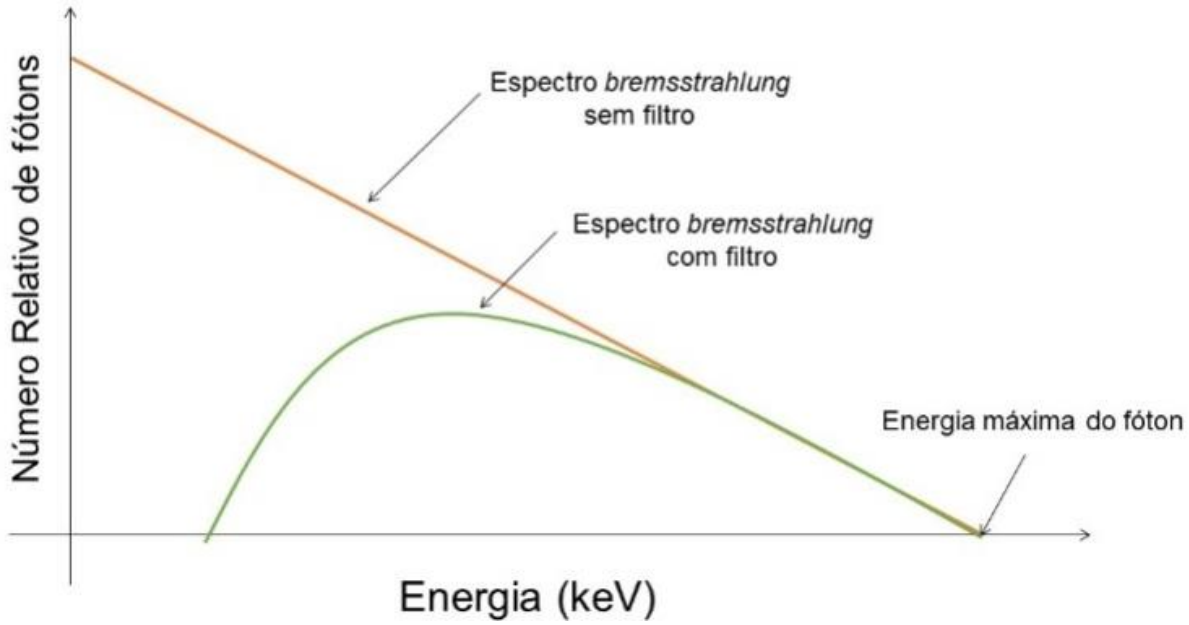


Figura 4: Espectro contínuo de raios X sem filtro e com filtro. A janela do tubo de raios X já funciona como um filtro e corta fótons de baixa energia.
Fonte: Bushberg (2012).

Há também a probabilidade de aparecerem nos espectros de raios X picos discretos de energia. Esses picos são os raios X característicos. Eles são assim chamados porque são dependentes do material do alvo e das energias de ligação dos elétrons às camadas atômicas. Os raios X característicos aparecem como

consequência de transições que ocorrem entre as camadas eletrônicas do metal: quando o elétron incidente tem energia suficiente para romper as energias de ligação dos elétrons de algum nível - por exemplo, o nível K - e arrancá-lo, abrindo um buraco ali, outros elétrons de outras camadas (camada L) tendem a ocupar aquele buraco, saltando de uma camada para outra. Este salto entre potenciais de energia diferentes produz a liberação do excesso de energia em forma de raios X.

$$\Delta E = E_K - E_L \qquad (2.1)$$

A diferença de energia é calculada pela equação 2.1, onde E_K é a energia da camada final (K) e E_L, a energia da camada L. A figura 5 mostra que o elétron incidente transfere energia para um elétron da camada K, que é ejetado. Elétrons da camada L ocupam o buraco deixado pelo elétron ejetado. O excesso de energia é emitido em forma de radiação característica X.

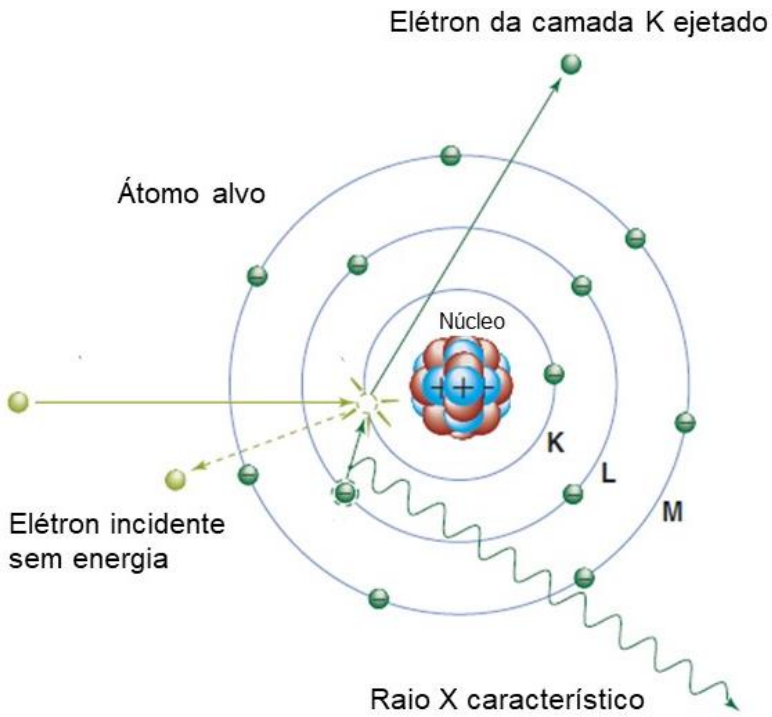


Figura 5: Representação esquemática da produção de raios X característicos.
Fonte: Bushberg (2012).

Se a transição ocorre entre camadas adjacentes (L-K, por exemplo), ela é chamada de transição α. Se ela ocorre entre camadas não adjacentes (M-K), a

transição é nomeada β. O espectro mostrado na figura 6 indica os picos de radiação característicos K_α e K_β gerados numa interação elétron-átomo. Ao espectro de raio X é somada uma linha característica.

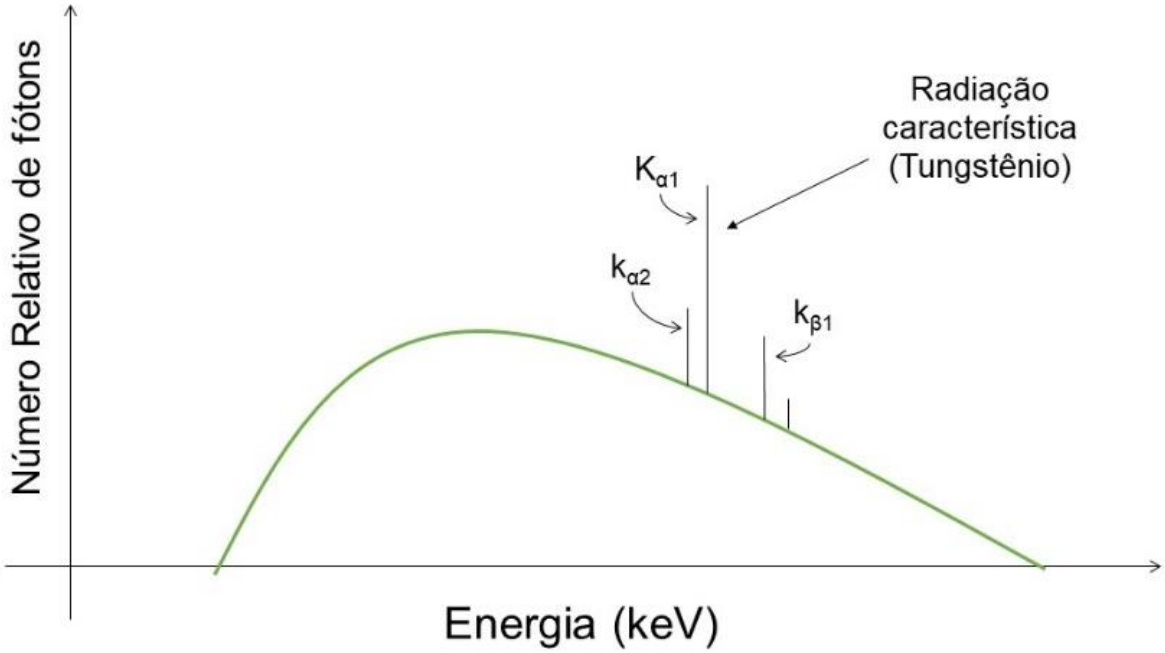


Figura 6: Espectro de raios X contínuo e discreto com os picos característicos α e β.
Fonte: Bushberg (2012).

3.2. INTERAÇÃO DOS RAIOS X COM A MATÉRIA

Os fótons de raios X podem interagir com a matéria de maneiras distintas. Dependendo da energia do feixe gerado e do material do meio, a interação ocorrerá através de efeito fotoelétrico, espalhamento coerente (ou efeito Rayleigh), espalhamento incoerente (efeito Compton) ou produção de pares [1, 2, 6].

3.2.1. EFEITO FOTOELÉTRICO

O efeito fotoelétrico se caracteriza pela doação completa da energia dos fótons aos elétrons com os quais eles interagem. Os elétrons são, portanto, ejetados do átomo com energia cinética igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron ao átomo.

$$k = h\eta - E_e \qquad (2.2)$$

Onde k é a energia cinética do elétron ejetado, $h\eta$ é a energia do fóton incidente e E_e é a energia de ligação do elétron ao átomo.

Para que o efeito fotoelétrico ocorra, é necessário que a energia do fóton incidente seja igual ou superior à energia de ligação do elétron.

3.2.2. ESPALHAMENTO COERENTE OU EFEITO RAYLEIGH

Este efeito ocorre primordialmente para baixas energias de fótons incidentes em um átomo. Ao contrário do que acontece nos efeitos fotoelétrico e Compton, a interação no efeito Rayleigh ocorre com o átomo todo. Neste caso os elétrons não são ejetados, mas eles são excitados pela energia incidente, o que os fazem vibrar em fase. A nuvem eletrônica reemite essa energia em forma de fóton com a mesma energia do fóton incidente, com um ângulo de saída levemente diferente do de entrada.

3.2.3. ESPALHAMENTO INCOERENTE OU EFEITO COMPTON

Também chamado de espalhamento inelástico, a interação entre a matéria e os fótons na faixa de energia do radiodiagnóstico mais provável de ocorrer é o efeito Compton. A probabilidade maior é que a interação se dê com os elétrons da camada de valência do átomo. O fóton incidente cede parte de sua energia para o elétron, que é ejetado do átomo. No processo de interação, a energia e o momento total devem ser conservados. Desta forma, tanto o elétron ejetado quanto o fóton espalhado apresentam um ângulo de saída, como mostrado na figura 7.

Por conservação de energia,

$$h\eta_0 + mc^2 = h\eta_1 + k_e \qquad (2.3)$$

Onde $h\eta_0$ é a energia do fóton incidente, mc^2 a energia de repouso do elétron, $h\eta_1$ é a energia do fóton espalhado e k_e é a energia cinética do elétron ejetado.

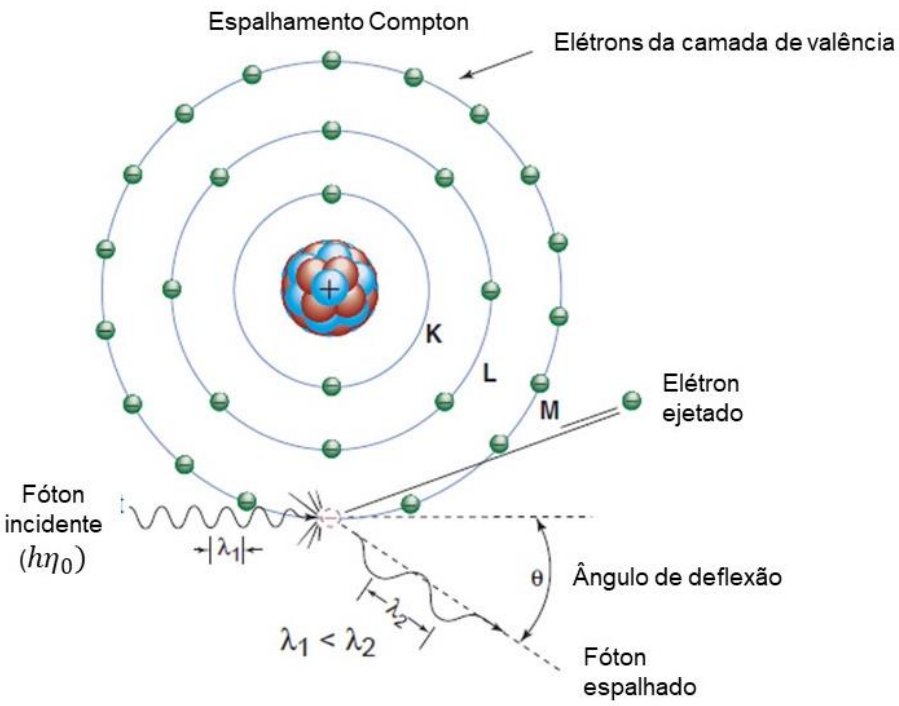


Figura 7: representação esquemática do efeito Compton.

Fonte: Bushberg (2012).

E pela conservação do momento,

$$\overrightarrow{P_0} = \overrightarrow{P_1} + \overrightarrow{P_e} \quad (2.4)$$

Onde $\overrightarrow{P_0}$ é o momento do fóton incidente e $\overrightarrow{P_1}$ e $\overrightarrow{P_e}$ são os momentos do fóton espalhado e do elétron ejetado, respectivamente.

É possível chegar à energia do fóton, que poderá ser determinada através da seguinte equação:

$$h\nu_1 = \frac{h\nu_0}{1+\frac{h\nu_0}{511\,keV}(1-cos\theta)} \quad (2.5)$$

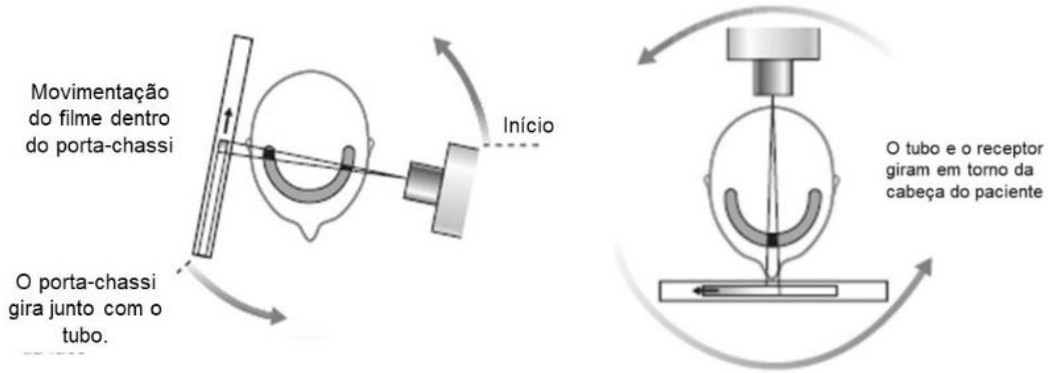
Onde $h\eta_1$ é a energia do fóton espalhado, $h\eta_0$ é a energia do fóton incidente, 511 keV é a energia de repouso do elétron e θ é o ângulo de deflexão do fóton espalhado.

3.3. RADIOGRAFIA ODONTOLÓGICA PANORÂMICA

A radiografia odontológica panorâmica mostra uma visão ampla da região da maxila e mandíbula em apenas uma imagem.

Figura 8: radiografia panorâmica.
Fonte: Iannucci (2012).

A panorâmica é uma técnica extraoral, já que o sistema receptor de imagem é localizado fora da região bucal do paciente. Nesta modalidade de radiografia, o tubo de raios X e o sistema receptor de imagem giram em volta da cabeça do paciente em direções opostas, como mostra a figura 9. Dentro do chassi, o filme se move para que a radiação sensibilize áreas diferentes do filme no processo de rotação.



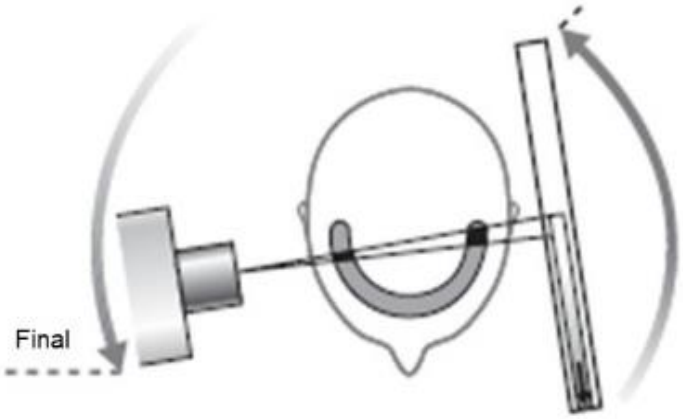
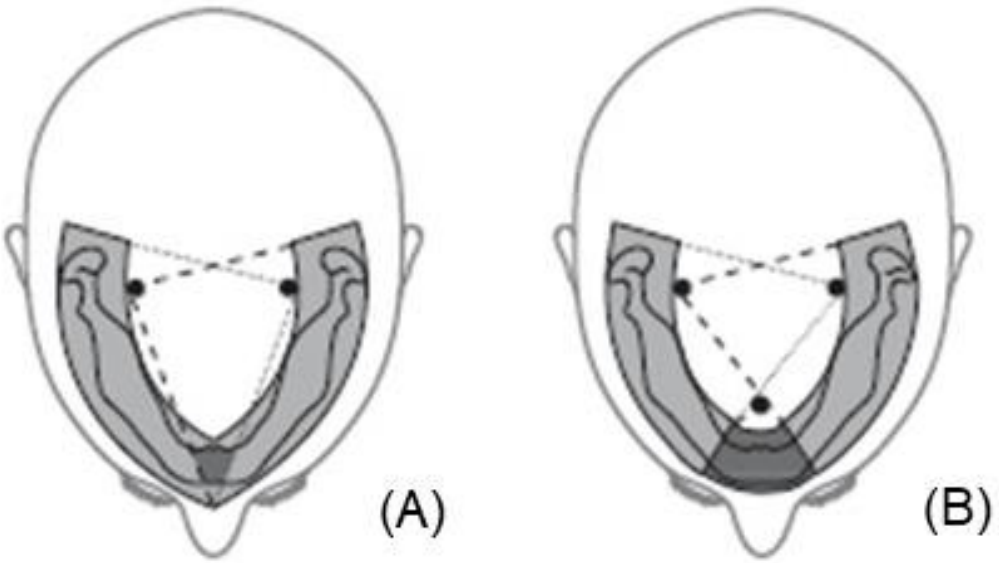


Figura 9: representação esquemática do funcionamento de uma radiografia panorâmica.
Fonte: Whaites (2009).

Durante a radiografia, existe uma zona focal que representa a área dentro da qual todas as estruturas que estejam nela aparecerão com foco na imagem. A arcada dentária tem um formato de ferradura e para que a imagem panorâmica tenha este formato, os aparelhos utilizam dois ou mais centros de rotação, que são os pontos ou eixos em torno dos quais o tubo e o receptor giram. Existem aparelhos com dois centros rotacionais fixos, aparelhos com três centros rotacionais fixos, aparelhos com centro rotacional em movimento e também existem aparelhos com a combinação de três centros de rotação fixos e um em movimento (figura 10) [7, 8].



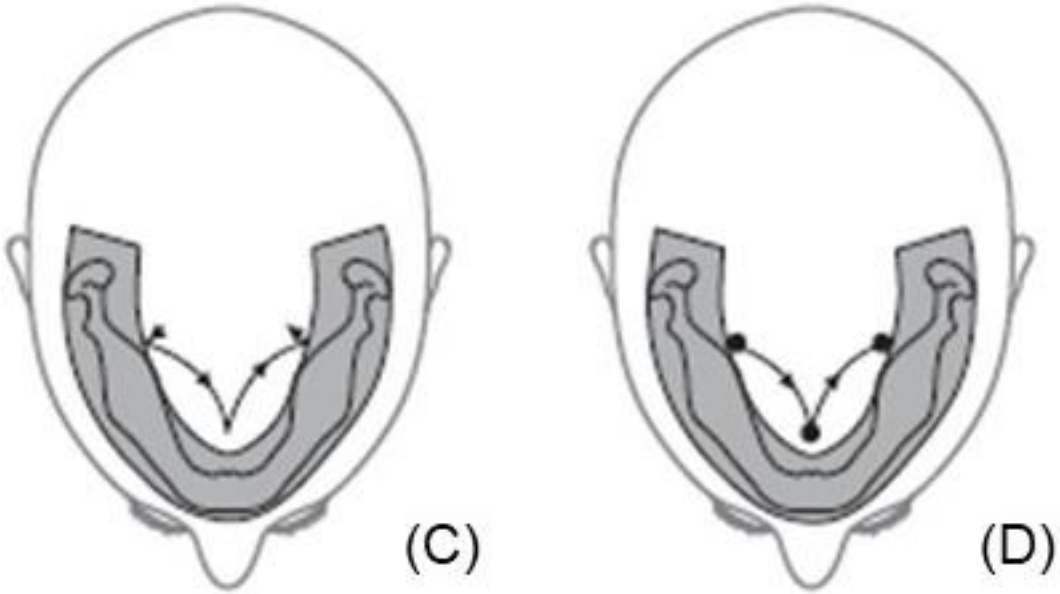


Figura 10: representação esquemática dos centros de rotação; (a) dois centros fixos; (b) três centros fixos; (c) centro em movimento contínuo; e (d) combinação de três centros de rotação fixos e um em movimento.

Fonte: Whaites (2009).

A imagem é construída em cortes, obtidos à medida que o aparelho gira em torno da cabeça do paciente (figura 11).

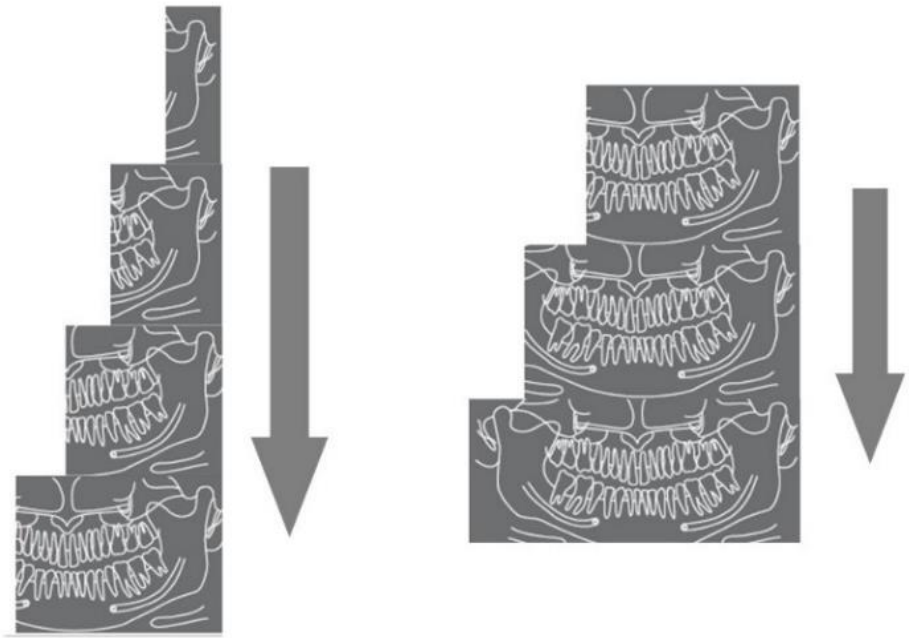


Figura 11: Processo de formação da imagem.

Fonte: Whaites (2009).

Os aparelhos são compostos pelo tubo de raios X - que emite um feixe estreito e em forma de leque -, por um painel de controle, por dispositivos para posicionamento do paciente e um receptor de imagem. Nos aparelhos convencionais, é utilizado um chassi com filme para formação da imagem. Já nos aparelhos digitais, o sensor é formado por um dispositivo de carga acoplada (CCD) [7, 8]. A figura 12a mostra o equipamento convencional e a figura 12b apresenta o equipamento digital.

(a)

(b)

Figura 12: Equipamentos de radiografia panorâmica (a) convencional com um porta chassi adequado para uso de filme e (b) digital, com um sensor CCD.

Fonte: autor (2020).

3.4. ATENUAÇÃO

Atenuação é a retirada de fótons de um feixe de raios X à medida que ele interage com a matéria. Sabendo-se a espessura do material no qual o feixe incide e o número de fótons inicial presentes no feixe, o número de fótons que foi atenuado pode ser calculado através da equação 2.6 [1].

$$N = N_0 e^{-\mu x} \qquad (2.6)$$

Onde N é o número de fótons monoenergéticos atenuados, N_0 é o número de fótons inicial, μ é o coeficiente de atenuação linear, fornecido em cm^{-1}, e x é a espessura, dada em cm.

O coeficiente de atenuação linear μ representa a fração que é removida do feixe primário de radiação. Ela pode ser expressa em função da probabilidade de ocorrência dos efeitos fotoelétrico, Compton, Rayleigh e produção de pares.

$$\mu = \mu_{fotoelétrico} + \mu_{Compton} + \mu_{Rayleigh} + \mu_{Produção\ de\ pares} \quad (2.7)$$

O coeficiente de atenuação mássico é o quociente entre o coeficiente de atenuação linear e a densidade do material.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{Coeficiente\ de\ atenuação\ linear\ (\mu)}{Densidade\ do\ material\ (\rho)} \left[\frac{cm^2}{g}\right] \quad (2.8)$$

3.5. GRANDEZAS FÍSICAS E UNIDADES

De acordo com o documento 'Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM)' grandeza é uma "propriedade de um fenômeno que pode ser expressa quantitativamente sob a forma de um número". "Cada grandeza tem associada a si uma unidade de medida, que é uma grandeza escalar, definida e adotada por convenção, com a qual qualquer outra grandeza da mesma natureza pode ser comparada" [35].

Em todas as áreas da física, as grandezas e suas unidades são recorrentes. Sejam elas grandezas básicas (aquelas que são mutuamente independentes entre si), ou derivadas (aquelas que são definidas em função das grandezas de base de um sistema) seu uso é importante para descrever e quantificar a natureza daquilo que está sendo estudado.

Existem duas comissões internacionais que foram especialmente criadas para cuidarem da área das radiações ionizantes. São elas a *International Comission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), criada em 1925, e a *International Comission on Radiological Protection* (ICRP), criada em 1928. A ICRU, de acordo com o Chairman [36], é a responsável por desenvolver e promulgar recomendações sobre grandezas e unidades relacionadas à radiação para sua aplicação segura e eficiente na medicina diagnóstica e terapêutica, além de promover a proteção radiológica dos

indivíduos e populações [que fazem uso dela]. Já a ICRP, embora atue conjuntamente com a ICRU, objetiva contribuir e fazer recomendações para a radioproteção.

Na figura 13 é possível ver um esquema que apresenta as grandezas físicas. É possível ver também que, a partir delas, são definidas as grandezas operacionais e as grandezas limitantes.

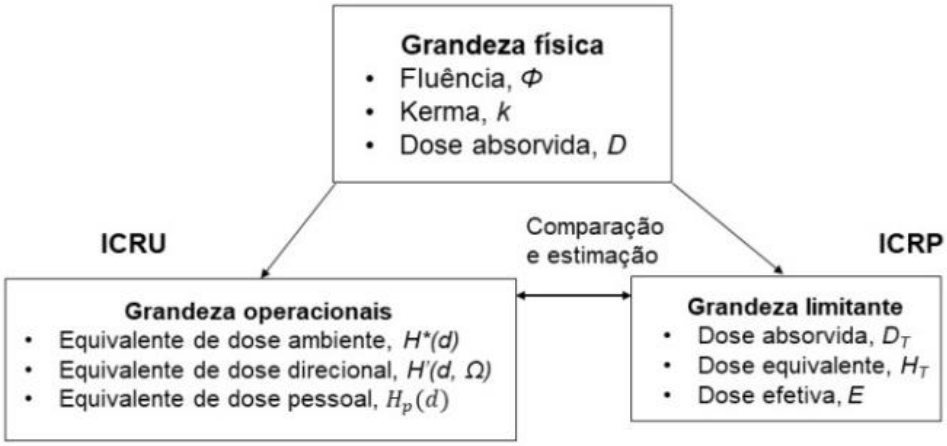


Figura 13: Esquema representativo de grandezas utilizadas na área radiológica e a relação entre as grandezas operacionais e limitantes.

Fonte: Chairman (2009).

As grandezas físicas são as grandezas básicas, das quais as grandezas operacionais e limitantes são derivadas. São exemplos de grandezas físicas a fluência dos fótons, o kerma e a dose absorvida. As grandezas operacionais, desenvolvidas pela ICRU, e as limitantes, desenvolvidas pela ICRP, são grandezas de radioproteção.

As grandezas operacionais são utilizadas como estimativa das doses referentes às grandezas limitantes, uma vez que as grandezas limitantes não podem ser medidas, somente estimadas. As grandezas limitantes apresentam limites de doses, os quais são conservativos e não devem ser ultrapassados. São exemplos de grandezas operacionais as equivalentes de dose ambiente (H*(d)) e pessoal (H_p (d)), cujas unidades definidas no Sistema Internacional (SI) são o Sievert. São exemplos de grandezas limitantes as doses equivalente (H_T) e efetiva (E), cujas unidades definidas no SI são o Sievert.

3.5.1. GRANDEZAS FÍSICAS

3.5.1.1. FLUÊNCIA (ϕ)

A fluência representa a quantidade de fótons (dN) que passa por uma esfera de seção de área dA.

$$\phi = \frac{dN}{dA}\ (m^{-2}) \qquad (2.9)$$

3.5.1.2. FLUÊNCIA DE ENERGIA (ψ)

A fluência de energia representa a quantidade de energia que passa em determinada área. Para um feixe monoenergético de fótons, a fluência de energia será o produto entre a fluência (ϕ)e a energia por fóton.

$$\psi = \phi\ (\frac{fótons}{área}) \times E\left(\frac{energia}{fótons}\right)\left[\frac{J}{m^2}\right] \qquad (2.10)$$

3.5.1.3. COEFICIENTE MÁSSICO DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA $\left(\frac{\mu_{Tr}}{\rho}\right)$

O coeficiente mássico de transferência de energia é o coeficiente mássico de atenuação (μ/ρ) multiplicado pela fração de energia que é transferida para as partículas carregadas como energia cinética. Sua unidade no SI é [m^2 x kg^{-1}].

3.5.1.4. KERMA (K)

O kerma é abreviatura de *Kinect Energy Released in Matter* e é definida como o valor médio da energia transferida para partículas carregadas por partículas indiretamente ionizantes (partículas neutras) por unidade de massa num ponto de interesse [5].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}\left[\frac{J}{kg}\right] \qquad (2.11)$$

A unidade do kerma no sistema internacional (SI) é o J/kg, que é definido como Gray (Gy).

3.5.1.5. RELAÇÃO DO KERMA COM A FLUÊNCIA DE ENERGIA

Para um feixe monoenergético, com fluência de energia ψ e energia E, o kerma será igual a:

$$k = \psi \times \left(\frac{\mu_{Tr}}{\rho}\right)_{E,\ Z} \qquad (2.12)$$

Onde $\left(\frac{\mu_{Tr}}{\rho}\right)_{E,\ Z}$ é o coeficiente mássico de transferência de energia do absorvedor para uma determinada energia E.

A unidade do kerma é $\left[\frac{J}{m^2}\right] x \left[\frac{m^2}{kg}\right] = \left[\frac{J}{Kg}\right] = Gy$.

3.5.1.6. DOSE ABSORVIDA (D)

A dose absorvida é definida como o valor médio de energia transmitida à matéria por unidade de massa m num ponto [5].

$$D = \frac{dE}{dm} \qquad (2.13)$$

A unidade da dose absorvida no SI é o Gray (Gy).

Diferentemente do kerma, a dose absorvida pode ser definida para todos os tipos de radiação ionizante (diretamente e indiretamente ionizante).

3.5.1.7. COEFICIENTE MÁSSICO DE ABSORÇÃO DE ENERGIA $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)$

O coeficiente mássico de absorção de energia se relaciona com o coeficiente mássico de transferência de energia pela seguinte equação:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{Tr}}{\rho} \times (1 - g) \quad (2.14)$$

Onde g representa a fração média de energia perdida por elétrons secundários de forma radiativa (*bremsstrahlung*).

O coeficiente mássico de absorção de energia será aproximadamente igual ao coeficiente mássico de transferência de energia quando a absorção da energia ocorrer no local de transferência dela. Para valores de energia e número atômico baixos, o valor de g tenderá a 0. Portanto, para as energias utilizadas na faixa do radiodiagnóstico é válida a aproximação:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \cong \left(\frac{\mu_{Tr}}{\rho}\right) \quad (2.15)$$

Portanto, considerando a faixa de energia utilizada no radiodiagnóstico, é razoável aproximar, numericamente, as grandezas kerma e dose absorvida.

$$D = \psi \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_E \quad (2.16)$$

3.5.2. GRANDEZAS DE RADIOPROTEÇÃO

3.5.2.1. DOSE EQUIVALENTE (H_t)

A dose equivalente é definida como o produto da dose absorvida em um tecido pelo fator de ponderação W_R da radiação.

$$H_t = D \times W_R \quad (2.17)$$

Onde o valor de W_R foi definido pela ICRP para representar a eficiência biológica relativa (EBR) na indução de efeitos estocásticos a baixas doses. Ele apresenta valores diferentes para os diversos tipos de radiações ionizantes. Para fótons, seu valor é igual a 1 [11].

A unidade de dose equivalente é fornecida em $\left[\frac{J}{kg}\right]$, que é definida como Sievert (Sv).

3.5.2.2. DOSE EFETIVA

Dose efetiva é uma grandeza que pondera as diferentes radiossensibilidades dos órgãos. Ela é resultante do somatório do produto da dose equivalente pelo fator de ponderação de cada órgão.

$$E = \sum(W_t \times H_t) \quad (2.18)$$

Onde W_té o fator de ponderação do órgão ou tecido e H_t a dose equivalente. A unidade de dose efetiva é dada em Sievert (Sv).

A tabela 1 mostra quais são os fatores de ponderação W_t para alguns órgãos, de acordo com a ICRP-103 [36].

Tabela 1: Fatores de ponderação dos órgãos ou tecidos segundo a ICRP-103.

Órgão/Tecido	W_t (ICRP-103)
Medula óssea (vermelha), cólon, pulmão, estômago, mama e tecidos restantes*	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga, esôfago, fígado, tireoide	0,04
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares e pele	0,01

*Tecidos restantes: Glândula adrenal, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, mucosa oral, nódulos linfáticos, músculo, pâncreas, próstata (♂) intestino delgado, baço, timo, útero/cérvix.

Fonte: Pereira (2015).

3.6. DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

A dosimetria é utilizada para medir a dose de radiação. Assim como todas as medições, para se realizar a dosimetria é necessária a utilização de instrumentos de medida. Existem diversos instrumentos capazes de detectar radiação, entre eles o dosímetro termoluminescente (TLD).

A termoluminescência é um fenômeno luminescente termicamente estimulado. A luminescência é uma propriedade que alguns materiais possuem de emitir a energia

armazenada em forma de luz em resposta a um estímulo externo. É um fenômeno observado em materiais cristalinos (sólidos). Tal fenômeno pode ser classificado como fosforescência ou fluorescência, dependendo do tempo de resposta. A fluorescência ocorre quando a emissão de luz é quase instantânea com a excitação (com um tempo de resposta de $\tau < 10^{-8}$s). Já a fosforescência é o fenômeno que só ocorre após a excitação desaparecer ($\tau > 10^{-8}$) e persiste por um determinado tempo. O processo de termoluminescência é uma fosforescência de período longo [37]

Existem já descritos na literatura diversos materiais – que são, em sua maioria, compostos - com propriedades termoluminescentes. Os materiais são cristais, que são estruturas sólidas tridimensionais. De acordo com a teoria de bandas, nos sólidos existem três regiões: a banda de valência, a de condução e a banda (ou zona) proibida. A banda de valência é a região preenchida pelos elétrons; a banda de condução pode ser parcialmente preenchida por elétrons; a zona proibida é a região onde os níveis de energia não permitem que haja elétrons. Quando a radiação ionizante atinge um material com estas características, pares elétron-buraco são formados. Os elétrons, excitados, escapam para a banda de condução. A tendência natural é que eles percam o excesso de energia e retornem ao seu estado fundamental. A rede cristalina pode apresentar impurezas ou defeitos que funcionam como armadilhas de elétrons porque criam um poço potencial (níveis de energia na banda proibida) naquele local, aprisionando-os. Assim, o elemento atinge um estado metaestável. Para que o elemento retorne ao seu estado estável, é necessário que se ceda energia para o sistema. É cedido, portanto, calor. Com a cessão de calor, os elétrons adquirem energia suficiente para vencerem a barreira potencial e assim escaparem da armadilha. Ao serem liberados, eles rapidamente voltam para a banda de condução e ao perderem a energia excedente podem se recombinar com os buracos da rede na região nomeada centro de recombinação. O processo de recombinação ocorre com a emissão de luz (fóton). A figura 14 resume esquematicamente o processo de termoluminescência [28].

Um material para ser utilizado como dosímetro deve apresentar algumas características que assegurem o sucesso de seu uso: linearidade da resposta termoluminescente, estabilidade e dependência energética. A linearidade garante que haja relação direta entre a dose de radiação e o sinal termoluminescente; a estabilidade permite que não haja perda de sinal por calor ambiente ou qualquer outro processo (*fading*) antes da leitura.

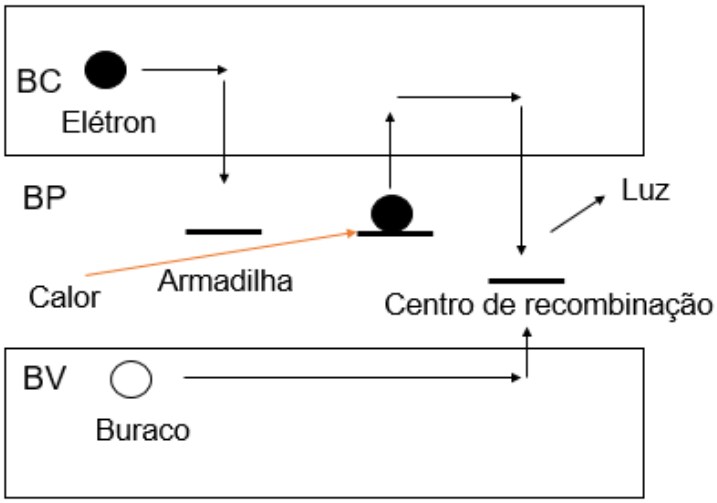


Figura 14: Processo de termoluminescência.

Fonte: Campos (1998).

Os TLD podem ser compostos por diversos materiais com rede cristalina. Os compostos mais utilizados para a dosimetria são os cristais de Fluoreto de Lítio (LiF). A habilidade da detecção da energia da radiação reside no fato de 1) existirem impurezas na composição do cristal - que são as dopagens químicas – e 2) haver defeitos na rede cristalina do material - pela ausência de um átomo, por exemplo -. Na natureza existem elementos com propriedade termoluminescente. Entretanto, é possível dopar (introduzir impurezas na rede cristalina) elementos e melhorar a eficácia de detecção dos dosímetros. Este, por exemplo, é o caso dos dosímetros comercialmente conhecidos por TLD 100 e TLD 100H, que são, respectivamente o LiF: Mg, Ti (fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio) e o LiF: Mg, Cu, P (fluoreto de lítio dopado com magnésio, fósforo e cobre).

O fluoreto de Lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), o TLD 100, é o TLD mais utilizado comercialmente [28]. O fato de eles possuírem número atômico efetivo (Z_{ef}= 8,2) próximo ao do tecido humano os torna bons candidatos a serem utilizados na dosimetria [28, 29].

3.6.1. INSTRUMENTAÇÃO

O sistema dosimétrico é composto pelos dosímetros termoluminescentes e pelo leitor termoluminescente, que é dividido em duas partes: um sistema aquecedor, responsável por ceder calor ao material dosimétrico, e um sistema responsável pela detecção da luz através de um tubo fotomulplicador, com eletrônica associada, que converte a resposta detectada em sinal digital [29]. A figura 15 resume esquematicamente um leitor termoluminescente.

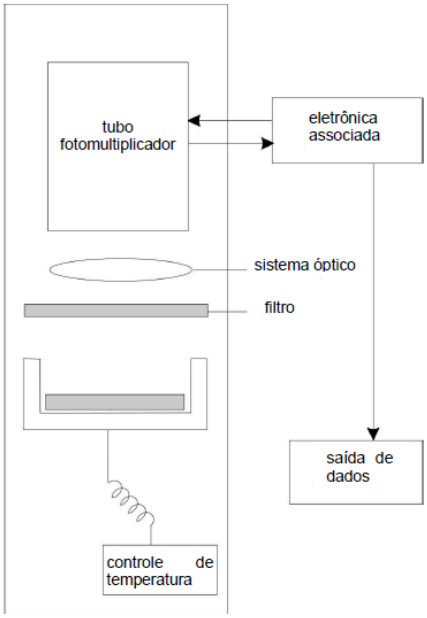


Figura 15: leitor termoluminescente.

Fonte: Maurício (2001).

3.7. EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

A radiação ionizante pode causar danos às células e tecidos biológicos com os quais interage. São definidos, então, os efeitos biológicos da radiação, que podem ser os estocásticos ou os determinísticos. Tais efeitos podem aparecer imediatamente ou serem tardios.

Os efeitos estocásticos são aqueles em que a probabilidade de ocorrência do efeito aumenta com o aumento da dose de radiação a que o tecido foi exposto, sem apresentar qualquer limiar de dose. Já o determinístico é aquele em que o efeito certamente ocorrerá, porém com uma dose definida, a partir da qual eles serão

observados. Neste caso, a severidade da lesão aumenta com o aumento da dose a partir deste limiar [1].

As doses em radiologia odontológica são baixas quando comparadas à outras modalidades de radiografia [13]. A tabela 2 mostra os níveis de dose efetiva para diferentes modalidades de radiografia odontológica e as compara com a modalidade de tomografia odontológica de feixe cônico (CBCT) e com uma tomografia computadorizada (CT) de cortes múltiplos da região da mandíbula.

Tabela 2: Comparação dos níveis de dose efetiva entre diversas modalidades de radiografia.

Radiografia	Dose efetiva (µSv)
Intraoral	< 1,5
Panorâmica	2,7 – 24,3
Cefalométrica	< 6
CBCT (FOV* pequeno e médio)	11 – 674
CBCT (FOV grande)	30 -1073
CT de cortes múltiplos	280 – 1410

Fonte: Comissão Europeia (2012)

Embora a dose de radiação seja baixa, estudos epidemiológicos mostram aumentos nos riscos de desenvolvimento de câncer no cérebro, nas glândulas salivares e na tireoide devido à radiografia odontológica [13]. A tabela 3 relaciona o risco de desenvolvimento de um tumor à dose efetiva e à modalidade radiográfica [13].

Tabela 3: Comparação entre os níveis de doses efetivas e risco de desenvolvimento de tumor entre as várias modalidades de radiografia.

Radiografia	Dose efetiva (µSv)	Risco de desenvolvimento de câncer (por milhão)
Intraoral (bitewing/periapical)	1 – 8.3	0,02 – 0,6
Panorâmica	3.85 – 30	0,21 – 1,9
Cefalométrica lateral	2 – 3	0,34*
CT de corte simples	1 – 189	1 – 14
CT de mandíbula	362 – 1202	18,2 – 88
CT de maxila	100 - 3324	8 – 242

Fonte: Comissão Europeia (2012)

É possível perceber que os valores de dose efetiva para CT são bem maiores que os níveis de dose de radiação utilizados nas modalidades odontológicas [13].

3.8. ÓRGÃOS CRÍTICOS

Os principais órgãos expostos à radiação na radiologia odontológica são as glândulas salivares, a tireoide e o cristalino [11]. Numa radiografia, os órgãos ou tecidos que são expostos à radiação primária e/ou secundária (espalhada), mas que não são objetos de estudo daquele exame, são chamados órgãos críticos. A hipófise pode ser atingida por um feixe de radiação e, por isto, é também considerada órgão crítico.

A tireoide (figura 16) é uma glândula em formato de borboleta que fica localizada na região ântero-inferior do pescoço, ântero-lateralmente à traqueia e logo abaixo da laringe, no nível entre a quinta vértebra cervical e a primeira vértebra torácica. Sua função é secretar os hormônios tireoidianos (triiodotironina e tetraiodotironina), que ajudam a regular o metabolismo [19].

No Brasil, o câncer de tireoide, segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA), é o mais comum da região da cabeça e pescoço e tem como uma das causas a exposição à radiação, mesmo que a dose seja relativamente baixa. Em 2018, foram estimados 9610 novos casos, sendo 1570 casos em homens e os 8040 casos restantes em mulheres [21, 38].

Figura 16: Localização da tireoide.

Fonte: sítio eletrônico da clínica Croce[1].

[1] Disponível em: <http://clinicacroce.com.br/blog/quando-e-indicada-a-puncao-do-nodulo-da-tireoide/>. Acesso em 21/06/2019.

As glândulas salivares, mostradas na figura 17, são compostas pelas glândulas parótidas, submandibulares e sublinguais. Elas são órgãos anexos ao sistema digestivo, cuja função é produzir e secretar saliva [20].

A glândula parótida é a maior das três glândulas salivares. Ela está localizada na região parotideomassetérica. Ela é uma glândula bilateral (par), presente na região pré-auricular atrás e sobre o ramo da mandíbula. Sua função é produzir saliva, que é drenada para o interior da cavidade oral através do ducto de Stensen (ou ducto parotídeo).

A glândula submandibular está localizada entre o músculo hipoglosso e a mandíbula (superior e inferiormente nos aspectos posteriores da mandíbula, no triângulo submandibular do pescoço) e constitui parte do assoalho da boca. Trata-se de uma glândula serosa e mucinosa responsável por cerca de 70% da produção de saliva, que é drenada para a cavidade oral pelo ducto de Wharton.

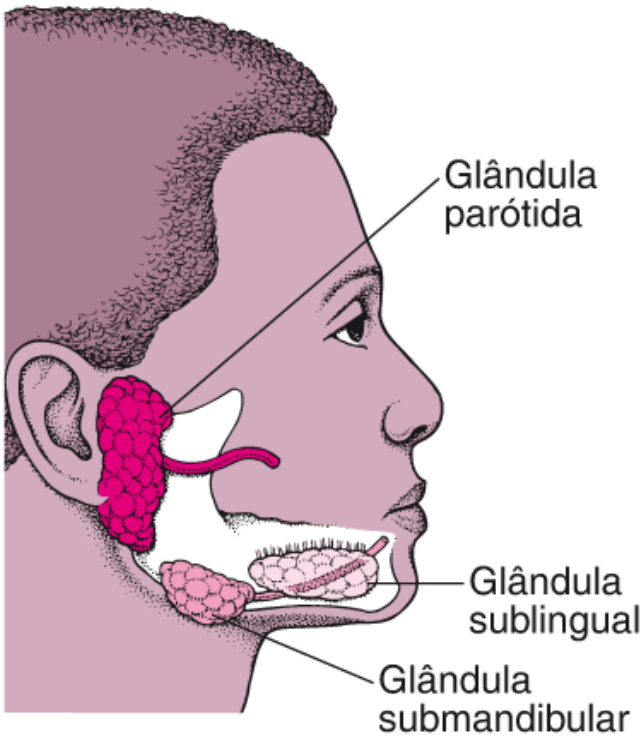


Figura 17: Localização das glândulas salivares.

Fonte: Sítio eletrônico Manual MSD – Versão saúde para a família[2].

As glândulas sublinguais são as menores dos três pares. Elas são limitadas pela mandíbula (anterior e inferiormente), pelo músculo genioglosso (posterior e

[2] Disponível em: <https://www.msdmanuals.com/pt/casa/dist%C3%BArbios-do-ouvido,-nariz-e-garganta/doen%C3%A7as-da-boca-e-da-garganta/dist%C3%BArbios-da-gl%C3%A2ndula-salivar>. Acesso em 21/06/2019.

inferiormente) e superiormente pela língua. Elas repousam no assoalho da boca. Elas são responsáveis por produzir de 3% a 4% da produção salivar.

O câncer de glândulas salivares é raro, representando cerca de 1% dos casos de canceres. No Brasil, não há uma estatística da incidência deste tipo de doença, porém o INCA dispõe dados sobre o câncer de boca, dentro do qual se enquadram tumores que afetam estruturas da boca [22, 23, 39]. Segundo Susan Preston-Martin, aproximadamente 80% dos tumores em glândulas salivares ocorrem nas parótidas [24].

Existem estudos relacionando o surgimento deste tipo de câncer com a radiação ionizante, principalmente após procedimentos radioterápicos [24] ou após as exposições às bombas nucleares. Existem também aqueles que relacionam a indução do câncer com a radiologia odontológica [25, 26].

4. METODOLOGIA

Foram simulados exames clínicos com objetivo de medir as doses absorvidas em órgãos críticos na região da cabeça. Para isso, foram irradiados TLD inseridos em um simulador de paciente (simulador antropomórfico) utilizando equipamentos de raios X panorâmicos nas tecnologias convencional e digital.

O trabalho foi realizado no Laboratório de Radiodiagnóstico da Divisão de Física Médica (DIFME) e na Divisão de Dosimetria (DIDOS), ambas divisões do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Também foram realizadas medições no equipamento panorâmico digital do Núcleo Odontológico de Radiologia da Policlínica Piquet Carneiro (PPC), da Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ).

As irradiações com feixes clínicos foram feitas utilizando equipamentos de radiografia panorâmica convencional SIRONA modelo Ortophos 3, do IRD, e com o equipamento de radiografia digital da marca Instrumentarium, modelo orthopantomograph OP200D, da PPC/UERJ.

4.1. EQUIPAMENTO CONVENCIONAL

O Sirona Ortophos 3 (Figura 18) é um equipamento convencional com sistema de formação de imagem tela-filme que realiza exames de radiografia panorâmica e

cefalométrica. O sistema de imagem tela-filme utiliza produtos químicos para que o filme radiográfico seja revelado. O filme utilizado para exames panorâmicos possui dimensões de 15x30 cm² e é inserido em um cassete com tela intensificadora (ecrã).

O aparelho possui tensão do tubo que varia entre 60 e 80 kV e corrente do tubo fixa igual a 10 mA. O material do anodo (alvo) é tungstênio e é fixo. O tamanho do ponto focal mede 0,5 mm. A filtração total do aparelho é equivalente a 2,5 mmAl. O tempo de exposição varia de acordo com cada programa selecionado. A distância entre a fonte e o receptor de imagem é igual a 497 mm.

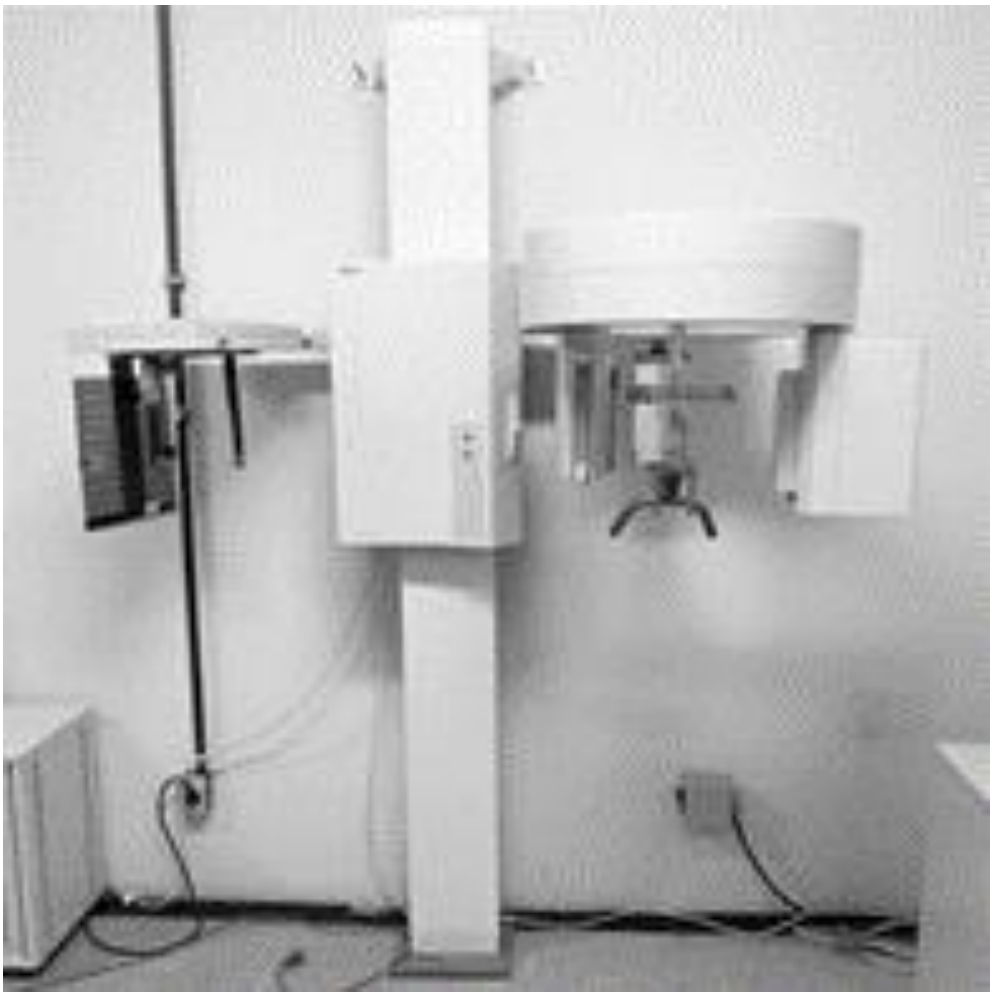


Figura 18: Aparelho de radiografia convencional panorâmica Sirona Ortophos 3.
Fonte: Autor (2020).

Este equipamento permite utilizar técnicas radiográficas livres e técnicas pré-estabelecidas para as radiografias panorâmicas. A Tabela 4 mostra as técnicas pré-estabelecidas (kV, e tempo de exposição) disponíveis para cada incidência

radiográfica e seus respectivos programas para os diferentes tipos de procedimentos, entre eles a panorâmica padrão, a qual foi utilizada neste estudo.

Tabela 4: Técnicas pré-estabelecidas disponíveis para cada incidência radiográfica.

Programa	Radiografia	Tempo de exposição
P1	Panorâmica padrão	11,1 s
P6.1	ATM em vista lateral com boca fechada	7,8s
P6.2	ATM em vista lateral com boca aberta	7,8 s
P11	Panorâmica padrão	11,8 s

Cada programa apresenta configurações para um determinado tipo físico de pessoa. O programa utilizado neste estudo foi o P1. No controle foi selecionado o programa compatível com o simulador utilizado (figura 19) representando o tipo físico de um adulto padrão. Neste programa a tensão aplicada no tubo estabelecida foi de 76 kV e a corrente, que é fixa neste aparelho, foi de 10 mA. O tempo de exposição foi de 11,1 s. Com estes parâmetros foram realizadas todas as exposições do simulador tecido equivalente, com objetivo de medir as doses.

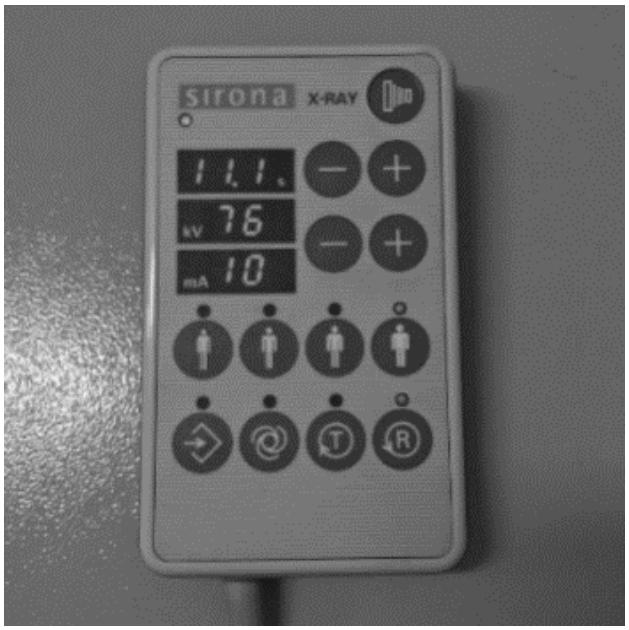


Figura 19: Comando do equipamento mostrando os parâmetros técnicos.

Fonte: Autor (2020).

4.2. EQUIPAMENTO DIGITAL

O aparelho da Instrumentarium modelo Orthopantomograph op200d trabalha com tensão que varia entre 57 e 85 kV e corrente que varia de 2 a 16 mA. O anodo é fixo e o ponto focal possui dimensão de 0,5 mm; o aparelho possui uma filtração total de 2,5 mmAl. O tempo de aquisição de imagem dura por volta de 14 s. A distância entre o ponto focal e o receptor de imagem é de 487 mm. Seu sistema de formação de imagem é digital. O detector digital é formado por dispositivos de carga acoplada, que são semicondutores formados por matrizes de capacitores acoplados, que convertem os fótons de raios X em elétrons, gerando uma corrente que pode ser contada por um sistema conversor analógico-digital. Acoplado ao aparelho, existe um medidor de radiação, que fornece informação sobre o produto kerma-área, dado em (mGy x cm^2). A Figura 20 mostra o sistema panorâmico (20a) com detalhes da técnica radiográfica utilizada (20b).

(a) (b)

Figura 20: (a) Aparelho de radiografia digital panorâmica OP200D.(b) Detalhe dos parâmetros técnicos mostrados no monitor após a irradiação.

Fonte: Autor (2020)

As configurações utilizadas para irradiar o simulador antropomórfico, mostradas na Figura 20b, foram selecionadas através da escolha de um dos parâmetros (adulto padrão) apresentados pelo *software* do equipamento: a tensão do tubo foi de 66 kV e a corrente utilizada foi igual a 10 mA. O tempo de exposição durou

14,1 s e o produto kerma-área igual a 49,7 mGy.cm², indicado pelo aparelho após a exposição, foi registrado.

4.3. DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES

4.3.1. DETERMINAÇÃO DA RADIAÇÃO DE FUNDO OU *BACKGROUND*

Um grupo contendo 10 TLD foi utilizado para medir a radiação de fundo (BG). Durante a irradiação, o grupo ficou fora da sala de exames radiológico. A média da leitura do BG dos 10 TLD foi subtraída dos valores de leitura obtidos nas irradiações, de modo a excluir a contribuição da radiação de fundo do ambiente no resultado final das medidas da dose absorvida.

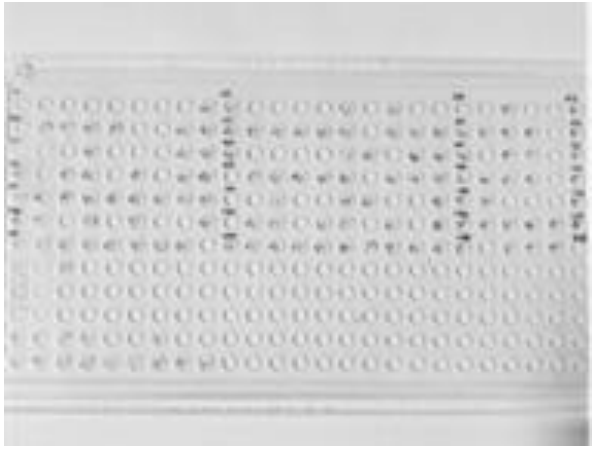
4.3.2. TRATAMENTO TÉRMICO, LEITURA E RECOZIMENTO DOS TLD

Neste trabalho foi utilizado o TLD 100H chip (3,2 mm x 3,2 mm x 0,38 mm), cuja composição química é de fluoreto de lítio dopado com magnésio, cobre e fósforo. A leitora utilizada foi a automática HARSHAW 5500, equipada com um disco onde são colocados 50 dosímetros para serem lidos. O tratamento térmico pré irradiação, realizado 24 horas antes do processo, é realizado para zerar o dosímetro e excluir contribuição de possíveis doses acumuladas. Passadas 24 horas após a irradiação, é realizada a leitura. Todos os processos são feitos na própria leitora.

A Figura 21 mostra a leitora Harshaw 5500, o disco com capacidade para 50 dosímetros termoluminescentes e o estojo onde os TLD 100H são transportados.

(a)

(b)



(c)

Figura 21: (a) Leitora automática Harshaw 5500; (b) Disco com capacidade para 50 TLD; (c) Estojo para transporte e armazenamento do TLD 100H.

Fonte: Autor (2020).

A Tabela 5 mostra o tempo e a temperatura para o tratamento térmico do TLD 100H realizado na leitora Harshaw 5500 para cada um dos processos. O tratamento térmico pré-aquecimento dura 10 segundos e é feito a 145ºC. A leitura acontece a uma taxa de aquecimento de 10ºC/s com a temperatura variando entre 145ºC e 260ºC. O processo de recozimento ocorre a 260ºC.

Tabela 5: Resumo do TTP: *Time Temperature Profile setup* – configurações para leitura e recozimento dos dosímetros termoluminescentes.

Processo	Taxa de aquecimento (ºC/s)	Temperatura máxima (ºC)	Duração (s)
Pré-aquecimento	-	145	10
Aquisição dos Dados	10	260	23
Zero	-	260	10

4.3.3. FATOR DE SENSIBILIDADE

O fator de sensibilidade (FS) permite corrigir individualmente a leitura de cada TLD. Para determinar o fator de sensibilidade, todos os TLD foram irradiados em uma fonte de césio 137, com 5 doses pré-definidas: 0,10 mGy, 0,20 mGy, 0,50 mGy, 0,75 mGy e 1,00 mGy. Excluindo-se contribuições de BG, foi calculada a média de todas

as leituras obtidas, para cada dose pré-definida. A média de cada dose foi dividida pela leitura individual de cada dosímetro, obtendo, desta forma, o fator de sensibilidade para cada dose. Foi feito, então, a média dos cinco valores de dose para determinar o fator de sensibilidade (FS) de cada TLD.

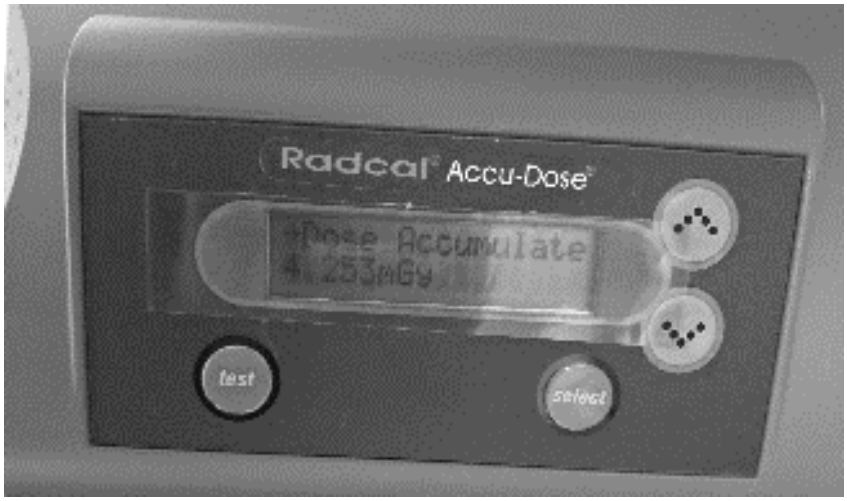
4.4. DETERMINAÇÃO DO FATOR DE CALIBRAÇÃO

Foram determinados dois fatores de calibração (FC) utilizando a faixa de energia dos exames radiográficos expondo os TLD nos equipamentos de raios X panorâmico convencional e digital. O primeiro FC foi determinado considerando os espalhamentos da radiação ocorridos pela presença do paciente durante a radiografia. Para isso, foi utilizado um material cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) com 0,5 cm de raio como meio espalhador. O outro fator foi determinado no ar sem utilizar o meio espalhador e, portanto, sem considerar o espalhamento. Os dois procedimentos de calibração dos TLD foram realizados no equipamento de raios X panorâmico convencional. No sistema digital foi realizado somente o procedimento de calibração no ar.

4.4.1. FATOR DE CALIBRAÇÃO COM MEIO ESPALHADOR

A medida do kerma no ar no cilindro de PMMA foi feita por um sistema composto por uma câmara de ionização tipo lápis 10CC3CT associada a um eletrômetro modelo 9095 (Figura 22), ambos da marca Radcal. A câmara de ionização foi posicionada no centro do cilindro de PMMA e o cilindro foi colocado na posição do paciente, de modo que o volume sensível da câmara de ionização estivesse dentro do campo de radiação. Foram realizadas exposições e obtidas cinco medidas de kerma no ar no cilindro de PMMA.

(a)



(b)

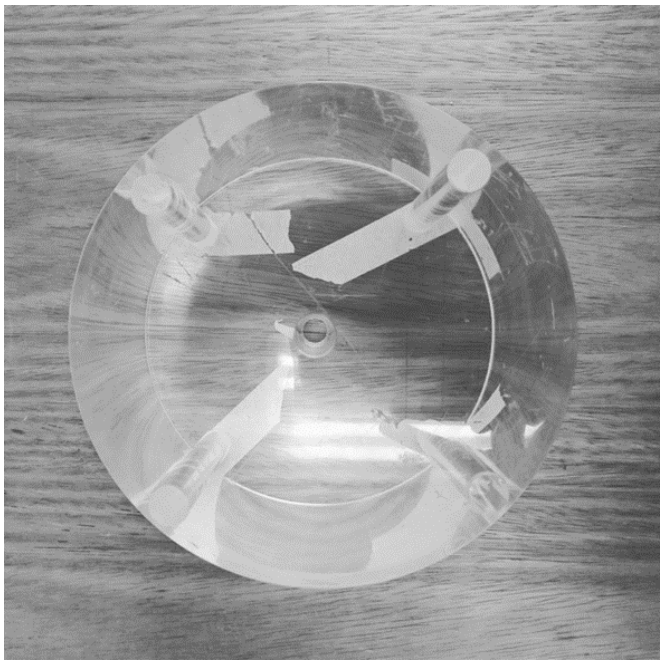

(c)

Figura 22: Sistema dosimétrico utilizado no experimento; (a) Câmara de ionização tipo lápis; (b) Eletrômetro e (c) simulador cilíndrico de polimetilmetacrilato.

Fonte: Autor (2020).

O simulador cilíndrico de PMMA possui 15 cm de altura e 16 cm de diâmetro. A figura 23 mostra um comparativo entre o tamanho do cilindro e do simulador antropomórfico. O campo de radiação estimado na posição do paciente na superfície do simulador cilíndrico, na modalidade convencional, mede, aproximadamente, 10 cm. O campo de radiação, calculado através de semelhança de triângulos, mede, exatamente no centro (a 24,85 cm do tubo) 15 cm.

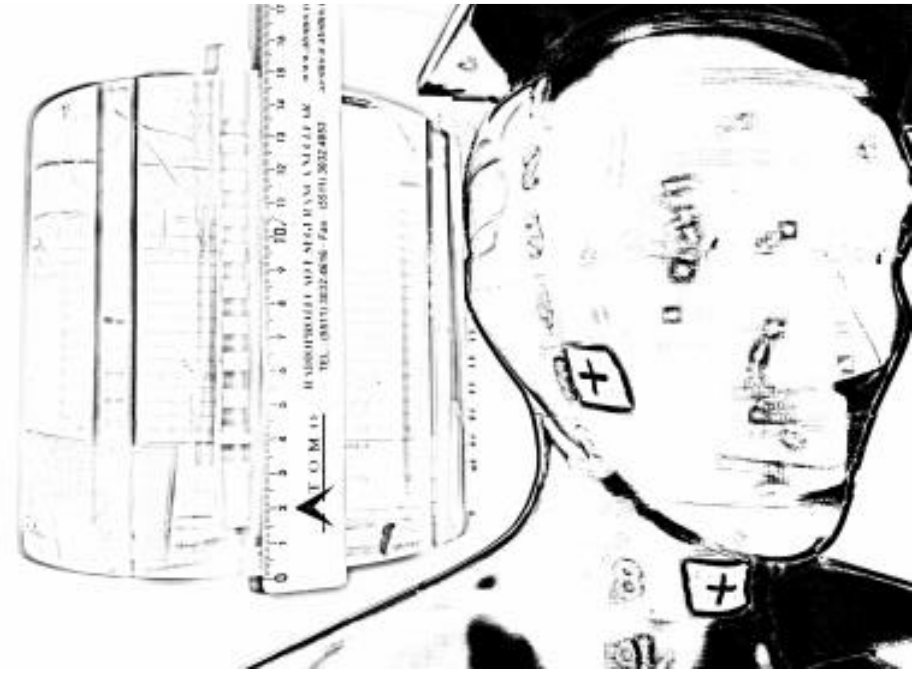
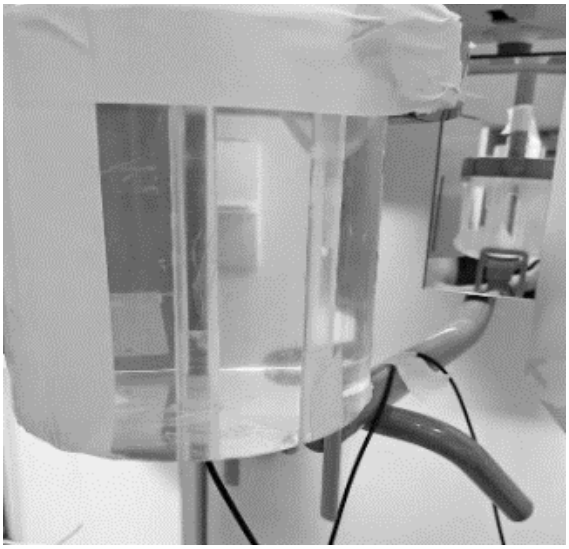


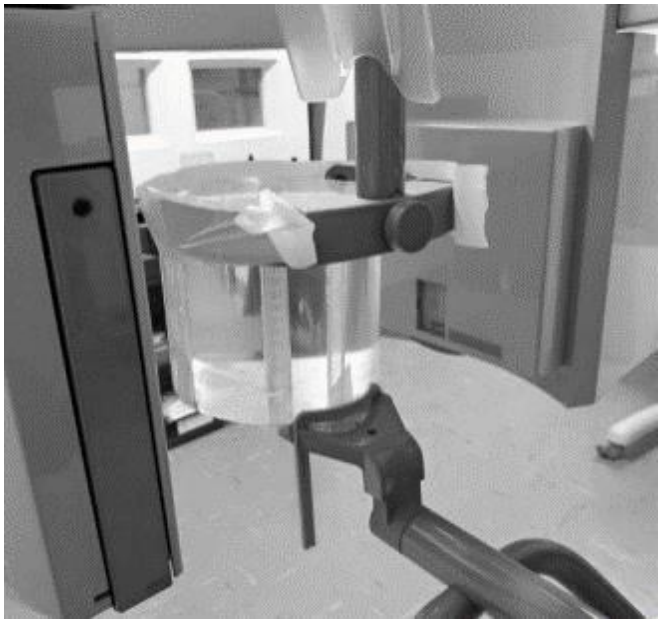
Figura 23: comparativo entre os tamanhos do cilindro de PMMA e o simulador antropomórfico.
Fonte: Autor (2020).

O sistema dosimétrico foi calibrado em kerma no ar e, portanto, a grandeza medida por ele foi o kerma no ar no cilindro de PMMA. Entretanto, a grandeza de interesse deste estudo é a dose absorvida. Para a faixa de energia utilizada no radiodiagnóstico, estas duas grandezas são iguais.

A Figura 24 mostra a configuração experimental utilizada para medir a dose absorvida com o detector inserido no centro do simulador de PMMA (figura 24a) e a configuração utilizada para irradiar os TLD (figura 24b), no equipamento convencional. A calibração no equipamento digital foi feita de maneira semelhante.



(a)



(b)

Figura 24: (a) Câmara de ionização inserida no centro do cilindro; (b) Simulador cilíndrico de PMMA com os TLD no suporte posicionados no centro.

Fonte: Autor (2020).

Para calibração, trinta TLD foram distribuídos em grupos de três em um suporte de PMMA (figura 25). Este suporte tem formato cilíndrico e possui as mesmas dimensões da câmara de ionização. O suporte foi posicionado no centro do cilindro de PMMA e exposto com a técnica radiográfica pré-estabelecida.

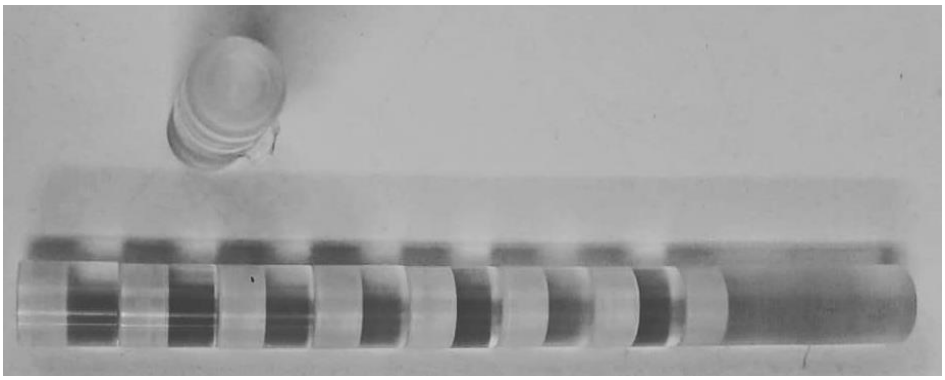


Figura 25: Suporte de TLD para a calibração.

Fonte: Autor (2020).

4.4.2. FATOR DE CALIBRAÇÃO SEM O MEIO ESPALHADOR

Para a calibração dos TLD sem influência do retroespalhamento, foi construído um cilindro de cartolina com as mesmas dimensões do cilindro de PMMA com objetivo de

manter a mesma configuração utilizada para expor os TLD e determinar o fator de calibração no ar. O procedimento de irradiação foi semelhante ao descrito na seção anterior. A figura 26 mostra a configuração utilizada para medir a dose absorvida no ar.

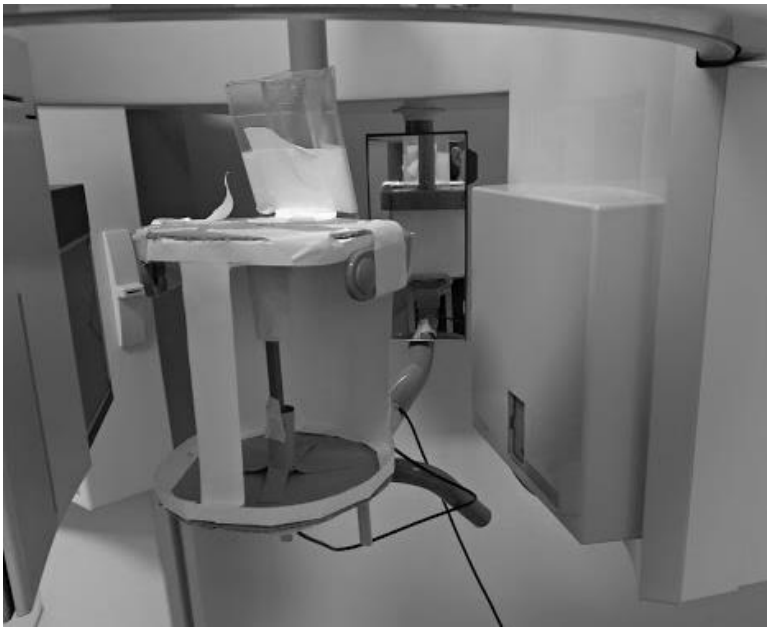


Figura 26: configuração experimental para medir a dose sem espalhamento.

Fonte: Autor (2020).

Em cada procedimento, o fator de calibração foi calculado através do quociente entre o valor de dose absorvida medida com a câmara de ionização e a média das leituras dos TLD. Cada leitura obtida foi multiplicada pelo FS correspondente ao TLD, obtendo assim a leitura corrigida. A média do BG foi descontada de cada valor de leitura (equação 4.1).

$$FC = \frac{DOSE\ ABSORVIDA\ (mGy)}{(LEITURA\ CORRIGIDA - BG)(nC)} \qquad (4.1)$$

4.5. MEDIÇÃO DA DOSE NOS ÓRGÃO CRÍTICOS

Os órgãos definidos como críticos à radiação neste estudo foram aqueles que são atingidos pelo feixe primário de radiação e/ou podem sofrer radiação secundária, porém não são focos de estudo da radiografia. São eles a tireoide e as glândulas

salivares, que são compostas pelas glândulas sublinguais, submandibulares e parótidas. Os cristalinos e a hipófise, embora não sejam atingidos pelo feixe primário de radiação, também são considerados órgãos críticos. A Figura 27 mostra o simulador Atom com detalhes da numeração das fatias. Em cada fatia se encontram os órgãos críticos estudados.

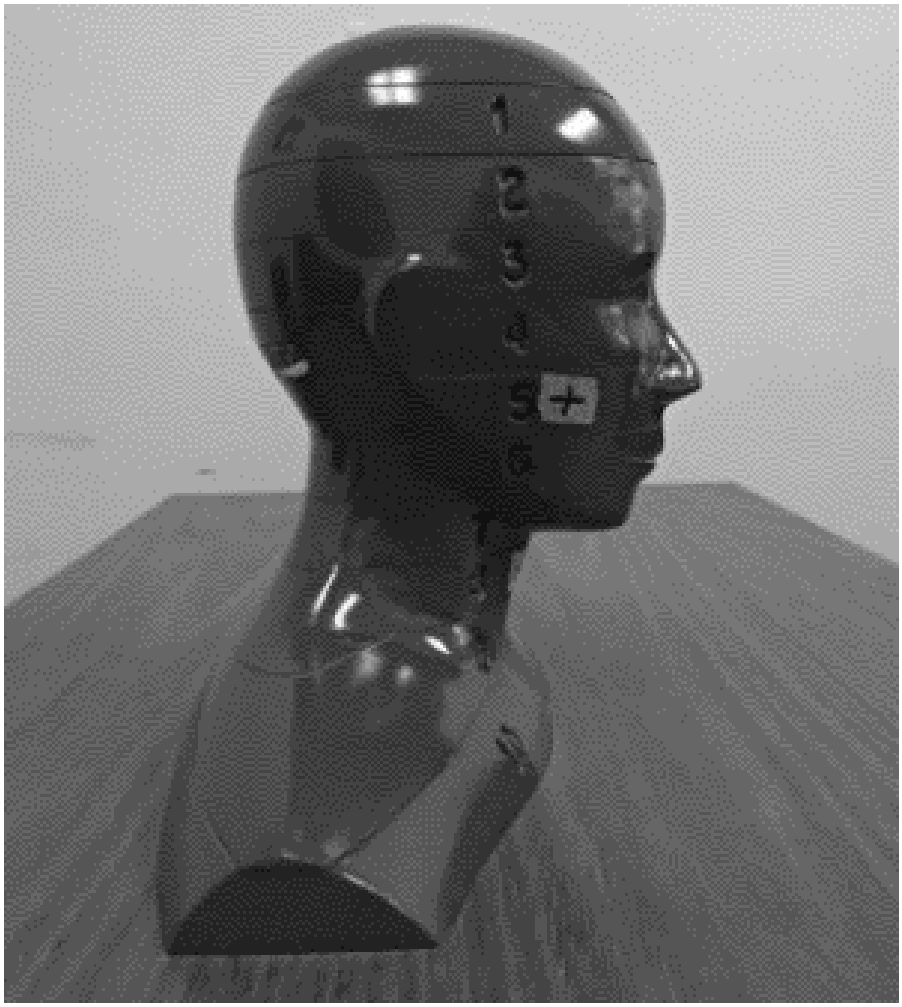


Figura 27: Simulador antropomórfico de cabeça e pescoço com a numeração das fatias.

Fonte: Autor (2020).

A Tabela 6 associa cada fatia aos órgãos críticos estudados. O órgão pode ocupar mais de uma fatia. Tomou-se, portanto, o centro geométrico do órgão como a fatia escolhida para representa-lo. Em cada fatia foram colocados 3 dosímetros. Ao todo, foram utilizados 30 dosímetros termoluminescentes a cada irradiação.

Tabela 6: Posição do TLD no órgão críticos em cada fatia.

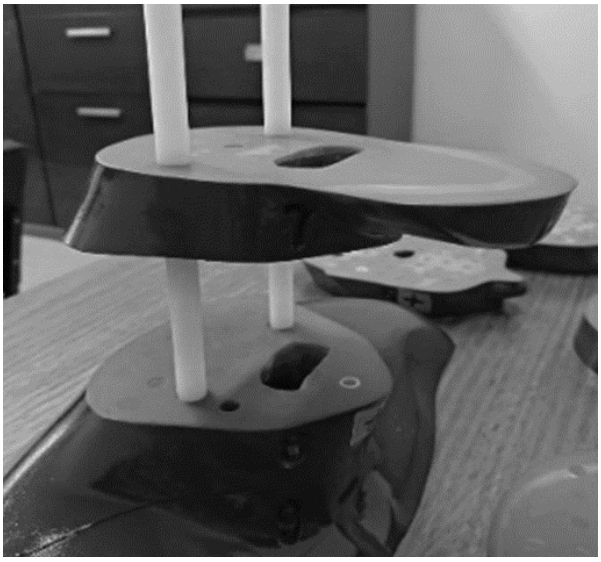
Fatia	Órgão	Posição da medida
8	Tireoide	-
7	Glândula Sublingual	Esquerda
		Direita
6	Glândula Submandibular	Esquerda
		Direita
5	Glândula Parótida	Esquerda
		Direita
3	Hipófise	-
3	Cristalino	Esquerdo
		Direito

Em cada fatia existem pequenas perfurações preenchidas com pinos. Os pinos marrons são do mesmo material que o simulador. Para posicionar os TLD nos órgãos de interesse são utilizados pinos (brancos) que possuem um espaço para que o TLD seja colocado. A figura 28 mostra a estrutura interna do *simulador:* os pinos marrons são estruturas não utilizadas no estudo; em contrapartida, os pinos brancos são utilizados para que TLD sejam alocados. Os pinos, tanto os marrons quanto os brancos, são ajustáveis de acordo com a necessidade do estudo.

Figura 28: Fatia do simulador Atom com detalhe dos pinos ajustáveis.

Fonte: Autor (2020).

Nos espaços correspondentes a cada órgão, foram distribuídos 3 TLD nos suportes (pinos brancos na figura 28). O *simulador* foi montado até a última fatia da cabeça (figura 29). Foram utilizados ao total trinta e três TLD para medir a dose absorvida, além de 10 TLD para o controle da radiação de fundo (BG). Após colocar os TLD nas posições de medições em cada fatia, o simulador Atom foi colocado no equipamento de radiografia panorâmica, na posição do paciente para realizar as exposições.



(a)

(b)

Figura 29: (a) Detalhe das fatias do simulador; (b) Simulador montado e posicionado para ser radiografado.

Fonte: Autor (2020).

Antes de iniciar as exposições, foram realizados testes utilizando as configurações experimentais simulando um exame de radiologia panorâmica (Figura 30). Para isso, com o simulador colocado na posição do paciente foi realizado um giro do tubo sem emissão de raios X, com objetivo de garantir que não houvesse colisão do tubo com o simulador durante o movimento do sistema de formação da imagem.

(a) (b)

Figura 30: Configurações experimentais simulando um exame de radiologia panorâmica. Simulador Atom posicionado no lugar do paciente para execução da radiografia(a) panorâmica convencional e (b) panorâmica digital.

Fonte: Autor (2020).

Após as irradiações, os TLD foram lidos. A dose absorvida foi calculada através da Equação 4.2. Cada resultado de leitura de um TLD foi multiplicado pelo FS daquele TLD. Foi determinada a média das leituras dos três TLD correspondente a cada órgão, da qual foi descontada a média do BG. O resultado foi multiplicado pelo FC.

$$Dose\ (mGy) = (LEITURA\ CORRIGIDA - BG)(nC) \times FC\ \left(\frac{mGy}{nC}\right) \quad (4.2)$$

A dose absorvida nos tecidos de interesse é calculada através da equação 4.3.

$$Dose\ absorvida\ (mGy)\ =\ Dose\ (mGy)\ \times \left(\frac{(\mu/\rho)_{\text{tecido}}}{(\mu/\rho)_{\text{ar}}}\right) \quad (4.3)$$

Onde $(\mu/\rho)_{\text{tecido}}$ e $(\mu/\rho)_{\text{ar}}$ são os coeficientes mássicos de atenuação nos tecidos e no ar (ao nível do mar).

Para a energia efetiva de 60 keV, o coeficiente mássico de atenuação no ar, segundo Hubbell (1995)[3], vale 0,1875 cm^2/g. Já para energia de 70 keV foi feito uma extrapolação entre os valores dos coeficientes mássicos de atenuação para as energias de 60 keV (0,1875 cm^2/g) e de 80 keV (0,1622 cm^2/g), resultando num valor de 0,17685 cm^2/g.

Os coeficientes mássicos de atenuação da maioria dos tecidos analisados neste trabalho não estão listados na tabela consultada, de modo que impossibilita que essa correção seja realizada. Desta maneira, a dose absorvida foi considerada a dose calculada através da equação 4.2.

Para os olhos, por exemplo, o valor do quociente entre os coeficientes mássicos de atenuação no tecido e no ar é, para as duas faixas de energia analisadas, aproximadamente igual a 1,07.

4.6. AVALIAÇÃO DE INCERTEZAS

As incertezas avaliadas neste trabalho são classificadas em incerteza-padrão do tipo A, incerteza-padrão do tipo B e incerteza-padrão combinada. As incertezas padrão do tipo A são provenientes do processo de medição. Foram consideradas como incertezas do tipo A, portanto, os desvios padrões das leituras dos dosímetros termoluminescentes. As incertezas do tipo B são atribuídas a dados de referência extraídos de manual. A incerteza do tipo B é proveniente do processo de calibração. Segundo a fabricante, a câmara de ionização apresenta 5% de incerteza na medida. A incerteza padrão combinada é calculada através da equação 4.3, pois tratavam-se de grandezas de entrada não correlacionadas [45].

$$\delta^2{}_{FC} = \left(\frac{\partial FC}{\partial Dose} \times \delta Leitura\right)^2 + \left(\frac{\partial FC}{\partial Leitura} \times \delta Dose\right)^2 \quad (4.4)$$

[3] Hubbell, J H, and Seltzer, S M. *Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 meV for elements z = 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest*. United States: N. p., 1995. Web.

Onde FC é o fator de calibração e dose é a dose absorvida medida pela câmara de ionização.

Derivando a equação (4.1) em relação à dose,

$$\frac{\partial FC}{\partial Dose} = \frac{1}{Leitura} \quad (4.5)$$

Derivando a equação (4.1) em relação à leitura,

$$\frac{\partial FC}{\partial Leitura} = -\frac{Dose}{Leitura^2} \quad (4.6)$$

De modo que a expressão para o cálculo da incerteza do fator de calibração é igual a:

$$\delta^2{}_{FC} = \left(-\frac{Dose}{Leitura^2} \times \delta Leitura\right)^2 + \left(\frac{1}{Leitura} \times \delta Dose\right)^2 \quad (4.7)$$

E a propagação da incerteza da dose absorvida foi feita utilizando a equação 4.8.

$$\delta^2{}_{Dose\ abs} = \left(\frac{\partial Dose\ abs}{\partial FC} \times \delta FC\right)^2 + \left(\frac{\partial Dose\ abs}{\partial Leitura} \times \delta Leitura\right)^2 \quad (4.8)$$

Derivando a (4.2) em relação ao FC:

$$\frac{\partial Dose\ abs}{\partial FC} = Leitura \quad (4.9)$$

Derivando a (4.2) em relação à leitura:

$$\frac{\partial Dose\ abs}{\partial Leitura} = FC \quad (4.10)$$

De modo que a equação para a propagação da incerteza da dose absorvida é igual a:

$$\delta^2{}_{Dose\ abs} = (Leitura \times \delta FC)^2 + (FC \times \delta Leitura)^2 \quad (4.11)$$

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Ao iniciar o procedimento para calibrar os TLD utilizando o cilindro de PMMA e o suporte de TLD - com 30 TLD - inserido nele, foi observada uma discrepância entre os valores de leitura dos TLD que foram posicionados na extremidade superior do suporte em relação às outras posições.

A Figura 31 mostra a média da leitura dos três TLD em função da posição (degrau) de cada grupo no suporte utilizado para calibração no equipamento convencional (com 76 kV e 10 mA). Pode ser observada a discrepância nas leituras dos TLD das últimas três posições (8, 9 e 10).

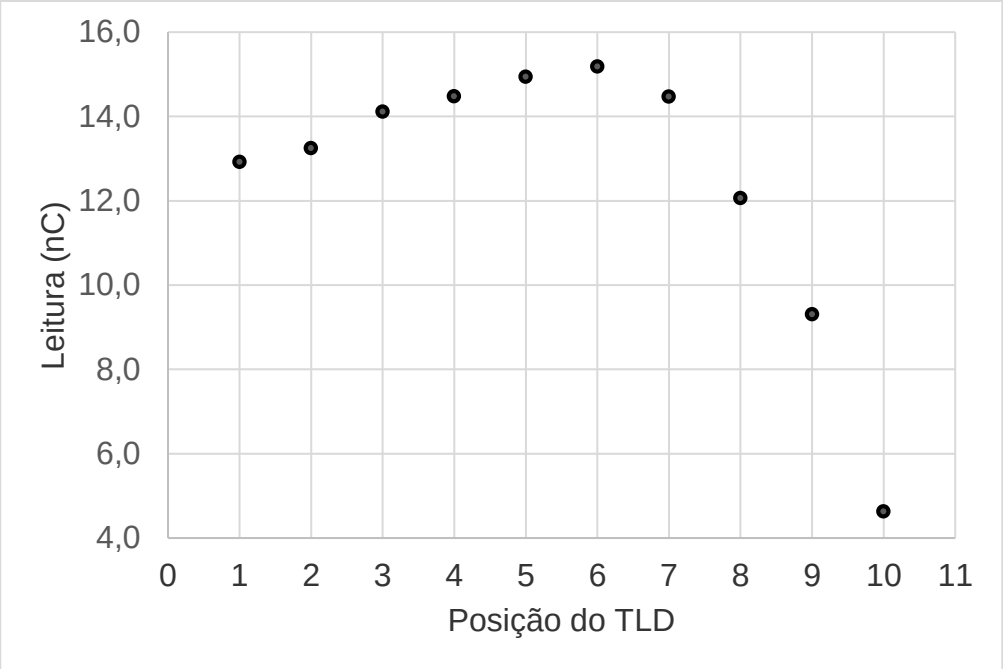


Figura 31: Distribuição da radiação ao longo do suporte utilizado para calibração de TLD utilizando o meio espalhador.

Fonte: Autor (2020).

O tamanho de campo na posição do paciente onde a medição ocorreu é menor que o tamanho do campo no filme, onde é revelada a imagem, porque a distância do tubo até a posição do paciente é a metade da distância do tubo até o filme. Na radiografia panorâmica, o campo de radiação principal limita-se superiormente à cavidade nasal. Baseado nos resultados, os últimos TLD provavelmente equivaleriam a estruturas que ficam acima do nariz do paciente, o que significa que eles foram posicionados acima do campo principal de radiação (posições 8, 9 e 10) porque suas leituras variaram bastante em relação às outras leituras.

A Figura 32 mostra o comportamento dos valores médios de leitura dos grupos de três TLD em função da posição deles com o corte dos três pontos discrepantes.

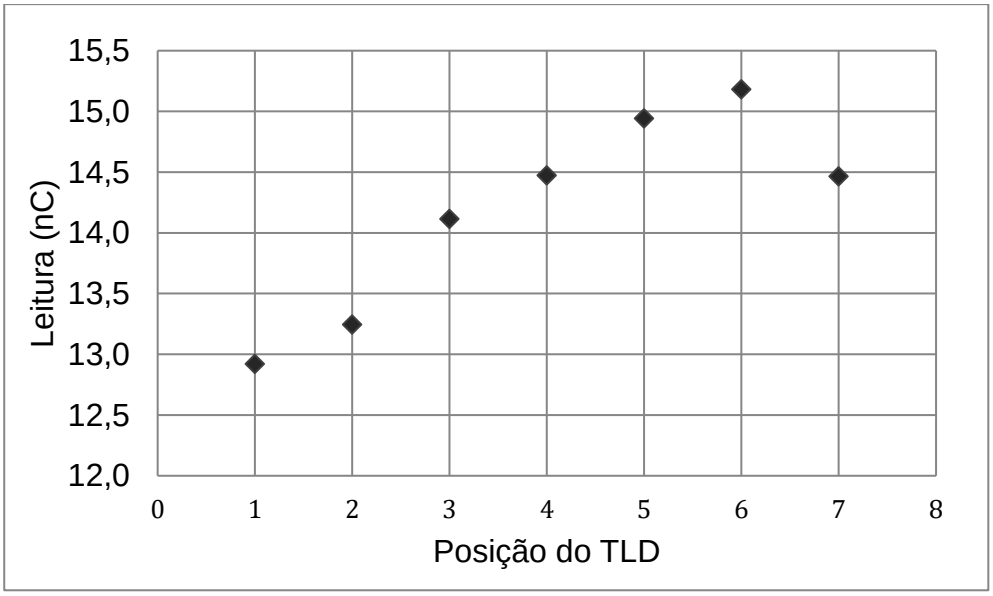


Figura 32: Distribuição da radiação com corte dos pontos extremos.

Fonte: Autor (2020).

O cálculo do FC, então, foi feito sem considerar os três pontos mais discrepantes, de forma a excluir a contribuição dos valores de leitura que ficaram fora do campo de radiação.

A mesma análise foi realizada nas calibrações sem espalhamento. A figura 33 mostra a calibração feita no aparelho digital, sem corte dos pontos.

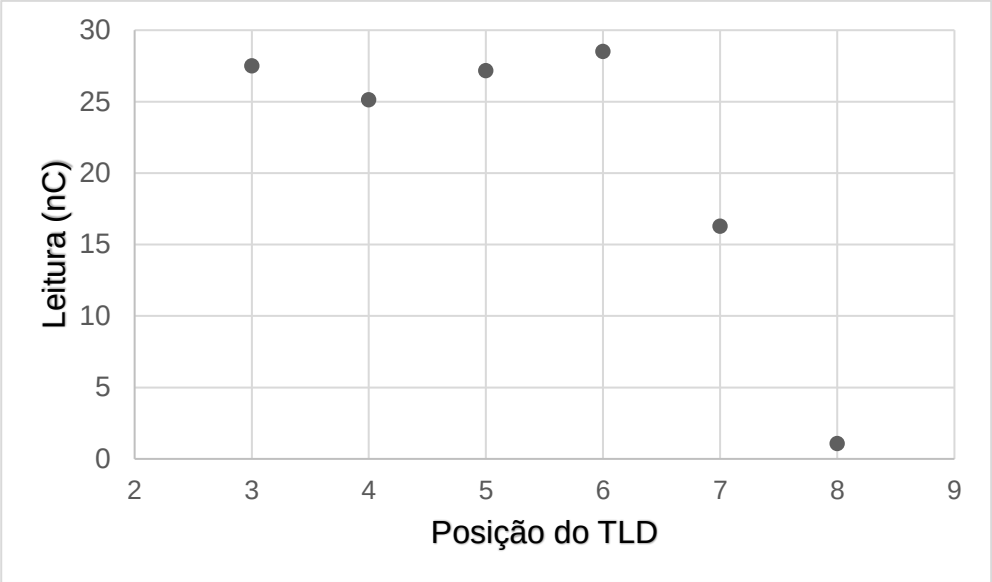


Figura 33: Distribuição da radiação ao longo do suporte utilizado para calibração de TLD sem utilizar o meio espalhador.

Fonte: Autor (2020).

Neste caso, as posições 1 e 2 não foram utilizadas, pois, por problemas metodológicos, na data de realização da calibração não estavam disponíveis a quantidade suficiente de dosímetros termoluminescentes. Ainda assim, pode-se perceber que as posições 7 e 8 ficaram fora do campo principal de radiação, com leituras bem abaixo das leituras nas posições anteriores. Desta forma, estes pontos foram cortados de modo que se calculasse o fator de calibração sem a contribuição deles. A figura 34 mostra o corte dos pontos 7 e 8, que ficaram destoantes.

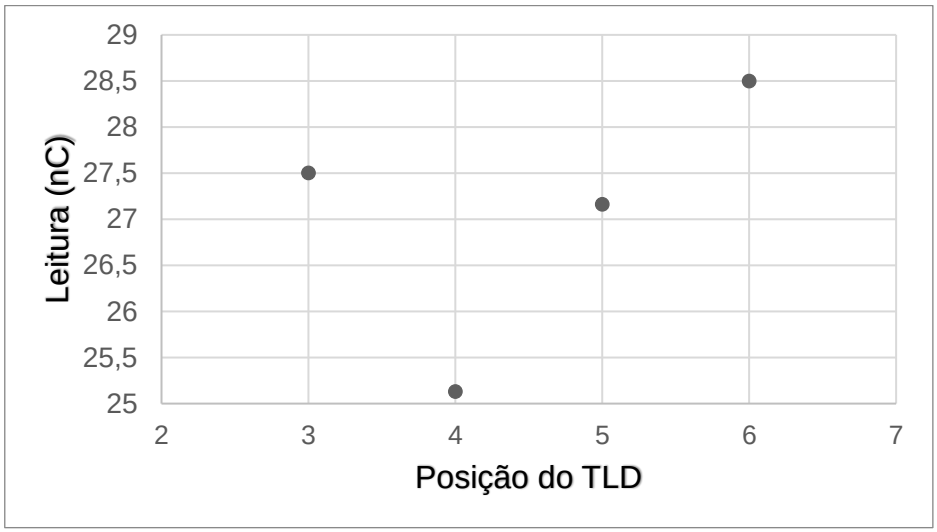


Figura 34: Distribuição da radiação com corte dos pontos extremos.

Fonte: Autor (2020).

5.1. FATOR DE CALIBRAÇÃO

A Tabela 7 mostra os resultados dos fatores de calibração (FC) e suas incertezas obtidos com e sem espalhamento na tecnologia de radiologia panorâmica convencional e o FC obtido sem espalhamento na tecnologia digital.

Tabela 7: Fatores de calibração obtidos com e sem espalhamento nas tecnologias de radiologia panorâmica convencional e digital.

Tecnologia panorâmica	Espalhamento	Fator de Calibração (FC ± δ) (mGy/nC)
Convencional	Sim	0,032 ± 0,003
	Não	0,032 ± 0,003
Digital	Não	0,027 ± 0,001

Os resultados mostraram que o FC calculado com e sem a radiação espalhada, na tecnologia convencional, são compatíveis dentro de 3σ, ou seja, não há discrepância entre os resultados. Baseado nisto, embora os equipamentos e as técnicas sejam diferentes, optou-se por realizar, no equipamento digital, apenas a calibração que não considerava o meio espalhador.

5.2. DOSES ABSORVIDAS NOS ÓRGÃOS

5.2.1. PANORÂMICA CONVENCIONAL

Os resultados das doses absorvidas nos órgãos críticos obtidos e suas incertezas estão apresentados na Tabela 8. No cristalino foi estimada a dose de entrada na pele (DEP).

Tabela 8: doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica convencional.

Órgãos		Dose absorvida (mGy ± δ)
Tireoide	-	0,28 ± 0,06
Glândula sublingual	Direita	1,4 ± 0,3
	Esquerda	1,5 ± 0,3
Glândula submandibular	Direita	0,22 ± 0,04
	Esquerda	0,21 ± 0,04
Glândula parótida	Direita	0,31 ± 0,06
	Esquerda	0,30 ± 0,05
Hipófise	-	0,024 ± 0,005
Cristalino (DEP*)	Direito	0,010 ± 0,004
	Esquerdo	0,008 ± 0,002

Foi observado que as regiões das glândulas salivares foram as mais irradiadas, como se espera, uma vez que elas ficam localizadas na cavidade bucal, onde incide a radiação primária. Entre os três órgãos, as glândulas sublinguais foram as que receberam as maiores doses absorvidas de radiação.

As glândulas sublinguais receberam doses aproximadamente 86% maiores que as submandibulares. A glândula submandibular é, portanto, menos exposta à radiação em relação à sublingual. Anatomicamente localizada na parte anterior do triângulo submandibular, a glândula submandibular, que é limitada superiormente pelo corpo da mandíbula e anterior e posteriormente pelo músculo digástrico, é mais protegida que a sublingual, que, embora situada mais profundamente no assoalho da boca, é coberta apenas superiormente pela língua, limitada anterior e inferiormente pela mandíbula e posterior e inferiormente pelo músculo genioglosso.

A Figura 35 mostra a distribuição das doses absorvidas na tireoide, nas glândulas sublinguais, glândulas submandibulares, nas glândulas parótidas e na hipófise.

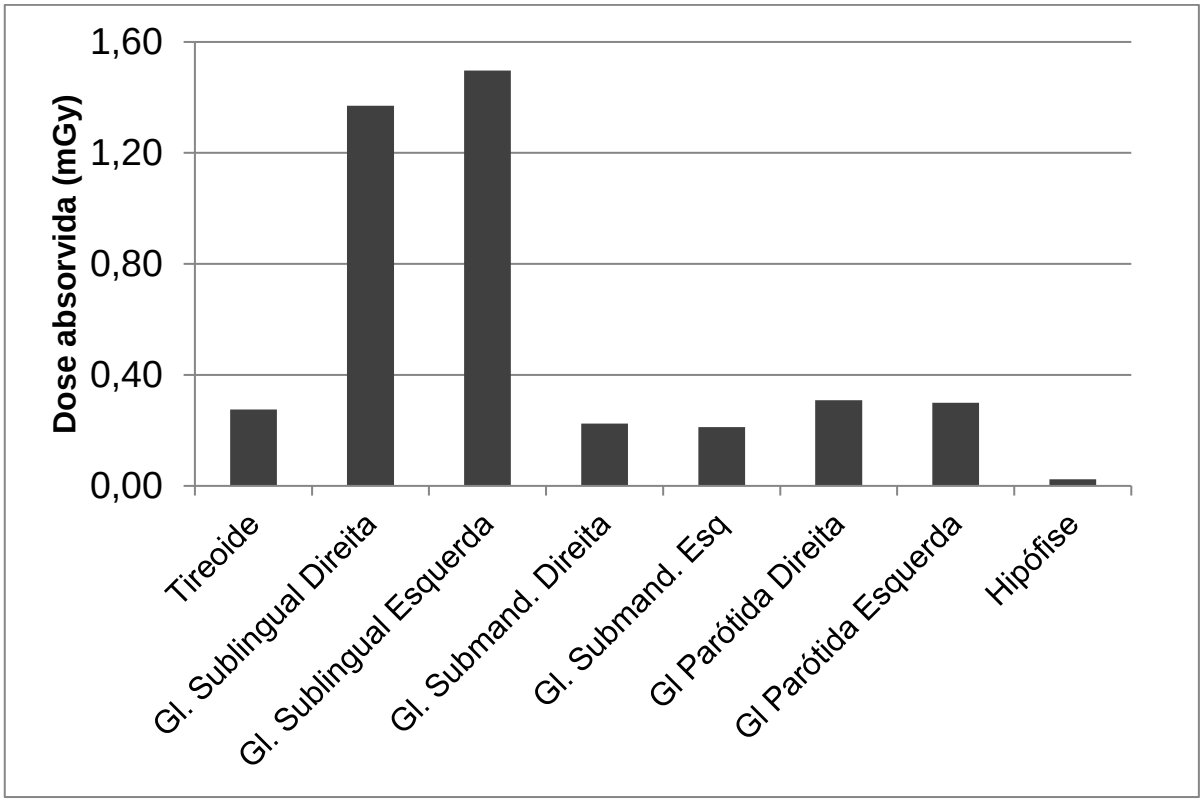


Figura 35: doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica convencional.

Fonte: Autor (2020).

A dose absorvida medida na hipófise foi a menor em relação aos outros órgãos. Isso pode ser explicado por sua localização anatômica, já que ele se aloja na sela túrcica (ou fossa hipofisária) do osso esfenoide, localizado na base do cérebro e protegido por diversas estruturas.

A dose na tireoide, a princípio, deveria ser menor, se fosse considerado somente a contribuição da dose recebida devido a radiação secundária. Entretanto, quando o posicionamento do paciente é inadequado, este órgão pode ser exposto diretamente ao feixe e por consequência a dose será aumentada.

Os trabalhos de Mah [31], Visser [40] e Cohnen [41] mostram também as doses absorvidas encontradas nas regiões dos órgãos críticos utilizando radiografia panorâmica convencional. O resultado da dose absorvida apresentada por Mah foi medida utilizando um equipamento de radiografia panorâmica Plammeca PM 2002, enquanto Visser utilizou um Siemens Ortophos com tensão igual a 71 kV e corrente igual a 15 mA. Já Cohnen utilizou um Ortophos C com tensão do tubo igual a 73 kV e corrente igual a 15 mA. Em seus estudos foram utilizados o mesmo modelo de

simulador que foi usado neste estudo. Todos utilizaram TLD 100 para medir as doses nos órgãos.

A tabela 9 mostra as doses absorvidas nos órgãos críticos encontradas neste trabalho e nos trabalhos de Mah, Visser e Cohnen utilizando equipamentos de radiografia panorâmica convencional.

Tabela 9: Comparação de doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica convencional.

		Este trabalho	J. K. Mah	H. Visser	Cohnen
Técnicas	kV	76		71	73
	mA	10		15	15
Órgãos		**Dose absorvida (mGy)**			
Tireoide	-	0,28	0,04	0,03	0,06
Glândula sublingual	Direita	1,40	0,10	-	-
	Esquerda	1,50			
Glândula submandibular	Direita	0,22	0,18	0,23	0,70
	Esquerda	0,21			0,50
Glândula parótida	Direita	0,31	0,29	0,32	0,60
	Esquerda	0,30			0,60
Hipófise	-	0,02	-	0,02	0,04

Apesar da pouca similaridade dos valores de dose absorvida entre os quatro estudos, é possível notar uma tendência em relação à distribuição da dose na hipófise e nas glândulas parótidas e submandibulares, com exceção do trabalho de Cohnen, cuja dose na glândula submandibular direita foi 69% maior do que a dose medida neste estudo. Embora houvesse a mesma tendência de distribuição de dose nos órgãos em todos os estudos, não é possível estabelecer qual órgão recebe maior dose absorvida porque apenas Mah registrou valores de dose na glândula sublingual. Além disso, houve variação de 93% entre os valores registrados para esta glândula entre este estudo e o estudo de Mah.

5.2.2. PANORÂMICA DIGITAL

A Tabela 10 mostra os resultados de dose absorvida nos órgãos críticos medidas em equipamento de radiografia panorâmica digital.

Tabela 10: Doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica digital.

Órgãos		Dose absorvida (mGy ± δ)
Tireoide		0,069 ± 0,007
Glândula Sublingual	Direita	0,69 ± 0,06
	Esquerda	0,41 ± 0,04
Glândula submandibular	Direita	0,084 ± 0,005
	Esquerda	0,086 ± 0,005
Glândula parótida	Direita	0,67 ± 0,05
	Esquerda	0,69 ± 0,06
Hipófise		0,016 ± 0,002
Cristalino (DEP)	Direito	0,007 ± 0,001
	Esquerdo	0,005 ± 0,002

As glândulas salivares, assim como na panorâmica convencional, apresentaram as maiores doses. Este fenômeno ocorre porque as glândulas estão anatomicamente localizadas onde o feixe da radiação primária incide. No cristalino, apesar de a medição ter sido dose de entrada na pele, os valores registrados foram relativamente baixos, similares ao equipamento convencional, indicando que estes registros são devido à radiação espalhada. A hipófise, localizada na sela túrcica, no interior do cérebro, registrou, como esperado, dose baixa.

Foi observada uma variação de 40% no valor da dose absorvida entre as glândulas sublinguais direita e esquerda. Esta variação entre os pares das outras glândulas salivares é inferior a 3,5%. Pode ser observado que as glândulas sublinguais receberam doses aproximadamente 87,8% maiores que as submandibulares.

A Figura 36 mostra a distribuição das doses absorvidas na tireoide, nas glândulas sublinguais, glândulas submandibulares e hipófise.

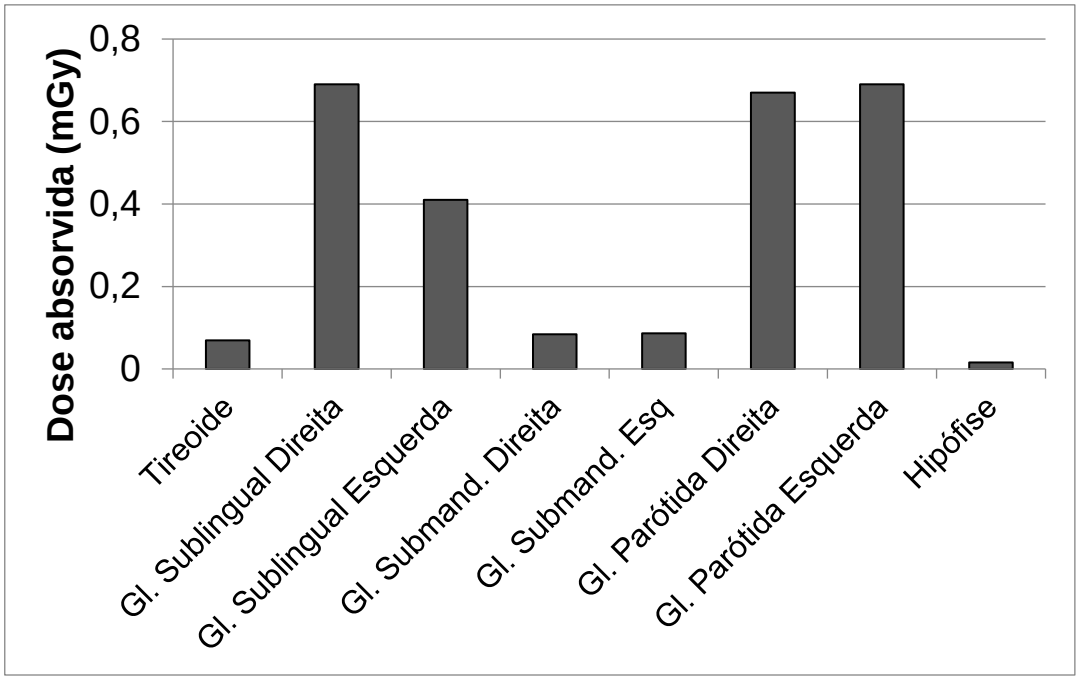


Figura 36: Doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica digital.

Fonte: Autor (2020).

A Tabela 11 mostra a dose absorvida nos órgãos críticos apresentados neste estudo e nos trabalhos de Heiden [33], Ludlow [27] e Hoseini-Zark [42] que utilizaram o mesmo modelo de simulador. Diferentemente deste estudo, todos os autores utilizaram TLD 100. Somente Heiden citou o processo utilizado para a calibração dos TLD, que foi sem espalhamento (semelhante ao deste trabalho). A Marca e modelo dos aparelhos panorâmicos dos dois primeiros trabalhos são os mesmos usados neste estudo. O utilizado por Ludlow foi o aparelho digital da marca Sirona, Ortophos Plus DS. Já Hoseini-Zarch utilizou um equipamento da marca Plammeca, modelo proline XC. Todos os estudos utilizaram equipamentos com tensão do tubo igual 66 kV e corrente que variou entre 10 e 16 mA. O tempo de exposição variou entre 10 e 15 segundos.

Tabela 11: Comparação de doses absorvidas nos órgãos críticos medidas em radiografia panorâmica digital.

Órgãos		**Dose absorvida (mGy)**				
		Este trabalho	K. R. Heiden	J.B.Ludlow	S. H. Hoseini-Zarch	
					Pan 1	Pan 2
Tireoide		0,070	0,230	0,050	0,190	0,590
Glândula sublingual	Direita	0,690	0,260	0,540	-	-
	Esquerda	0,410	0,260	0,540	-	-
Glândula submandibular	Direita	0,080	0,310	0,630	-	-
	Esquerda	0,090	0,780	0,600	-	-
Glândula parótida	Direita	0,670	0,290	0,740	2,040	4,190
	Esquerda	0,690	0,330	0,640	2,040	4,190
Hipófise		0,020	-	0,040	-	-
Cristalino (DEP)	Direito	0,007	0,300	0,020	0,040	0,050
	Esquerdo	0,005	0,260	0,020	0,040	0,050

Pode ser observado que as doses apresentadas por Hosein-Zarch estão superestimadas quando comparadas com aquelas apresentadas pelos outros autores.

As doses na tireoide são baixas de acordo com os resultados deste trabalho e de Ludlow. Entretanto, Heiden e Hoseini-Zarch encontraram doses altas neste órgão crítico. A tireoide, localizada na região do pescoço, não deveria receber radiação do feixe primário, uma vez que o campo teoricamente não atinge a região.

As doses absorvidas medidas por Ludlow apresentam concordância com as doses medidas neste trabalho, embora tenha havido uma diferença relativa na glândula submandibular de aproximadamente 88%. Apenas K. R. Heiden e J. B. Ludlow mediram as doses absorvidas nestas glândulas. No trabalho de Heiden, a dose entre os lados direito e esquerdo da glândula submandibular variaram 60%.

Um dos objetivos deste estudo foi comparar a dose nas duas tecnologias de radiografia panorâmica. A Figura 37 mostra a diferença das doses absorvidas nos órgãos críticos medidos utilizando a tecnologia convencional e digital.

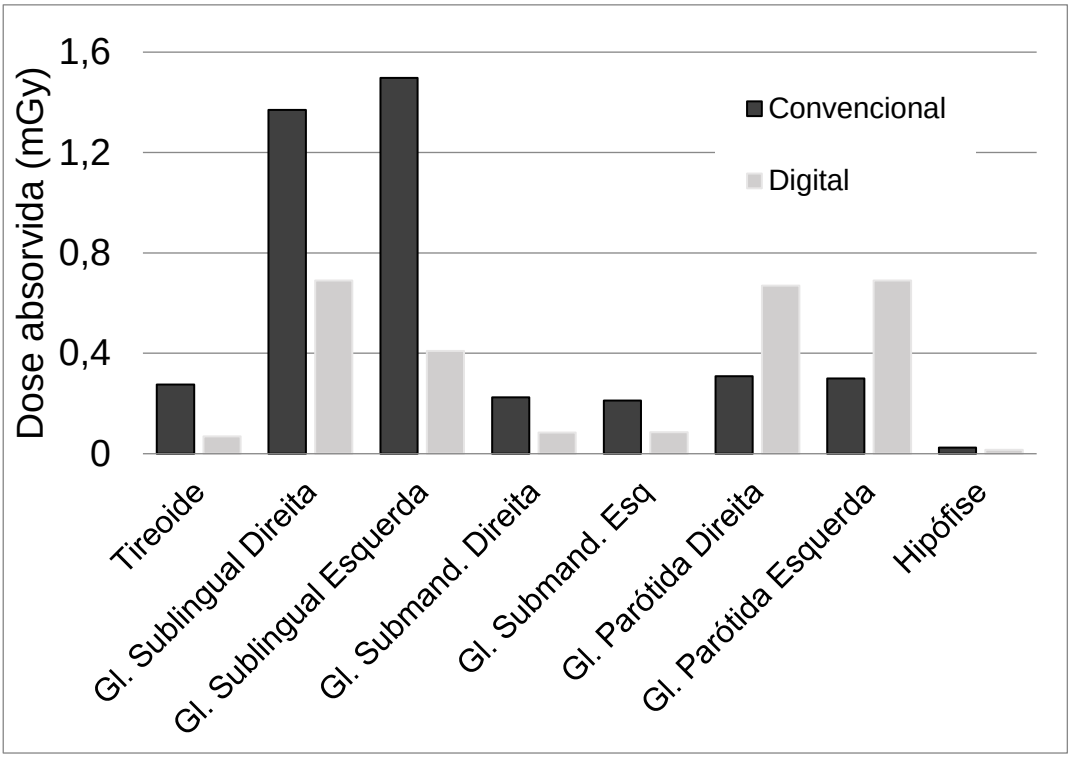


Figura 37: Resultados de dose absorvida em órgãos críticos medidas nas tecnologias de radiologia panorâmica convencional e digital.

Fonte: Autor (2020).

Ao contrário do que foi encontrado na literatura, os resultados deste trabalho mostram que as doses medidas no equipamento convencional deste trabalho são maiores que as doses medidas nos equipamentos digitais. A única exceção foi na glândula parótida, onde as doses absorvidas medidas em tecnologia convencional foram menores que as medidas na tecnologia digital. Segundo Marques (2019) [43], há um consenso entre os autores de que existe um aumento significativo nas doses em sistemas digitais (em relação aos convencionais) devido à ampla faixa desses sistemas. No sistema digital, o contraste (diferença de densidade óptica) gerado na imagem depende linearmente da exposição. Já no sistema convencional, existe uma faixa ótima (intervalo linear) para aplicação de contraste na imagem. Ou seja, a dependência entre a densidade óptica e a exposição é não-linear no intervalo restante, restringido a aplicação de dose àquela faixa ótima para que não haja superexposição ou subexposição.

Entretanto, através da aplicação de um Programa de Garantia de Qualidade (PGQ) no serviço é possível otimizar as ações e execuções de exames para que as doses do sistema digital sejam reduzidas. Um PGQ garantirá que todas as etapas do

processo de formação da imagem funcionem adequadamente, de maneira a garantir que a imagem gerada seja útil ao diagnóstico. Neste processo, são feitas periodicamente avaliações físicas nos equipamentos e, além disso, são realizadas avaliações das radiografias, por um profissional especialista em dar laudos na área, de acordo com critérios mínimos de qualidade da imagem [44].

Na PPC, onde foram realizadas as medidas deste trabalho na tecnologia digital, há um processo de implementação de um PGQ, onde são realizados testes de CQ nos equipamentos e avaliação periódica da dose. Esta implementação pode ser responsável pela diminuição das doses medidas durante o trabalho.

6. CONCLUSÃO

A comparação entre as duas calibrações, no sistema convencional, mostrou que os espalhamentos interferem pouco nas medidas e que os fatores de calibração calculados das duas formas apresentam semelhança dentro da incerteza. Portanto, medidas para calcular o FC podem ser feitas utilizando ou não o meio espalhador, estando a critério de quem calibra.

As glândulas salivares são os órgãos que são mais expostos à radiação ionizante em uma radiografia panorâmica. São necessários novos estudos para se ter estatística e, assim, afirmar categoricamente qual glândula (sublingual ou parótida) é mais exposta à radiação.

A glândula submandibular, embora localizada em região atingida pelo feixe principal de radiação, apresenta valores relativamente baixos – quando comparada com as demais glândulas salivares - de dose absorvida. A tireoide, por exemplo, que não deveria receber radiação primária numa radiografia panorâmica, recebeu na modalidade convencional aproximadamente a mesma quantidade de dose de radiação (diferença relativa de 22%) que foram registradas nas submandibulares.

Os valores de dose registrados na tireoide alertam para a necessidade de se posicionar o paciente adequadamente, o que indica que o posicionamento do paciente durante a execução de uma radiografia panorâmica deve ser um fator a ser considerado para evitar exposições desnecessárias da tireoide e de outros órgãos à radiação. Os valores de dose absorvida registradas na hipófise são devidos somente à radiação secundária. As doses de entrada na pele medidas nos cristalinos mostram também que estas estruturam recebem apenas contribuição de radiação espalhada.

Esperava-se, observando os outros trabalhos, que as doses em sistema digitais fossem maiores que as doses medidas em sistemas convencionais. No entanto, neste estudo houve a inversão desta realidade: com exceção das glândulas parótidas, as doses absorvidas medidas nos outros órgãos foram maiores no sistema convencional. O PGQ implementado no serviço onde foram feitas as medidas de dose no sistema digital pode ter influenciado positivamente, indicando que o sistema se mostrou otimizado.

O posicionamento do simulador pode ser o responsável pela alta variação dos valores de dose absorvida entre as estruturas analisadas. Deveriam ter sido analisadas imagens para que se fizesse o correto posicionamento do simulador. Entretanto, o laboratório de radiodiagnóstico do IRD, onde foram medidas as doses no convencional, não permite a realização da revelação do filme, além de o equipamento não possuir o chassi onde se coloca o filme. É importante destacar também que o simulador não pode morder o suporte como é realizado pelo paciente durante o exame, o que pode interferir no resultado.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BUSHBERG, J. et al. **The essential physics for medical imaging.** 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
2. PODGORSAK, E. **Radiation physics for medical physicists.** 2. ed. Inglaterra: Springer, 2010.
3. JUNIOR, M. **Bremsstrahlung**. 2018**.** Notas de aula.
4. EISBERG, R; RESNICK, R. **Física quântica**. 1. ed. Califórnia: Elsevier, 1979.
5. ATTIX, F. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** 2. ed. Madison: John Wiley& Sons Inc, 1986.
6. NUSSENZVEIG, M. **Curso de física básica – vol. 4.** 1. ed**.** São Paulo: Blucher, 1998.
7. IANNUCCI, J; HOWERTON, L. **Dental radiography: principles and techniques.** 4. ed. Ohio: Elsevier, 2012.
8. WHAITES, E. **Princípios de radiologia odontológica.** 4. ed. Londres: Elsevior, 2009.
9. HORNER, K. **Selection criteria in dental radiography.** British dental journal, 2013.
10. TAHUATA, L. et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos.** 9. ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2013.
11. GUERRA, N. **Avaliação da dose na tireoide e nas glândulas salivares em radiologia odontológica utilizando dosimetria termoluminescente.** 2011. 78 p. Dissertação de mestrado. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.
12. AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA. ***Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice* (TRS 457).** Viena, 2007.
13. COMISSÃO EUROPEIA**. Radiation protection 172: *Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology – evidence-based guidelines.*** Luxemburgo, 2012.
14. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico – Portaria nº 453**. Diário Oficial da União, n. 103, 1998.
15. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Resolução da diretoria colegiada- RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2019**. Disponível em: <http://www.in.gov.br/web/dou/-/resolucao-rdc-n-330-de-20-de-dezembro-de-2019-235414748?inheritRedirect=true>. Acessado em: 03/07/2020.

16. COMISSÃO EUROPEIA. ***European guidelines on radiation protection in dental radiology:*** *The safe use of radiographs in dental practice**.** Issue* N° 136. 2004.
17. SILVA, E; CARNEIRO, P; CAVALCANTI, M. **Radioterapia versus radiossensibilidade individual.** Recife: Cadernos de graduação, julho de 2014.
18. TECIDO EPITELIAL GLANDULAR. **Programa Microscópio Virtual.** Disponível em <http://projetos.unioeste.br/projetos/microscopio/index.php?option=com_phocagallery&view=category&id=59&Itemid=105>. Acesso em 15/05/2019.
19. SISTEMA ENDÓCRINO. **Aula de anatomia**. Disponível em <https://www.aulade anatomia.com/novosite/sistemas/sistema-endocrino/>. Acesso em 15/05/2019
20. SISTEMA DIGESTÓRIO. **Aula de anatomia**. Disponível em <https://www.aulade anatomia.com/novosite/sistemas/sistema-digestorio/>. Acesso em 15/05/2019.
21. CÂNCER DE TIREOIDE. **Tipos de câncer.** Disponível em <https://www.inca.gov.br /tipos-de-cancer/cancer-de-tireoide>. Acesso em 15/05/2019.
22. CÂNCER DE GLÂNDULAS SALIVARES. **Estatísticas para câncer de glândulas salivares.** Disponível em <http://www.oncoguia.org.br/conteudo/estatistica-para-cancer-de-glandulas-salivares/8524/511/>. Acesso em 15/05/2019.
23. CÂNCER DE BOCA. **Tipos de câncer.** Disponível em <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-boca>. Acesso em 15/05/2019.
24. CÂNCER DE GLÂNDULAS SALIVARES. **Tipos de câncer.** Disponível em <https://www. accamargo.org.br/tipos-de-cancer/glandulas-salivares>. Acesso em 15/05/2019.
25. PRESTON-MARTIN, S; WHITE, S. **Brain and salivary gland tumors related to prior dental radiography: implications for current practice.** The journal of the American Dental Association. 1990.
26. PRESTON-MARTIN, S. et. al. **Prior exposure to medical and dental x-rays related to tumors of the parotid gland.** Journal of the National Cancer Institute. 1998.
27. LUDLOW, J. et.al. **Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit**. Carolina do Norte: dentomaxillofacial radiology, 2003.
28. CAMPOS, L. **Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação.** São Paulo: Scielo, 1998. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

29. MAURÍCIO, C. **Termoluminescência e dosimetria termoluminescente: aplicação em monitoração individual.** Apostila. Rio de Janeiro: 2001. Instituto de Radioproteção e Dosimetria.
30. OLIVEIRA, M. et. al. **Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos.** Radiol. Brasil, 2010.
31. FREIRE, L. et. al. **Comparison of LiF (TLD-100 and TLD-100H) detectors for extremity monitoring.** Lisboa: *Radiation Measurements*, 2008.
32. MAH, J. et.al. **Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device.** São Francisco: *Oral surgery, oral medicine, oral pathology,* outubro de 2003.
33. HEIDEN, K. et. al. **Avaliação de doses em radiografia panorâmica digital.** Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2016.
34. DA SILVA, A. **Avaliação da qualidade de radiografias panorâmicas convencionais enviadas a clínicas de ortodontia de canoas e porto alegre.** Rio Grande do Sul: revista ABRO, 2012.
35. INMETRO. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados**. Rio de janeiro: INMETRO, 2012.
36. CHAIRMAN, P. **ICRU: a historical perspective of 90 years of radiation science.** Madison: Pubmed, 2009.
37. FAUSTO, A. **Propriedades termoluminescentes de LiF dopados com Cu e/ou Mg**. São Paulo: 1990.
38. TIREOIDE. **Doenças mais comuns da tireoide.** Disponível em <https://cura.com.br/conheca-as-doencas-mais-comuns-da-tireoide/>. Acesso em 21/06/2019.
39. GLÂNDULAS SALIVARES. **Distúrbios das glândulas salivares.** Disponível em <https://www.msdmanuals.com/pt-br/casa/dist%C3%BArbios-do-ouvido,-nariz-e-garganta/doen%C3%A7as-da-boca-e-da-garganta/dist%C3%BArbios-da-gl%C3%A2ndula-salivar>. Acesso em 21/06/2019.
40. VISSER, H. ***Dose measurements comparing conventional and digital panoramic radiography*.** Göttingen: Pubmed, julho de 2000.
41. COHNEN, M. et al. ***Radiation dose in dental radiology***. *Eur. Radiol.* 2002.

42. HOSEINI-ZARCH, S. et. al. ***Absorbed dose4 of sensitive organs in maxillofacial region by different radiographic techniques: Panoramic, Waters, Caldwell and cone-beam computed tomography*.** Mashhad: Journal oral health, fevereiro de 2017.
43. MARQUES, L. et. al. **Estudo Comparativo de Dose de Radiação Aplicada a Pacientes nos Sistemas Convencionais e Sistemas Digitais de Imagem.** Brasília: Rev. Gestão &Saúde, Edição Especial, fevereiro de 2019.
44. OSIBOTE, A. et. al. **Exposição de pacientes e qualidade da imagem em radiografias de tórax: uma avaliação crítica.** Rio de Janeiro: Ver. Radiol Bras, 2007.
45. INMETRO. **Avaliação de dados de medição - Guia para expressão de incerteza de medição**. Rio de janeiro: INMETRO, 2008.