



Eficácia da utilização de colimadores retangulares em medicina dentária

RITA FERREIRA OLIVEIRA

Novembro de 2022

Eficácia da utilização de colimadores retangulares em medicina dentária

Rita Ferreira Oliveira

Engenheira Biomédica pelo Instituto Superior de Engenharia do Porto

“Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto para a obtenção
de grau de Mestre em Engenharia Biomédica”

Orientador: Professor Carlos Augusto Ramos
Joana Filipa Ferreira Moreira

Novembro de 2022

Agradecimentos

Surge o momento de agradecer a todos que me apoiaram, direta ou indiretamente, ao longo deste percurso e que contribuíram para que eu conseguisse aqui chegar.

Aos meus pais e irmão, que sempre apoiaram as minhas decisões e me aconselharam e encorajaram, estando presentes em cada momento. Sem o vosso apoio e confiança nada disto seria possível.

Aos meus amigos, em especial ao meu namorado e à minha melhor amiga, pelo companheirismo, pela paciência e pelo incansável apoio durante este caminho. Obrigada por ouvirem os meus desabafos e por estarem sempre presentes em todas as etapas da minha vida.

Aos meus colegas de trabalho, em especial à equipa norte da Ambimed, por terem não só participado ativamente na recolha de dados, mas também pela força e motivação que me deram desde o primeiro dia. O entusiasmo e a disponibilidade com que aceitaram fazer parte deste desafio tornaram estes últimos meses mais leves.

À empresa Ambimed por ter aceitado fazer parte deste percurso e por fornecer ferramentas que tornaram possível a realização desta dissertação.

Aos meus orientadores, Professor Carlos Ramos e Engenheira Joana Moreira, pelo apoio prestado, pelos ensinamentos, pelas sugestões sempre pertinentes e pela disponibilidade e simpatia que sempre demonstraram.

Por fim, agradeço à instituição que me acolheu todos estes anos, tanto na licenciatura como no mestrado. Ao Instituto Superior de Engenharia do Porto e a todos aqueles que de uma maneira ou outra cruzaram o meu caminho, o meu obrigada.

Resumo

A radiologia é uma modalidade de diagnóstico importante em medicina dentária, na medida em que permite detetar patologias que não são visíveis durante o exame clínico convencional. Atualmente, o equipamento de radiologia intraoral está presente na maioria das clínicas dentárias sendo um requisito legal exigido para que estas possam exercer a sua atividade.

O Decreto-Lei n.º 108/2018, impôs a obrigatoriedade de utilização de colimador retangular para radiografias intraorais, determinando como não aceitável a utilização de colimadores circulares. O colimador retangular é uma das ferramentas mais simples e eficazes para a redução da exposição do paciente, permitindo manter a dose a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível. No entanto, esta ferramenta não incorpora o quotidiano de uma grande parte das clínicas dentárias. Ademais, a obrigatoriedade da sua utilização é um tema contestado pela comunidade médica pela sua suposta inutilidade e dificuldade de utilização.

Assim realizaram-se medições de dose recebida no paciente e no operador (em 4 pontos, a 1 metro) com e sem colimador retangular, em vários equipamentos intraorais, com o intuito de avaliar a eficácia do mesmo. Em todos os equipamentos verificou-se sempre uma redução de dose com a utilização do colimador retangular; no caso da dose no paciente, a redução do DAP foi, em todos os casos, superior a 30 %, chegando a alcançar os 87 %. Também se verificou uma redução de dose no operador nos 4 pontos analisados, sendo mais frequente reduções entre os 30 e 50 %. Com isto é possível afirmar que o colimador retangular é um acessório útil na redução de dose, sendo benéfica a sua utilização tanto para o paciente como para o operador.

Palavras-chave: colimação retangular, medicina dentária, raios X, intraoral, DAP, redução de dose.

Abstract

Radiology is an important diagnostic modality in dentistry, as it allows the detection of pathologies that are not directly visible during the conventional clinical examination. Currently, most dental clinics have an intraoral X ray as it is a legal requirement for them to carry out their activity.

In Portugal, the Decree-Law No. 108/2018 imposed the mandatory use of rectangular collimator for intraoral radiographs, determining that the use of circular collimators is not acceptable. The rectangular collimator is one of the simplest and most effective tools for reducing patient exposure, allowing the dose to be kept as low as reasonably possible. However, this tool is not part of everyday life in most dental clinics. Moreover, its mandatory use is an issue contested by the medical community due to its supposed inefficacy and difficulty of use.

Thus, patient and operator dose were measured, with the last being measured in 4 points, at 1 meter. These measures were obtained with and without a rectangular collimator, in several intraoral devices, to evaluate its efficacy. In every equipment, a dose reduction was always observed with the use of the rectangular collimator; in the case of the dose to the patient, the DAP reduction was, in all cases, higher than 30%, reaching 87%. A dose reduction in the operator was also observed, in all 4 points analyzed, with more frequent reductions between 30 and 50 %. With this it is possible to affirm that the rectangular collimator is a useful accessory in dose reduction, with its use being beneficial for both the patient and the operator.

Key words: rectangular collimation, dentistry, X-rays, intraoral, DAP, dose reduction.

Índice

AGRADECIMENTOS.....	I
RESUMO	III
ABSTRACT	V
ÍNDICE.....	VII
LISTA DE FIGURAS.....	IX
LISTA DE TABELAS.....	XI
LISTA DE ABREVIATURAS	XIII
1. INTRODUÇÃO.....	3
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA.....	3
1.2. MOTIVAÇÃO	4
1.3. OBJETIVO	5
1.4. LOCAL DE DESENVOLVIMENTO	5
1.5. ESTRUTURA DO DOCUMENTO	6
2. CONCEITOS FUNDAMENTAIS.....	9
2.1. RADIAÇÃO IONIZANTE	9
2.2. EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE.....	10
2.3. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS	12
2.3.1. <i>Kerma</i>	12
2.3.2. <i>Dose Absorvida</i>	12
2.3.3. <i>Dose Equivalente</i>	13
2.3.4. <i>Dose efetiva</i>	13
2.3.5. <i>DAP</i>	15
2.4. PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	15
3. ESTADO DA ARTE	19
3.1. RADIAÇÃO IONIZANTE EM MEDICINA DENTÁRIA	19
3.1.1. <i>Radiologia Intraoral</i>	20
3.2. LEGISLAÇÃO	24
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
4.1. METODOLOGIA.....	29
4.2. CÁLCULOS FUNDAMENTAIS.....	33
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	36

5.1.	DOSE NO PACIENTE.....	36
5.2.	DOSE NO OPERADOR.....	40
6.	CONCLUSÃO.....	47
	REFERÊNCIAS.....	49

Lista de Figuras

Figura 2.1 – Relação entre as grandezas dose absorvida, dose equivalente e dose efetiva e respectivas unidades.	15
Figura 3.1 - À esquerda um dos intraorais mais populares em 1940, Philips Oralix, instalado na cadeira dentária. À direita um intraoral recente e muito comum, MyRay DC, um modelo que o próprio cone já tem o formato retangular. Adaptado de [32] e [35].	19
Figura 3.2 - Ortopantomógrafo em que 1 representa o detetor de imagem e 2 a ampola. Adaptado de [37].	20
Figura 3.3 - As diferentes colimações do feixe de raios X. Em A , a colimação circular e em B a retangular. Adaptado de [49].	23
Figura 4.1 - Raysafe X2 (computador de bordo) e o sensor X2 R/F.	30
Figura 4.2 - Montagem experimental para medições de dose ao paciente.	30
Figura 4.3 - Medições efetuadas no colimador (a) e no cone (b).	31
Figura 4.4 - Raysafe X2 (computador de bordo) e o sensor X2 Survey.	31
Figura 4.5 - Esquema com a localização dos quatro pontos a medir a dose no operador, sendo f o recipiente com água.	32
Figura 4.6 - Montagem experimental para a medição de dose no operador no ponto 1.	32
Figura 5.1 - Valores de DAP obtidos, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.	39
Figura 5.2 - Redução do DAP devido à utilização de colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.	39
Figura 5.3 – Valores de dose equivalente obtidos no ponto 1, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.	40
Figura 5.4 - Valores de dose equivalente obtidos no ponto 2, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.	41
Figura 5.5 - Valores de dose equivalente obtidos no ponto 3, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.	41
Figura 5.6 - Valores de dose equivalente obtidos no ponto 4, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.	42
Figura 5.7 - Redução da dose no ponto 1 (a), ponto 2 (b), ponto 3 (c) e ponto 4 (d), devido à utilização de colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.	44

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Fontes de Radiação Ionizante.....	10
Tabela 2.2 - Resumo das características dos efeitos biológicos da radiação ionizante. 11	
Tabela 2.3 - Fatores de ponderação da radiação, w_R . Adaptado de [29].	13
Tabela 2.4 - Fatores de ponderação tecidual, w_T . Adaptado de [29].....	14
Tabela 5.1 - Valores de DAP obtidos, com colimador retangular, e a sua respetiva frequência.	36
Tabela 5.2 - Valores de DAP obtidos, sem colimador retangular, e a sua respetiva frequência.	37
Tabela 5.3 - Valores de DAP médio e respetivos parâmetros de exposição.	38
Tabela 5.4 - Número de casos, em cada ponto, em que ocorreu uma redução de dose superior a 50% devido à utilização de colimador retangular.....	44

Lista de Abreviaturas

- APA – Agência Portuguesa do Ambiente
- ADN – Ácido Desoxirribonucleico
- ALARA – Do inglês *As Low As Reasonably Achievable*
- K – Kerma
- D – Dose Absorvida
- H_T – Dose Equivalente
- w_R – Fator de ponderação da radiação
- E – Dose Efetiva
- w_T – Fator de ponderação tecidual
- DAP – Produto Área-Dose
- CBCT – Do inglês *Cone Beam Computed Tomography*
- EURATOM – Comunidade Europeia da Energia Atómica

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1. Introdução

O presente documento tem como propósito a descrição detalhada do estudo realizado, assim como dos resultados obtidos no âmbito da unidade curricular Tese/Dissertação, enquadrada no Mestrado em Engenharia Biomédica do Instituto Superior de Engenharia do Porto.

A principal finalidade do presente trabalho consistiu na avaliação da eficácia da utilização de colimadores retangulares em medicina dentária, nomeadamente em radiologia intraoral, através dum estudo comparativo de dose recebida no paciente e no operador (a 1 metro) com e sem colimador.

1.1. Contextualização do problema

A radiologia é uma modalidade de diagnóstico essencial em medicina dentária. Apesar dos dados e estudos disponíveis evidenciarem que a radiação ionizante em doses modestas a elevadas produz danos biológicos, existe desacordo quanto ao risco de contração de cancro no futuro, em doses muito baixas, tais como as utilizadas na radiologia de diagnóstico dentário. Dadas as centenas de milhões de exposições dentárias que são realizadas anualmente, é prudente assumir que existe sempre risco de dano biológico associado. Assim, existem recomendações que promovem a utilização segura e eficaz desta ferramenta de diagnóstico com o intuito de proteger tanto o paciente como o pessoal médico [1].

São várias as técnicas que permitem reduzir a exposição à radiação na radiografia intraoral, incluindo o uso de filtração adicional do feixe de raios X, uma maior distância foco-detetor, uso de películas de classes rápidas ou recetores de imagem digitais e ainda a utilização de aventais de chumbo e/ou protetores de tiroide em pacientes. Ademais, uma colimação adequada é uma das formas mais eficazes de reduzir a exposição à radiação do paciente [2] [3].

A redução do tamanho do feixe primário para o tamanho e forma do detetor de imagem, ou seja, a colimação, reduz a exposição desnecessária de tecidos que não são relevantes para o diagnóstico [2]. Esta diminuição do tamanho do feixe e,

consequentemente, de tecido irradiado, reduz a radiação de espalhamento, produzindo-se imagens com melhor qualidade [4]. Na radiografia intraoral existem dois tipos de colimadores, colimadores circulares e retangulares, no entanto, apenas os colimadores retangulares permitem a redução do tamanho do feixe para o tamanho do recetor de imagem.

Embora a colimação retangular seja recomendada há algumas décadas, ainda não é prática comum na maioria das clínicas dentárias [5]. O uso continuado de colimação circular é, provavelmente, devido à preocupação de que o feixe colimado com colimador retangular é um feixe mais restrito o que pode aumentar a probabilidade de erros de imagem. Estes erros de imagem advêm de problemas de centragem do colimador que acabam por resultar numa maior dose ao paciente dada a necessidade de se obterem radiografias adicionais [6]. A colimação circular, com um campo maior, resolve a necessidade de radiografia adicionais devido a erros técnicos; todavia, este tipo de colimação expõe os pacientes até 4 vezes mais radiação do que a colimação retangular [1][7].

Atualmente, é obrigatória a utilização de colimador retangular em radiologia intraoral, apesar da sua fraca adesão por parte dos profissionais de saúde. Assim, torna-se essencial a sua sensibilização sobre o impacto da utilização deste tipo de colimação.

1.2.Motivação

A proteção dos pacientes da radiação ionizante envolve decisões médicas e técnicas. Cada exposição tem de ser devidamente justificada, é necessário existir um benefício clínico para o paciente maior do que qualquer dano causado. Por conseguinte, qualquer exposição deve também ser mantida tão baixa quanto razoavelmente possível, desde que permita obter as informações médicas necessárias para o diagnóstico. Todos os profissionais de saúde responsáveis por exposições têm de seguir estes princípios na prática clínica [1].

A utilização de colimadores retangulares é uma das técnicas mais simples e eficazes para a redução da exposição do paciente, todavia são vários os estudos que demonstram que esta prática não incorpora o quotidiano de uma grande parte das

clínicas dentárias [3]. Um estudo conduzido por Senior et al. mostrou que apesar de 74% dos dentistas questionados estarem cientes da redução de dose com a utilização de colimador retangular, apenas 12,9% o utilizavam rotineiramente [8]. Estes resultados são semelhantes aos obtidos por Campbell et al., onde apenas 22,3 % dos dentistas pediátricos utilizavam colimação retangular [9].

Assim, o presente trabalho teve como principal motivação fornecer informação capaz de reforçar a necessidade de utilizar colimação retangular em medicina dentária.

1.3. Objetivo

A Comissão Europeia, na definição dos critérios mínimos de aceitabilidade das instalações e equipamentos radiológicos a utilizar na área médica, considera inaceitável a utilização de colimadores não retangulares em equipamentos de radiologia intraoral [10].

Tão importante como seguir diretivas europeias é entender porque surgiram. Como tal, o presente trabalho tem como objetivo comprovar que a utilização de colimador retangular em radiologia intraoral é benéfica tanto para o paciente como para o operador, sendo eficaz na redução de dose quando comparado ao colimador circular.

1.4. Local de desenvolvimento

A presente Dissertação foi desenvolvida nos clientes da Ambimed – Gestão Ambiental, Lda., nomeadamente clientes do setor de Medicina Dentária no âmbito da Proteção Radiológica.

A Ambimed foi fundada em janeiro de 1996, tendo sido pioneira na área de gestão de resíduos hospitalares perigosos com a sua unidade de tratamento localizada no Barreiro. Nos anos seguintes instalou novas unidades de tratamento, de transferência de resíduos e uma unidade de triagem de resíduos não perigosos situada em Torres Vedras [11].

Em 2009, o grupo Ambimed é adquirido pela Stericycle, empresa norte-americana líder mundial na gestão de resíduos, com clientes espalhados pelo mundo como Canadá, Brasil, Japão, Chile, Inglaterra, Irlanda, Roménia, Espanha e Portugal. O grupo Stericycle gere assim mais de 100 instalações de gestão e/ou de tratamento de Resíduos Hospitalares [12].

Ao longo dos anos a Stericycle começou a estender a sua área de negócios para além do mercado da gestão de resíduos hospitalares, começando a prestar serviços relacionados com dosimetria, funerária animal, proteção radiológica e destruição segura de informação [11]. Relativamente ao serviço de proteção radiológica este inclui a elaboração de estudos de proteção radiológica e verificação e auditoria das condições de proteção radiológica em diversos setores, nomeadamente em hospitais, clínicas veterinárias, clínicas dentárias e indústria [13].

Assim, o serviço prestado consiste em fornecer apoio a todo o processo de licenciamento ou registo de equipamentos emissores de radiações ionizantes, facultando toda a documentação necessária para a instrução do mesmo junto da APA - Agência Portuguesa do Ambiente como autoridade competente [13].

1.5. Estrutura do documento

O presente documento encontra-se estruturado em seis capítulos. No Capítulo 1 é feita uma contextualização do estudo efetuado, assim como são apresentados a motivação e os objetivos do mesmo. No segundo capítulo introduzem-se alguns conceitos fundamentais associados à radiação ionizante e à proteção radiológica, sendo que no terceiro capítulo se descreve o estado da arte relativo à radiação ionizante em medicina dentária, focando a radiologia intraoral e a legislação que regula a sua utilização. Os materiais, métodos e cálculos necessários à realização deste estudo encontram-se detalhados no Capítulo 4 e os resultados obtidos, assim como a discussão dos mesmos, no Capítulo 5. Por fim, no último capítulo são feitas as conclusões relativas ao presente trabalho.

CAPÍTULO 2 – CONCEITOS FUNDAMENTAIS

2. Conceitos Fundamentais

2.1. Radiação Ionizante

Define-se radiação como uma forma de energia, que é emitida por uma fonte e se propaga pelo espaço, podendo penetrar vários materiais [14]. Dependendo da sua capacidade de ionizar os átomos da matéria com que interage, a radiação é classificada em duas categorias: radiação ionizante e não ionizante. Exemplos de radiação não ionizante são as ondas de rádio, micro-ondas, luz visível, radiação infravermelha e ultravioleta. Embora esta radiação não seja capaz de ionizar matéria, a sua exposição acarreta alguns riscos para a saúde, como é o caso de exposição prolongada a radiação solar (radiação ultravioleta) que pode originar cancro de pele [15].

A radiação ionizante compreende a transferência de energia, sob a forma de partículas ou ondas eletromagnéticas, com comprimento de onda igual ou inferior a 100 nm e com frequência igual ou superior a 3×10^{15} Hz [16]. No espectro eletromagnético, estes valores abrangem os raios X e os raios gama [17]. A radiação ionizante abrange ainda as partículas alfa e beta que podem ser detidas por barreiras físicas tão simples como uma folha de papel ou uma placa de alumínio. Já os raios X e gama são mais penetrantes, sendo que a exposição ambiental a este tipo de radiação acarreta danos biológicos mais severos quando comparada com a exposição a partículas alfa ou beta [18].

A exposição à radiação ionizante surge de fontes naturais e/ou artificiais, conforme apresentado na Tabela 2.1. As fontes naturais, como a radiação cósmica e solar, contribuem para a radiação de fundo a que todos os seres vivos do planeta estão expostos. No caso das fontes artificiais, são fontes criadas pelo Homem com finalidades diversas, que podem ser encontradas tanto no âmbito da medicina como da indústria [19] [20].

Tabela 2.1 - Fontes de Radiação Ionizante.

Fontes naturais	Fontes artificiais
Radiação Cósmica	Medicina
Radiação terrestre (material radioativo presente nas rochas, como ⁴⁰ K)	Centrais Nucleares
Exposição ao gás Radão	Indústria

A capacidade da radiação ionizante de causar alterações na estrutura dos átomos, que se podem traduzir em danos celulares ou em alterações da estrutura do ácido desoxirribonucleico (ADN), conduziu uma extensa pesquisa sobre os efeitos biológicos da radiação ionizante [17].

2.2.Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante

Os efeitos biológicos da radiação ionizante dependem de vários fatores que os tornam variáveis e inconsistente. Estes efeitos são induzidos através de dois mecanismos diferentes: efeito direto e indireto. No efeito direto a radiação ionizante interage essencialmente com o ADN presente nas células, produzindo quebras cromossómicas que podem surgir apenas numa das cadeias da hélice da molécula do ADN (denominadas de quebras de cadeia simples), ou podem ainda surgir nas duas cadeias da hélice, ambas na mesma posição da sequência (referidas como quebras de cadeia dupla)[19]. Os danos ocorridos no ADN podem conduzir à morte celular sendo que, nas células sobreviventes poderão existir mutações genéticas [20] [21].

No efeito indireto, há interação da radiação com moléculas de água, principal constituinte da célula e do corpo humano, havendo a formação de radicais livres como hidroxilo e alcóxi [21]. Estes radicais livres, formados através da radiólise da água, são espécies de oxigénio muito reativas que quando interagem com o ADN das células provocam modificações estruturais e subsequentes danos celulares [20].

Os estudos que foram desenvolvidos ao nível da radiosensibilidade celular contribuíram para uma melhor perceção dos efeitos biológicos das radiações ao nível

celular [22], tendo-se verificado que a radiosensibilidade dos tecidos é diretamente proporcional à atividade proliferativa celular e inversamente proporcional à diferenciação celular [23] [24].

Os efeitos biológicos da radiação ionizante na saúde humana dividem-se em efeitos determinísticos e efeitos estocásticos. Os efeitos determinísticos resultam de uma exposição a uma dose elevada que provoca danos ou morte celular afetando o tecido exposto, sendo que estes efeitos são compensados pelo aumento da proliferação celular [20] [23]. Existe um limiar de dose a partir do qual surgem estes efeitos e a gravidade da lesão aumenta com a dose absorvida. Cataratas, eritema, fibrose pulmonar, lesão hematopoiética e anemia são alguns dos efeitos determinísticos que foram observados, por exemplo, após grandes acidentes nucleares [23] [24].

Conforme foi mencionado anteriormente, as células sobreviventes após exposição a radiação ionizante podem apresentar mutações genéticas. Os efeitos estocásticos, ao contrário dos determinísticos, estão relacionados com essas modificações celulares e não com a morte celular [20]. Neste caso não existe um limiar de dose, assumindo-se que qualquer dose incremental de radiação, independentemente do quão pequena seja, pode, teoricamente, originar um aumento na probabilidade de ocorrer um efeito estocástico. Pressupõe-se que o risco aumente com a dose, no entanto a severidade do efeito não depende da dose [25]. Cancro, anomalias genéticas, efeitos no feto e hipotireoidismo são exemplos deste tipo de efeito biológico, que podem aparecer após um longo período de tempo [19]. Na Tabela 2.2 apresentam-se, sucintamente, as características dos efeitos determinísticos e estocásticos.

Tabela 2.2 - Resumo das características dos efeitos biológicos da radiação ionizante.

	Efeitos Determinísticos	Efeitos Estocásticos
Limiar de dose	Existe	Não existe
Gravidade	Depende da dose absorvida	Independente da dose absorvida
Manifestação do efeito	Imediata ou tardia	Tardia
Exemplos	Catarata, lesões cutâneas, anemia	Cancro, efeitos hereditários

Os efeitos estocásticos são vistos como o principal risco para a saúde derivado de baixas doses de radiação, incluindo exposições no âmbito do diagnóstico radiológico

e na medicina nuclear [25]. Assim, torna-se imperativo estimar e avaliar a quantidade de radiação absorvida, ou seja, é necessário recorrer à dosimetria.

2.3. Grandezas Dosimétricas

A dosimetria utiliza métodos para determinar a quantidade de radiação ionizante depositada no tecido com o objetivo de relacioná-la com o seu efeito. Para tal definiram-se grandezas dosimétricas que são fundamentais para estudos de proteção radiológica, avaliação de risco, estimativas de dose no âmbito do diagnóstico e no planeamento de tratamentos [26].

2.3.1. Kerma

Kerma, K , é um acrónimo de energia cinética libertada numa massa (do inglês, *kinetic energy released in a mass*). É definido como a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas libertadas pelas partículas não carregadas, dE_{Tr} , por unidade de massa, d_m [27]:

$$K = \frac{dE_{Tr}}{d_m} \quad (\text{Equação 2.1})$$

A unidade do Kerma é J Kg^{-1} , também denominado Gray (Gy) [27].

2.3.2. Dose Absorvida

Dose absorvida, D , quantidade de energia absorvida por um determinado meio, corresponde à energia média depositada pelas radiações ionizantes, $d\bar{\epsilon}$, na matéria de massa, d_m , contida num elemento de volume [16]:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{d_m} \quad (\text{Equação 2.2})$$

A dose absorvida expressa-se em Gy.

A diferença entre Kerma e dose absorvida, é que esta depende da energia média absorvida no local e o Kerma, depende da energia total transferida ao material. Isto significa que, da energia transferida uma parte é dissipada, ou seja, nem toda a energia cinética produzida inicialmente se traduz em energia absorvida pelo meio [7] .

Para as energias tipicamente utilizadas em procedimentos de raios-X de diagnóstico, a dose absorvida e o Kerma são equivalentes. Tal não se pode assumir para as interações de fótons de alta energia [28].

2.3.3. Dose Equivalente

A dose equivalente, H_T , define-se como a dose absorvida no tecido ou órgão $D_{T,R}$, ponderada em função do tipo e qualidade da radiação R . Quando há a contribuição de vários tipos de radiação, a dose equivalente é expressa através da seguinte equação [16]:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{Equação 2.3})$$

O fator de ponderação da radiação, w_R , depende do tipo de radiação conforme a Tabela 2.3. A unidade de dose equivalente é o Sievert (Sv).

Tabela 2.3 - Fatores de ponderação da radiação, w_R . Adaptado de [29].

Tipo de radiação	Fator de ponderação da radiação, w_R
Fótons, elétrons e múons	1
Prótons	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Neutrões	Curva em função da energia dos neutrões

2.3.4. Dose efetiva

A dose efetiva, E , recorre à soma das doses equivalentes ponderadas em todos os tecidos e órgãos do corpo. Através do fator de ponderação tecidular, w_T , esta grandeza

dosimétrica tem assim em conta a diferente radiosensibilidade dos diferentes tecidos e órgãos, T . É definida pela seguinte equação [16]:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (\text{Equação 2.4})$$

A dose efetiva expressa-se em Sv e os diferentes fatores de ponderação tecidual encontram-se na Tabela 2.4. Os limites de dose presentes na legislação são valores de dose efetiva.

Tabela 2.4 - Fatores de ponderação tecidual, w_T . Adaptado de [29].

Tecido ou órgão	Fator de ponderação tecidual, w_T
Medula óssea vermelha, cólon, pulmão, estômago, mama, tecidos diversos*	0,12
Gónadas	0,08
Bexiga, esófago, fígado, tireoide	0,04
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01

* nos tecidos diversos estão incluídos: tecido suprarrenal, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa bucal, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo e útero.

As diferentes grandezas apresentadas até agora relacionam-se conforme esquematizado na Figura 2.1.

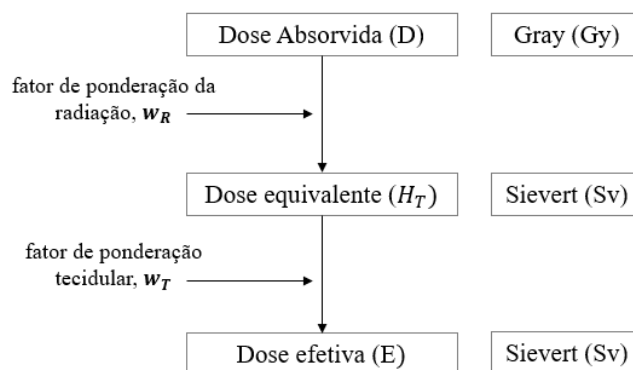


Figura 2.1 – Relação entre as grandezas dose absorvida, dose equivalente e dose efetiva e respectivas unidades.

2.3.5. DAP

O Produto Área-Dose, DAP, é uma das grandezas utilizadas para caracterizar a exposição do paciente, refletindo a dose dentro do campo de radiação e a própria área de irradiação do tecido [30]. Tal como o nome indica, o DAP é o produto entre a dose e a área da superfície irradiada, sendo expresso em $Gy \cdot cm^2$ [31].

$$DAP = D \times A \quad (\text{Equação 2.5})$$

2.4. Proteção Radiológica

Uma vez que a exposição a radiação ionizante pode acarretar efeitos indesejáveis no ser humano, existe a necessidade de se definirem medidas que visam a sua proteção. Deste modo, com o objetivo de reduzir o risco radiológico associado a estas exposições foram estabelecidos três princípios fundamentais ou pilares da Proteção Radiológica [7]:

- Justificação - nenhuma prática que envolva a exposição a radiação ionizante deve ser adotada a não ser que o benefício resultante para os indivíduos expostos ou para a sociedade seja maior que o detrimento causado;

- Otimização – a exposição resultante de qualquer prática radiológica deve ser tão baixa quanto razoavelmente atingível, tendo em consideração fatores socio-económicos. Este princípio denomina-se princípio ALARA (do inglês *As Low As Reasonably Achievable*);
- Limitação da dose – a dose total a que um indivíduo está exposto, numa situação planeada, excluindo a exposição médica de pacientes, deve de ser sempre mantida abaixo dos níveis estabelecidos na legislação nacional.

Estes princípios devem ser cumpridos sempre que se utiliza radiação ionizante, especialmente na atualidade onde este tipo de radiação constitui uma importante ferramenta de diagnóstico e terapia nos vários ramos de medicina [2].

CAPÍTULO 3 – ESTADO DA ARTE

3. Estado da Arte

3.1. Radiação ionizante em medicina dentária

Em 1895, a descoberta dos raios X pelo físico William Röntgen permitiu a visualização de estruturas ósseas e dos respetivos tecidos subjacentes pela primeira vez. Algumas semanas depois surge a radiografia dentária, com o dentista Otto Walkhoff a obter uma imagem dos seus próprios dentes após quase 30 minutos de exposição [32]. Após várias experiências com radiografias dentárias, surge em 1905, o primeiro equipamento dedicado apenas a esta área, o equipamento de radiologia intraoral [32].

Os tempos de exposição dos primeiros modelos rondavam os 10 e 20 segundos e a ampola estava envolvida por apenas vidro plúmbeo, sendo a única proteção da ampola para o meio envolvente [33] [34]. Na época de 1940-1950 o modelo mais popular era o presente na Figura 3.1, o Philips Oralix (à esquerda), que já tinha um encapsulamento metálico mais resistente embora apresentasse um cone muito mais curto do que os comercializados atualmente (à direita).

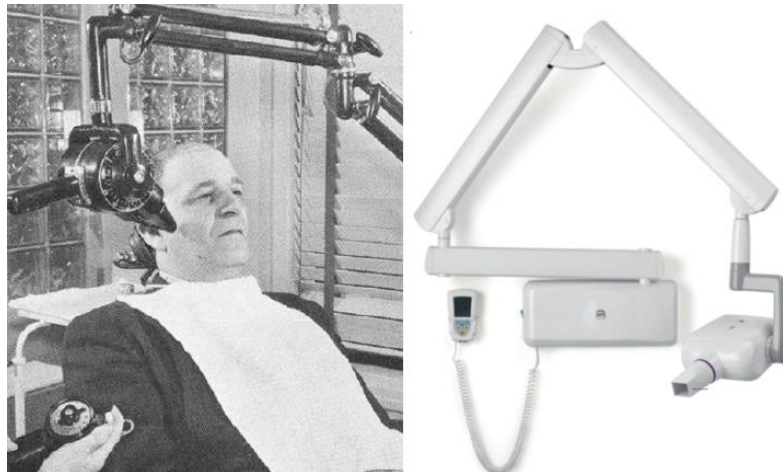


Figura 3.1 - À esquerda um dos intraorais mais populares em 1940, Philips Oralix, instalado na cadeira dentária. À direita um intraoral recente e muito comum, MyRay DC, um modelo que o próprio cone já tem o formato retangular. Adaptado de [32] e [35].

Apesar da radiologia intraoral ser um método de diagnóstico extremamente útil, a imagem obtida corresponde a uma área restringida, compreendendo apenas 2 a 3 dentes contíguos. Assim, surge a necessidade de desenvolver outro método que consiga englobar, numa só imagem, todos os dentes do maxilar superior e inferior [32].

Yrjö Paatero, pioneiro da radiografia panorâmica, veio dar resposta a esta necessidade, tendo desenvolvido o ortopantomógrafo que começou a ser comercializado em 1960 [33]. Através de um feixe colimado e estreito que percorre todo o maxilar do paciente, o ortopantomógrafo, como o presente na Figura 3.2, adquire uma imagem de uma área mais abrangente quando comparada com o intraoral [36].



Figura 3.2 - Ortopantomógrafo em que 1 representa o detetor de imagem e 2 a ampola de raios X. Adaptado de [37].

O aparecimento da Tomografia Computorizada permitiu o desenvolvimento da CBCT (do inglês, *Cone Beam Computed Tomography*) em 1996 [33]. A CBCT é uma técnica de imagiologia que consiste no uso de um feixe de raios X redondo ou retangular em forma de cone que gira 360° ao redor da cabeça do paciente. O resultado é uma imagem tridimensional das estruturas maxilofaciais com distorção mínima [38].

De facto, a tecnologia evoluiu desde o aparecimento do primeiro equipamento de raios X em medicina dentária, existindo uma variedade de técnicas disponíveis que podem ser combinadas com o intuito de se obter o melhor tratamento possível para o paciente [39].

3.1.1. Radiologia Intraoral

Ao longo dos anos, a importância da radiologia no diagnóstico oral refletiu-se na sua alta frequência de utilização, com as radiografias intraorais a serem o exame mais comum [5]. Tal, aliado ao facto de que, em Portugal, é necessário um equipamento intraoral para que qualquer clínica dentária possa ser licenciada e possa operar, torna-se

indispensável implementarem-se técnicas que protejam tanto o paciente como os profissionais de saúde [40].

A exposição à radiação pode ser minimizada através da adoção de uma série de medidas, nomeadamente o uso de filtração adicional ao feixe de raios X, maior distância foco-detetor, utilização de recetores de imagem adequados, utilização de aventais de chumbo e protetores de tiroide em paciente, e, no caso da radiologia intraoral, utilização de colimadores retangulares [41].

A filtração do feixe de raios X tem como objetivo remover os fotões de baixa energia do feixe, este tipo de filtração é conseguido com alumínio e é um dos componentes de qualquer equipamento de raios X dentário [41]. Alguns autores como Shibuya et al. [42] e Silverstrim et al. [43] investigaram a redução de dose com a utilização de filtros adicionais, demonstrando que proporcionam uma redução de dose no entanto este benefício tem de ser equilibrado com os efeitos na qualidade de imagem e o provável aumento nos tempos de exposição.

Kaeppler et al. estudaram se seria mais eficaz utilizar filtração adicional ou um recetor de imagem digital na redução de dose em radiografia intraoral [44]. Os autores evidenciaram que havia uma redução de dose substancial quando se utilizavam recetores de imagem digitais, o que realça a importância da utilização de recetores de imagem adequados [44]. Existem dois tipos de recetores de imagem, películas e recetores digitais. Relativamente às películas, estas dividem-se em 3 classes, D, E e F, apresentando diferentes sensibilidades à luz e à radiação. As películas de classe D são consideradas as mais lentas enquanto as de classe E e F são consideradas as mais rápidas. Quanto mais alta a classe da película menos exposição à radiação é necessária para produzir uma imagem, ou seja, as películas de classe E e F necessitam de uma menor exposição à radiação para produzir uma imagem quando comparadas com as películas de classe D [45]. Assim, é recomendada a utilização de películas de classes mais rápidas, classe E ou F, isto porque estas apresentam uma redução de dose superior a 50% quando comparadas com as películas de classe D (mais lentas) [41]. Conforme mencionado, os recetores digitais oferecem uma redução de dose e, de acordo com [46] à medida que a tecnologia dos recetores digitais melhora, a qualidade da imagem e a resolução espacial é bastante semelhante ou até superior a imagem obtida numa película.

A tireoide é um dos órgãos mais radiosensíveis na região da cabeça e pescoço, sendo ocasionalmente exposta ao feixe primário durante a radiografia intraoral, mesmo com técnicas ótimas [1] [41]. Assim, a utilização de protetores de tireoide é aconselhada especialmente no caso de o feixe primário estar próximo ou alinhado com a tireoide [41]. Relativamente ao uso de aventais de chumbo, o seu uso era aconselhado há muitos anos, quando os equipamentos de raios X eram menos sofisticados e os recetores de imagem eram mais lentos do que os atuais [1]. Atualmente, tanto a tecnologia como os procedimentos dentários evoluíram, não sendo necessário um uso rotineiro de aventais de chumbo neste tipo de radiografia [1] [41].

Apesar do uso de protetor de tireoide ser aconselhado em certas circunstâncias, estudos vieram a comprovar que a colimação retangular é mais eficaz na redução da exposição da tireoide [41] [46]. A redução do tamanho do feixe primário ao tamanho do detetor de imagem, a colimação, é uma das formas mais eficazes de redução de dose [2]. Na radiografia intraoral, existem dois tipos de colimadores, os colimadores circulares e os retangulares. Os primeiros colimadores retangulares apareceram nos anos 80, e apenas estes conseguem reduzir o feixe para as dimensões do recetor [48].

O colimador é uma barreira metálica com uma abertura no meio que serve para reduzir o tamanho do feixe e o volume de tecido irradiado. Os feixes de raios X intraoral que apresentam o feixe colimado em forma de círculo têm, geralmente, um diâmetro de 7 cm, sendo o colimador circular composto por um material radiopaco (na maioria das vezes chumbo) [49]. Já os equipamentos de raios X com colimação retangular não apresentam dimensões superiores a 40 x 50 mm, sendo mais comum a dimensão de 30 x 40 mm [10][41]. Na Figura 3.3 é possível visualizar a diferença da área irradiada com um colimador circular e retangular, sendo que este último permite reduzir o feixe ao tamanho do detetor, reduzindo também a exposição à radiação de tecidos sem interesse para o diagnóstico [49].

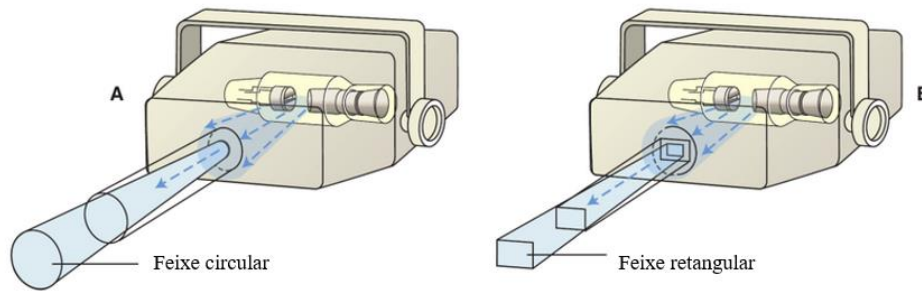


Figura 3.3 - As diferentes colimações do feixe de raios X. Em **A**, a colimação circular e em **B** a retangular. Adaptado de [49].

Para além de reduzirem significativamente a dose ao paciente, os colimadores retangulares também conseguem melhorar a qualidade da imagem obtida [49]. Tal deve-se ao facto de que limitar a área do feixe na superfície da pele significa que também se está a limitar o volume do paciente que é irradiado, ou seja, existe uma menor radiação de espalhamento nos tecidos [41].

A colimação retangular é fortemente aconselhada desde a sua descoberta, sendo possível alcançar reduções de dose superiores a 60% com a sua utilização [41] [49]. Todavia, este tipo de colimação ainda não é prática comum na maioria dos consultórios dentários, mesmo sendo um requisito obrigatório nos dias de hoje [5][10].

Segundo Johnson et al. a escolha da colimação circular provavelmente deve-se ao facto de que um feixe mais restrito, como o obtido com colimação retangular, pode aumentar a probabilidade de erros de imagem [51]. Estes erros acontecem quando o feixe não está bem alinhado com o recetor de imagem e acabam por resultar em radiografias adicionais e, conseqüentemente, maior dose ao paciente [6]. No entanto, um estudo investigou o impacto que estes erros de imagem têm no diagnóstico quando se recorre à colimação retangular e demonstrou que, mesmo aumentando a ocorrência de erros, estes não afetaram significativamente o diagnóstico [52].

Senior et al. conduziram um estudo com o objetivo de descobrir a adesão à colimação retangular nas clínicas dentárias e quais as barreiras que os profissionais de saúde colocavam à adoção desta medida [8]. Os participantes responderam a um inquérito sobre o consentimento dos pacientes para a realização de radiografias, o tipo de recetor de imagem usado, o conhecimento e uso de colimação retangular e barreiras à sua implementação. Apenas 12,9 % dos dentistas questionados responderam que a colimação retangular fazia parte da prática clínica, apesar de 74 % conhecer e estar

ciente dos seus benefícios. Os principais motivos apontados foram uma dificuldade acrescida e o medo de que com um feixe mais restrito ocorram mais erros de imagem [8].

Os erros de imagem, derivam na sua maioria de erros técnicos, o que reforça a importância de uma formação adequada dos profissionais de saúde neste tema. Wagner conduziu um inquérito semelhante ao conduzido por Senior et al., para perceber a adesão da utilização de colimação retangular, no entanto, os participantes foram instituições de ensino [53]. Apenas 29 % das instituições afirmaram usar colimação retangular na componente prática, apesar de esta fazer parte do conteúdo programático de todas as instituições questionadas. A dificuldade de utilização e os erros de imagem foram, novamente, as barreiras apresentadas à sua inserção na componente prática, o que acaba por não encorajar o aluno a recorrer a esta técnica na prática clínica [53]. É de realçar que tão importante como conhecer a técnica e entender os seus benefícios é ter formação adequada para a conseguir utilizar corretamente.

3.2. Legislação

Na União Europeia, a legislação relativa à proteção radiológica deriva do Tratado EURATOM. O seu principal objetivo é não só estabelecer normas de segurança para proteger a saúde dos trabalhadores, dos doentes e do público em geral, mas também garantir a aplicação das mesmas [54].

A Comunidade Europeia da Energia Atómica (EURATOM) estabeleceu normas de base pela primeira vez em 1959, através das diretivas de 2 de fevereiro de 1959, onde se estabeleceram as normas de base relativas à proteção sanitária dos trabalhadores e da população contra os perigos resultantes das radiações ionizantes. Mais tarde, estas diretivas foram revistas e revogadas pela diretiva 96/29/ EURATOM [55].

As Diretivas 97/43/ EURATOM, 89/618/ EURATOM, 90/641/ EURATOM e 2003/122/ EURATOM abrangem diversas questões específicas que complementam a Diretiva 96/29/EURATOM. A Diretiva 97/43/ EURATOM é relativa à proteção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições médicas. A 89/618/ EURATOM aborda como informar a população sobre as medidas

de proteção sanitária aplicáveis e qual o comportamento a adotar em caso de emergência radiológica. Já a Diretiva 90/641/ EURATOM abrange o tópico da proteção dos trabalhadores externos sujeitos ao risco de radiações ionizantes durante a intervenção numa zona controlada, enquanto que a Diretiva 2003/122/ EURATOM já é sobre o controlo de fontes radioativas seladas de atividade elevada e de fontes órfãs [55].

Todas estas diretivas foram revogadas, a 5 de dezembro de 2013, pela Diretiva 2013/59/EURATOM que fixa as normas de segurança de base relativas à proteção contra os perigos resultantes da exposição a radiações ionizantes [55]. O Conselho da União Europeia adotou com unanimidade esta diretiva, sendo esta resultado de 4 anos de trabalho de vários comités científicos e técnicos europeus [56].

Em Portugal, o Decreto-Lei n.º 108/2018, de 3 de dezembro, estabelece o regime jurídico da proteção radiológica, transpondo a Diretiva 2013/59/Euratom. Este decreto-lei fixa as normas de segurança de base relativas à proteção contra os perigos resultantes da exposição a radiações ionizantes, estabelecendo, por exemplo o quadro regulador, as situações de exposição planeada, o controlo de fontes radioativas e a exposição ocupacional onde se aborda a proteção do trabalhador exposto e os limites de dose [16].

Para os trabalhadores expostos, o limite de dose efetiva é fixado em 20 mSv por ano. Sem prejuízo, a autoridade competente pode autorizar uma dose efetiva que pode atingir 50 mSv num mesmo ano, desde que a dose média anual ao longo dos cinco anos consecutivos, incluindo os anos em que o limite foi excedido, não seja superior a 20 mSv [16]. O limite de dose efetiva para os membros do público é inferior ao dos trabalhadores expostos, fixando-se em 1 mSv por ano [16]. Devido à diferente radiosensibilidade dos diferentes tecidos, fixam-se ainda limites de dose equivalente para o cristalino, para a pele e para as extremidades [16].

O Decreto-Lei n.º 108/2018 aborda também a classificação dos trabalhadores expostos à radiação ionizante, a sua vigilância de saúde e a classificação dos respetivos locais de trabalho [16]. Relativamente aos critérios mínimos de aceitabilidade das instalações e equipamentos radiológicos a utilizar na área médica, nomeadamente a obrigatoriedade de utilização de colimador retangular em radiologia intraoral, tem por base as recomendações que constam do documento da Comissão Europeia: “*Radiation Protection N° 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy*” [10].

O requisito de utilização de colimadores retangulares resulta diretamente da aplicação do Princípio da Otimização, descrito no artigo 6º do Decreto-Lei nº 108/2018, segundo o qual as doses para os pacientes devem ser mantidas a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível, desde que permitam obter as informações médicas necessárias, tendo em conta fatores económicos e sociais [16].

CAPÍTULO 4 – MATERIAIS E MÉTODOS

4. Materiais e Métodos

4.1. Metodologia

Conforme mencionado, o principal objetivo deste estudo é avaliar a eficácia da utilização de colimadores retangulares em radiologia intraoral, comparando a dose recebida no paciente e no operador (a 1 metro) com e sem colimador. Desta forma, os dados recolhidos de 76 intraorais dividem-se em dose no paciente e dose no operador.

A recolha de dados ocorreu nos vários consultórios dentários, sendo que a mesma só era realizada caso o equipamento intraoral estivesse conforme, cumprindo os critérios mínimos de aceitabilidade presentes no RP 162 [10], e caso possuísse um colimador retangular amovível. Tal deve-se ao facto de, sendo amovível é possível realizar medições com os mesmos parâmetros, mesmas condições, sendo a única variável a presença ou ausência do colimador.

Todas as exposições foram realizadas com o tempo utilizado para visualizar o molar superior, tendo em conta que é o dente que necessita de um tempo de exposição maior. Este tempo varia conforme o equipamento e conforme a prática clínica, ou seja, varia conforme o profissional de saúde que realiza a radiografia. Deste modo, para cada equipamento foram registados os parâmetros de aquisição: tensão (kV), corrente (mA) e tempo (s).

Os dados relativos à dose no paciente foram obtidos recorrendo ao sensor X2 R/F (RaySafeTM, Suécia), um dos sensores da Raysafe X2 (Figura 4.1). O sensor X2 R/F é capaz de medir vários parâmetros radiológicos como a dose, taxa de dose, kVp, HVL (do inglês, *Half-value Layer*), filtração total, tempo de exposição, pulsos, taxa de pulso e dose/pulso numa só exposição [57]. Toda esta informação é relevante na análise da conformidade do equipamento, no entanto, no âmbito deste estudo, o único parâmetro que foi recolhido foi a dose. A dose foi medida à saída do cone, com e sem colimador, de acordo com a montagem presente na Figura 4.2.

Para cada situação foram realizadas três medições, ou seja, realizaram-se três exposições com colimador e três exposições sem colimador, registando a respetiva dose.

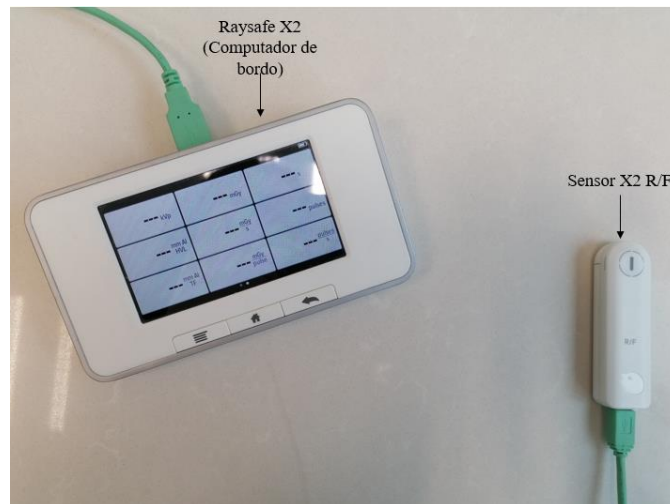


Figura 4.1 - Raysafe X2 (computador de bordo) e o sensor X2 R/F.

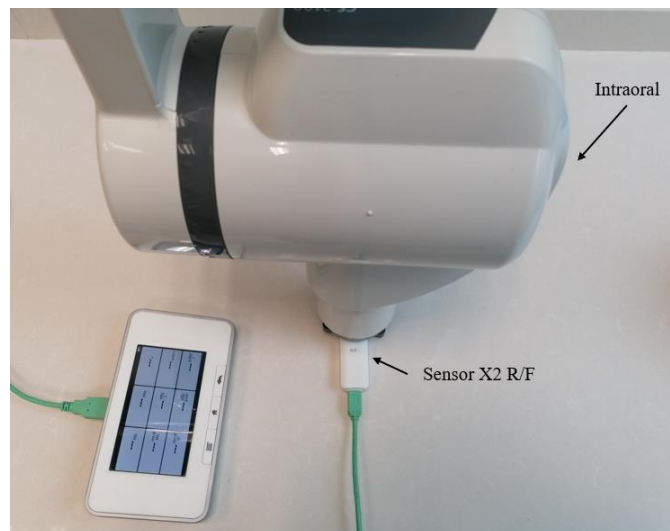


Figura 4.2 - Montagem experimental para medições de dose ao paciente.

Para além do registo da dose, registou-se ainda as dimensões do colimador retangular e do diâmetro do cone do intraoral. A base e a altura do colimador assim como o diâmetro do cone foram medidos com uma fita métrica (de resolução 1 mm), conforme (a) e (b) apresentados na Figura 4.3.

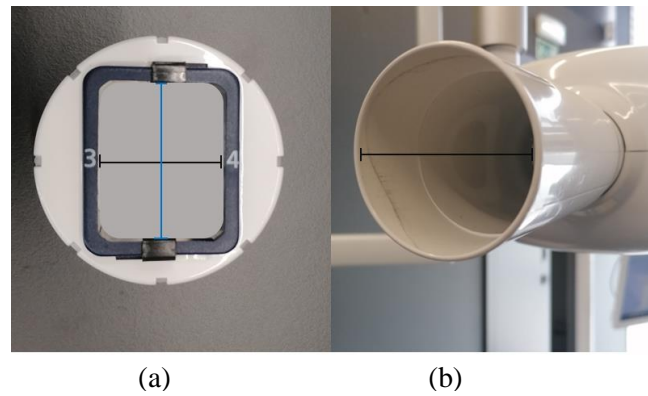


Figura 4.3 - Medições efetuadas no colimador (a) e no cone (b).

Os dados relativos à dose no operador foram obtidos recorrendo ao sensor X2 Survey, (RaySafe™, Suécia), um dos sensores da Raysafe X2 (Figura 4.4). Este sensor é usado principalmente para medições de radiação fuga e de radiação dispersa em equipamentos de raios X e fornece informações relativas à dose equivalente, taxa de dose, energia média e tempo [57]. Novamente, neste estudo o único parâmetro que foi recolhido foi a dose. Para estas medições de dose é necessário existir um meio dispersivo que simule a cabeça do paciente, tendo para este efeito se utilizado um recipiente de plástico com água.

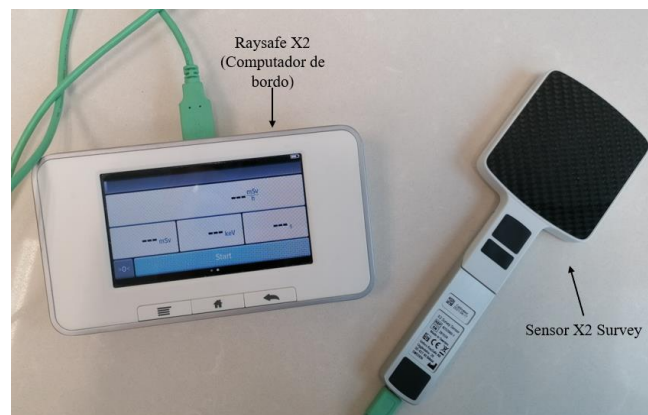


Figura 4.4 - Raysafe X2 (computador de bordo) e o sensor X2 Survey.

As medições de dose no operador foram realizadas em quatro pontos diferentes, todos a 1 metro do recipiente com água, no plano horizontal, segundo o esquema da Figura 4.5

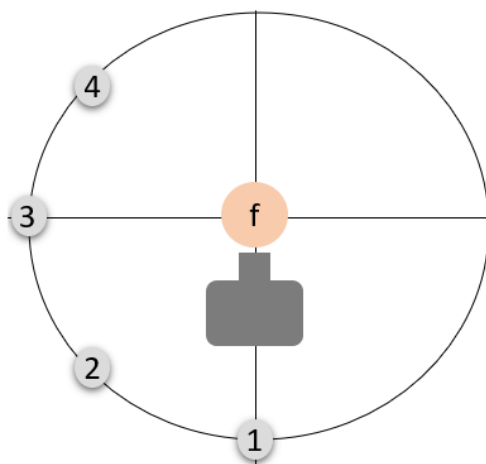


Figura 4.5 - Esquema com a localização dos quatro pontos a medir a dose no operador, sendo **f** o recipiente com água.

O ponto 1 é atrás do intraoral, que foi considerado a 0° , e os restantes pontos foram medidos com intervalos de 45° , sendo o ponto 2 a 45° , o ponto 3 a 90° e o ponto 4 a 135° . Estes pontos foram escolhidos de acordo com a literatura [3], [58],[59] que adotaram a mesma metodologia para estudar a dose no operador e, conseqüentemente, para estudar qual a melhor posição para o operador se colocar durante as exposições. Na Figura 4.6 encontra-se um exemplo da montagem adotada para a medição de dose no ponto 1, sendo semelhante para os restantes pontos.

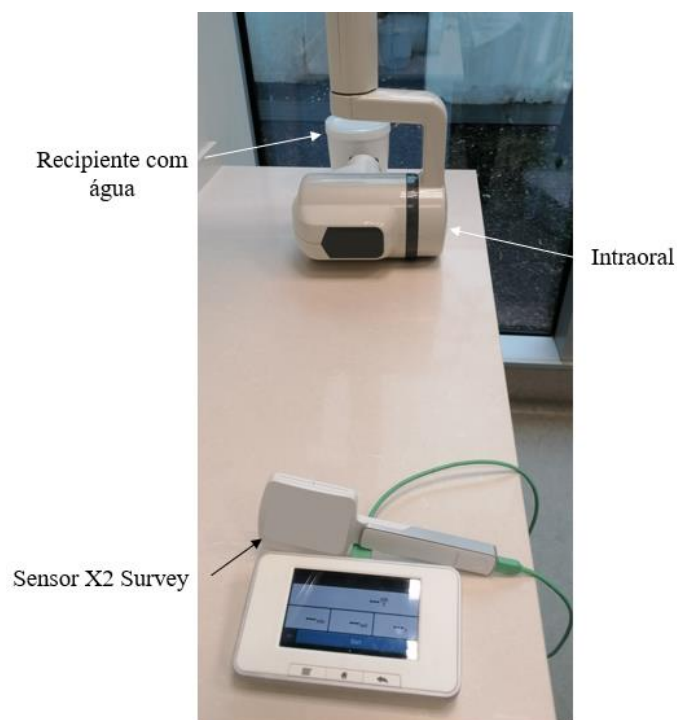


Figura 4.6 - Montagem experimental para a medição de dose no operador no ponto 1.

Como se pode assumir simetria, as doses foram medidas apenas nos pontos do lado esquerdo do feixe, sendo a situação considerada equivalente para o lado direito [58], [59]. Tal como no caso da dose ao paciente, foram também realizadas três medições para cada situação, ou seja, para cada ponto foram realizadas três medições com colimador e três medições sem colimador.

4.2. Cálculos fundamentais

Para o estudo da dose no paciente, o parâmetro avaliado foi o DAP. Para a obtenção do DAP primeiro foi necessário fazer uma média dos três valores de dose, em mGy, obtidos para cada situação e depois multiplicá-los pela respetiva área, em cm², de acordo com a $DAP = D \times A$ (Equação 2.5). Assim, a dose média medida com colimador é multiplicada pela respetiva área do colimador (Equação 4.1) e a obtida sem colimador é multiplicada pela área à saída do cone, que é um círculo (Equação 4.2) .

$$A = base \times altura \quad (\text{Equação 4.1})$$

$$A = \pi \left(\frac{d}{2}\right)^2 \quad (\text{Equação 4.2})$$

No estudo de dose no operador, realizou-se também a média dos três valores de dose medidos em cada ponto, obtendo assim uma dose média, em nSv, em cada ponto, com e sem colimador.

CAPÍTULO 5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

5. Resultados e Discussão

5.1. Dose no paciente

Começando pelo estudo da dose recebida no paciente, na Tabela 5.1, encontram-se os valores de DAP que foram obtidos com colimador retangular e a respectiva frequência de ocorrência. Através desta tabela é possível visualizar que os valores de DAP mais frequentes se situam entre 5,8 e 9,9 mGy.cm², sendo que os valores obtidos variam entre 1,5 e 33,9 mGy.cm².

Já os valores de DAP sem colimador retangular encontram-se apresentados na Tabela 5.2 de forma semelhante. Nesta situação, os valores de DAP mais frequentes estão no intervalo de 12,4 a 21,7 mGy.cm², com o valor mínimo obtido de 2,9 mGy.cm² e o máximo 59,3 mGy.cm².

Tabela 5.1 - Valores de DAP obtidos, com colimador retangular, e a sua respectiva frequência.

DAP (mGy.cm ²)	Frequência
Entre 1,5 e 5,7	13
Entre 5,8 e 9,9	34
Entre 10,0 e 14,1	17
Entre 14,2 e 18,3	7
Entre 18,4 e 22,5	4
33,9	1

Tabela 5.2 - Valores de DAP obtidos, sem colimador retangular, e a sua respetiva frequência.

DAP (mGy.cm ²)	Frequência
Entre 2,9 e 12,3	13
Entre 12,4 e 21,7	37
Entre 21,8 e 31,1	12
Entre 31,2 e 40,5	7
Entre 40,6 e 49,9	4
Entre 50,0 e 53,3	2
59,3	1

De acordo com a Agência Internacional de Energia Atômica, os valores de referência de DAP para radiologia intraoral, obtidos de vários estudos realizados em vários países, situam-se entre 26 e 87 mGy.cm² [60]. No entanto, estes valores baseiam-se em estudos realizados entre 1995 e 2001, pelo que poderão não estar atualizados face à atualidade. Assim, surge na literatura o estudo de Hodolli et al. que apresenta um valor médio de DAP de 39,7 mGy.cm² para o molar, sendo estes valores referentes à ausência de colimador retangular [61]. O estudo realizado por Helmrot e Carlsson avaliou o DAP em intraorais com colimador retangular, tendo obtido um DAP médio de 34 mGy.cm² para o molar superior [62].

A maioria dos valores de DAP obtidos no presente estudo são inferiores aos mencionado na literatura, quer seja com ou sem colimador retangular. Contudo, é necessário realçar que são vários os fatores que contribuem para a dose, e consequentemente para o DAP, nomeadamente a tensão, a corrente e o tempo de exposição. Neste estudo, os valores de tensão dos equipamentos analisados variam entre 60 e 70 kV, a corrente entre 3 e 8 mA e o tempo entre 0,016 e 0,440 segundos.

Assim, na Tabela 5.3, é possível apresentar valores de DAP agrupados de acordo com os parâmetros de exposição já mencionados. Nesta tabela (Tabela 5.3) estão representados apenas os parâmetros de exposição que ocorreram com maior frequência (no mínimo 3 vezes), não contemplando todas as situações que compõem a amostra.

Tabela 5.3 - Valores de DAP médio e respetivos parâmetros de exposição.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (s)	DAP médio com colimador retangular (mGy.cm²)	DAP médio sem colimador retangular (mGy.cm²)
60	7	0,125	10,4	18,1
60	7	0,100	9,0	15,1
70	8	0,120	8,0	19,7
65	7,5	0,100	8,5	25,0
70	8	0,160	10,0	19,5

Analisando a Tabela 5.3 verifica-se ainda o quão baixo é o tempo de exposição utilizado pela maioria da amostra, ou seja, pela maioria dos equipamentos. Enquanto que o valor de DAP de 34 mGy.cm² para o molar superior presente na literatura baseou-se numa exposição de 0,500 segundos [62], os valores apresentados na Tabela 5.3 rondam os 0,100 segundos. Isto reforça novamente a dificuldade em estabelecer uma comparação quando as condições de aquisição não são semelhantes e o quanto o tempo de exposição influencia a dose. O facto destes valores de tempo serem inferiores ao relatado na literatura justifica os valores de DAP obtidos serem também inferiores aos já mencionados.

Comparando os valores de DAP com e sem colimador retangular através da Figura 5.1, é possível concluir que os valores são mais altos na ausência de colimador, conforme o esperado. Contudo, para além de se verificar que existe uma redução é necessário quantificá-la. Assim, surge a Figura 5.2, que apresenta a redução do DAP devido à utilização de colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais. Nesta figura constata-se que existiu sempre uma redução com a utilização do colimador, sendo esta no mínimo de 30 %.

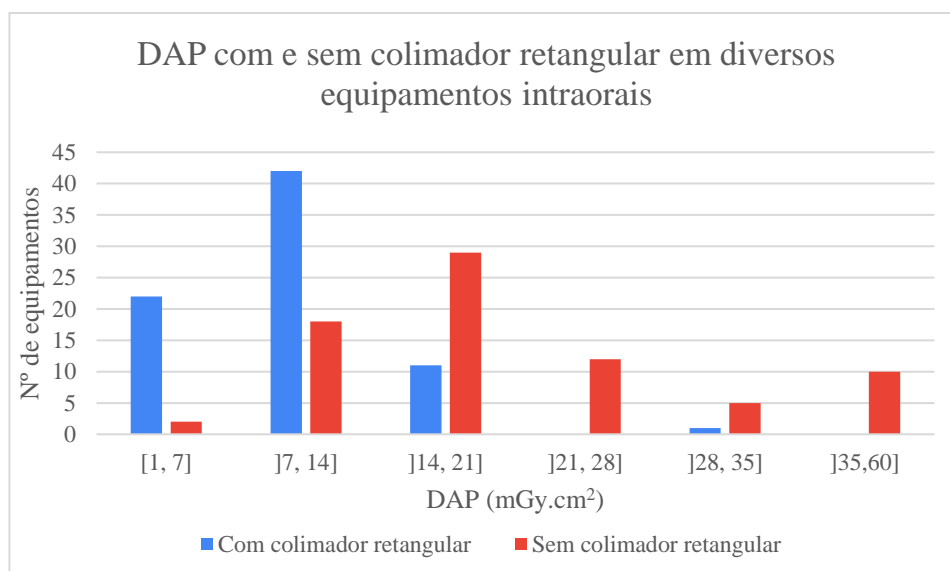


Figura 5.1 - Valores de DAP obtidos, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.

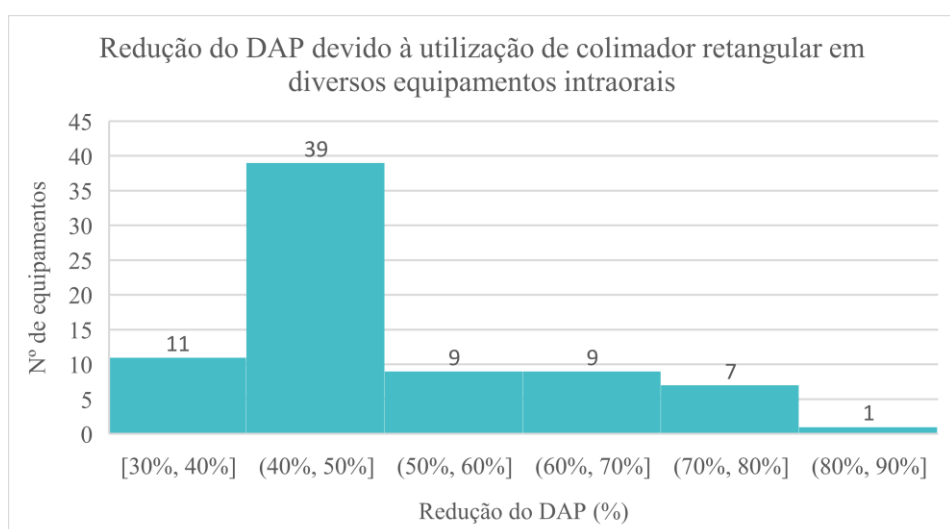


Figura 5.2 - Redução do DAP devido à utilização de colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.

Através da análise da Figura 5.2 consegue-se verificar que a redução que ocorreu com mais frequência foi entre os 40 e 50 %, sendo que em 17 equipamentos foi possível uma redução superior a 60 %. A redução que ocorreu vai de encontro ao esperado, sendo que os valores obtidos são semelhantes aos reportados por Magill et al., que apresentaram reduções de DAP na ordem dos 40 e 60 % [4]. Assim, comprova-se que o colimador é um acessório que permite a redução do DAP, diminuindo o tamanho da área irradiada e consequentemente, a dose recebida pelo paciente.

5.2. Dose no operador

Outro objetivo deste estudo era demonstrar a eficácia do colimador retangular na redução de dose no operador em vários pontos. Deste modo, começa-se por apresentar a frequência em que ocorreram os valores de dose equivalente obtidos, com e sem colimador retangular, nos vários pontos e nos vários equipamentos. Tal está presente nos gráficos da Figura 5.3, Figura 5.4, Figura 5.5 e Figura 5.6 que correspondem ao ponto 1, 2, 3 e 4, respetivamente (posições referidas na Figura 4.5).

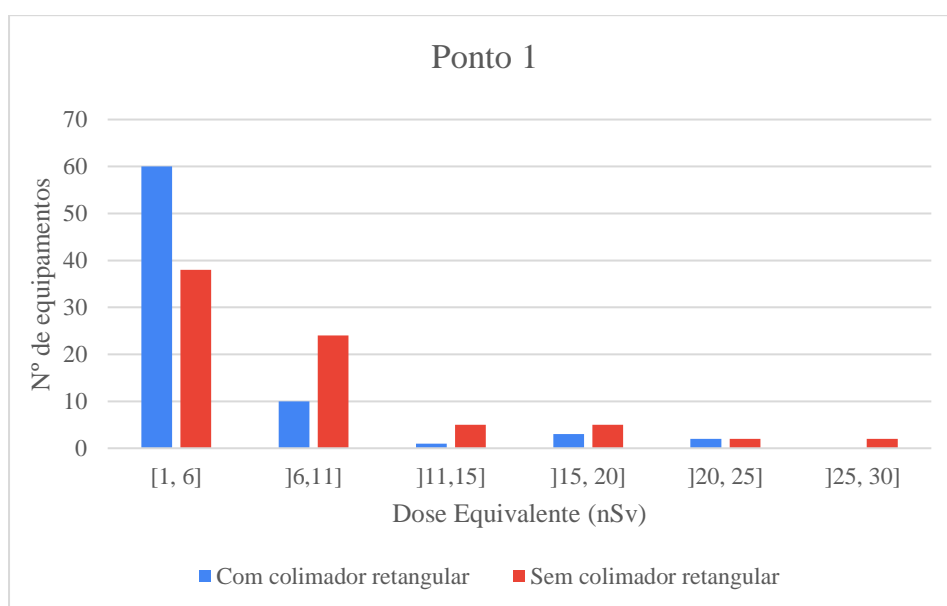


Figura 5.3 – Valores de dose equivalente obtidos no ponto 1, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.

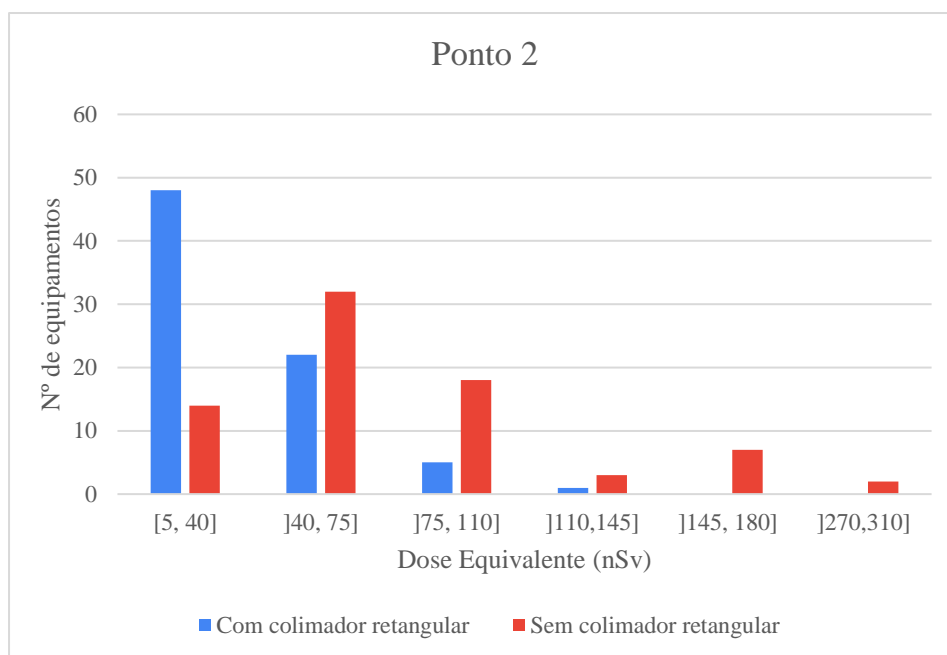


Figura 5.4 - Valores de dose equivalente obtidos no ponto 2, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.

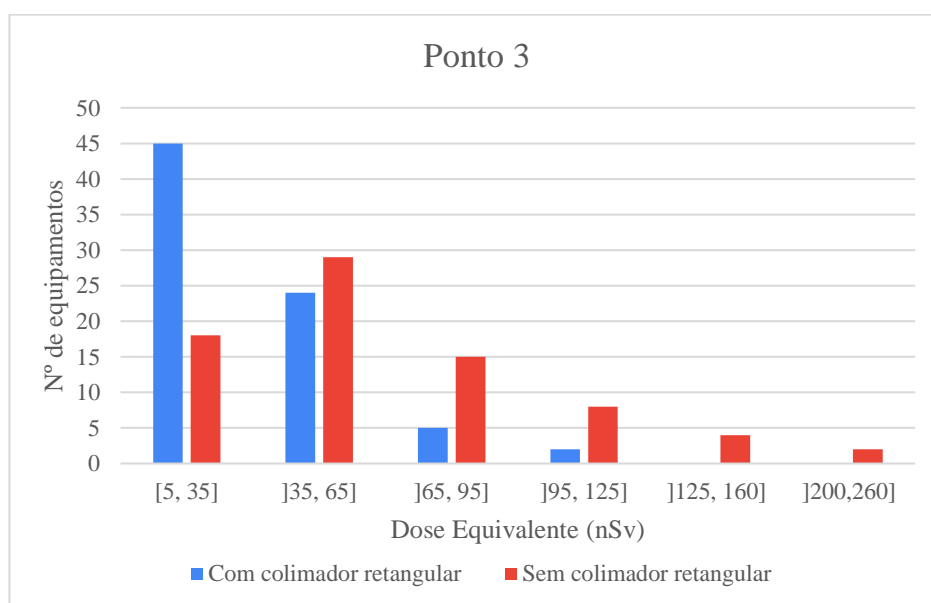


Figura 5.5 - Valores de dose equivalente obtidos no ponto 3, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.

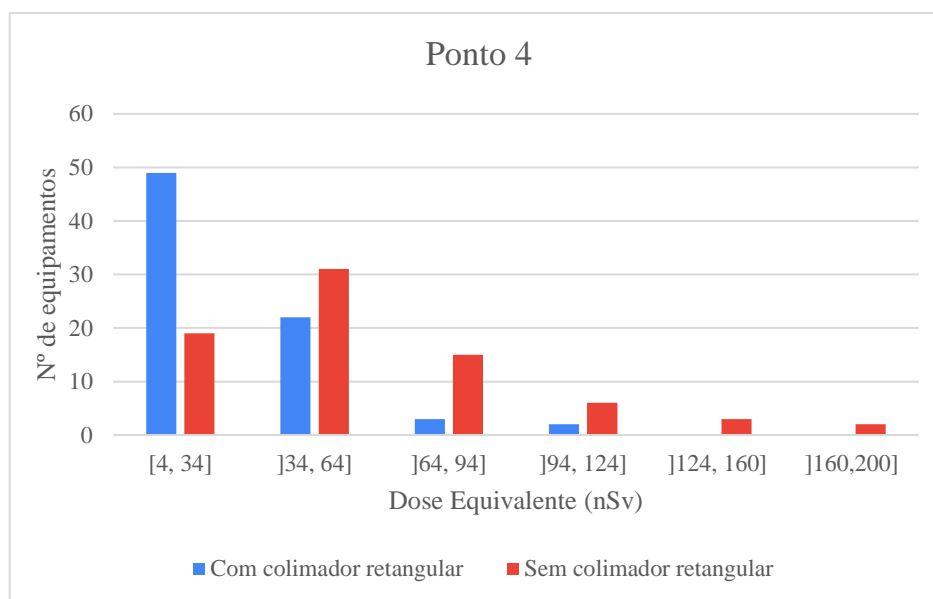


Figura 5.6 - Valores de dose equivalente obtidos no ponto 4, com e sem colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.

Analisando os gráficos de cada ponto (Figura 5.3, Figura 5.4, Figura 5.5 e Figura 5.6) é possível constatar que os valores de dose mais baixos são mais frequentes quando se utiliza colimador retangular. Por sua vez, os valores de dose mais altos ocorrem com mais frequência em equipamentos que não possuem este colimador. Ademais, em todos os pontos, o valor de dose máximo ocorre sem colimador retangular, nunca sendo alcançado em equipamentos com este acessório.

É ainda possível observar como os valores de dose variam conforme o ponto analisado, ou seja, conforme o local onde o operador se posiciona dentro da sala quando realiza uma radiografia. No caso do ponto 1 (Figura 5.3), os valores são relativamente baixos, com a maioria dos equipamentos a registar valores entre 1 e 11 nSv com e sem colimador retangular. Já no ponto 2, 3 e 4 (Figura 5.4, Figura 5.5 e Figura 5.6), na ausência de colimador retangular, os valores de dose já são mais elevados, concentrando-se entre 35 e 110 nSv.

De acordo com a literatura, o operador, na impossibilidade de se proteger atrás de uma barreira física ou sair da sala, deve evitar posiciona-se a 45 ° (ponto 2), sendo recomendado que se coloque entre os 90 e 135 ° (ponto 3 e 4) [49] [58]. Os resultados obtidos demonstram de facto que, o ponto 2, foi o ponto onde se registaram valores de dose mais elevados, chegando a 316 nSv sem colimador retangular e 112 nSv com colimador. No ponto 3 e 4 os valores de dose máxima são inferiores aos registados no

ponto 2, tal torna o ponto 3 e 4 posições mais seguras para o operador se colocar, comparativamente ao ponto 2.

No entanto, os valores de dose mais baixos foram registados no ponto 1, o que sugere que esta seria a posição mais segura para o operador se colocar quando realiza uma radiografia. Neste ponto, imediatamente atrás da ampola, o operador não está na zona do feixe primário, daí estar exposto a menor dose. Assim, os resultados demonstram que, na impossibilidade de sair da sala durante uma radiografia intraoral e caso o encapsulamento da ampola não se encontre comprometido, o operador estará mais protegido no ponto 1.

Em seguida, quantificou-se a redução que ocorreu em cada ponto, com a utilização de colimador retangular, de forma semelhante ao já apresentado no estudo da dose ao paciente. Assim, surgem os gráficos presentes na Figura 5.7, que apresentam, em percentagem, as reduções de dose que foram registadas em cada ponto e a respetiva frequência.

Analisando a Figura 5.7 verifica-se que em todos os pontos houve uma redução de dose, sendo mais frequente reduções de 30 a 50 %. As reduções inferiores a 20 % foram menos frequentes, registando-se no ponto 2, 3 e 4 menos de 10 equipamentos, à exceção do ponto 1, em que se registou 15 equipamentos com uma redução inferior a 16 %. Acima de 70 % também não foi muito comum, tendo ocorrido em menos de 3 equipamentos no ponto 1, 3 e 4, havendo 7 equipamentos com reduções acima de 70% no ponto 2.

A ocorrência de uma redução de dose ao operador com a utilização de colimador retangular vai de encontro ao esperado, uma vez que ao limitar a área do feixe também se está a limitar o volume que é irradiado, ou seja, existe menor dispersão da radiação que se traduz em menor dose ao operador.

De forma a visualizar o ponto em que se verificaram reduções de dose mais acentuadas, selecionaram-se os equipamentos onde ocorreu uma redução superior a 50 % apresentando-os na Tabela 5.4. Esta tabela revela que o ponto 2 foi o ponto com um maior número de equipamentos a apresentarem uma redução superior a 50 % devido à utilização de colimador retangular. Isto é, dos 76 equipamentos intraorais que compõe a amostra, 27 apresentaram uma redução de dose superior à mencionada, sendo então no ponto 2 onde se registaram reduções de dose mais acentuadas.

Deste modo, é possível afirmar que independentemente do ponto que o operador se coloque na sala, ele estará sempre sujeito a uma dose menor, estará mais protegido, quando se utiliza o colimador retangular. Comprova-se assim que o colimador retangular é uma ferramenta eficaz na redução de dose, sendo benéfica a sua utilização tanto para o paciente como para o operador.

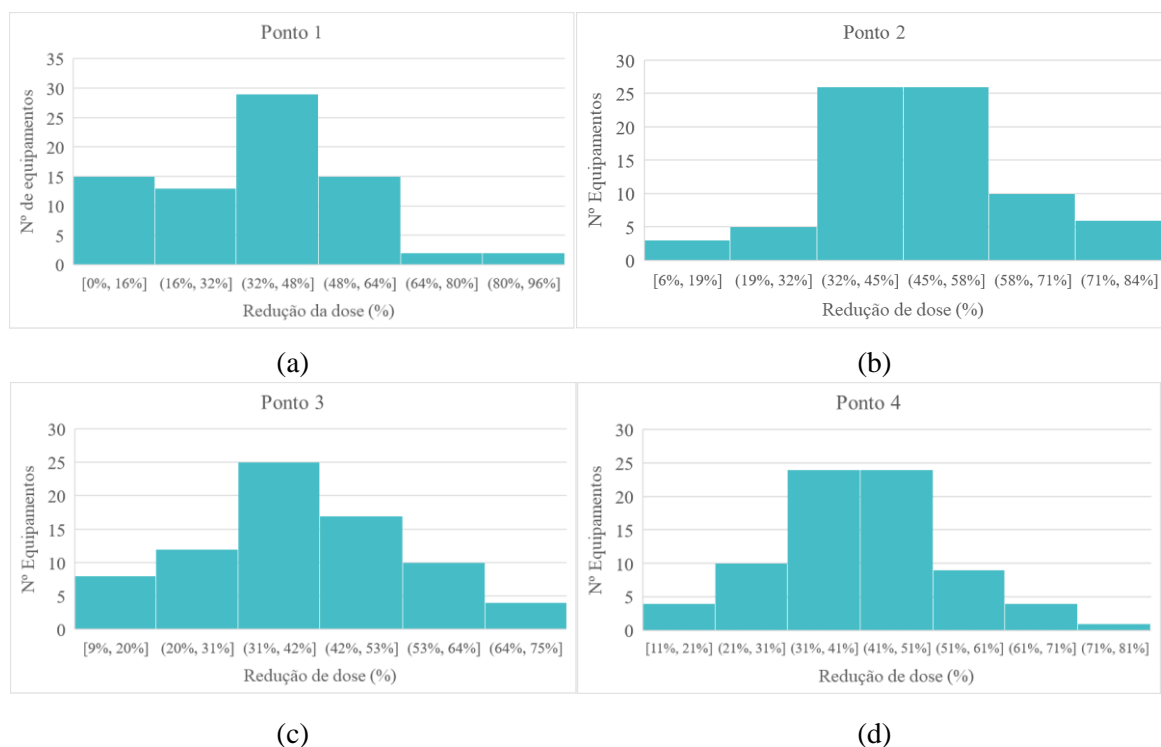


Figura 5.7 - Redução da dose no ponto 1 (a), ponto 2 (b), ponto 3 (c) e ponto 4 (d), devido à utilização de colimador retangular, em diversos equipamentos intraorais.

Tabela 5.4 - Número de casos, em cada ponto, em que ocorreu uma redução de dose superior a 50% devido à utilização de colimador retangular.

Ponto	Número de equipamentos em que se registou uma redução de dose superior a 50%
Ponto 1	12
Ponto 2	27
Ponto 3	17
Ponto 4	14

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO

6. Conclusão

No presente trabalho foi estudada a eficácia do colimador retangular como uma ferramenta capaz de proteger tanto o paciente como o operador, reduzindo a dose a que estão expostos. Para tal compararam-se os valores de dose obtidos com e sem colimador retangular no paciente e no operador (em 4 pontos, a 1 metro). No paciente a grandeza comparada foi o DAP, uma vez que para além de contemplar a dose, contempla ainda a área de tecido que foi irradiada; já no operador a grandeza foi a dose absorvida.

Os resultados foram de encontro ao esperado, revelando sempre uma redução de dose com a utilização do colimador retangular. Em toda a amostra, a redução do DAP foi superior a 30 %; chegando a atingir os 87 %. No operador houve redução de dose em todos os pontos analisados, sendo mais frequente reduções entre os 30 e 50 %. Estes resultados comprovam que o colimador retangular é de facto uma ferramenta eficaz na redução de dose, sendo benéfica a sua utilização tanto para o paciente como para o operador.

Assim, apesar da dificuldade relatada pela comunidade médica na utilização deste acessório, este revela-se extremamente útil para reduzir a dose em radiografias intraorais. Este estudo espera sensibilizar os médicos dentistas sobre o impacto da colimação retangular, assim como incentivar a integração deste tipo de colimador no seu quotidiano.

Referências

- [1] National Council on Radiation Protection and Measurements, «Report No.177 - Radiation protection in dentistry and oral & maxillofacial imaging: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements.», 2019.
- [2] W. Zhang, K. Abramovitch, W. Thames, I. L. K. Leon, D. C. Colosi, e A. D. Goren, «Comparison of the efficacy and technical accuracy of different rectangular collimators for intraoral radiography», *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*, vol. 108, n. 1, Jul. 2009.
- [3] S. C. White e M. J. Pharoah, *White and Pharoah's oral radiology: Principles and interpretation*, 8.^a ed. Elsevier, 2018.
- [4] D. Magill, N. J. Huu Ngo, M. A. Felice, e M. Mupparapu, «Kerma area product (KaP) and scatter measurements for intraoral X-ray machines using three different types of round collimation compared with rectangular beam limiter», *Dentomaxillofacial Radiol.*, vol. 48, 2019.
- [5] A. Shetty, F. T. Almeida, S. Ganatra, A. Senior, e C. Pacheco-Pereira, «Evidence on radiation dose reduction using rectangular collimation: a systematic review», *Int. Dent. J.*, vol. 69, n. 2, pp. 84–97, Abr. 2019.
- [6] W. Zhang, K. Abramovitch, W. Thames, I. L. K. Leon, D. C. Colosi, e A. D. Goren, «Comparison of the efficacy and technical accuracy of different rectangular collimators for intraoral radiography», *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*, vol. 108, n. 1, Jul. 2009.
- [7] International Commission on Radiological Protection, «ICRP Publication 103», *Ann. ICRP*, vol. 37, 2007.
- [8] A. Senior, F. Tolentino Almeida, H. Geha, e C. Pacheco-Pereira, «Intraoral Imaging in Dental Private Practice - A Rectangular Collimator Study», *J Canada Dent. Assoc.*, 2020.
- [9] R. L. Campbell, J. L. Seymour, L. C. Stone, e M. C. Milligan, «Clinical studies with disposable diapers containing absorbent gelling materials: Evaluation of effects on infant skin condition», *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 17, n. 6, pp. 978–

- 987, Dez. 1987.
- [10] European Commission, «Radiation Protection N° 162 Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy», 2012.
- [11] Stericycle, «Especialistas em Gestão Integrada de Resíduos | Stericycle». [Em linha]. Disponível em: <https://www.stericycle.pt/sobre/stericycle-em-portugal-e-no-mundo>. [Acedido: 13-Mai-2022].
- [12] Factor Social - Psicologia e Ambiente, «Projeto de Melhoria Contínua - Unidade de Gestão de Resíduos (UGR) de Beja», Mai. 2018.
- [13] Stericycle, «Proteção Radiológica em Portugal | Stericycle». [Em linha]. Disponível em: <https://www.stericycle.pt/solucoes/protecao-radiologica#>. [Acedido: 13-Mai-2022].
- [14] E. Okuno e E. M. Yoshimura, *Física das Radiações*. 2010.
- [15] E. B. Podgoršak, «Introduction to Modern Physics», em *Radiation Physics for Medical Physicists*, 2009, pp. 1–75.
- [16] Ministério da Ciência Tecnologia e Ensino Superior, «Decreto-Lei n.º 108/2018». Diário da República, 2018.
- [17] S. Batool, A. Bibi, F. Frezza, e F. Mangini, «Benefits and hazards of electromagnetic waves, telecommunication, physical and biomedical: a review».
- [18] J. A. Reisz, N. Bansal, J. Qian, W. Zhao, e C. M. Furdui, «Effects of Ionizing Radiation on Biological Molecules—Mechanisms of Damage and Emerging Methods of Detection», *Antioxid. Redox Signal.*, vol. 21, n. 2, p. 260, Jul. 2014.
- [19] A. H. Elgazzar e N. Kazem, «Biological effects of ionizing radiation», *Pathophysiol. Basis Nucl. Med. Second Ed.*, pp. 540–548, 2006.
- [20] International Commission on Radiological Protection, «Radiation and your patient: A guide for medical practitioners: ICRP Supporting Guidance 2», [https://doi.org/10.1016/S0146-6453\(02\)00007-6](https://doi.org/10.1016/S0146-6453(02)00007-6), vol. 31, n. 4, p. 52, Out. 2001.
- [21] O. Desouky, N. Ding, e G. Zhou, «Targeted and non-targeted effects of ionizing radiation», *J. Radiat. Res. Appl. Sci.*, vol. 8, n. 2, pp. 247–254, Abr. 2015.
- [22] G. Vogin e N. Foray, «The law of Bergonié and Tribondeau: a nice formula for a

- first approximation», *Int. J. Radiat. Biol.*, vol. 89, n. 1, pp. 2–8, Jan. 2013.
- [23] Direção-Geral da Saúde, «Guia Técnico N.º 1 Vigilância Da Saúde Dos Trabalhadores Expostos a Radiação Ionizante», Jun. 2016.
- [24] R. J. M. Fry, «Deterministic effects», *Health Phys.*, vol. 80, n. 4, pp. 338–343, 2001.
- [25] International Atomic Energy Agency, International Labour Organization, e World Health Organization, «Approaches to attribution of detrimental health effects to occupational ionizing radiation exposure and their application in compensation programmes for cancer», 2010.
- [26] J. S. J. Lim, J. S. Brown, e J. S. De Bono, *Novel Designs of Early Phase Trials for Cancer Therapeutics*. Elsevier, 2018.
- [27] International Commission on Radiological Protection, «Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures», *ICRP Publ. 116*, 2010.
- [28] C. W. Slipman, R. Derby, e F. A. Simeone, «Thoracic Spinal Pain», em *Interventional Spine - An Algorithmic Approach*, Elsevier Health Sciences, 2008, pp. 777–786.
- [29] Ministério da Ciência Tecnologia e Ensino Superior, «Portaria n.º 137/2019». Diário da República, 10-Mai-2019.
- [30] H. C. DeSena, B. J. Landis, R. A. Moore, D. S. Spar, W. Whiteside, e B. C. Blaxall, «Future Diagnostic Strategies-Pediatric», *Cardioskeletal Myopathies Child. Young Adults*, pp. 361–379, 2017.
- [31] E. L. Nickoloff, Z. F. Lu, A. K. Dutta, e J. C. So, «Radiation dose descriptors: BERT, COD, DAP, and other strange creatures», *Radiographics*, vol. 28, n. 5, pp. 1439–1450, 2008.
- [32] R. Pauwels, «History of Dental Radiography: Evolution of 2D and 3D Imaging Modalities», *Med. Phys. Int.*
- [33] Z. S. Peacock e D. G. Krishnan, «Advances in Imaging Over 100 Years: The Impact on Oral and Maxillofacial Surgery», *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 76, n. 7, pp. 1387–1399, Jul. 2018.

- [34] R. A. Glenner, «80 years of dental radiography», *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 90, n. 3, pp. 549–563, Mar. 1975.
- [35] Cefla s.c, «Intraoral Dental Radiographic MyRay RXDC». [Em linha]. Disponível em: <https://www.myray.it/en/intraoral/rxdc/>. [Acedido: 03-Jul-2022].
- [36] K. Archer-Arroyo e S. E. Mirvis, «Radiological Evaluation of the Craniofacial Skeleton», *Facial Trauma Surg. From Prim. Repair to Reconstr.*, pp. 16–31, Jan. 2019.
- [37] Carestream, «CS 8100». [Em linha]. Disponível em: <https://www.carestreamdental.com/pt-br/csd-products/extraoral-imaging/cs-8100/>. [Acedido: 08-Jul-2022].
- [38] M. Kumar, M. Shanavas, A. Sidappa, e M. Kiran, «Cone Beam Computed Tomography - Know its Secrets», *J. Int. Oral Heal. JIOH*, vol. 7, n. 2, p. 64, Fev. 2015.
- [39] V. Tsapaki, «Radiation protection in dental radiology – Recent advances and future directions», *Phys. Medica*, vol. 44, pp. 222–226, Dez. 2017.
- [40] Ministério da Saúde, «Decreto-Lei n.º 233/2001». Diário da República, 2001.
- [41] European Commission, «Radiation Protection 136 - European guidelines on radiation protection in dental radiology», 2004.
- [42] H. Shibuya, K. Nishikawa, e K. Kuroyanagi, «Effect of K-shell absorption edge filters on image quality in digital intraoral radiography», *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, vol. 90, n. 3, pp. 377–384, Set. 2000.
- [43] K. J. Silverstrim, E. Schneider, e C. Van Der Hoeven, «Image optimization in digital dental radiography», *Health Phys.*, vol. 108, n. 6, pp. 580–591, Jun. 2015.
- [44] G. Kaeppler, K. Dietz, K. Herz, e S. Reinert, «Factors influencing the absorbed dose in intraoral radiography», *Dentomaxillofacial Radiol.*, vol. 36, n. 8, pp. 506–513, Dez. 2007.
- [45] «Dental Radiography: Doses and Film Speed | FDA». [Em linha]. Disponível em: <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/nationwide-evaluation-x-ray-trendsnext/dental-radiography-doses-and-film-speed>. [Acedido: 16-Out-2022].
- [46] B. Vandenberghe, R. Jacobs, e H. Bosmans, «Modern dental imaging: A review

- of the current technology and clinical applications in dental practice», *Eur. Radiol.*, vol. 20, n. 11, pp. 2637–2655, Nov. 2010.
- [47] G. D. Crane e P. V. Abbott, «Radiation shielding in dentistry: an update», *Aust. Dent. J.*, vol. 61, n. 3, pp. 277–281, Set. 2016.
- [48] R. Molteni, «The way we were (and how we got here): fifty years of technology changes in dental and maxillofacial radiology», *Dentomaxillofac. Radiol.*, vol. 50, n. 1, 2021.
- [49] S. C. White e M. J. Pharoah, *Oral Radiology: Principles and Interpretation*, 7.^a ed. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [50] International Atomic Energy Agency, «Optimization in dental radiology - FAQs for health professionals». [Em linha]. Disponível em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/dentistry/optimization#2>. [Acedido: 18-Jul-2022].
- [51] K. B. Johnson, S. M. Mauriello, J. B. Ludlow, e E. Platin, «Technical Performance of Universal and Enhanced Intraoral Imaging Rectangular Collimators», *Am. Dent. Hyg. Assoc.*, vol. 89, n. 4, 2015.
- [52] L. A. Parrott e S. Y. Ng, «A comparison between bitewing radiographs taken with rectangular and circular collimators in UK military dental practices: a retrospective study», *Dentomaxillofacial Radiol.*, vol. 40, n. 2, p. 102, 2011.
- [53] E. A. Wagner, «Utilization of Rectangular Collimation in Dental and Dental Hygiene Programs», 2019.
- [54] Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks, «What are the current guidelines for radiation protection?», 2012. [Em linha]. Disponível em: https://ec.europa.eu/health/scientific_committees/opinions_layman/security-scanners/en/1-3/2-radiation-protection.htm. [Acedido: 02-Ago-2022].
- [55] Council of the European Union, «Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013», *Off. J. Eur. Union*, Jan. 2014.
- [56] European Society of Radiology (ESR) *et al.*, «Summary of the European Directive 2013/59/Euratom: essentials for health professionals in radiology», *Insights Imaging*, vol. 6, n. 4, p. 411, Ago. 2015.

- [57] RaySafe, «RaySafe X2 - Effortless measurements of X-ray». 2020.
- [58] National Council on Radiation Protection and Measurements, *Report No 145 - Radiation Protection in Dentistry : recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements*. 2003.
- [59] R. C. Hoogeveen, T. I. De Randamie, G. M. Soemodihardjo, e W. Berkhout, «Ambient dose during intraoral radiography with current techniques: Part 1 conversion factor for scattered radiation using a rectangular collimator», *Dentomaxillofacial Radiol.*, vol. 47, p. 47, 2018.
- [60] International Atomic Energy Agency, «Radiation doses in dental radiology - FAQs for health professionals ». [Em linha]. Disponível em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/dentistry/radiation-doses>. [Acedido: 04-Set-2022].
- [61] G. Hodolli, S. Kadiri, G. Nafezi, M. Bahtijari, e N. Sylva, «Diagnostic reference levels at intraoral and dental panoramic examinations», 2019.
- [62] E. Helmrot e G. A. Carlsson, «Measurement of radiation dose in dental radiology», *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 114, n. 1–3, pp. 168–171, 2005.

