



Licenciatura em Radiologia

Dose de Radiação na Radiologia Digital

Directa e Indirecta

Exame de Tórax

Projecto Final de Licenciatura

Elaborado por: Joana Catarino nº 200791658 ; Márlon Gonçalves nº 200791691

Orientador: Mestre Jorge Moura, Mestre Júlio Lopes, Dra. Sandra Tecelão

Análise Estatística: Dra. Isabel Oliveira

Barcarena, Julho 2011

Universidade Atlântica
Escola Superior de Saúde Atlântica
Licenciatura em Radiologia

Dose de Radiação na Radiologia Digital

Directa e Indirecta

Exame de Tórax

Projecto Final de Licenciatura

Elaborado por: Joana Catarino nº 200791658 ; Márlon Gonçalves nº 200791691

Orientador: Mestre Jorge Moura, Mestre Júlio Lopes, Dra. Sandra Tecelão

Análise Estatística: Dra. Isabel Oliveira

Barcarena, Julho 2011

O autor é o único responsável pelas ideias expressas neste relatório

Agradecimentos

Embora este projecto seja, pela sua finalidade académica, um trabalho a dois, existem colaborações que não podem nem devem deixar de ser destacadas. Por essa razão, desejamos manifestar os nossos sinceros agradecimentos:

Aos nossos pais e irmãos que ao longo deste tempo sempre estiveram presentes e que, embora muitas vezes longe, nunca deixaram de olhar por nós. Obrigado por nos momentos mais difíceis e complicados desta etapa fazerem-nos acreditar que é possível.

Aos nossos orientadores do projecto, Mestre Jorge Moura e Mestre Júlio Lopes, que sempre acreditaram em nós e nas situações mais difíceis nos deram força e orientaram para o caminho certo. Um agradecimento especial à Dra. Sandra Tecelão pela paciência e ajuda preciosa que nos deu ao longo destes meses, especialmente neste último mês.

Um muito obrigado à Dra. Isabel Oliveira, que tanto nos ajudou na análise estatística dos resultados e que tanta paciência teve em nos explicar todos os procedimentos necessários. Sem a sua colaboração este projecto seria difícil de concretizar.

Aos Coordenadores dos Hospitais de Cascais, de Santa Maria e Curry Cabral, Técnico de Radiologia Pedro Chapa, Técnica de Radiologia Dina, Técnico de Radiologia Luiz Ramos, respectivamente, um muito obrigado pela sua autorização para a realização deste estudo, sem eles não seria possível realizá-lo.

O nosso agradecimento aos Técnicos de Radiologia do Hospital de Cascais, em especial Técnico Edgar e Técnica Andreia, que sempre se disponibilizaram e ajudaram na etapa da recolha de dados. Um agradecimento especial aos nossos colegas António e Rute, alunos de 3º Ano da Licenciatura em Radiologia, que muito nos ajudaram na recolha dos dados.

O nosso agradecimento à Técnica de Radiologia Paula Barradas e Técnica de Radiologia Teresa por nos terem orientado, e também aos restantes Técnicos de Radiologia que colaboraram connosco no Hospital de Santa Maria. Agradecemos também aos nossos colegas Francisca e Rita, alunas de 3º Ano da Licenciatura em Radiologia, que muito nos ajudaram na recolha dos dados.

Ao Hospital Curry Cabral, os nossos agradecimentos ao Técnico de Radiologia Júlio Lopes pela sua disponibilidade e orientação, e também aos Técnicos de Radiologia que colaboraram e muito ajudaram nesta etapa do projecto. Em especial, um agradecimento aos nossos colegas Teresa e Filipe, alunos do 3º Ano da Licenciatura, que muito colaboraram na recolha de dados.

Um agradecimento muito importante à Elsa, Inês e à Joana pela sua amizade e companheirismo.

A todos vós um muito obrigado por nos terem ajudado a completar este projecto!

Resumo

Dose de Radiação na Radiologia Digital Directa e Indirecta: Exame de Tórax

Neste projecto foi realizado um estudo no exame radiológico ao tórax em posição Postero-Anterior (PA), tendo como objectivo a comparação de dose nos equipamentos de Radiologia Digital Directa e Indirecta. O estudo foi realizado em 150 pacientes, distribuídos por três Hospitais da região de Lisboa. Foram medidos os valores de dose à entrada na pele no equipamento de Radiologia Digital Directa e Indirecta. A utilização da Radiologia Digital Directa permite uma optimização da dose de entrada na pele quando comparado com as exposições no equipamento de Radiologia Digital Indirecto. Com a comparação entre dois equipamentos de Radiologia Digital Directo foi possível ainda determinar os seus níveis de dose à entrada na pele e perceber se existe grande variação.

Palavras-chave: Radiografia de Tórax; Dose Entrada na Pele; Radiologia Digital Directa; Radiologia Digital Indirecta.

Abstract

Radiation Dose in Digital Radiology Direct and Indirect: Examination of Chest

This project was carried out a comparative study on imaging the chest in a position PA, with the aim of comparing dose in digital radiology equipment directly and indirectly. The study was conducted in 150 patients, distributed in three hospitals in the Lisbon region. We measured the values of the entrance skin dose in digital radiology equipment directly and indirectly. The use of Direct Digital Radiology allows an optimization of the entrance skin dose when compared with the exposures in Indirect Digital Radiology equipment. The comparison between two Direct Digital Radiology equipment was possible to determine their levels of the entrance skin dose and see if there is wide variation.

Keywords: Chest Radiography; Entrance Skin Dose; Direct Digital Radiography; Digital Radiography Indirect.

Índice

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	v
Índice	vi
Índice de figuras.....	viii
Índice de tabelas.....	viii
Índice de Gráficos.....	ix
Lista de abreviaturas e siglas	x
1 Introdução.....	1
2 Capítulo I: Enquadramento Teórico	4
2.1 História da Radiologia.....	5
2.2 Descoberta dos Raios-X.....	6
2.3 Radiação Ionizante	7
2.3.1 Efeito fotoelétrico	8
2.3.2 Efeito Compton.....	8
2.3.3 Efeitos biológicos das radiações ionizantes.....	9
2.3.4 Dose de Exposição.....	10
2.4 Optimização da Dose de Exposição	13
2.5 Princípio ALARA	13
2.6 Qualidade de imagem.....	14
2.7 Classificação dos sistemas de aquisição digital	18
2.8 Radiologia Computadorizada.....	19
2.9 Radiografia Digital Directa	23
2.9.1 Detector de área de a-Se «Selenium plate»	23
2.9.2 Sistemas utilizando cintilador + CCD	25
2.9.3 Sistemas utilizando cintilador + CMOS	26
2.9.4 Sistemas com camada cintiladora + TFT.....	27
2.9.5 Motivações para o uso da Radiografia Digital.....	28
2.9.6 Vantagens e Desvantagens da Radiologia Digital	29
2.10 Controlo Automático de Exposição	31

2.10.1	Métodos de terminar uma Exposição.....	31
2.10.2	Física do controlo automático de exposição e Instrumentação.....	32
2.10.2.1	Tipos de controlos automáticos de exposição	32
2.10.3	O cronómetro de ionização	32
2.10.4	Seleccção do detector	32
2.10.5	Seleccção da densidade	33
2.10.6	Modificar as definições de densidade	34
2.10.7	Tempo de resposta mínimo.....	35
2.10.8	O cronómetro de reserva.....	37
2.10.8.1	Razões para que o cronómetro de reserva seja activado	38
2.11	As DECISÕES do Técnico de Radiologia.....	39
3	Capítulo II: Metodologia	41
3.1	Tipo de Estudo	42
3.2	População e Amostra.....	44
3.3	Variáveis em Estudo	46
3.4	Instrumento de Recolha de Dados.....	47
3.5	Método de Análise de Dados	50
3.6	Medição do Produto Dose*Área (DAP)	51
3.7	Calculo da Dose à Entrada da Pele na Radiologia Digital Directa	52
3.8	Calculo da Dose à Entrada da Pele na Radiologia Digital Indirecta.....	55
3.9	Análise estatística.....	56
3.10	Implicações Éticas.....	57
3.11	Cronograma.....	58
4	Capítulo III: Resultados.....	59
4.1	Distribuições das doses de radiação à entrada da pele recebidas por paciente e por Hospital.....	62
4.2	Estimativas das doses médias de radiação à entrada da pele recebidas por Hospital no exame ao tórax.....	64
5	Discussão.....	67
6	Conclusão	76
7	Bibliografia.....	78
	ANEXOS	

Índice de figuras

Figura 1: Gama dinâmica da radiografia computadorizada, filme-ecrã e tubo intensificador de imagem.....	20
Figura 2: Largura de banda da estimulação	21
Figura 3: Esquema do detector de área de a-Se	24
Figura 4: Um ecrã fluorescente converte energia dos raios-X em luz que é projectada sobre um CCD	25
Figura 5: Detalhe de construção do CMOS	26
Figura 6: Medição do produto dose*área	52
Figura 7: Variação da intensidade com o inverso do quadrado da distância (supondo que não há atenuação do feixe).....	52
Figura 8: Definição de Kerma	53
Figura 9: Dose absorvida com e sem absorvente.....	55
Figura 10: Simulador PCXMC	56
Figura 11: Representação das câmaras de Ionização do Hospital de Cascais	68
Figura 12: Representação das câmaras de Ionização do Hospital de Santa Maria	68

Índice de tabelas

Tabela 1: Modelo de tabela de recolha de dados Hospital de Santa Maria	48
Tabela 2: Modelo de tabela de recolha de dados Hospital de Cascais	48
Tabela 3: Modelo de tabela de recolha de dados Hospital de Curry Cabral.....	49
Tabela 4: Tabela que representa o número de dados recolhidos nos diferentes Hospitais	60
Tabela 5: Dados Estatísticos para cada Hospital	61
Tabela 6: Indicação se a radiação à entrada na pele segue uma distribuição normal para todos os Hospitais (Testes de Normalidade).....	63
Tabela 7: Tabela Percentis para a dose de radiação à entrada na pele.....	64
Tabela 8: Tabela indicativa do intervalo de confiança 95% para a média	65
Tabela 9: Intervalo de confiança de 95% para médias de dose de radiação à entrada na pele no Hospital de Cascais e Hospital Curry Cabral	66

Tabela 10: Intervalo de confiança de 95% para médias de dose de radiação à entrada na pele no Hospital de Santa Maria e Hospital Curry Cabral.....	66
Tabela 11: Intervalo de confiança de 95% para médias de dose de radiação à entrada na pele no Hospital de Santa Maria e Hospital de Cascais.....	66

Índice de Gráficos

Gráfico 1: Histogramas das distribuições das doses recebidas à entrada na pele por paciente e por Hospital	62
Gráfico 2: Diagrama de extremos e quartis para a distribuição nas doses de radiação à entrada na pele, recebidas por paciente em cada Hospital.....	64
Gráfico 3: Intervalos a 95% de confiança para a dose média de radiação à entrada na pele, recebida em cada Hospital.	65

Lista de abreviaturas e siglas

ALARA: As Low As Reasonably Achievable

BSF – Backscatter Factors

CAD: Computer-Aided Detection

CAE: Controlo Automático de Exposição

CCD: Charged Coupled Device

CMOS: Complementary Metal-Oxide-Semiconductor

CR: Radiologia Computadorizada

DICOM: DIgital COmmunication in Medicine

DAP – Dose Area Product

DQE: Detective Quantum Efficiency

DR: Direct Radiography

ESD: Entrance Skin Dose

ICRP: International Commission on Radiological Protection

IP: Image Plate

LET: Energia de Transferência Linear

Kerma: Kinetic energy released per unit of mass

KS: Kolmogorov-Smirnov

Kvp: quilovolte

mA: miliampere

mAs: miliampere por segundo

MRT: Minimum Response Time

PA: Postero-Anterior

SI: International System

Sv: Sievert

SPSS – Statistical Package for the Social Sciences

TFT: Thin –Film Transistor

Introdução

Após os conhecimentos absorvidos durante os três primeiros anos de Licenciatura, surgiu a necessidade de comprovar se realmente o equipamento Radiologia Digital Directo, através do controlo automático de exposição, dá de facto menor dose de radiação ao paciente, quando comparado com o equipamento de Radiologia Digital Indirecto (radiografia computadorizada). Assim, sentimos a necessidade de comprovar a veracidade desta analogia.

Segundo o autor Francisco de Mascarenhas Gaivão: *“Vários estudos comparativos de diversas técnicas radiográficas, com e sem digitalização, demonstraram que é com a radiologia directa que a dose de radiação aplicada ao doente pode ser mais reduzida, sem afectar a qualidade da imagem final.”* (Gaivão, S/D.)

O mesmo autor refere ainda que *“Por outro lado, o facto de se conseguir, num equipamento digital, uma melhor eficácia de detecção e uma maior dinâmica permite reduzir a dose de radiação, facto que é de grande peso na avaliação da qualidade desse equipamento”.* (Gaivão, S/D.)

Com este estudo, pretendemos verificar se de facto os exames realizados em Radiologia Digital Directa expõem o paciente a uma menor dose de radiação, relativamente à Radiologia Digital Indirecta (Radiologia Computadorizada).

Durante o período de estágio de Radiologia Convencional II e III, verificámos que a radiografia de Tórax PA é realizada com bastante frequência, sendo relevante aplicar este exame ao estudo.

Depois de elaborada a questão, tivemos de encontrar uma forma de quantificá-la e medi-la, com o objectivo de clarificá-la. Este objectivo foi conseguido após uma pesquisa bibliográfica relacionada com este tema.

Assim, após o problema formulado, tem de se definir claramente o objectivo da investigação, que é apresentado de seguida. O objectivo geral da investigação prende-se

com a necessidade de verificar se a utilização da Radiologia Digital Directa reduz a dose de radiação ao paciente.

No entanto, ainda objectivos específicos foram formulados pelos investigadores:

- Verificar se a dose de radiação à entrada na pele na radiografia de tórax PA ultrapassa o limite de dose definido pelas Guidelines Europeias;
- Verificar se a dose de radiação à entrada na pele na radiografia de tórax PA, apresenta grande variação de Hospital para Hospital;
- Verificar se o uso do Controlo Automático de Exposição apresenta uma optimização de dose para o paciente quando comparado com o Equipamento de Radiologia Digital Indirecto;
- Comparar a dose de entrada na pele entre equipamentos de Radiologia Digital Directo;
- Calcular o nível de referência de dose para cada Hospital.

Após as dúvidas que recaíram sobre a escolha do tema, foram formuladas questões de investigação com o intuito de serem respondidas, atingindo os objectivos deste estudo. Assim, para este projecto foram elaboradas as seguintes questões de investigação:

- Será que o controlo automático de exposição vai diminuir a quantidade de radiação dada ao paciente?
- Será que os valores de dose à entrada na pele, recolhidos nos diferentes Hospitais se situam abaixo do limite definido pelas Guidelines Europeias?
- Será que a dose de entrada na pele dada nos equipamentos de Radiologia Digital Directo é semelhante?
- Será que a dose de entrada na pele obtida apresenta grande variação entre Hospitais?
- Qual será o nível de referência de dose de radiação à entrada na pele para cada um dos Hospitais em estudo?

Após terem sido formuladas as questões de investigação, o investigador deve antever a previsão do estudo, de modo a verificar se os objectivos foram realmente cumpridos. Esta supõe que os conhecimentos do investigador sejam mais amplos do que eram

quando este formulou as questões. Assim, foram formuladas as seguintes hipóteses de acordo com o nosso estudo de investigação:

- Falta de conhecimento por parte dos Técnicos de Radiologia relativamente à utilização do dispositivo de controlo automático de exposição.
- Falta de formação dos Técnicos de Radiologia acerca da boa utilização dos equipamentos de Radiologia Digital Directa.
- As câmaras de ionização poderão estar mal calibradas.
- O nível de referência para cada Hospital deve ser inferior ao valor mencionado nas Guidelines Europeias.

O projecto de investigação encontra-se dividido por capítulos. Assim, no capítulo I é possível encontrar o enquadramento teórico sobre o tema proposto para a realização do projecto de investigação. Aqui encontra-se esquematizada toda a informação teórica necessária para os investigadores poderem avançar com o seu projecto. No capítulo II encontra-se a metodologia. Aqui serão abordados vários parâmetros como o tipo de estudo realizado, qual a população e amostra, quais as variáveis em estudo e instrumentos e recolha de dados. Ainda neste capítulo será referido o modo de tratamento dos dados e o tipo de análise estatística efectuada. O capítulo III aborda os resultados obtidos da amostra recolhida bem como o seu tratamento. A discussão é a última etapa deste projecto onde serão interpretados os resultados e discutidos.

A elaboração deste mesmo projecto de investigação, permitiu aos alunos aprofundar conhecimentos sobre os equipamentos em estudo, bem como os processos físicos inerentes a estes.

Dada a relevância deste tema, através dos resultados que se pretendem obter, espera-se que este seja uma mais-valia para os Técnicos de Radiologia e para toda a população que necessite de cuidados de saúde.

Devido aos interesses manifestados para com este tema, consideramos oportuno disponibilizar toda a informação aqui referida, sendo que, deverão ser mantidos a confidencialidade dos dados.

Capitulo I:

Enquadramento Teórico

2.1 História da Radiologia

Foi no dia 8 de Novembro de 1895, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923), que se encontrava no seu laboratório quando reparou que nas proximidades de um tubo de vácuo existia uma tela coberta com platinocianeto de bário sobre a qual se projectava uma inesperada luminosidade, resultante da fluorescência do material. Posto isto Roentgen concluiu que uma radiação invisível saía do tubo, atravessava a sala utilizando o ar como meio de transporte e aí excitar os materiais fluorescentes do ecrã. Esta radiação invisível apresentava um grande poder de penetração, pois tinha a capacidade de atravessar materiais como o cartão e a madeira, mas os objectos metálicos eram atravessados com maior dificuldade ou mesmo totalmente impenetráveis. (Stewart, 1998)

Este também observou nos seus estudos que os tecidos moles se apresentavam muito transparentes e que as estruturas ósseas eram ligeiramente opacas, e foi ao colocar a sua mão à frente do tubo de Crookes, que viu os seus ossos projectados numa tela. Como esta era uma radiação invisível, designou-a de Radiação X. (Stewart, 1998)

Em Janeiro de 1896 Roentgen realizou a primeira radiografia em público na sociedade de Física Médica de Wuzburg. Desde essa época surgiram várias modificações dos aparelhos iniciais com o intuito de reduzir a dose de radiação ionizante e os seus efeitos biológicos adversos. (Bushong, 2004)

Em Julho de 1927, Egas Moniz desenvolveu a angiografia cerebral, utilizando a Radiação X. (Estarreja, 2006)

Irene e Frédéric Joliot Curie, em 1934 descobriram a radioactividade em elementos artificiais, impulsionando as aplicações médicas com a obtenção de isótopos radioactivos. (Stewart, 1998)

Na década de 1970 J. Hounsfield desenvolveu a Tomografia Computadorizada. (Pisco & Sousa, 1999)

Damadian e Lauterbur no ano de 1973 produzem a primeira imagem de RM. (Bushong, 2004)

2.2 Descoberta dos Raios-X

Nunca se chegaram a apurar as razões pelas quais Wilhelm Konrad Roentgen pediu para serem destruídos todos os seus apontamentos científicos, após a sua morte. Chegou-se a questionar que a descoberta fora feita por um dos seus colaboradores. Hipótese pouco credível, pois é inquestionável o longo percurso de investigações na área da física. (Pisco & Sousa, 1999)

O carácter forte de Roentgen fora evidente desde cedo. Aproveitando as oportunidades, deslocou-se para Zurich, onde lhe fora dito poder entrar na Universidade sem o último dos exames de secundário. Um pequeno episódio criara-lhe a maior das complicações no acesso à Universidade, daí resultou a sua expulsão da escola. (Pisco & Sousa, 1999)

A providencial mudança para a Suíça, abriu-lhe uma radical viragem na vida: não só singrou nos estudos, como conheceu Bertha, a sua companheira de meio século. (Pisco & Sousa, 1999)

Ao fim de uma manhã, Roentgen recebeu a visita de um amigo que lhe levava algumas placas fotográficas, dado o seu interesse em fotografia. Estas placas foram depositadas em cima de uma mesa, sob um livro com uma capa metálica, que tinha o desenho de uma chave. Na mesma mesa encontrava-se uma ampola com a qual Roentgen fazia experiências. Chegada a hora de almoço, ambos os amigos saíram da sala de estudo, deixando a ampola ligada. Passado uns dias, ao revelar uma fotografia feita com uma das referidas placas, Roentgen viu a imagem da chave. (Pisco & Sousa, 1999)

Esta descoberta propagou-se rapidamente pela Europa e pela América. Nesta época, a possibilidade de ver os próprios ossos terá sido perturbadora. (Pisco & Sousa, 1999)

Os efeitos biológicos da radiação X foram uma surpresa, que causou perplexidade. A queda dos pelos não foi um aviso suficiente, pelo contrário, foi prontamente utilizado em salões de beleza. A seguir, veio o terror pelas queimaduras subsequentes. (Pisco & Sousa, 1999)

O conhecimento das reacções biológicas, deu lugar à aplicação de lesões malignas. Estas características dos raios-X deram-lhe cedo um alargado enquadramento científico. (Pisco & Sousa, 1999)

Tendo sido atribuído a Roentgen o primeiro prémio Nobel, os raios-X ficaram indissolúvelmente ligados ao mais alto galardão científico. (Pisco & Sousa, 1999)

Os progressos vindos desde a II Guerra Mundial arrastaram a evolução de numerosas técnicas radiológicas. Os aparelhos foram ficando mais sofisticados e mais caros. (Pisco & Sousa, 1999)

Hoje, os equipamentos de raios-X passaram a incluir-se nas rubricas industriais dos Países mais avançados. Esta realidade estabeleceu o novo mapa geográfico dos avanços de Radiologia. (Pisco & Sousa, 1999)

2.3 Radiação Ionizante

Para se proporcionar um eficaz diagnóstico na área médica, a Radiologia deve acompanhar a evolução da tecnologia dos equipamentos. A utilização de softwares mais precisos e as inovações técnicas, têm permitido uma rápida evolução dos equipamentos de Radiologia, melhorando o fluxo de trabalho dentro de um serviço, bem como o relacionamento multidisciplinar. Tudo isto conjugado, como foi referido anteriormente, irá influenciar de forma positiva o diagnóstico e tratamento das diversas patologias.

De um modo geral, dizem-se ionizantes aquelas radiações capazes de produzir ionização em estruturas biológicas. As energias mínimas necessárias para ionizar os átomos mais frequentes nas moléculas orgânicas variam entre cerca de 11 e 14 eV. De acordo com a definição, são radiações ionizantes as partículas alfa e beta, os neutrões e a radiação electromagnética de pequeno comprimento de onda (alta energia), como as radiações gama, X e Ultravioleta remotos. Notar que as radiações X e gama, apesar de ionizantes, não produzem praticamente ionização por acção directa, pois são os electrões secundários, que são libertados após as interacções primárias dos fotões com átomos do meio, que produzem a quase totalidade dos iões. (Pisco & Sousa, 1999)

Os raios UV de menor comprimento de onda (remotos), possuem já energia suficiente para excitar e ionizar átomos e moléculas nas estruturas biológicas. Para fins de diagnóstico e terapêutica com raios-X ou gama, interessam os fotões no intervalo de 20 KeV a alguns MeV que são, radiações ionizantes. (Pisco & Sousa, 1999)

2.3.1 Efeito fotoeléctrico

Um fotão de energia, entrando em colisão com um electrão orbital, comunica-lhe toda a sua energia, deixando de existir. Parte da energia é dispensada para neutralizar a energia de ligação do electrão no seu nível energético, sendo a restante transferida ao electrão na forma de energia cinética. (Pisco & Sousa, 1999)

Para ocorrer este efeito, é necessário que o fotão tenha energia pelo menos igual à energia de ligação do electrão. O efeito fotoeléctrico ocorre geralmente com os electrões mais fortemente ligados ao átomo, ou seja, das camadas internas K ou L. (Pisco & Sousa, 1999)

O átomo atingido fica ionizado ou num estado de excitação, sofrendo um rearranjo dos electrões periféricos, com emissão de radiação electromagnética característica. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoeléctrico aumenta rapidamente, com o número atómico do absorvente e decresce drasticamente quando aumenta a energia do fotão. (Pisco & Sousa, 1999)

O fotoelectrão, ou seja, o electrão libertado, torna-se uma partícula ionizante e vai ser um agente de ionização secundária à radiação. (Pisco & Sousa, 1999)

2.3.2 Efeito Compton

Envolve uma colisão entre um fotão e electrão orbital, na qual só parte da energia do primeiro é cedida. Ocorre com electrões orbitais frouxamente ligados, das camadas mais periféricas dos átomos. O fotão perde energia e dá origem a um fotão disperso e a um electrão secundário. (Pisco & Sousa, 1999)

Considerando que a energia e a quantidade de movimento têm de ser conservadas durante a colisão, existe a relação do aumento do comprimento de onda do fóton com o ângulo das direcções inicial e final. (Pisco & Sousa, 1999)

O electrão libertado é uma partícula ionizante secundária, sendo o fenómeno mais corrente para as energias dos raios-X de diagnóstico. (Pisco & Sousa, 1999)

2.3.3 Efeitos biológicos das radiações ionizantes

Os fenómenos elementares primários que estudamos, podem desencadear, após um período de tempo mais ou menos longo, alterações que se situam ao nível celular, mas também ao nível do organismo. Estas alterações podem ser funcionais ou morfológicas. As alterações funcionais caracterizam-se por uma diminuição na actividade da matéria viva (diminuição na secreção de uma glândula, perda da contractilidade muscular, esclerose do tecido conjuntivo, etc.). Trata-se das primeiras reacções do organismo à acção da radiação e geralmente surgem para doses pouco elevadas. As alterações morfológicas atingem a estrutura íntima da substância viva. (Pisco & Sousa, 1999)

A radiação ionizante pode produzir efeitos biológicos nocivos em órgãos e tecidos devido à produção de iões e à deposição de energia que pode danificar moléculas importantes como o ADN. (Pisco & Sousa, 1999)

Ao nível celular, o protoplasma, o núcleo ou os diversos “organismos” banhados no citoplasma, podem ser lesados. Estas alterações estruturais podem ser mais ou menos graves e, geralmente, deixam traços e podem provocar a morte imediata ou à distância da célula. As funções metabólicas podem ser modificadas, ao ponto da célula se tornar incapaz de efectuar as sínteses que são necessárias à sua vida própria, originando-lhe a morte após um período mais ou menos longo. Uma agressão menos severa destas mesmas funções, pode cancelar os processos de síntese que procedem à divisão celular, fazendo-a perder toda a sua capacidade de reprodução. (Pisco & Sousa, 1999)

2.3.4 Dose de Exposição

Os requisitos de dose num sistema de radiologia digital, depende em grande parte da capacidade do sistema para absorver e converter os raios-X incidentes em sinais úteis. (Pizzutiello & Cullian)

Todos os procedimentos radiológicos que envolvem raios-X transmitem uma dose de radiação para o paciente. A exposição à radiação recebida por exame de raios-X é conhecida por aumentar o risco de malignidade induzido, bem como quando se atinge um certo limite de dose, existe a probabilidade de ocorrer efeitos determinísticos (são efeitos produzidos por doses elevadas, através da irradiação total ou parcial de um tecido, causando a morte celular). Por isso, as doses no paciente devem ser mantidas o mais baixo quanto possível. (Bacher, 2006)

No entanto, a redução da dose não pode ser demasiada, correndo-se assim o risco de prejudicar o resultado do processo de diagnóstico. (Bacher, 2006)

Os factores de exposição de raios-X incluem os kVp, mA, s. A selecção destes factores afecta a densidade da imagem, contraste da radiografia e a exposição do paciente à radiação. O controlo primário da densidade de imagem é o produto da corrente de tubo (mA) e o tempo de exposição (s), que se expressa em mAs. Aumentar os mAs vai aumentar proporcionalmente o número de raios-X que atingem o paciente (prende-se com a quantidade de radiação) e o receptor de imagem. Quando há mudanças na tensão de tubo, vão existir modificações na densidade da imagem. A selecção da tensão de tubo (kVp) é o principal método para controlar o contraste de uma radiografia. O contraste de imagem é definido como a diferença na densidade radiográfica de estruturas anatómicas adjacentes. A formação de contraste na imagem depende: do contraste do filme e do contraste do objecto. O contraste do filme depende das características do filme utilizado e de como ele é processado. (Schueler, 1998) Assim, podemos concluir que a tensão, a amperagem e o tempo controlam a qualidade e quantidade de radiação gerada pela ampola de raios-X. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)

A colocação de parâmetros de kVp baixos, vai fazer com que exista um maior contraste, especialmente para a visualização de osso. O ajuste dos kVp's consiste então no ajuste da qualidade que o Técnico de Radiologia impregna ao raio. Esta qualidade refere-se a um poder de penetração do raio-X e às suas propriedades espectrais. Contudo, quando se aplica kVp's mais baixos, o raio fica menos penetrante. Os mAs devem ser aumentados quando os kVp's são baixos, e reduzidos quando temos altos kVp's, para que haja uma boa densidade do filme. O mAs é o produto do mA (a corrente de tubo de raio x) com o tempo de exposição (em segundos), e é usado para ajustar o número de fótons de raios-X (quantidade de raio) produzido pelo sistema, segundo um valor de kVp.

Como é que o Técnico de Radiologia determina que kVp's deve utilizar para um exame específico? Os kVp's apropriados a cada tipo específico de exame são decisivos, e esses valores foram otimizados devido a grandes experiências. Os kVp's de cada exame radiográfico devem ser enumerados segundo um diagrama da técnica, e este diagrama deve ser posto em cada sala de exames radiográficos. O Técnico de Radiologia usa os kVp's que são recomendados para o exame radiográfico, mas normalmente ajusta este valor dependendo do tamanho do paciente em que, por exemplo, os pacientes mais fortes geralmente necessitam de kVp's mais altos.

Os sistemas radiográficos mais modernos usam o controlo automático de exposição, para que o tempo do exame seja ajustado automaticamente durante a exposição. Os circuitos têm um tempo de reserva que não pode ser excedido. Se o parâmetro kVp estabelecido for demasiado baixo para uma espessura de um determinado paciente, o tempo da exposição pode ser bastante longo, e se ele exceder o tempo que é estabelecido no cronómetro de reserva, a exposição terminará. Nesta situação, o filme será geralmente exposto de forma insuficiente e outra exposição será necessária. O Técnico de Radiologia deve então aumentar o kVp para evitar o problema do cronómetro de reserva.

Concluimos assim, que os níveis de exposição dos raios-X devem ser adequados consoante o exame a realizar, no entanto, dando sempre a menor dose possível ao paciente. Segundo Bacher, se os níveis de exposição de dose forem muito baixos, a

qualidade de imagem diminui, pelo que deve ser alcançado um equilíbrio entre a dose do paciente e a qualidade de imagem. (Bacher, 2006)

A radiação que interage com o paciente pode ser quantificada através da dose equivalente e da dose efectiva.

➤ **Dose equivalente:**

Existem diversos tipos de radiação que criam diferentes perigos biológicos por dose unitária, ou seja, não se pode afirmar que diferentes tipos de radiação tenham o mesmo dano biológico para diferentes pessoas. Então foi estabelecido um factor de ponderação da radiação pelo ICRP (International Commission on Radiological Protection) a fim de transformar a dose, de modo a reflectir a eficácia relativa do tipo de radiação na produção de danos biológicos. Radiações de energia de transferência linear (LET) produzem faixas de ionização densa, logo causam mais danos biológicos por unidade de dose de radiação comparativamente à baixa LET. Logo têm mais factores de ponderação de radiação. O produto da dose absorvida e o factor de pesagem de radiação é a dose equivalente. Segundo o SI (International System) a unidade que traduz a dose equivalente é o mSv (Sv - Sievert). (Lima, 2009)

A dose equivalente é a dose de radiação ionizante absorvida por uma parte específica do corpo e ajustada para o nível de energia e tipo de radiação em jogo. (Lima, 2009)

➤ **Dose efectiva:**

Qualquer que seja a irradiação, vários órgãos ou tecidos recebem energia. (Lima, 2009)

Os tecidos apresentam diferentes sensibilidades quando expostos aos efeitos da radiação ionizante. A dose efectiva é a grandeza da protecção radiológica que tem em conta estes factos e representa a soma das doses equivalentes, resultantes da irradiação interna e externa. (Lima, 2009)

A dose efectiva representa a dose de radiação ionizante, medida em mSv, absorvida pela totalidade do corpo da pessoa a ser irradiada, ajustada para a energia, para o tipo de radiação e para diferentes sensibilidades dos órgãos e tecidos irradiados. Se apenas uma

parte do corpo é exposta, a dose efectiva é a soma das doses equivalentes ponderadas em todos os órgãos e tecidos irradiados. (Lima, 2009)

A unidade de dose efectiva é o Sievert. (Lima, 2009)

2.4 Optimização da Dose de Exposição

Optimizar a utilização de radiação ionizante em radiologia diagnóstica envolve a interacção de três importantes aspectos básicos: o diagnóstico da qualidade de imagem, a dose de radiação e a escolha da técnica para a realização do exame.

No entanto, o objectivo da optimização do diagnóstico radiográfico, é encontrar os parâmetros técnicos de exposição necessários para produzir imagens de alta qualidade para uma dose de exposição mínima do paciente. Devido à variedade de equipamentos de raios-X utilizados, os exames radiológicos não podem ser padronizados, pelo que a optimização é necessária para cada unidade de raios-X e para cada exame. Assim, o procedimento de optimização requer a avaliação de dose no paciente e a qualidade de imagem. (Vassileva, 2002)

Algumas estratégias de optimização foram encontradas, sendo assim, o melhoramento da qualidade de imagem pode ser obtida no pós-processamento e com o aumento da relação sinal-ruído. Já a redução de dose pode ser obtida através da filtragem, através de um menor erro nos exames efectuados e através da obtenção de um maior número de informação, o que reduz imagens adicionais.

2.5 Principio ALARA

O conceito de dose aceitável dominou a definição de normas de protecção contra as radiações até à década de 1970. (Kathren, 1985)

Os limites de dose para os trabalhadores e o público são considerados como limites máximos, e não como doses aceitáveis ou limites de segurança. Na verdade, a maioria das exposições ocupacionais na medicina e na indústria resultam em doses muito inferiores a estes limites. Todos os Técnicos de Radiologia devem ter práticas de boa saúde física e implementar programas de segurança radiológica para garantir que as

exposições de radiação sejam mantidas tão baixo quanto razoavelmente possível (ALARA), levando os factores sociais e económicos em consideração. (Bushberg, Seibert, JR, & Boone, 2002)

Como a exposição à radiação ionizante acarreta riscos, quanto menor a dose menor o risco. Assim, todos os exames radiográficos implicam um risco - ainda que pequeno, em que o dano irreversível pode ser feito para o paciente, como resultado da exposição à radiação. No entanto, é necessário quantificar esse risco contra o potencial benefício para o paciente, como resultado da radiografia (Graham & Cloke, 2003)

2.6 Qualidade de imagem

Ao optimizarmos a dose de exposição, temos de ter sempre em conta a qualidade de imagem radiográfica que vamos obter após a realização do exame.

A qualidade de imagem depende apenas das características físicas de um sistema de imagem e pode ser medido de forma independente do observador, no entanto, este mesmo autor vem também afirmar precisamente o contrário, ou seja, que a qualidade de imagem é o que o observador diz que é, ou seja, este deve ter uma percepção subjectiva da imagem ao “olho do observador”. Assim, a qualidade de imagem é definida pela capacidade do observador em alcançar um nível aceitável de desempenho para uma determinada tarefa. (Schaetzing, 2005)

Em Radiologia, uma boa qualidade de imagem é de grande importância para assegurar um diagnóstico preciso. (Bushberg, Seibert, JR, & Boone, 2002)

Existe um conjunto de factores que afectam a qualidade radiográfica, na radiologia digital, que são:

- Eficiência de detecção: que traduz a eficiência com que os raios-X são absorvidos, sendo determinada pela espessura, densidade e composição da estrutura. A eficiência pode ser aumentada pelo aumento da densidade ou espessura do material absorvente ou através de materiais com números atómicos que oferecem uma boa combinação entre o espectro de raios-X que sai do paciente e as características do material absorvente. (Radiology, 2007)

- Intervalo dinâmico: na radiologia digital, a relação entre radiação de exposição mínima e máxima, sobre a superfície do detector é maior do que 100:1. Na radiografia de alta qualidade, o receptor deve ser capaz de manter um bom contraste de resolução, acima desta faixa. O intervalo dinâmico é a relação entre as intensidades de entradas maiores e menores. A menor intensidade é determinada pelo ruído. E a maior intensidade é determinada pela saturação dos receptores. (Radiology, 2007)
- Amostragem espacial: todas as amostras de detectores digitais continuam a variar a influência dos raios-X na sua entrada, em locais discretos separados por um intervalo designado campo de amostragem. (Radiology, 2007)
- Resolução espacial: é a capacidade de um sistema de imagem permitir que duas estruturas adjacentes sejam visualizadas como sendo separadas, ou a distinção de um bordo na imagem (nitidez). As perdas da resolução espacial ocorrem devido aos factores geométricos, ao tamanho de abertura do detector, e ao movimento do paciente em relação à fonte de raios-X e receptor de imagem. Na imagem de CR a principal fonte de perda de resolução espacial é devido ao varrimento do feixe de luz laser durante a leitura do prato de imagem (IP). No entanto, os sistemas de CR como têm uma geometria estruturada, permitem uma maior espessura e maior eficiência de detecção sem a perda de resolução espacial. (Radiology, 2007)
- Ruído: o ruído pode ser definido como qualquer flutuação na imagem que não corresponde a variações na atenuação de raios-X do objecto a ser radiografado. O ruído da imagem é medido através da iluminação do receptor com uma fluência de raios-X uniforme. Uma vantagem da imagem digital é que o ruído pode ser eliminado através do pós-processamento. (Radiology, 2007)
- Resolução de Contraste: refere-se à magnitude da diferença do sinal entre as estruturas e o meio envolvente. Este é expresso em termos de diferença de densidade óptica entre duas áreas adjacentes. O contraste radiológico é influenciado pelo contraste do objecto e a sensibilidade do receptor. Na imagem digital, o contraste na imagem pode ser alterado pelo ajuste dos parâmetros de visualização e de aquisição. O contraste é a diferença de exposição de raios-X sobre o lado da saída do paciente, e é o resultado das propriedades de atenuação

dos tecidos em estudo. A atenuação depende do espectro de energia de raios-X e é determinada pelo material alvo e filtração total do feixe. (Radiology, 2007)

- DQE: a qualidade de imagem de qualquer sistema radiográfico (incluindo as telas fosforescentes) pode medir-se segundo uma escala absoluta. Esta escala absoluta chama-se “eficiência de detecção quântica” (DQE - detective quantum efficiency) e mede a eficácia com que um sistema converte a radiação de entrada em sinais úteis. O DQE tem em conta as características de entrada e saída do sistema, a nitidez do mesmo e especialmente, o ruído de entrada e saída. (Radiology, 2007)

Outro factor que afecta a qualidade de imagem radiográfica prende-se com a densidade, sendo esta definida como o logaritmo de opacidade. A opacidade de um filme é a relação entre a quantidade de luz incidente sobre o filme e a transmitida pelo filme. Nas radiografias, os raios-X responsáveis pelo enegrecimento do filme representam a radiação que resta do feixe após ele ter percorrido várias espessuras e densidades de tecido entre o tubo e o filme radiográfico. Assim sendo, os factores que afectam a densidade radiográfica, são:

- Espessura e Densidade: cada densidade radiográfica apresenta um diferente grau de absorção à radiação. A espessura do objecto a ser radiografado também influencia a densidade da radiografia. Assim, quando um objecto é maior, com mais espessura, mais absorve a radiação e assim, menor será a densidade radiográfica. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)
- Kilovoltagem (kVp): existem duas razões para a kilovoltagem ter um grande efeito sobre a densidade, que são: a quantidade e energia dos raios-X produzidos. Quanto maior é a kilovoltagem, maior é a energia de radiação, logo mais raios-X atravessam o paciente para escurecer o filme radiográfico. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)
- Miliamperagem (mA): a taxa de exposição de raios-X é directamente proporcional aos mA. Isto ocorre, porque estes determinam a quantidade de raios-X produzidos por unidade de tempo. Quanto maior são os mA, maior é a quantidade de radiação produzida. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)

- Tempo (t): o dobro do tempo leva ao dobro da densidade, e reduzir o tempo a metade, a densidade também é reduzida a metade. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)
- Distância: esta refere-se à distância entre o tubo de raios-X e o filme radiográfico. Os raios-X surgem a partir do tubo e divergem, procedendo em caminho recto. Devido à divergência do feixe, uma maior área é coberta, à medida que a radiação é produzida. Com o aumento da distância uma maior área é coberta, mas a quantidade radiação é reduzida. A intensidade dos raios-X que atingem o filme varia inversamente com o quadrado das distâncias, por isso quando a distância é o dobro, a densidade é um quarto do seu valor original. A diminuição da densidade em distâncias maiores é apenas um factor geométrico relativo ao feixe de raios-X divergentes. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)
- Filme: o filme radiográfico é composto por uma emulsão espalhada sobre uma fina camada transparente de poliéster. As características da emulsão determinam a densidade radiográfica. Geralmente, quanto mais espessa é a emulsão, mais rápido é o filme. A velocidade do filme, ou a sensibilidade é a capacidade relativa que uma emulsão tem para responder à luz dos raios-X. A alta velocidade, vai aumentar a densidade, em comparação com a baixa velocidade quando se emprega a mesma dose de radiação. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)
- Colimadores: são dispositivos que limitam o feixe e levam à diminuição da densidade, pois reduzem a área de secção transversal do feixe de raios-X e assim diminuem uma parte da quantidade de radiação dispersa. A radiação dispersa aumenta o volume de tecido irradiado. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)
- Grelhas: a grelha é colocada entre o paciente e o filme, diminuindo a densidade do filme. Isto acontece porque a grelha pode absorver até 90% da dispersão ou radiação secundária e uma fracção significativa da radiação é absorvida. A grelha é utilizada para evitar a perda de qualidade radiográfica, absorvendo os raios dispersos, mas permitindo a passagem dos raios-X úteis para a formação da imagem. Deste modo a densidade necessária é produzida. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)

- Filtros: todo o material interposto entre o tubo de raios-X e o filme, reduz a densidade do filme, sendo os filtros um desses materiais. No entanto, os filtros são usados para proteger o paciente, pois remove os raios-X que não têm qualquer interesse para a formação da imagem, não havendo qualquer redução da densidade. A taxa de exposição para o paciente é reduzida. (Gray, Winkler, Stears, & Frank, 1983)

Nas últimas décadas uma mudança ocorreu a partir do princípio que dita que “a qualidade de imagem tão boa quanto possível” para “uma qualidade de imagem tão boa quanto necessário”, pois a dose de radiação nos pacientes deve ser tão baixa quanto possível, enquanto que, fornece uma qualidade de imagem adequada para permitir um diagnóstico exacto. Este princípio refere-se ao princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable). (Prokop, Neitzel, Venema, Uffman, & Prokop, 2008)

2.7 Classificação dos sistemas de aquisição digital

Hoje em dia, uma grande variedade de sistemas de aquisição de imagem digital para projecção está disponível no mercado. (Bacher, 2006)

Os detectores digitais permitem a implementação de um arquivo de imagens totalmente digitais e de comunicação, estando as imagens disponíveis a qualquer momento. (Köner, Weber, Wirth, Pfeifer, Reiser, & Treitl, 2007)

Faz parte da competência do Técnico de Radiologia estar familiarizado com os princípios físicos, critérios de qualidade de imagem e exposição à radiação. (Köner, Weber, Wirth, Pfeifer, Reiser, & Treitl, 2007)

A distribuição das imagens pode ser feita entre hospitais. (Köner, Weber, Wirth, Pfeifer, Reiser, & Treitl, 2007)

A imagem digital compreende quatro fases distintas: processamento, geração, arquivamento e apresentação da imagem. (Köner, Weber, Wirth, Pfeifer, Reiser, & Treitl, 2007)

No geral, os detectores digitais podem ser classificados em sistemas de leitura directa e indirecta. Os sistemas de leitura indirecta não contêm mecanismos de leitura integrada. A imagem digital é obtida após uma etapa de desenvolvimento da imagem latente adquirida no detector. Ecrãs de armazenamento de fósforo utilizado na CR podem ser classificados neste grupo. Aqui, a área do detector é dividida em pixéis durante o processo de leitura. (Bacher, 2006)

Por outro lado, em sistemas de leitura directa, a radiografia está disponível imediatamente após a exposição aos raios-X. Estes detectores consistem principalmente nos elementos pixel com leitura independente. (Bacher, 2006)

Dependendo do método de conversão de raios-X em sinal electrónico, os detectores de leitura directa podem ser posteriormente divididos em duas classes. (Bacher, 2006)

Os detectores de conversão directa têm um raio-X fotocondutor, tais como o selénio amorfo, que converte directamente fotões de raios-X numa carga eléctrica. Depois, o padrão de carga eléctrica é detectado por um mecanismo de leitura electrónica, tais como uma matriz de TFT, e a conversão analógico para o digital é feita de modo a produzir uma imagem digital. (Bacher, 2006)

Os detectores de conversão indirecta têm um processo de duas etapas para a detecção do raio-X. No último sistema, um cintilador é o material primário para a interacção dos raios-X em que a energia dos mesmos é convertida em luz visível, e que a luz é então convertida numa carga eléctrica por meio de fotodetectores, tais como matriz de díodos de silício amorfo ou CCD. Após a conversão analógico-digital, uma imagem digital é formada. (Bacher, 2006)

2.8 Radiologia Computadorizada

Em 1983 os laboratórios Fuji desenvolveram um sistema de imagem radiológica baseado na excitação pelos raios-X de uma camada termoluminescente e posterior leitura após excitação com um laser de infravermelho resultando na emissão de luz visível, contendo a informação radiológica, que é gravada num computador geralmente em formato DICOM. Esta modalidade foi inicialmente designada de «Photostimulable

phosphor computed radiography», mas também é referida como «Image Plate» (IP) e «Flat Pannel». (Lima, 2009)

Presentemente, esta filosofia de aquisição utilizando materiais termoluminescentes, que foi a primeira com aplicação prática em radiologia digital sem filme, é chamada de radiografia computadorizada (CR). (Lima, 2009)

Os sistemas CR são largamente usados em aplicações clinicas gerais, mamografia e radiografia móvel. (Lima, 2009)

A radiografia computadorizada é mais sensível que o sistema filme-ecrã intensificador. Gráficos de exposição em função da resposta (Figura 1) mostram a grande sensibilidade e a extensão da sua resposta, permitindo imagens comparáveis com as obtidas pela radiografia convencional, utilizando menores doses de radiação. (Lima, 2009)

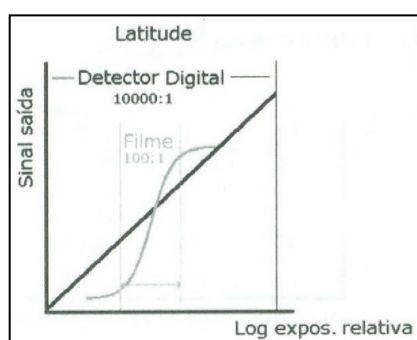


Figura 1: Gama dinâmica da radiografia computadorizada, filme-ecrã e tubo intensificador de imagem

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

A informação fornecida pela CR é proporcional à intensidade dos raios-X emergentes do paciente podendo ser quantificada e identificada em pontos do plano da imagem. (Lima, 2009)

Em traços gerais, o processo de utilização do prato de imagem inicia-se com a exposição aos raios-X que, simultaneamente com emissão de fótons que não foram absorvidos, leva à formação de uma imagem latente, resultante do preenchimento por electrões e lacunas de ratoeiras no material luminescente. (Lima, 2009)

A imagem latente é lida posteriormente, existindo o uso de um varrimento laser. A energia armazenada é então libertada sob a forma de fótons cuja energia total é proporcional à exposição local aos raios-X. O sinal luminescente é convertido em sinal eléctrico e digitalizado. (Lima, 2009)

O material utilizado no prato de imagem é uma camada de um halogenato duplo de bário, dopado com európio. (Lima, 2009)

A energia dos raios-X absorvidos por este semiconductor faz com que iões de európio sejam oxidados libertando assim electrões para a banda de condução do cristal. Alguns electrões ficam presos em níveis de impureza na banda proibida, que são estados de energia com vida muito longa. A posterior exposição à luz infravermelha, radiação térmica, liberta os electrões presos nas ratoeiras, que passam à banda de condução, emitindo radiação UV, sob a forma de luz termoluminescente. (Lima, 2009)

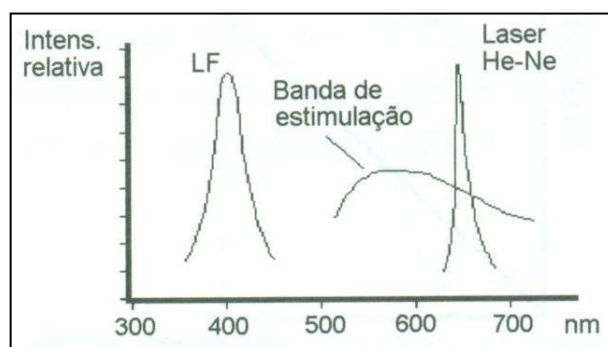


Figura 2: Largura de banda da estimulação

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

Uma propriedade decisiva neste processo é o facto da luz de luminescência, emitida por acção do I.V., ter intensidade proporcional à exposição inicial dos raios-X, no ponto em estudo. (Lima, 2009)

A luz de termoluminescência é detectada por um tubo fotomultiplicador, gerando um sinal eléctrico cuja amplitude é proporcional à intensidade dos raios-X e caracteriza a informação local. (Lima, 2009)

Após a leitura, o detector é preparado para nova utilização sendo sujeito a uma forte iluminação para libertar energia residual armazenada. (Lima, 2009)

O prato de imagem consiste em três camadas: uma camada protectora, uma camada de cristais e uma camada condutora que absorve a luz e evita eventuais acumulações de cargas eléctricas. (Lima, 2009)

Embora possua uma elevada latitude e resposta linear, esta tecnologia requer manuseamento semelhante ao filme-ecrã, visto que a imagem analógica inicialmente armazenada tem de ser convertida numa matriz digital por meio de um feixe laser de leitura, o que obriga a transferir o detector, como sucede no filme. (Lima, 2009)

Os sistemas de radiologia digital indirecta ou radiologia computadorizada (CR) englobam um número de diferentes tecnologias que estão a evoluir. Neste momento, a maioria dos sistemas de CR utilizam filmes de matrizes finas (TFT), vulgarmente conhecidas como matrizes de painel plano. (Radiology, 2007)

Recentemente, foram introduzidos sistemas baseados na tecnologia dos dispositivos acoplados de carga (CCD) para uso geral, usando quer digitalizadores, um único CCD ou fileiras de CCD's acoplados opticamente para uma área maior dos raios-X para conversores de luz. (Radiology, 2007)

As matrizes de TFT's são compostas por uma matriz de elementos de detectores discretos, onde cada um dos quais contém um transístor. Os transístores funcionam como portas, em que quando desligado, a carga eléctrica não pode fluir e quando ligado, pode fluir. (Radiology, 2007)

Durante uma exposição de raios-X, os portões estão desligados e a imagem é constituída sob a forma de carga eléctrica. (Radiology, 2007)

Num dispositivo indirecto, o conversor a laser de raios-X é semelhante ao usado no filme/ecrã, sendo colocado em contacto com a matriz de TFT. Cada constituinte da matriz de TFT contém um sensor de luz (fotodíodo) para converter a luz fluorescente em carga eléctrica armazenada. (Radiology, 2007)

Num dispositivo directo, uma camada de material é depositado directamente na matriz de TFT. Quando um fóton de raios-X é absorvido por este material fotocondutor, uma carga eléctrica é gerada e recolhida no constituinte da matriz de TFT. (Radiology, 2007)

2.9 Radiografia Digital Directa

As características dos detectores digitais devem corresponder a uma prestação no mínimo, equivalente às capacidades do filme-ecrã intensificador, em termos de resolução de contraste, resolução espacial e campo de visão. (Lima, 2009)

A possibilidade de serem utilizados novos detectores constituídos por elementos de detecção independentes e separados entre si, cria uma limitação imediata. Isto porque a a melhor resolução espacial deverá ser determinada pelas dimensões do elemento de detecção e espaçamento entre elementos. (Lima, 2009)

2.9.1 Detector de área de a-Se «Selenium plate»

Os sistemas de radiologia digital directa são baseados nas propriedades dos materiais fotocondutores, que são semicondutores que se comportam como isoladores no escuro mas que se tornam condutores quando iluminados, ou quando recebem raios-X. A energia electromagnética dos raios-X é cedida a este material, excitando electrões e lacunas até estados de energia na banda de condução. A energia dos fótons é assim convertida directamente em carga eléctrica, sem a necessidade de passar por uma conversão em fótons luminosos. Os electrões e lacunas produzidas, através da ausência de um campo eléctrico, vão recombinar-se, voltando assim à banda de valência. Através da acção de um campo eléctrico, as cargas vão mover-se no interior do fotocondutor e podem ser colectadas e dar informação sobre a intensidade e local de interacção dos raios-X. (Lima, 2009)

Os detectores de área de a-Se apresentam na sua composição dois eléctrodos, limitados por um meio fotocondutor (em geral uma camada de selénio amorfo) e por circuitos de transístores de filme fino de silício amorfo (TFT) ligados ao eléctrodo negativo. (Lima, 2009)

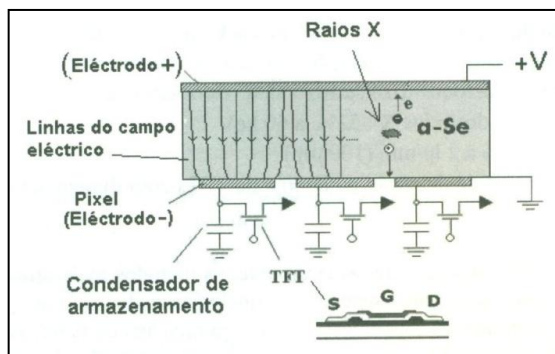


Figura 3: Esquema do detector de área de a-Se

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

A imagem de carga adquirida no selénio amorfo é lida directamente de forma digital pela matriz de transístores. Estes têm a capacidade de amplificar os sinais eléctricos locais, resultantes das cargas geradas pela ionização no semiconductor e transportadas até aos eléctrodos por acção da diferença de potencial aplicada. (Lima, 2009)

A captura directa da energia dos raios-X, origina uma resposta a ponto dos detectores digitais de conversão directa ser comparável à dos sistemas convencionais filme-ecrã e superior à radiologia digital e computadorizada. (Lima, 2009)

A composição dos sistemas com fotocondutor de selénio amorfo pode caracterizar-se por:

- Área do campo (máxima) – 43cm x 43cm;
- Espessura – 500 a 100 μm ;
- Campo eléctrico – 10 V/ μm ;
- Absorção dos raios-X – 52% a 60keV;
- MTF 75% a 2 lp/mm (100 μm);
- Elementos de detecção na lâmina de TFT's com dimensões da ordem do décimo de mm. (Lima, 2009)

2.9.2 Sistemas utilizando cintilador + CCD

Os CCD's apresentam características apropriadas para utilização em radiografia digital, pois apresenta possibilidades na resolução espacial e gama dinâmica (esta pela sua extensão e linearidade). (Lima, 2009)

Um CCD é um detector de silício composto por vários milhões de pixéis independentes. A superfície de silício do CCD é fotossensível: a luz visível interage com um pixel, os electrões são libertados e acumulam-se no pixel. Mais electrões são produzidos em pixéis que recebem maior intensidade de luz. (Bacher, 2006)

Os sistemas de radiografia baseados em CCD's usam um fósforo cintilante como um meio de absorção de raios-X. Depois, a luz visível é transmitida para os chips do CCD e uma imagem digital pode ser processada. (Bacher, 2006)

A principal desvantagem do CCD em relação à radiografia digital é o facto de eles serem fisicamente pequenos, o que é menor relativamente ao ambiente da área dos raios-X. Por causa disto, os sistemas radiográficos baseados nos CCD's devem incluir alguns meios de acoplamento óptico para reduzir o tamanho da imagem projectada de luz visível e transferir a imagem para o rosto de um ou mais CCD's. Alguns sistemas baseados em CCD's têm um intensificador de imagem, que reduz o campo de raios-X para o tamanho de um CCD. Outros sistemas são baseados num grupo de CCD's, cada um dos quais é acoplado a um cintilador por um cone de fibra óptica ou um sistema de lentes. (Bacher, 2006)

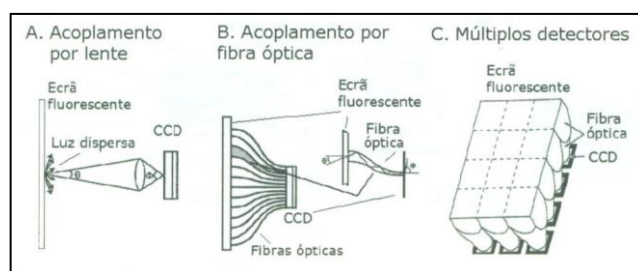


Figura 4: Um ecrã fluorescente converte energia dos raios-X em luz que é projectada sobre um CCD

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

Em geral, o acoplamento de lentes ópticas em CCD reduz substancialmente o número de fotões que atingem o mesmo. O acoplamento óptico com lentes pode introduzir distorções geométricas, dispersão óptica e reduzida resolução espacial. Por outro lado, as imperfeições em fibras ópticas podem introduzir artefactos sobre a imagem dos sistemas de CCD's com cones de fibra óptica. (Bacher, 2006)

Por causa dessas desvantagens, os CCD's são usados principalmente em áreas onde a desmagnificação pode ser minimizada. (Bacher, 2006)

Um sistema mais recente de detecção de área utiliza um ecrã cintilador e um conjunto de 12 CCD/colectores-redutores de fibra óptica, permitindo obter imagens da totalidade do seio numa exposição única e sem partes móveis. (Lima, 2009)

2.9.3 Sistemas utilizando cintilador + CMOS

Trata-se de um sistema semelhante aos CCD's. Estes podem ser usados como detectores de imagem radiológica se forem associados a ecrãs detectores de cintilação. Os sistemas de imagem CMOS são matrizes de fotodíodos endereçados, assim como os painéis de silício amorfo. Cada pixel apresenta o seu próprio amplificador, não necessitando de depender potência na movimentação da totalidade da carga, comparado com outros sistemas de detecção. (Lima, 2009)

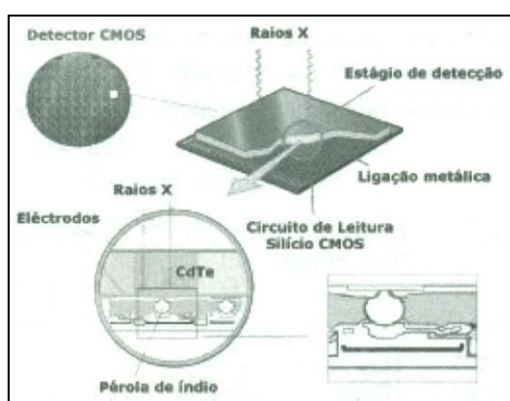


Figura 5: Detalhe de construção do CMOS

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

Os amplificadores são ligados e desligados por circuitos de controlo e temporizadores existentes no próprio chip. Com outras tecnologias de detectores, estas funções obrigavam à adição de circuitos adicionais separados, adjacentes ao sensor. De realçar, que apresentam resposta linear para exposições aos raios-X e apresentam uma gama dinâmica grande, permitindo assim, reduzir as sub e sobreexposições (reduzindo as repetições). Além disso, permitem com facilidade a integração de dados em arquivos digitais, bem como nos sistemas de processamento de imagem. (Lima, 2009)

2.9.4 Sistemas com camada cintiladora + TFT

Desenvolvimentos recentes na tecnologia tornaram possível uma nova geração de grande área, detectores de painel plano com um transístor de película fina (TFT) integrado e mecanismo de leitura directa. (Bacher, 2006)

Ao contrário dos detectores de CCD que necessitam de acoplamento óptico, os sistemas de painel plano são constituídos de tal forma que a colecção da carga do pixel e a leitura electrónica de cada pixel são imediatamente adjacentes ao local da interacção dos raios-X. (Bacher, 2006)

Dependendo da detecção dos raios-X, dois tipos de detectores de painel plano podem ser distinguidos. (Bacher, 2006)

O sinal digital pode ser gerado directamente, usando um fotocondutor, ou indirectamente, através de um cintilador e um fotodíodo de silício amorfo. (Bacher, 2006)

A conversão indirecta do detector do sistema TFT usa um circuito de fotodíodo de silício amorfo para a detecção da luz emitida pela camada do cintilador do detector. O último cintilador vai emitir luz visível proporcional à energia incidente dos raios-X. Os fótons de luz visível são então convertidos em carga eléctrica pela matriz do fotodíodo, e a carga colectada em cada fotodíodo é convertida em valores digitais usando a base de TFT de leitura electrónica. Os cintiladores usados em detectores de conversão indirecta podem ser estruturados ou não estruturados. (Bacher, 2006)

Os sistemas de conversão directa geralmente usam um fotocondutor de raios-X de selénio amorfo como a camada superior do TFT electrónico. (Bacher, 2006)

Antes da exposição, um campo eléctrico é aplicado através de um conjunto de eléctrodos na superfície superior do selénio. Como os raios-X são absorvidos no detector, os electrões são libertados dentro da camada de selénio. Devido ao campo eléctrico, as cargas eléctricas são retiradas directamente aos eléctrodos, eliminando o problema de dispersão de luz. (Bacher, 2006)

Assim, com este tipo de equipamento, há a garantia de uma elevada resolução espacial, elevado número de imagens (matrizes) adquiridas por segundo e boa transmissão da relação sinal ruído. (Lima, 2009)

Ao contrário do sistema CR, esses detectores permitem um processo de trabalho optimizado, devido à exibição de imagens instantâneas e à eliminação da utilização de cassetes. Além disso, o sistema de conversão indirecta pode ser usado para a exibição em tempo real. (Bacher, 2006)

2.9.5 Motivações para o uso da Radiografia Digital

Indicações para o uso da radiografia digital na prática clínica incluem, mas não estão limitados a:

- A faixa significativamente maior de intensidade dos raios-X que podem ser visualizados por receptores digitais em relação aos sistemas analógicos;
- Independência do contraste exibido a partir dos KvP's através do ajuste da definição do nível da janela a ser mostrado;
- Independência do brilho exibido a partir dos mAs através do ajuste da definição do nível da janela a ser mostrado;
- A disponibilidade de processamento de imagem e detecção assistida por computador (CAD) e algoritmos de diagnóstico para melhoria da imagem;
- A capacidade de transmitir electronicamente os dados para um meio de armazenamento adequado, a partir do qual pode ser recuperado por via electrónica para exibição e interpretação das imagens;

- A capacidade de transmitir dados para locais remotos, para consulta, exame ou interpretação formal. (Radiology, 2007)

Componentes do desempenho da radiografia digital de alta qualidade incluem, mas não estão limitados a:

- Desenvolvimento dos protocolos de imagem validados de um modo consistente, para a qualidade de imagem e dose de radiação poderem ser estabelecidas e mantidas entre salas;
- Utilização de compressão apropriada de dados de imagem de modo a facilitar a transmissão ou armazenamento, sem perda de informação clinicamente significativa;
- Arquivamento dos dados precisos de cada paciente por forma a poder ser recuperado em tempo útil;
- A capacidade de recuperar dados de exames de imagem anteriores disponíveis antes de ser exibido para a comparação com um estudo actual;
- A capacidade de aplicar o processamento de imagem para uma melhor visualização das informações adquiridas;
- Manutenção da confidencialidade do paciente;
- Minimização da ocorrência de má qualidade de imagem;
- Promoção da eficiência clínica e melhoria contínua da qualidade. (Radiology, 2007)

2.9.6 Vantagens e Desvantagens da Radiologia Digital

As limitações da radiografia convencional motivaram o surgimento de uma tecnologia que minimizasse essas restrições, no entanto, a maior limitação da radiologia digital está na impossibilidade de reproduzir tridimensionalmente objectos com bastante precisão. (Candeiro, Bringel, & Vale, 2009)

Alguns autores relatam que a radiografia digital oferece diversas vantagens em relação à radiografia convencional, tais como:

- Ausência de processamento químico, não havendo necessidade de instalações hidráulicas especiais numa câmara escura ou de soluções químicas para processamento radiográfico, sendo estes poluentes para o meio ambiente;
- Redução da dose de exposição dos pacientes aos raios-X, visto que o sistema digital requer entre 5% e 50% da dose necessária nas radiografias convencionais;
- Diminuição do tempo de atendimento;
- Redução do número de repetições;
- Eliminação do custo de filmes e de soluções processadoras;
- Obtenção de cópias de imagem sem a necessidade de novos processos radiográficos;
- Melhor interpretação de imagens;
- Capacidade de ajustes e melhoramentos das imagens, permitindo alterações de contraste e densidade;
- Facilidade de comunicação com outros profissionais;
- Possibilidade de exibição de imagens ao paciente, aumentando a confiança e a credibilidade no tratamento realizado. (Candeiro, Bringel, & Vale, 2009)

Embora esta tecnologia esteja em evolução, a radiologia digital ainda apresenta algumas limitações que são:

- Pequena perda da nitidez em relação ao filme convencional;
- O custo inicial e a manutenção do equipamento são muito altos, ficando ainda restrito aos grandes centros de diagnóstico por imagem;
- Os sensores do sistema CCD apresentam tamanho reduzido e volume acentuado, além de apresentar rigidez quando comparado ao filme radiográfico;
- A imagem digital impressa é de qualidade inferior à do monitor;
- Necessidade obrigatória de computador;
- Necessidade de grande capacidade de memória dos computadores;
- Necessidade de aprendizagem específica para os profissionais de saúde;
- Possibilidade de manipulação da imagem. (Candeiro, Bringel, & Vale, 2009)

2.10 Controlo Automático de Exposição

Os dispositivos de controlo automático de exposição podem apoiar o Técnico de Radiologia na produção de imagens radiográficas do paciente, apesar do tamanho ou presença da patologia. As vantagens deste dispositivo são inúmeras e incluem: número de repetição reduzida; redução da dose de exposição para o paciente e eficiência de área aumentada. O benefício mais importante é a reduzida repetição dos exames. Segundo Chesney, "as Pesquisas conduzidas numa larga escala tiraram conclusões que as exposições incorrectas foram a causa mais comum da repetição de exames radiográficos" (1994). (Oldnall, 1998)

Embora os cronómetros automáticos tenham o potencial de reduzir a quantidade de exames radiográficos, isto só pode ser realizado se o equipamento estiver a ser utilizado por um Técnico experiente. Embora seja chamado um dispositivo de exposição "automático", um Técnico deve ter bastantes conhecimentos sobre dispositivos de regulação de tempo automáticos de modo a produzir radiografias de alta qualidade. (Oldnall, 1998)

2.10.1 Métodos de terminar uma Exposição

Existem duas formas de terminar uma exposição radiográfica: de forma automática ou manual. Quando a exposição radiográfica é determinada manualmente, o Técnico estabelece o kVp, mA, e o tempo. Depois do tempo predeterminado passar, a exposição termina. Se o equipamento estiver a funcionar correctamente e a técnica utilizada for a ideal para a espessura do paciente, obtém-se uma radiografia correctamente exposta. (Oldnall, 1998)

Quando um dispositivo CAE é usado para terminar uma exposição, o técnico estabelece o kVp e mA, mas o tempo da exposição é automaticamente determinado pelo aparelho. O dispositivo CAE diferencia-se de um cronómetro manual, pois este não pára a exposição até que o filme tenha conseguido uma densidade apropriada. Diferenciam-se de cronómetros manuais, que simplesmente param a exposição depois do tempo pré-ajustado ter terminado. (Oldnall, 1998)

Um benefício principal do dispositivo CAE é a sua capacidade de obter radiografias correctamente expostas, até na presença de patologia. Enquanto que os dispositivos manuais terminam a exposição no tempo pré-ajustado, apesar da patologia ou da densidade do filme, ser ou não correcta. (Oldnall, 1998)

2.10.2 Física do controlo automático de exposição e Instrumentação

2.10.2.1 Tipos de controlos automáticos de exposição

O tipo mais comum de dispositivos CAE utilizados no equipamento actual de radiologia é a câmara de ionização. (Oldnall, 1998)

Mesmo embora a câmara de ionização e o fotocronómetro funcionem de forma diferente, ambos têm a mesma função: converter a radiação num sinal eléctrico, que será usado para parar automaticamente a exposição, quando o filme atingir a densidade óptima necessária. (Oldnall, 1998)

2.10.3 O cronómetro de ionização

O cronómetro de ionização utiliza uma câmara de ionização, um condensador, e um comutador de exposição que termina automaticamente a exposição depois do filme conseguir a densidade predeterminada. (Oldnall, 1998)

A câmara de ionização é um dispositivo de detecção de radiação que produz uma pequena corrente eléctrica quando a radiação embate nesta. Dentro da câmara estão duas placas de condução que são separadas por ar. Quando a radiação bate na câmara, o ar dentro desta é ionizado e os electrões migram em direcção às placas, produzindo uma pequena corrente eléctrica. Esta corrente eléctrica é usada para carregar um condensador. (Oldnall, 1998)

Quando o condensador (dispositivo de armazenamento electrónico) consegue uma carga predeterminada, a exposição radiográfica termina. (Oldnall, 1998)

2.10.4 Selecção do detector

A selecção correcta do detector, leva a um bom funcionamento dos dispositivos do CAE. Os controlos automáticos podem ter um a cinco detectores nos seus circuitos, mas

a maior parte apresenta três detectores no potter de exame. Como existem três, a pergunta muitas vezes surge, "Que detector devo usar?" (Oldnall, 1998)

Aqui estão algumas linhas gerais a seguir para determinar a selecção de detector:

- A selecção de detectores para um raio-X de tórax é mais desafiante porque vários factores influenciam esta decisão. A preferência do Técnico de Radiologia, a patologia, e a intervenção cirúrgica desempenham o papel mais importante na escolha do detector a usar.
- Quando os pulmões são a área de interesse, ambas as câmaras exteriores podem ser seleccionadas. O uso de ambas as câmaras exteriores numa radiografia de tórax PA, resulta numa radiografia ligeiramente mais escura, pois a câmara esquerda absorve mais radiação devido à absorção pelo coração. (Oldnall, 1998)

2.10.5 Selecção da densidade

Com o correcto posicionamento do paciente e conhecimento da selecção do detector, o Técnico de Radiologia deve entender a função do seleccionador de densidade para utilizar o CAE. (Oldnall, 1998)

Quando o cronómetro automático é instalado, o condensador no circuito é estabelecido para terminar a exposição quando adquire uma carga específica. Enquanto o condensador está a carregar, o tubo de raios-X está a produzir radiação. A carga exacta no condensador que termina a exposição é determinada por estudos em fantomas conduzidos pelo engenheiro de serviço e o Técnico de Radiologia. (Oldnall, 1998)

O maior culpado da densidade do filme radiográfico ser insuficiente, usando o CAE, é o posicionamento incorrecto do paciente. Como mencionado anteriormente, se a estrutura a estudar não for propriamente posicionada no detector, o filme não terá uma densidade correcta. O controlo de densidade não pode ser culpado da densidade inadequada do filme se o paciente não for correctamente posicionado. (Oldnall, 1998)

O mau colimador pode ser outra causa para obter radiografias inadequadamente expostas usando o CAE, pelo que os detectores não podem dizer a diferença entre a radiação primária que vem do paciente e a radiação disseminada. Por isso, se grande

quantidade da radiação dispersa estiver a ser produzida, será procurada pelo (s) detector (es), resultando numa radiografia que apresenta densidade insuficiente. (Oldnall, 1998)

2.10.6 Modificar as definições de densidade

Quando uma radiografia tem de ser repetida por causa da densidade imprópria, e não devido ao erro do profissional, como o posicionamento incorrecto ou colimação imprópria, o comutador de densidade deve ser usado para modificar a densidade. Basicamente, quando o comutador (“interruptor”) de seleccionador de densidade é modificado, a resistência no circuito de cronómetro também é modificada. O aumento do seleccionador de densidade usando 1 ou 2 aumentos de resistência no circuito, faz com que o condensador leve mais tempo para ser carregado a um nível predeterminado. Assim, desde que ele leve mais tempo para carregar o condensador, a radiografia terá maior densidade. (Oldnall, 1998)

Neste ponto, seria benéfico rever como as características de kVp, mA e tempo se modificam usando o CAE, em comparação com a regulação de tempo manual. Isto assistirá na compreensão de como fazer correcções de radiografias impropriamente expostas obtidas usando dispositivos de CAE. (Oldnall, 1998)

- Como com a regulação de tempo manual, o kVp ainda controla o contraste usando os dispositivos CAE. Contudo, a prática realmente existe onde os Técnicos aumentam o kVp para aumentar a densidade quando um filme exposto insuficientemente é obtido. Isto é uma solução incorrecta para o problema desde que o kVp controla o contraste. Um filme de repetição tomado com mais alto kVp pode parecer mais escuro do que o original, no entanto, há contraste reduzido do filme. (Oldnall, 1998)

O aumento do kVp para produzir um filme mais escuro, deve ser evitado porque a modificação resultante na escala do contraste, pode afectar a interpretação da radiografia. (Oldnall, 1998)

- Durante o uso do dispositivo CAE, a função do mA controla modificações de uma forma inesperada. Usando um cronómetro automático, o controlo de mA

agora influência no tempo da exposição. A selecção de mA controla ainda a quantidade de radiação produzida, contudo, usando o CAE o que há que lembrar é o comprimento da exposição que é determinado para carregar o condensador até um nível específico. Por isso, usando dispositivos CAE, a miliamperagem influencia o tempo de exposição porque, quando mA mais altos são seleccionados, ao mesmo tempo existirá mais dose de radiação. Quanto mais radiação estiver presente, o condensador é acusado mais rapidamente, resultando numa exposição mais curta. (Oldnall, 1998)

- O controlo do cronómetro fica inoperável usando o dispositivo CAE. Isto faz sentido, pois o objectivo principal do CAE é terminar a exposição automaticamente. Certos fabricantes projectam o seu equipamento para que quando o CAE for seleccionado, fique o controlo do cronómetro de reserva. (Oldnall, 1998)

Usando o dispositivo CAE, as modificações de densidade só devem ser feitas usando o seleccionador de densidade. (Oldnall, 1998)

O seleccionador de densidade permite que o Técnico aumente ou diminua a densidade em incrementos predeterminados. Isto é uma boa ideia para saber como cada passo da densidade afecta a densidade radiográfica, por isso as previsões lógicas podem ser feitas na altura em que deveria ser necessária realizar uma repetição. A maior parte do equipamento radiográfico é calibrado para que +1 corresponda a um aumento de 25% na densidade da colocação de "N" e +2 corresponda a um aumento de 50 %. O -1 corresponde à redução de 25 % na densidade em comparação com a colocação de "N", enquanto o -2 corresponde a uma redução de 50 %. (Oldnall, 1998)

2.10.7 Tempo de resposta mínimo

Ocasionalmente, o Técnico pode obter um filme sobreexposto na colocação de -2 de densidade. Mesmo que o Técnico posicione correctamente o paciente e colime, há tempos em que a radiografia pode apresentar-se demasiado escura. Esta situação deve-se a uma propriedade dos cronómetros automáticos conhecidos como tempo de resposta mínimo. (Oldnall, 1998)

Depois do condensador no circuito do cronómetro automático ser carregado ao nível predeterminado, um sinal é enviado para terminar a exposição. Infelizmente, a exposição não é terminada instantaneamente. Em qualquer lugar de três para trinta milissegundos pode passar antes que toda a electrónica e as alternativas parem a exposição. Este tempo "de atraso" menciona-se como Tempo de Resposta Mínimo (MRT). O MRT coloca um problema ao Técnico de Radiologia que é quando o MRT é mais longo do que o tempo necessário para a exposição. Em situações onde o MRT é mais longo do que o tempo de exposição necessário, a radiografia será demasiado escura apesar da colocação de densidade. Um exemplo ajudará a clarificar este conceito: O tempo de resposta mínimo de um equipamento é de 5 milissegundos. Uma mulher idosa com enfisema necessita de um raio-X ao tórax. Em consequência da sua condição, o raio-X de tórax da mulher só necessitará de uma exposição de 2 milissegundos. Embora o tempo necessário da exposição seja só 2 milissegundos, o tempo de exposição real será 5 milissegundos porque o equipamento toma um mínimo de 5 milissegundos para terminar uma exposição. Por isso, a radiografia será escura usando o "N", "-1" ou "-2", pois o equipamento não pode interromper nos dois milissegundos. (Oldnall, 1998)

Os problemas com o MRT são mais comuns no equipamento antigo. O novo equipamento não apresenta problemas com o MRT, pelo menos com a frequência que o antigo equipamento apresentava. Os avanços da tecnologia reduziram o MRT até 1 milissegundo. (Oldnall, 1998)

Soluções

Os problemas associados com o MRT longo podem ser resolvidos pelo uso da colocação de mA mais baixos, reduzindo o kVp, ou simplesmente pela utilização de regulação de tempo manual. O uso da diminuição de mA é o método preferencial para corrigir problemas relacionados com o MRT. (Oldnall, 1998)

Aplicando a redução do mA, o tempo necessário de exposição deve ser aumentado (menos radiação está presente, por isso, a exposição é mais longa). O objectivo deve ser fazer com que o tempo de exposição presente seja mais longo do que o MRT do equipamento. Fazendo o tempo de exposição mais longo do que o MRT, o cronómetro

automático pode terminar a exposição no tempo próprio que resultará num filme com a densidade correcta. (Oldnall, 1998)

Se o mA não puder ser seleccionado usando o dispositivo CAE, o kVp pode ser baixo, o que levará a um tempo de exposição aumentado. Diminuir as definições de kVp resulta na produção de raios-X reduzidos, por isso ele demora mais tempo para carregar o condensador e apropriar-se do nível que resulta numa exposição mais longa. Contudo, há que ter cuidado usando kVp para modificar o tempo de exposição por causa do contraste, pois este irá ficar afectado. (Oldnall, 1998)

Concluindo, o Técnico de Radiologia deve considerar um modo definido de resolver problemas associados com o MRT do cronómetro automático e deve usar a regulação de tempo manual. (Oldnall, 1998)

2.10.8 O cronómetro de reserva

Uma outra característica que se deve ter em atenção quando se discute os dispositivos de CAE é o cronómetro de reserva. Para minimizar erros que levam a radiografias de repetição, o Técnico deve ser totalmente consciente do objectivo e a operação do cronómetro de reserva. (Oldnall, 1998)

O cronómetro de reserva é um dispositivo de segurança que impede o paciente de receber uma dose excessiva de radiação, se o cronómetro automático falhar devido a erros mecânico ou do operador. (Oldnall, 1998)

O cronómetro de reserva termina automaticamente uma exposição fotodeterminada se ele exceder os 600mAs. Algumas unidades radiográficas permitem que o operador estabeleça o tempo de reserva, enquanto os outros são fixos em 600 mAs. Se o equipamento de radiografia permitir que o tempo de reserva seja ajustado, uma boa regra a seguir é estabelecer o cronómetro de reserva duas a três vezes mais do que os mAs previstos da exposição. (Oldnall, 1998)

2.10.8.1 Razões para que o cronómetro de reserva seja activado

São várias as razões para que o cronómetro de reserva possa ser activado e a exposição terminada. Os pacientes excessivamente grandes ou as condições patológicas podem activar o cronómetro de reserva. No entanto, a principal razão para o cronómetro de reserva ser activado durante uma exposição, é a falta de concentração do Técnico de Radiologia. (Oldnall, 1998)

Neste ponto, será útil rever os erros mais comuns que fazem com que o cronómetro de reserva seja activado:

- **Seleção incorrecta do detector:** Se um paciente estiver a ser radiografado na mesa e os detectores de tórax forem seleccionados de forma incorrecta, o filme será demasiado escuro e o cronómetro de reserva será activado. Isto ocorre porque os detectores seleccionados não receberam nenhuma radiação, sendo a exposição prolongada até que seja terminada pelo cronómetro de reserva. Com este acontecimento, o paciente será exposto pelo raio primário muito mais tempo do que o necessário. (Oldnall, 1998)
- **Seleção incorrecta do tubo:** Se uma sala de procedimento tiver dois tubos de raios-X e o tubo por cima do potter não for aquele que tem energia, a exposição continuará até que seja terminado pelo cronómetro de reserva. Isto é explicado pelo facto de o tubo por cima do detector seleccionado não estar a produzir nenhuma radiação, logo a exposição continuaria indefinidamente se não fosse terminado pelo cronómetro de reserva. (Oldnall, 1998)
- **Alinhamento Tubo/Potter incorrecto:** Se o tubo de raios-X não for centrado ao potter, o cronómetro de reserva pode ser activado. Se os detectores forem localizados ao centro com o tubo de raios-X, o feixe irá incidir de forma correcta, mas caso não haja centragem do tubo de raios-X com o potter, a radiação não vai incidir no detector e como consequência não será detectada nenhuma radiação. Por isso, a exposição continuará mais do que o necessário. (Oldnall, 1998)
- **Colocação incorrecta do cronómetro de reserva:** Se o cronómetro de reserva for estabelecido de forma incorrecta, este terminará a exposição de forma

prematura, resultando numa radiografia subexposta. Isto acontece com maior frequência se o exame prévio utilizar um tempo manual muito curto e o cronómetro de reserva não for estabelecido antes de a exposição ser feita. (Oldnall, 1998)

2.11 As DECISÕES do Técnico de Radiologia

Usando um dispositivo de controlo automático de exposição, há muitas decisões importantes que um Técnico de Radiologia deve ter para assegurar que um filme diagnóstico seja obtido. Os dois pontos mais importantes nessa decisão são o posicionamento do paciente e a selecção do detector adequado. A Câmara de ionização ou Fotocronómetro são conhecidos como detectores, que acumula a radiação que vem do paciente e converte-a num sinal eléctrico. Para que a imagem se apresente com densidade correcta, o detector deve ter como referência a radiação que vem directamente da área em estudo. Se o detector tiver como referência outra área do corpo humano, o filme não terá a densidade própria. Isto explica o porquê do posicionamento correcto ser tão importante quando são usados dispositivos de CAE, pois o posicionamento incorrecto levará a um filme com a densidade incorrecta. (Oldnall, 1998)

O desenvolvimento do controlo automático de exposição trouxe com ele a possibilidade de reduzir o número de repetição de exames e aumentar a produtividade. No entanto, isto só é possível com um Técnico de Radiologia que entenda totalmente todos dos passos que são necessários para produzir um óptimo exame de diagnóstico usando o CAE. Os Técnicos que não têm um conhecimento alargado sobre o CAE, podem deparar-se com uma elevada taxa de repetição de exames. (Oldnall, 1998)

Passos necessários para a utilização do CAE com êxito:

- A realização de qualquer cronómetro automático é dependente do conhecimento e capacidade do Técnico de Radiologia;
- O posicionamento é crucial na utilização do CAE;
- Escolha correcta dos detectores que vão ao encontro da zona que se pretende estudar;

- Colimação eficaz da zona que se pretende estudar;
- O cronómetro de reserva é uma característica de segurança e deve ser estabelecido aproximadamente 2-3x mais do que o mAs previsto da exposição;
- As modificações de densidade só devem ser feitas modificando o seleccionador de densidade;
- Usando o CAE, as modificações do kVp só devem ser feitas para fazer variar o contraste;
- Para reduzir a densidade de filmes escuros devido a tempos de resposta mínimos, deve ser reduzido o mA;
- Se usado propriamente, os cronómetros automáticos podem reduzir de forma substancial a repetição de exames e aumentar a eficiência do departamento de Radiologia. (Oldnall, 1998)

Capítulo II: Metodologia

3.1 Tipo de Estudo

O tipo de estudo pretende especificar o que foi realizado durante o processo de investigação, e que no fim vai permitir obter respostas às questões colocadas anteriormente. Este visa ainda descrever as variáveis em estudo e a relação entre elas. (Fortin, 1999)

Tendo em conta o tema da investigação, verificar se o controlo automático de exposição nos equipamentos digitais directos proporcionam menor dose ao paciente, na radiografia de Tórax, é essencial reflectir sobre o método de estudo a adoptar.

Assim, após alguma pesquisa verificámos que o paradigma de estudo quantitativo, seria a forma mais adequada de abordar o nosso estudo, pois permite a utilização de instrumentos que posteriormente podem ser avaliados estatisticamente (tabelas e gráficos), a fim de possibilitar a visualização das mudanças produzidas nas variáveis em estudo. A análise quantitativa tem como base a recolha de dados observáveis e quantificáveis, baseado na observação de factos objectivos que ocorrem num determinado local. Os dados recolhidos devem ser o mais homogéneo possível. Este método permite ainda que haja uma generalização dos resultados após a sua análise. (Fortin, 2006)

A selecção deste método quantificável, tem como finalidade alertar os Técnicos de Radiologia para a excessiva dose utilizada num exame de Tórax, existindo a possibilidade de controlar e generalizar os resultados. Assim, esta abordagem reflecte um processo complexo, que conduz a resultados que devem conter o mínimo erro.

Este estudo será realizado através da observação directa, dos procedimentos efectuados durante o exame radiográfico de Tórax, a fim de retirar a informação relativamente à amostra (paciente) e às condições técnicas utilizadas para obter aquele mesmo exame. Após a recolha dos dados procede-se ao tratamento estatístico.

Este estudo pode ainda ser classificado como descritivo-correlacional, pois estuda a co-variância entre variáveis e a relação entre elas, ou seja, pretende estudar a variação da Dose na Radiografia de Tórax em diferentes Hospitais. Este estudo permite estudar em

simultâneo várias variáveis, com o intuito de analisar as suas relações mútuas e descreve-las. (Fortin, 1999)

Este é um estudo Indutivo, permitindo a generalização de uma amostra, a partir de situações vividas na realidade. Ao empregar este método indutivo, o investigador recolhe dados numa situação real e de seguida enuncia proposições e explica o que foi observado. Com base nestas afirmações, podemos concluir que neste caso específico, vamos partir de uma amostra restrita com características comuns, para estudar a generalidade. Esta amostra tem de ser suficiente para que se possam tirar conclusões. (Fortin, 2006)

3.2 População e Amostra

População

É considerada população, um grupo de elementos que tenham as mesmas características, definidas por um conjunto de critérios. (Fortin, 1999) Assim, é o investigador que define a população, caracteriza-a, estabelece critérios de selecção para o estudo, e determina o seu tamanho.

Neste estudo definimos como população todos os indivíduos que se dirigem aos Hospitais onde foi realizado o estudo, a fim de realizarem uma radiografia ao Tórax.

Amostra

A amostra é um subconjunto de uma população ou de um grupo de indivíduos, que foram convidados a participar neste estudo.

A amostra pode ser designada de amostra probabilística, pois esta assegura com precisão as suas características, reduzindo assim o erro amostral. O investigador a partir de uma amostra consegue extrapolar a informação para uma população. Dentro da amostra probabilística, este estudo distingue-se como sendo uma amostra aleatória estratificada, pois esta é seleccionada a partir de certas características precisas, como idade, sexo, peso, altura, etc. (Fortin, 1999)

No entanto, esta amostra caracteriza-se também por ser do tipo não probabilística accidental, pois esta é formada por indivíduos que são facilmente acessíveis e estão presentes num determinado local. Os indivíduos são incluídos na amostra à medida que se dirigem aos Hospitais em estudo, e até a amostra atingir o tamanho desejado. (Fortin, 1999)

Assim, na amostra deste estudo de investigação foram seleccionados parte dos indivíduos que realizaram radiografia de Tórax nos diferentes Hospitais. A amostra considerada foi de 50 indivíduos para cada Hospital (Hospital de Santa Maria, Hospital de Cascais, Hospital Curry Cabral), sendo que destes indivíduos foram seleccionados os que continham um peso de 70 (+/-10) kg e uma altura de 170 (+/-10) cm. Estas

Instituições Hospitalares foram por nós seleccionadas, devido ao facto da acessibilidade ser mais facilitadora na recolha dos respectivos dados.

3.3 Variáveis em Estudo

Neste estudo foram definidos dois tipos diferentes de variáveis, sendo estas dependentes e independentes.

A variável dependente é a que sofre o efeito esperado da variável independente. (Fortin, 1999) Assim, a variável dependente seleccionada pelos investigadores neste estudo, foi:

- Dose de Radiação à entrada na pele.

A variável independente é aquela que é manipulada pelo investigador num estudo experimental a fim de medir o seu efeito na variável dependente. (Fortin, 1999) Assim, as variáveis independentes seleccionadas para a realização deste estudo, foram:

- Género masculino ou feminino;
- Peso de 70 (+/- 10) Kg;
- Altura de 170 (+/- 10) cm.

3.4 Instrumento de Recolha de Dados

O processo de recolha de dados consiste na obtenção da informação desejada junto dos indivíduos que constituem a amostra, utilizando instrumentos (tabelas de dados) para esse fim. (Fortin, 1999)

Para uma correcta recolha dos dados, foi necessário definir quais os que queríamos recolher, de modo a alcançar respostas às nossas hipóteses. Esta recolha de dados foi realizada através de um instrumento de medida, pelo que antes da sua utilização, o investigador deve verificar se a informação que quer recolher, é a que é necessária para responder aos objectivos da sua investigação. (Fortin, 1999)

Os instrumentos de medida seleccionados para este estudo foram o método observacional e a tabela de dados por nós elaborada, tendo como objectivo recolher informação relativa às variáveis independentes e posteriormente relacioná-las com a dose à entrada na pele. Estes dados recolhidos foram posteriormente analisados e elaboradas conclusões representativas da amostra como um todo.

Método Observacional

“Observar é olhar atento.”

Relativamente ao método observacional, permanecemos nas salas de Radiologia Convencional, onde visualizámos os indivíduos com características ideais para o nosso estudo (com 70 (+/-10) Kg e 170 (+/-10) cm). De seguida, foram preenchidas as tabelas de observação com os dados recolhidos destes mesmos indivíduos (género, peso, altura). Estes dados foram posteriormente relacionados com factores retirados do equipamento (Kv, mAs, DAP), com o intuito de se estabelecer um cruzamento entre estes para se obterem conclusões.

Tabelas de Recolha de Dados



Hospital de Santa Maria – Exame Tórax

Sexo	Peso	Altura	kVp	mAs	Dose ($dGycm^2$)	Câmara Ionização
						<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
						<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
						<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
						<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>

Tabela 1: Modelo de tabela de recolha de dados Hospital de Santa Maria



Hospital de Cascais – Exame Tórax

Sexo	Peso	Altura	kVp	mAs	Dose ($\mu Gycm^2$)	Câmara Ionização
						<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
						<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
						<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
						<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>

Tabela 2: Modelo de tabela de recolha de dados Hospital de Cascais



Hospital de Curry Cabral- Exame Tórax

Sexo	Peso	Altura	kVp	mAs	Dose (mGy)

Tabela 3: Modelo de tabela de recolha de dados Hospital Curry Cabral

Em anexo, segue as Tabelas originais devidamente preenchidas. (ANEXO I)

3.5 Método de Análise de Dados

Os dados são analisados de acordo com o tipo de objecto em estudo, e interpretados pelo investigador (Fortin, 1999)

O tratamento dos dados recolhidos teve como objectivo principal avaliar a quantidade de dose à entrada na pele (ESD), no exame radiográfico ao Tórax.

Os dados foram recolhidos através de um instrumento de recolha de dados e submetidos a análise estatística, utilizando um programa de estatística PAWS® versão 18 (antigo SPSS) (programa mais adequado no cruzamento dos dados), com vista a serem apresentados em gráficos e tabelas. Para esta análise recorreu-se à estatística descritiva, pois segundo Fortin, a análise dos dados de qualquer estudo que comporte valores numéricos começa pela utilização de estatísticas descritivas que permitem descrever as características da amostra na qual os dados foram recolhidos e descrever valores obtidos pela medida das variáveis. (Fortin, 1999)

3.6 Medição do Produto Dose*Área (DAP)

Os parâmetros essenciais que influenciam a velocidade de dose no paciente são: a tensão aceleradora, a corrente no tubo e a filtragem efectiva, cujo efeito conjunto é traduzido pela velocidade de Kerma (mGy/min). Se multiplicarmos a grandeza anterior pelo tempo do disparo (min) é o Kerma (mGy) que traduz o conjunto das variáveis. Se multiplicarmos ainda pela área do campo (m²), obtemos o produto dose*área (mGy m²). (Lima, 2009)

Em relação ao equipamento de Radiologia Digital Directo, a dose recolhida no próprio equipamento foi o produto dose*área (DAP). Assim, numa primeira fase teve de se realizar várias conversões matemáticas, uma vez que as unidades dos dados recolhidos (μGym^2 e $d\text{Gycm}^2$), não correspondiam às unidades utilizadas nas fórmulas matemáticas ($m\text{Gycm}^2$).

Este produto permite conhecer a dose total recebida por um paciente num estudo particular. A medição do produto dose*área é efectuada utilizando uma câmara de ionização plana de compartimento único, com dimensões tais que abranjam toda a área do feixe e a uma distância próxima do colimador, para evitar radiação dispersa proveniente do paciente. A área do feixe a atravessar a câmara e a dose são proporcionais respectivamente ao quadrado da distância ao foco e ao inverso deste quadrado. A carga eléctrica total produzida por ionização na câmara é proporcional à dose de raios-X, pelo que o produto dose*área não depende da posição em que se encontra a câmara de ionização. (Lima, 2009)

O produto dose*área permite obter uma indicação da dose total para todos os exames, permitindo estabelecer comparações entre exposições para diferentes pacientes e técnicas, ou obter valores absolutos aproximados, após calibrações com fantomas. (Lima, 2009)

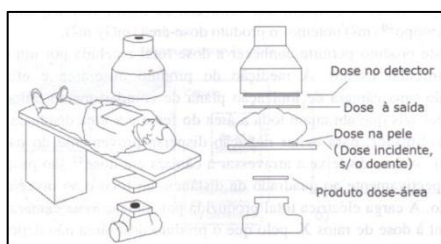


Figura 6: Medição do produto dose*área

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

3.7 Cálculo da Dose à Entrada na Pele na Radiologia Digital Directa

Após as conversões dos dados obtidos, foi necessário aplicar várias fórmulas, a fim de calcular a dose à entrada na pele (dose utilizada no nosso estudo para comparação entre os Hospitais). Para a obtenção deste valor foi necessário multiplicar o Kerma no ar pelo factor de retroespalhamento ou retrodifusão (BSF - Backscatter Factors).

De seguida estão descritas as fórmulas utilizadas:

➤ **Lei do Inverso do Quadrado**

Supondo que há conservação da energia do feixe cónico de raios-X proveniente de um foco pontual, é possível obter a relação entre as exposições para as diferentes distâncias, onde se irão situar o objecto e o filme. (Lima, 2009)

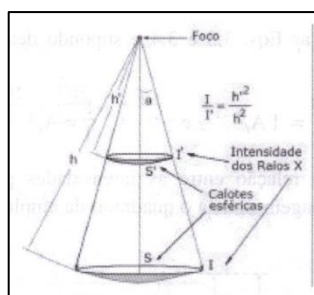


Figura 7: Variação da intensidade com o inverso do quadrado da distância (supondo que não há atenuação do feixe)

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

Para o cálculo da área irradiada num equipamento de Radiologia Digital Directo é necessário recorrer a esta fórmula:

$$\frac{A_1}{A_2} = \frac{d_1^2}{d_2^2}$$

Em que A_1 é a área do paciente a ser irradiada, A_2 é a área do detector (43x43 na radiografia digital directa e 35x43 na radiografia digital indirecta), d_1^2 é a distância da ampola ao paciente e d_2^2 é a distância da ampola ao detector. De salientar que a distância da ampola ao paciente para este estudo foi de 160 cm, considerando uma espessura padrão para o paciente de 20 cm, pois segundo Miller o diâmetro equivalente de um homem de referência é de aproximadamente 22,9cm. (Miller, Kwon, & Bonavia, 2009). Já a distância da ampola ao detector foi considerada 180 cm, visto ser a distância padrão para a realização de um exame de tórax.

Então, a intensidade do feixe de raios-X varia inversamente com o quadrado da distância – lei do inverso do quadrado da distância. (Lima, 2009)

➤ Kerma

Kerma (Kinetic energy released per unit of mass) caracteriza a transferência para o meio da energia cinética de electrões secundários, produzidos nas vizinhanças de um ponto P. (Lima, 2009)

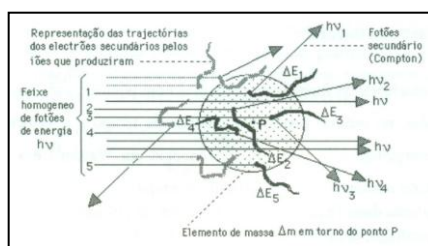


Figura 8: Definição de Kerma

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

Nesta figura, os fótons incidentes, numerados de 1 a 4, originaram interações de Compton em Δm enquanto o fóton 5 produziu aí efeito fotoelétrico. (Lima, 2009)

Kerma é a energia total transferida para o meio, por unidade de massa, nas vizinhanças do ponto P. (Lima, 2009)

A energia total transferida é também, a soma das energias cinéticas iniciais de todos os electrões secundários produzidos em Δm devido à acção dos fótons. (Lima, 2009)

Kerma é directamente proporcional à energia do feixe incidente, depende da energia dos fótons e do material irradiado. Kerma não é referida à unidade de tempo, não tendo pois as dimensões de potência mas de energia. (Lima, 2009)

O cálculo de Kerma é feito através da seguinte equação:

$$Kerma\ Air = \frac{DAP}{A_1}$$

Em que o DAP é o produto dose*área (parâmetro recolhido no equipamento de radiologia digital directo) e o A_1 é a área irradiada.

➤ **Retrodifusão (Backscatering)**

Quando existe radiação retrodifundida, a dose à superfície pode aumentar consideravelmente, devido aos fótons difundidos com ângulos próximos dos 180°. (Lima, 2009)

Também aqui interessa considerar um factor de retrodifusão, BSF, o qual representa a relação entre a dose absorvida com absorvente (D_2) e sem absorvente (D_1). (Lima, 2009)

$$BSF = \frac{D_2}{D_1}$$

Este factor é importante quando não são acessíveis os dois lados do absorvente, ou quando se pretende saber a dose à superfície ou em interfaces. (Lima, 2009)

Segundo as Guidelines Europeias, o factor de retrodifusão para estes estudos é de 1,35. (Commission, 1996)

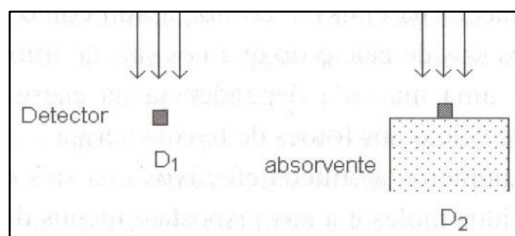


Figura 9: Dose absorvida com e sem absorvente

Fonte: Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.

3.8 Cálculo da Dose à Entrada na Pele na Radiologia Digital Indirecta

Relativamente ao equipamento de radiologia digital indirecto, a partir deste não conseguimos obter a dose à entrada na pele, pelo que a recolha dos parâmetros neste equipamento, restringiu-se ao Kvp e ao mAs. Para obter a dose à entrada na pele é necessário recorrer à aplicação de um simulador (PCXMC).

➤ Simulador para obtenção da Dose (PCXMC)

O PCXMC é um programa de Monte Carlo que se destina a ser usado para o cálculo de doses nos pacientes em exames de raios-X.

O cálculo da dose num novo exame, com as alterações da idade do paciente, tamanho do paciente ou geometria do exame, envolve três etapas: definir condições do exame, realizar a simulação de Monte Carlo, calcular as doses de órgãos para um determinado espectro de raios-X e a dose de entrada do paciente.

A partir deste simulador, onde foram inseridos a altura e peso do paciente, a distância foco-filme, a área do IP (Radiologia Digital Indirecta, onde foram utilizados IP's para adquirir radiografia), e foi seleccionada a zona de estudo, foi obtido um fantoma e de seguida prosseguiu-se com a simulação, onde obtivemos a dose do Kerma no ar. Posteriormente, para calcularmos a dose à entrada na pele ao valor conseguido multiplicámos pelo factor de retrodifusão (BSF).

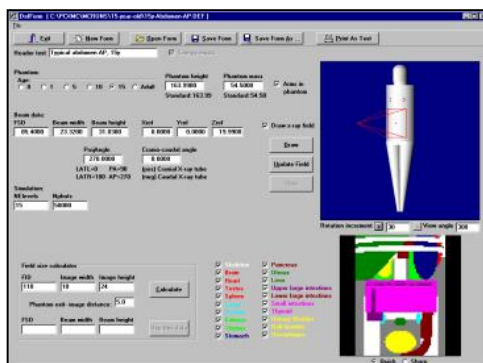


Figura 10: Simulador PCXMC

3.9 Análise estatística

Para comparar os valores médios na dose de radiação à entrada na pele, por Hospital, recorreremos ao uso de testes estatísticos paramétricos (teste T e teste Levene). Utilizámos ainda testes de normalidade (testes KS) para verificar se a nossa variável em estudo (dose de radiação por Hospital) seguia uma distribuição Normal. As análises estatísticas foram ainda complementadas com gráficos (Histogramas e Diagramas de extremos e quartis) e tabelas. Todos os cálculos foram efectuados no programa PASW®, versão 18, (antigo SPSS). Como critério de rejeição da hipótese nula usámos um nível de significância $\alpha=0.05$.

- Teste T: este é um teste que usa dados de uma amostra para realizar cálculos estatísticos e posteriormente compará-los com a distribuição, para identificar a probabilidade de se ter obtido o resultado observado. Esta distribuição surge a partir de variáveis aleatórias que seguem uma distribuição normal. Aqui a hipótese nula é rejeitada em favor da hipótese alternativa, quando as médias de dose de radiação à entrada na pele são diferentes para cada Hospital.
- Teste de Levene: este é um teste utilizado para avaliar a igualdade das variâncias (variabilidade de dose) nas diferentes amostras. No teste de Levene a hipótese nula é rejeitada em favor da hipótese alternativa, quando as variâncias entre as doses de radiação à entrada na pele, são diferentes para cada Hospital.
- Teste de Kolmogorov-Smirnov: este é um teste não-paramétrico, usado para comparar duas amostras que seguem uma distribuição contínua.

3.10 Implicações Éticas

Qualquer investigação efectuada junto de indivíduos levanta questões éticas e morais.

Assim, foram determinados pelos códigos de ética, cinco princípios aplicáveis aos seres humanos, são estes:

- Direito à autodeterminação;
- Direito à intimidade;
- Direito ao anonimato;
- Direito a um tratamento justo e equitativo.

Neste tipo de investigação, onde estão envolvidos seres humanos, é uma preocupação o cumprimento destes princípios, de forma a assegurar a validade do estudo e a proteger os direitos e liberdade das pessoas que nele participam.

Assim, há ainda um conjunto de medidas que temos de ter em consideração:

- A participação dos inquiridos deverá ser voluntária;
- O estudo não deve desencadear danos físicos ou psicológicos para os inquiridos;
- O instrumento de recolha de dados deve ser de carácter confidencial e os dados recolhidos não deverão ser utilizados para outros fins;
- Os inquiridos deverão ser informados que não terão benefícios por participarem no estudo e sobre a sua finalidade.

3.11 Cronograma

Para que o projecto de investigação tenha sucesso, é essencial que haja uma série de actividades planeadas no tempo. O desenho de investigação consiste na delimitação dessas mesmas actividades, para que tudo seja programado na altura de se iniciar.

“O cronograma é a previsão e definição de cada uma das fases da pesquisa, clarificando datas e períodos durante os quais se pensa ultimar e apresentar os resultados do trabalho (...)”. Com o cronograma tenta-se fixar datas para o início e conclusão de cada fase do estudo em causa, indicando o tempo necessário para a realização e conclusão do projecto.

Assim, foi elaborado um quadro com o objectivo de dar a conhecer e permitir uma fácil visualização das diferentes actividades e da previsão do tempo para a realização de cada uma destas.

Fases	Tarefas	Outubro	Novembro	Dezembro	Janeiro	Fevereiro	Março	Abril	Maió	Junho	Julho
Fase Conceptual	Definição e Clarificação do Tema										
	Pesquisa Bibliografia										
	Análise documentos										
Fase Metodologica	Construção da Tabela										
	Aplicação da Tabela										
	Análise Conteúdo										
Fase Empirica	Entrega do Ante-Projecto										
	Tratamento de Dados										
	Entrega Projecto										
	Reunioes Orientação										

Capítulo III: Resultados

A recolha de dados foi realizada durante três semanas. Neste período foram recolhidos dados de uma amostra de 150 pacientes, distribuídos por três Hospitais: Hospital de Santa Maria, Hospital de Cascais e Hospital Curry Cabral. De cada um destes Hospitais obteve-se uma amostra de 50 pacientes. Os pacientes que intervieram nesta amostra realizaram o exame de Tórax em Postero-Anterior (PA). A escolha dos pacientes foi aleatória em relação ao género (feminino e masculino). Para que a variação entre os pacientes não fosse tão acentuada, foi necessário ainda fazer uma restrição da análise dos indivíduos, pelo que o paciente alvo tem de apresentar características específicas, como: o peso compreendido entre 60 kg e 80 Kg (70 +/-10 kg) e uma altura entre 160 cm e 180 cm (170 +/- 10 cm). Isto vai fazer com que se obtenha a dose para indivíduos padrão de 70 kg e 170 cm. (Miller, Know, & Bonavia, 2009) Em relação à idade dos pacientes, esta não foi relevante para a recolha dos dados.

De seguida será apresentada a tabela indicativa do número de dados recolhidos nos três Hospitais, os quais foram posteriormente analisados:

Hospital		Número de Dados					
		Dados Válidos		Dados que Faltam		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Dose à Entrada da Pele	Hospital de Santa Maria	50	100,0%	0	,0%	50	100,0%
	Hospital de Cascais	50	100,0%	0	,0%	50	100,0%
	Hospital Curry Cabral	50	100,0%	0	,0%	50	100,0%

Tabela 4: Tabela que representa o número de dados recolhidos nos diferentes Hospitais

Numa primeira fase foram calculados os principais dados estatísticos exactos, para a nossa amostra, em cada Hospital, entre os quais, média, desvio padrão, mediana, variância e os valores mínimos e máximos de dose de radiação à entrada na pele. Estes dados seguem na tabela abaixo representada:

Hospitais	Média (mGy)	Desvio Padrão (mGy)	Mediana (mGy)	Variância (mGy)	Mínimo (mGy)	Máximo (mGy)
Hospital de Santa Maria	0,073	0,026	0,067	0,001	0,036	0,0168
Hospital de Cascais	0,047	0,013	0,045	0,000	0,030	0,090
Hospital Curry Cabral	0,163	0,036	0,152	0,001	0,104	0,277

Tabela 5: Dados Estatísticos para cada Hospital

4.1 Distribuições das doses de radiação à entrada da pele recebidas por paciente e por Hospital

Na figura seguinte, podemos observar um Histograma, que representa as distribuições de dose de radiação à entrada na pele, recebida por paciente em cada um dos Hospitais analisados. É facilmente perceptível que os pacientes que frequentam o Hospital Curry Cabral recebem, para o mesmo tipo de exame, doses superiores às dos restantes Hospitais, no entanto, nunca atingindo o valor limite estipulado pelas Guidelines Europeias (0,3mGy).

Em todos os Hospitais, verificamos ainda que a média não corresponde ao pico máximo de radiação à entrada na pele.

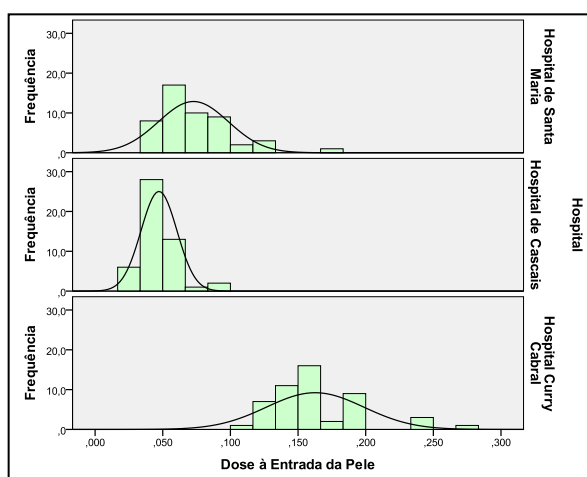


Gráfico 1: Histogramas das distribuições das doses recebidas à entrada na pele por paciente e por Hospital

Doses médias de radiação: Hospital de Santa Maria 0.073 mGy (s=0.026),
Hospital Cascais 0.047 mGy (s=0,013), Hospital Curry Cabral 0.163
(s=0,036)

De seguida, para comprovar esta afirmação, foram realizados testes de normalidade (Teste de Kolmogorov-Smirnov¹) que indicam exactamente se a variável em estudo, radiação de dose à entrada na pele, segue ou não uma distribuição normal. Aqui podemos constatar que apenas no Hospital de Santa Maria, a distribuição nas doses de radiação à entrada na pele recebidas pelos pacientes se pode considerar gaussiana² (valor de prova = 0,066 mGy).

Hospital		Kolmogorov-Smirnov		
		Estatística	df	Sig.
Dose à Entrada da Pele	Hospital de Santa Maria	,121	50	,066
	Hospital de Cascais	,137	50	,021
	Hospital Curry Cabral	,282	50	,000

Tabela 6: Indicação se a radiação à entrada na pele segue uma distribuição normal para todos os Hospitais (Testes de Normalidade)

No diagrama de extremos e quartis, podemos observar graficamente a localização dos percentis 25, 50 (também conhecido como mediana) e 75, e ainda a dose de radiação à entrada na pele, recebida pelos pacientes nos diferentes Hospitais. Assim, podemos afirmar que a distribuição é assimétrica positivamente no Hospital Curry Cabral (enviesada para doses elevadas), pois do percentil 50% ao percentil 75% há uma maior dispersão da dose de radiação à entrada na pele, quando comparado com os restantes Hospitais. No entanto, o valor limite de dose de radiação à entrada na pele, imposto pelas Guidelines Europeias, não foi atingido (0,3 mGy).

¹ Este Teste é utilizado para determinar se duas distribuições de probabilidade diferem uma da outra, ou se uma das distribuições de probabilidade, difere da distribuição em hipótese, com base em amostras finitas.

² Distribuição normal

Hospitais	P_{25} (mGy)	P_{50} (mGy)	P_{75} (mGy)
Hospital de Santa Maria	0,054	0,067	0,087
Hospital de Cascais	0,039	0,045	0,053
Hospital Curry Cabral	0,149	0,152	0,191

Tabela 7: Tabela Percentis para a dose de radiação à entrada na pele

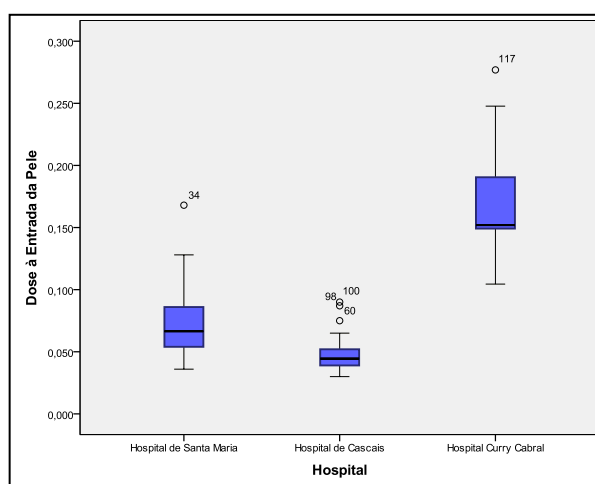


Gráfico 2: Diagrama de extremos e quartis para a distribuição nas doses de radiação à entrada na pele, recebidas por paciente em cada Hospital

4.2 Estimativas das doses médias de radiação à entrada da pele recebidas por Hospital no exame ao tórax

Com o objectivo de calcular um intervalo, onde podemos afirmar a quantidade de dose média de radiação à entrada na pele que os pacientes recebem, foi necessário encontrar um intervalo de confiança. Este intervalo de confiança tem uma margem de credibilidade de 95%, com 5% de erro. Assim, podemos afirmar que para cada Hospital existem 95% de certezas da dose de radiação média à entrada na pele para o paciente, estar neste intervalo. O Intervalo de Confiança para a média de cada Hospital, pode ser observado na tabela que se segue:

Hospitais	Intervalo de Confiança 95% para a média	
	Mínimo	Máximo
Hospital de Santa Maria	0,065	0,080
Hospital de Cascais	0,043	0,051
Hospital Curry Cabral	0,152	0,173

Tabela 8: Tabela indicativa do intervalo de confiança 95% para a média

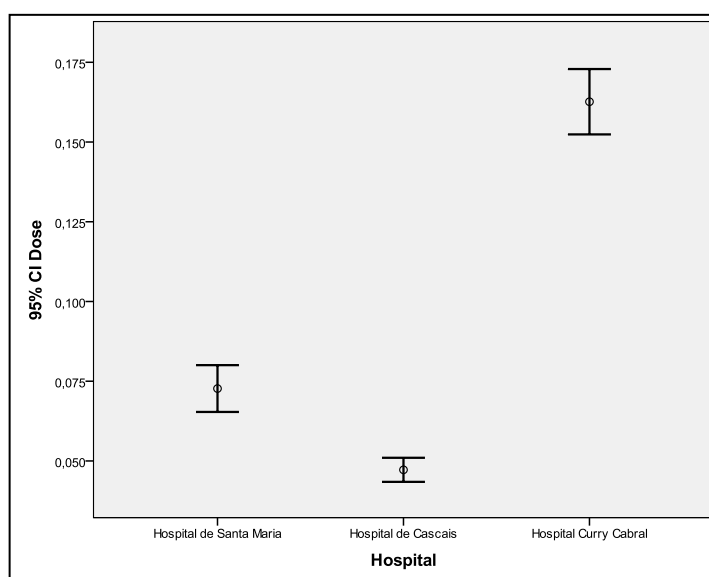


Gráfico 3: Intervalos a 95% de confiança para a dose média de radiação à entrada na pele, recebida em cada Hospital

Após a apresentação do gráfico de Intervalos de confiança e de se ter observado que nenhum dos Hospitais apresentavam valores de dose de radiação à entrada na pele semelhantes, houve necessidade de se realizar um Teste T, onde foram comparados os Hospitais dois a dois, a fim de se verificar o valor correcto dos intervalos. Assim, através da visualização das tabelas que se seguem, podemos concluir que o intervalo de confiança que compara o Hospital de Santa Maria com o Hospital Curry Cabral, é o que apresenta uma maior disparidade de valores, sendo evidente que o Hospital de Santa Maria apresenta uma média de radiação de dose à entrada na pele muito mais baixa que o Hospital Curry Cabral. Relativamente às restantes comparações, a média de dose à entrada na pele é semelhante, pelo que não existem grandes evidências estatísticas para se chegar a uma conclusão verdadeira.

Comparação Hospital de Cascais e Hospital Curry Cabral	Diferença de 95% Intervalo de Confiança	
	Mínimo	Máximo
	- 0,126	- 0,105

Tabela 9: Intervalo de confiança de 95% para médias de dose de radiação à entrada na pele no Hospital de Cascais e Hospital Curry Cabral

Comparação Hospital de Santa Maria e Hospital Curry Cabral	Diferença de 95% Intervalo de Confiança	
	Mínimo	Máximo
	- 0,102	- 0,077

Tabela 10: Intervalo de confiança de 95% para médias de dose de radiação à entrada na pele no Hospital de Santa Maria e Hospital Curry Cabral

Comparação Hospital de Santa Maria e Hospital de Cascais	Diferença de 95% Intervalo de Confiança	
	Mínimo	Máximo
	0,017	0,034

Tabela 11: Intervalo de confiança de 95% para médias de dose de radiação à entrada na pele no Hospital de Santa Maria e Hospital de Cascais

Discussão

Os parâmetros Kvp e mAs, foram obtidos em todos os Hospitais. Relativamente ao Hospital de Santa Maria e ao Hospital de Cascais, o parâmetro Kvp era fixo para todas as exposições (125 Kvp). No entanto, o parâmetro mAs resultava da exposição efectuada, consoante o morfótipo do paciente. De referir ainda que nestes Hospitais, foi utilizado o controlo automático de exposição (CAE).

Dado o Hospital de Santa Maria e o Hospital de Cascais possuírem equipamento de Radiologia Digital Directo, da marca Philips e modelo Digital Diagnost, foi possível obter o produto dose*área (DAP) de cada paciente, e posteriormente comparar estes mesmos Hospitais relativamente à dose de radiação à entrada na pele.

Apenas no Hospital de Santa Maria e no Hospital de Cascais foi possível recolher as câmaras de ionização seleccionadas no exame de tórax PA. O Hospital de Cascais apresenta no seu detector 5 câmaras de ionização, sendo que na amostra foram sempre seleccionadas apenas duas câmaras de ionização laterais superiores, como apresentado na figura que se segue:

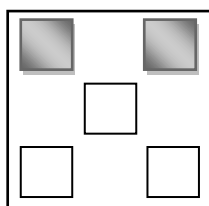


Figura 11: Representação das câmaras de Ionização do Hospital de Cascais

Relativamente ao Hospital de Santa Maria, o seu detector apresenta 3 câmaras de ionização, sendo que na amostra foram sempre seleccionadas apenas as duas câmaras de ionização laterais, como demonstrado na figura:

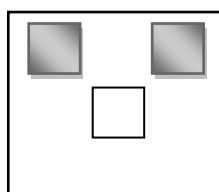


Figura 12: Representação das câmaras de Ionização do Hospital de Santa Maria

A selecção das câmaras de ionização em ambos os Hospitais encontra-se programada automaticamente, e vão de encontro à fisionomia do paciente. Neste estudo a estrutura analisada foi o tórax. O tórax apresenta na sua constituição os pulmões que se encontram lateralmente à coluna vertebral, daí a selecção das duas câmaras de ionização laterais, pois elas vão estar localizadas na estrutura de interesse para o estudo. Se fosse seleccionada a câmara de ionização central, iria haver detecção de dose para a coluna vertebral, o que era um erro para este estudo, pois a dose apresentada não iria corresponder à verdadeira dose de radiação de entrada na pele no estudo do tórax.

O equipamento do Hospital Curry Cabral é de Radiologia Digital Indirecta, também da marca Philips mas do modelo Bucky Diagnost, logo a exposição era realizada de forma manual, embora a utilização de câmaras de ionização também fosse possível. A não utilização das câmaras de ionização, deveu-se ao objectivo do trabalho, que incide na recolha dos parâmetros de exposição manuais. Assim, os parâmetros Kvp e mAs utilizados para a execução do exame radiológico, foram colocados manualmente pelo Técnico de Radiologia e de acordo com o morfótipo de cada paciente.

Nos gráficos 1 e 2 (gráficos com Histogramas e Diagramas de Extremos e Quartis, respectivamente) são avaliadas as distribuições de dose à entrada na pele por paciente e por Hospital. Podemos constatar por observação desses gráficos que as distribuições são bastante distintas entre estes, no entanto, sempre com valores de dose dentro do limite máximo estabelecido pelas Guidelines Europeias (0,3 mGy). Podemos ainda observar que a dose à entrada na pele, recebida pelos pacientes do Hospital Curry Cabral, é sempre superior à dos restantes Hospitais.

Após a observação dos resultados, era expectável que obtivéssemos doses inferiores no equipamento de Radiologia Digital Directo (Hospital de Santa Maria e Hospital de Cascais) comparativamente com o equipamento de Radiologia Digital Indirecto (Hospital Curry Cabral). Isto faz com que o Controlo Automático de Exposição esteja optimizado e por conseguinte traga benefícios para o paciente. Segundo Herrmann, a radiografia digital tem o potencial de reduzir a dose de exposição à radiação, obtendo melhor qualidade de imagem. (Herrmann, 2008) Também Busch e Faulkner vieram afirmar que as imagens obtidas em radiologia digital, são caracterizadas por uma alta

eficiência de detecção quântica, o que significa que as imagens são adquiridas com uma dose de radiação mais baixa. (Busch & Faulkner, 2005)

A dose observada no Hospital Curry Cabral mostra ser bastante superior à dos restantes Hospitais. O método de medição deste Hospital não foi controlado, por isso procedeu-se ao cálculo da dose de entrada na pele através de um simulador. Assim, poderia ter-se efectuado o procedimento de transportar os parâmetros Kvp e mAs dos equipamentos de Radiologia Digital Directo (Hospital de Santa Maria e Hospital de Cascais), e calcular a dose de entrada na pele também através do simulador.

O facto de se ter utilizado um simulador para calcular a dose de entrada na pele, para o Hospital Curry Cabral, poderá tê-la calculado por excesso, apresentando assim maior disparidade de níveis de dose, comparado com os outros Hospitais em estudo.

Por observação dos diagramas de extremos e quartis (diagrama de Bigodes) (Gráfico 2), podemos ainda verificar que, no Hospital Curry Cabral, a distribuição das doses de radiação à entrada na pele é fortemente enviesada (apresenta uma assimetria positiva) para valores de dose mais elevados, pois na caixa central do diagrama, a distância entre o percentil 25 (extremo inferior da caixa) e a mediana (traço central) é menor do que a distância entre a mediana e o percentil 75 (extremo superior da caixa). No entanto, apesar de se verificar uma diferença tão significativa entre os percentis, isto não significa que o número de pacientes seja diferente, pelo contrário, pois do percentil 25 ao 50 estão os mesmos pacientes de estudo que do percentil 50 ao 75, ou seja 25% da amostra populacional.

Ainda através da análise do Gráfico 2, verificamos relativamente ao Hospital de Cascais, que este segue uma distribuição normal, estando a mediana a separar a metade superior da metade inferior da amostra. Assim, podemos assumir que existe uma distribuição normal de dose de radiação à entrada na pele, pois do percentil 25 ao 50 existe uma distribuição de valores de dose idêntica à distribuição do percentil 50 ao 75. Por conseguinte, o Hospital de Santa Maria também segue uma distribuição aproximadamente normal, não existindo assimetrias significativas, ou seja, a distribuição dos valores de dose é idêntica do percentil 25 ao 50 e do percentil 50 ao 75.

Calcular o percentil 75 para cada um dos Hospitais, tornou-se um objectivo definido pelos investigadores, pois este indicará qual o nível de referência de dose de radiação à entrada na pele, para cada um deles. No percentil 75, reiteramos que 75% da amostra recolhida apresenta um nível de dose de radiação à entrada na pele menor ou igual à do valor calculado, e os restantes 25% encontra-se acima deste mesmo valor. Assim, para o Hospital de Santa Maria o nível de referência de dose de radiação à entrada na pele é de 0,087 mGy, para o Hospital de Cascais é de 0,053 mGy e para o Hospital Curry Cabral é de 0,191mGy. Os exames de Tórax, realizados posteriormente a este estudo em cada um destes Hospitais, não devem ultrapassar este valor de referência. No entanto, é sempre bom salientar que o valor de dose de radiação à entrada na pele, referenciado pelas Guidelines Europeias (0,3mGy), referentes a este mesmo exame, não foi alcançado.

Em qualquer uma das distribuições observam-se valores atípicos de dose (gráfico 2), designados de outliers. Esses outliers situam-se sempre acima da média e encontram-se fora da distribuição de probabilidade, pelo que correspondem a pacientes que receberam uma dose excessiva à entrada na pele quando comparada com os restantes. Os outliers vão provocar um maior enviesamento, bem como a distância que o mesmo outlier se encontra do extremo (superior).

Sobreposto aos Histogramas (Gráfico 1), encontram-se as distribuições de dose inferidas assumindo que os dados seguem uma distribuição Normal. Pode verificar-se que aquelas curvas não descrevem com fidelidade a tendência global dos dados, nomeadamente para o Hospital Curry Cabral. Na realidade, por elaboração de testes de Normalidade (teste KS) verificámos que apenas para o caso do Hospital de Santa Maria se pode dizer que não existem evidências estatísticas suficientemente fortes para rejeitar a hipótese nula de normalidade de dados em favor da hipótese alternativa da não normalidade dos mesmos (valor de prova $p=0,066$). (ver resultados na tabela 6). Tais resultados devem-se, no caso do Hospital Curry Cabral, à assimetria na distribuição das doses de radiação à entrada na pele (gráfico. 2), e no caso do Hospital de Cascais, à forte presença de outliers. Na realidade, para este último, quando o teste de Normalidade é efectuado não considerando esses valores atípicos, o resultado é o

mesmo do que o obtido para o Hospital de Santa Maria, isto é que não existem evidências significativas para rejeitar a hipótese nula da não normalidade na distribuição de doses de radiação à entrada na pele recebidas pelos pacientes (valor de prova $p > 0,05$). Relativamente à média dos três Hospitais, podemos afirmar que elas não correspondem ao pico máximo das curvas do desvio de padrão (Gráfico 1).

Comparando as doses médias à entrada na pele, recebidas em cada Hospital (Tabela 5), verifica-se que estas são bastante superiores no Hospital Curry Cabral quando se comparam com os restantes dois Hospitais. Para testar se essas diferenças são estatisticamente significativas, realizámos testes T. Devido ao tamanho das amostras ser suficientemente grande (50 pacientes para cada Hospital), pudemos optar pelo uso da estatística paramétrica apesar de existirem evidências significativas para a não normalidade dos dados no hospital Curry Cabral.

A tabela comparativa (ANEXO IV) entre o Hospital de Cascais e o Hospital Curry Cabral diz-nos que há rejeição da hipótese nula, pois o valor de prova (significância) é inferior a 0,05, logo podemos afirmar que existem evidências estatísticas significativas que apontam para a não homogeneidade das variâncias na dose de entrada na pele em ambos os Hospitais. Assim, podemos afirmar que existe variabilidade de dose (variâncias) entre os dois Hospitais. Relativamente à média, podemos garantir que há rejeição da hipótese nula, pois o valor de prova (significância) é inferior a 0,05. Para além da existência de variabilidade de dose, existe também a diferença nas médias entre o Hospital de Cascais e o Hospital Curry Cabral. A média do Hospital de Cascais é substancialmente inferior à média do Hospital Curry Cabral.

A tabela comparativa (ANEXO IV) entre o Hospital de Santa Maria e o Hospital Curry Cabral, diz-nos que não existem evidências estatísticas significativas para rejeitar a hipótese nula em favor da hipótese alternativa (não há rejeição da hipótese nula, pois o valor de prova (significância) não é inferior a 0,05, sendo de 0,07). Assim, podemos concluir que estatisticamente, não há evidências suficientes para dizer que os desvios de padrão não apresentam variabilidade de dose (desvio de padrão do Hospital de Santa Maria igual ao desvio de padrão do Hospital Curry Cabral). Quanto à média, podemos garantir que há rejeição da hipótese nula, pois o valor de prova (significância) é inferior

a 0,05. O Hospital de Santa Maria apresenta uma média inferior à do Hospital Curry Cabral.

A tabela comparativa (ANEXO IV) entre o Hospital de Santa Maria e o Hospital de Cascais, diz-nos que há rejeição da hipótese nula, pois o valor de prova (significância), é inferior a 0,05. Assim, existem evidências estatísticas significativas, que apontam para a não homogeneidade das variâncias na dose à entrada na pele em ambos os Hospitais. Podemos então afirmar que o Hospital Santa Maria apresenta uma grande variabilidade de dose (variância) em relação ao Hospital de Cascais. Quanto à média, existe também a rejeição da hipótese nula, pois o valor de prova (significância) é inferior a 0,05. O Hospital de Santa Maria apresenta uma média superior à do Hospital de Cascais.

Concluindo, podemos afirmar que as distribuições são todas diferentes, embora os desvios de padrão (variabilidade nos valores da dose) sejam semelhantes entre o Hospital de Santa Maria e Hospital Curry Cabral.

No Gráfico 3 encontram-se representados os intervalos de confiança para a média na dose de radiação à entrada na pele recebida para este tipo de exame em função dos três Hospitais em estudo (Tabela 8). Estes intervalos, reportam o limite máximo e limite mínimo entre os quais se encontra, com uma probabilidade de 95%, o valor médio de dose de radiação à entrada na pele, recebido pela população total de pacientes que frequenta aquele Hospital. Trata-se portanto de estimativas do valor expectável da dose que um paciente espera à priori receber em cada hospital, quando vai realizar este exame.

Apoiando o que foi dito na secção anterior, o gráfico (Gráfico 3) evidencia diferenças bastante significativas entre as médias de dose de radiação à entrada na pele recebida por cada Hospital. Para o mesmo tipo de exame, um paciente espera portanto à partida receber uma quantidade de radiação bastante maior no Hospital Curry Cabral que no Hospital de Santa Maria e maior neste que no Hospital de Cascais.

É de referir ainda que quanto maior for o intervalo de confiança, maior é a probabilidade de erro. Isto está directamente relacionado com a variabilidade de dose

(desvio de padrão), pois quanto maior dispersão houver no desvio de padrão, maior o intervalo de confiança. Este gráfico que nos indica os intervalos de confiança, garante-nos ainda que não existe sobreposição entre nenhum deles.

Relativamente à comparação dos resultados entre o Hospital Santa Maria e o Hospital de Cascais, dado apresentarem equipamentos de radiologia iguais (Radiologia Digital Directa), não deveria existir variações de dose à entrada na pele de forma tão evidente. Assim, o facto de o Hospital de Santa Maria proporcionar maior dose, poderá estar inerente ao incorrecto posicionamento do paciente durante o exame efectuado. Este incorrecto posicionamento poderá proporcionar maiores níveis de dose ao paciente. As câmaras de ionização são conhecidas como detectores, que vão acumular a radiação que vem do paciente e converte-a em sinal eléctrico. Para que o Técnico de Radiologia obtenha uma densidade correcta, o detector deve ter como referência a radiação que vem directamente da área em estudo. Mas se o detector tiver como referência outra área do corpo humano, o filme não terá a densidade própria. O posicionamento é crucial na utilização do CAE. (Oldnall, 1998)

Outra justificação para estes resultados pode ser o erro evidenciado pelo Técnico de Radiologia, pois a falta de conhecimento ou experiência a trabalhar com este equipamento poderá levar a maus procedimentos.

O bom funcionamento do dispositivo CAE deverá ter um Técnico de Radiologia que entenda na totalidade todos os seus passos, de modo a ser produzido um óptimo exame de diagnóstico. Os Técnicos que não têm um conhecimento alargado sobre o CAE, podem deparar-se com uma elevada taxa de repetição de exames. (Oldnall, 1998)

A amostra recolhida no Hospital Santa Maria incidiu preferencialmente em pacientes que estavam internados, enquanto que no Hospital de Cascais, a amostra foi recolhida em ambiente de urgência na sua maioria. Os níveis de dose evidenciados pelo Hospital Santa Maria podem ter sido superiores devido a amostra populacional apresentar maior probabilidade de ostentar patologia torácica que a amostra do Hospital de Cascais. Esta patologia torácica obriga a maiores exposições para os pacientes. Um paciente que apresente liquido no pulmão, apresentará necessariamente uma dose final elevada

quando comparado com um paciente sem qualquer patologia. Assim, a dose num exame radiográfico é aumentada por forma a poder compensar. O fluido no pulmão absorve uma maior radiação, que por sua vez resulta em menos radiação no detector. Quanto menor radiação atingir o detector, mais longa será a exposição, o que resultará numa imagem sobreexposta.

Este factor que poderá levar a um aumento de dose à entrada na pele neste Hospital é uma limitação ao nosso estudo, pois este não teve em conta os pacientes da amostra que apresentassem patologia torácica.

Outro factor que poderá estar relacionado com estas diferenças de níveis de dose tem a ver com a má calibração do equipamento. Assim, as câmaras de ionização do Hospital Santa Maria podem não estar optimizadas. Um programa de garantia de qualidade, deve ser tido em conta, pois com ele poderão ser dadas acções de garantia de qualidade para cada componente do equipamento, sistemas de equipamentos ou instalações. O controlo de qualidade é aplicado a partir de técnicas operacionais e actividades que são utilizadas para atender à exigência da qualidade radiográfica. (Furquin & Costa, 2005)

Para eventuais estudos futuros e que estejam relacionados com este projecto, deve-se restringir a amostra a pacientes com 70 (+/- 3) Kg, como está indicado nas Guidelines Europeias, pois haverá uma diminuição na diferença da fisionomia do paciente. Também deve ser imposto como condição, pacientes ditos “saudáveis”, ou seja, que não apresentem patologia associada a nível torácico. Estas condições devem ser mantidas, de modo a não existir influência nos resultados finais.

Conclusão

Neste “capítulo” serão apresentadas as conclusões deste trabalho de investigação, sendo referido os principais objectivos e as principais dificuldades encontradas durante a sua elaboração.

Quando nos propusemos realizar este trabalho de investigação, foram definidos objectivos que esperávamos que fossem cumpridos. Assim, depois de um intenso trabalho ao longo destes meses, a concretização dos objectivos foi possível.

Os valores de referência utilizados neste projecto foram retirados de Guidelines Europeias, sendo que poderão estes valores encontrar-se desactualizados, pois datam de 1996.

A utilização do controlo automático de exposição no equipamento de radiologia Digital Directo permite uma optimização da dose de entrada na pele quando comparado com o equipamento de Radiologia Digital Indirecto. Este pressuposto proporciona ao paciente uma menor exposição à dose de radiação, correndo assim, menor risco de sofrer efeitos adversos.

Segundo as Guidelines Europeias, que indicam como limite de dose à entrada na pele 0,3 mGy no exame de tórax, os Hospitais que entraram na realização deste estudo apresentam um valor de dose inferior a este limite.

A realização deste projecto tinha como um dos principais objectivos a comparação de dose à entrada na pele entre equipamentos de Radiologia Digital Directo. Assim, após a medição das doses em ambos os Hospitais com este equipamento, podemos afirmar que existem diferenças, embora alguns factores possam contribuir para esta variância.

As doses medidas nos equipamentos de Radiologia Digital Directo e calculadas no equipamento de Radiologia Digital Indirecto, apresentam diferenças quando comparadas entre si, apresentando assim, um intervalo de confiança também diferente.

Para o padrão de paciente aplicado neste projecto de investigação, foram calculados níveis de dose à entrada na pele em cada Hospital. Estes valores deverão servir como níveis de referência (percentil 75).

Ao longo da elaboração deste projecto de investigação, os investigadores depararam-se com algumas dificuldades. Foram sentidas algumas dificuldades em conseguir recolher uma amostra populacional razoável para a realização deste projecto, pois a discrepância dos valores obtidos de alguns pacientes sobre o peso e altura era grande. Para além disso, muitas vezes não foi possível recolher estes dois parâmetros nos pacientes, pois não conseguiam lembrar-se, provocando assim uma limitação. Outro obstáculo encontrado ao longo deste tempo foi o cálculo da dose à entrada na pele para o equipamento de Radiologia Digital Indirecto.

As conclusões obtidas neste estudo devem ser levadas em conta, embora devam ser analisadas com precaução por causa das variáveis.

Bibliografia

1. Bacher, K. (2006). Evaluation of image quality and patient radiation dose in digital radiology. University Gent - Faculty of Medicine and Health Sciences.
2. Busch, H., & Faulkner, K. (2005). Image Quality And Dose Management In Digital Radiography: A New Paradigm For Optimisation. *Mendeley*, pp. 143-147.
3. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., JR, E. M., & Boone, J. M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging* (2ª Edição ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
4. Bushong, S. (2004). *Radiologic science for technologists physics, biology and protection*. Mosbey.
5. Candeiro, G. T., Bringel, A. d., & Vale, I. S. (Julho/Dezembro de 2009). Radiologia Digital: Revisão de Literatura. Revista Odontológica de Araçatuba.
6. Commission, E. (June de 1996). EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR DIAGNOSTIC RADIOGRAPHIC IMAGES. Luxembourg.
7. Estarreja, C. M. (2006). *Casa Museu Egas Moniz*. Obtido em 3 de Maio de 2011, de <http://museuegasmoniz.cm-estareja.pt/>
8. Fortin, M. F. (1999). *O Processo de Investigação - da concepção à realização*. Loures: Lusociência.
9. Fortin, M. F. (2006). *Fundamentos e etapas do processo de investigação*. Loures: Lusodidacta.
10. Furquin, T. A., & Costa, P. R. (2005). Garantia de Qualidade em Radiologia Diagnóstica. Revista Brasileira de Física Médica.
11. Gaivão, F. d. (S/D.). *Imagiologia Clínica - Princípios e Técnicas*. Coimbra: Serviço de Imagiologia - Hospitais da Universidade de Coimbra.
12. Graham, D. T., & Cloke, P. (2003). *Principles of Radiological Physics*. London: Churchill Livingstone.

13. Gray, J. E., Winkler, N. T., Stears, J., & Frank, E. D. (1983). *Quality Control in Diagnostic imaging*. University Park Press.
14. Herrmann, T. (14 de Novembro de 2008). *Computed Radiography and Digital Radiography: Comparison of Technology, Functionality, Patient Dose, and Image Quality*. Obtido em 12 de Julho de 2011, de eRadimaging: <http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=535>
15. Kathren, R. L. (1985). *Radiation Protection - Medical Physics Handbooks*. London: Adam Hilser.
16. Köner, M., Weber, C. H., Wirth, S., Pfeifer, K. J., Reiser, M. F., & Treitl, M. (2007). Advances in digital radiographic: physical principles and system overview. *Radiographics*, 675-686.
17. Lima, J. J. (2009). *Técnicas de diagnóstico com Raio X - Aspectos Físicos e Biofísicos* (2ª Edição ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.
18. Miller, D. L., Know, D., & Bonavia, G. H. (December de 2009). Reference Levels for Patient Radiation Doses in Interventional Radiology. *Radiology*, 253.
19. Miller, D. L., Kwon, D., & Bonavia, G. H. (December de 2009). Reference Levels for Patient Radiation Doses in Interventional Radiology. *Radiology*, 253.
20. Oldnall, N. (1998). *Automatic Exposure Control*. Obtido em 12 de Abril de 2011, de xray2000 Nicks Website: <http://www.e-radiography.net/index.htm>
21. Pisco, J. M., & Sousa, L. A. (1999). *Noções Fundamentais de Imagiologia*. Lisboa-Porto-Coimbra: Lidel.
22. Pizzutiello, R. J., & Cullian, J. E. (s.d.). *Introducion a la imagen radiográfica médica*. Kodak.
23. Prokop, C. S., Neitzel, U., Venema, W. H., Uffman, M., & Prokop, M. (23 de abril de 2008). Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *Eur Radiol*, pp. 1818-1830.

24. Radiology, A. C. (2007). Practice Guidelines for Digital radiography.
25. Schaetzing, R. (2005). A comparison of screen/film and digital imaging: Image processing, image quality, and dose. Agfa.
26. Schueler, B. A. (1998). Clinical applications of basic x-ray physics principles. *Radiographics*, 732-744.
27. Stewart, R. (1998). *Ideias que mudaram o mundo*. Circulo de Leitores.
28. Vassileva, J. (2002). A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography. *The British Journal of Radiology*, 837-842.

ANEXOS