



Instituto Politécnico de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa
Escola Superior de Saúde da Universidade do Algarve

IMPACTO DE UM PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO NA QUALIDADE DE IMAGEM DA RADIOGRAFIA DE TÓRAX PEDIÁTRICA

CLÁUDIA TELES MARTINS

ORIENTADORES:

Doutora Joana Santos - Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Mestre Fábio Nogueira - Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

VII Curso de Mestrado em Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde

Lisboa, 2019

Instituto Politécnico de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa
Escola Superior de Saúde da Universidade do Algarve

IMPACTO DE UM PROTOCOLO DE OTIMIZAÇÃO NA QUALIDADE DE IMAGEM DA RADIOGRAFIA DE TÓRAX PEDIÁTRICA

CLÁUDIA TELES MARTINS

ORIENTADORES:

Doutora Joana Santos - Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Mestre Fábio Nogueira - Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

VII Curso de Mestrado em Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde

(esta versão inclui as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2019

É proibida toda e qualquer reprodução deste estudo por qualquer meio físico ou digital, nomeadamente por fotocópia, digitalização e distribuição em formato eletrónico, sem autorização dos autores. São exceções a transcrição de pequenos textos e tabelas para apresentação do tema abordado e para utilização na prática clínica hospitalar. As transgressões serão passíveis das penalizações previstas na lei.

Agradecimentos

Aos meus orientadores, Professora Joana Santos e Professor Fábio Nogueira, agradeço todo o apoio, incentivo e valiosos ensinamentos e aprendizagens ao longo destes últimos meses.

Aos professores desta edição do Curso de Mestrado GATS por todos os conhecimentos e generosidade partilhados.

Aos meus colegas deste Curso por tudo aquilo que aprendemos, rimos e partilhámos durante os finais de tarde de sexta-feira e manhãs de sábado (já sinto saudades...).

À Direção de Serviço (Dr. José Fonseca Santos) e Coordenação Técnica (Técnica Alexandrina Silva) por terem autorizado e motivado a realização deste projeto.

À Técnica Sub-Coordenadora Paula Barradas por todo o esforço realizado em promover a realização, no terreno, deste trabalho.

Aos observadores que cederam o seu tempo para realizar uma parte fundamental do trabalho.

Aos colegas de trabalho que nos últimos meses ficaram com as salas de trabalho mais intensas para que eu pudesse estar mais “livre” para a elaboração desta Dissertação (este trabalho também é vosso!). E claro, pela (muita!) paciência e incentivos demonstrados nas últimas semanas.

Ao Fábio, colega e amigo, o meu “farol” daquilo que melhor se faz a nível profissional mas sobretudo a nível pessoal (que privilégio ter-te na minha vida).

À Ana e à Aura, companheiras desta viagem, nos bons e nos maus momentos mas sempre lá... Sem vocês, nada disto era possível!

À família (Martins e Balhana), constante incentivo e apoio para que estes dois anos académicos pudessem ser concretizados.

Dedico esta Dissertação à minha família: ao Filipe (pessoa principal na minha vida, espero que te orgulhes da mãe!), ao Ricardo (ao e do meu lado, sempre!), aos meus pais (deram-me e continuam a dar tudo aquilo que é importante na vida), à minha irmã Carla (inspiração, motivação, compreensão, porto de abrigo constante e tantas outras coisas) e à avó Luísa (tanto amor, gargalhadas e ensinamentos... mas para este momento: “Quem não sabe é como quem não vê”; sei que estás orgulhosa!).

A todos, muito obrigada!

Resumo

O aumento da exposição a radiações ionizantes, com fins médicos, das crianças tem levantado algumas preocupações relativamente aos seus efeitos nocivos, sendo fundamental a existência de práticas otimizadas na realização de exames radiológicos de modo que se obtenha a maior qualidade possível com a menor dose.

O objetivo deste trabalho é avaliar o impacto na qualidade diagnóstica das radiografias de tórax, realizadas a crianças, após a implementação de medidas de otimização de dose.

Assim, foi realizado um estudo de otimização, com fantasmas antropomórficos, aplicando-se em seguida um protocolo otimizado para a tensão na ampola (kV), produto entre a intensidade de corrente e o tempo de exposição (mAs), uso de filtração adicional e grelha anti-difusora, para as radiografias de tórax em doentes pediátricos. A qualidade da imagem radiológica resultante foi avaliada objetiva (Relação Sinal-Ruído e Relação Contraste-Ruído) e subjetivamente (*Visual Grading Analysis* e *Visual Grading Characteristics*), nas radiografias realizadas antes e após a otimização.

Foram realizados 44 exames com o protocolo otimizado sendo que se registaram reduções superiores a 50% de *Air Kerma-Área Produto* em todos os escalões de peso. A avaliação de qualidade foi realizada em radiografias realizadas antes e após a otimização. As medidas objetivas de qualidade de imagem foram superiores na fase de pós-otimização. Na avaliação subjetiva, não foram evidenciadas diferenças entre as fases de pré e pós-otimização.

O protocolo implementado é bastante promissor uma vez que possibilitou uma redução média de 62% de *Air Kerma-Área Produto*.

Palavras-chave: Radiografia de tórax; Otimização; Avaliação da qualidade de imagem; Avaliação Objetiva; Avaliação Subjetiva

Abstract

The increased of medical ionising radiation children exposure has raised some concerns regarding its harmful effects. Based on these fact it is essential to perform radiological examinations with optimised practices in order to obtain the highest possible quality at the lowest dose.

The aim of this study is to evaluate the impact on the diagnostic quality of chest radiography performed on children after the implementation of dose optimisation measures.

An optimisation study was performed with anthropomorphic phantoms, followed by an optimised protocol for chest radiographs in paediatric patients. The radiological image quality results were assessed objectively (Signal-Noise Ratio and Contrast-Noise Ratio) and subjectively (Visual Grading Analysis and Visual Grading Characteristics).

A total of 44 experimental tests were performed with the optimised protocol, with reductions greater than 50% in Air-Kerma-Area Product at all weight ranges. The quality evaluation was performed on radiographs performed before and after the optimization. The objective measures of image quality were superior in the post-optimization phase. In the subjective evaluation, there were no differences between the pre and post-optimization phases.

The protocol implemented is quite promising since it enabled an average reduction of 62% of Air-Kerma Product Area.

Keywords: Chest radiography; Optimization; Evaluation of image quality; Objective Evaluation; Subjective Evaluation

Índice

Índice de Tabelas.....	XIII
Índice de Figuras.....	XV
Índice de Gráficos.....	XV
Índice de Equações.....	XV
Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos.....	XVII
Lista de Símbolos.....	XIX
Introdução.....	21
1. Enquadramento Teórico.....	23
1.1 – Sistemas Digitais em Radiologia.....	24
1.1.1 – Radiologia Computorizada.....	24
1.1.2 – Radiologia Digital.....	25
1.1.3 – <i>Dose Creep</i>	25
1.1.4 – Descritores de Dose em Radiologia Geral.....	26
1.2 – Otimização de Dose.....	27
1.2.1 – Utilização de NRD.....	32
1.3 – Qualidade de Imagem.....	32
1.3.1 – Métodos de Avaliação de Qualidade de Imagem em Radiologia Geral.....	33
1.3.1.1 – <i>Avaliação Objetiva</i>	34
1.3.1.2 – <i>Análise de Contraste-Detalhe</i>	35
1.3.1.3 – <i>Avaliação Subjetiva ou Métodos de Performance Clínica</i>	36
2. Metodologia.....	39
2.1 – Tipo de Estudo.....	39
2.2 – Local de Estudo.....	39
2.3 – Parte I – Testes Experimentais com Fantomas.....	39
2.3.1 – Equipamento.....	40
2.3.2 – Fantomas.....	40
2.3.3 – Controlo de Qualidade.....	41
2.3.4 – Realização de Testes e Avaliação da Qualidade das Radiografias realizadas com os Fantomas.....	42
2.4 – Parte II – Aplicação na Prática Clínica.....	43
2.4.1 – População e Amostra.....	43
2.4.2 – Variáveis.....	43
2.4.3 – Instrumentos de Recolha de Dados.....	44
2.5 – Parte III – Avaliação da Qualidade de Imagem.....	44
2.5.1 – Avaliação Objetiva.....	45
2.5.1.1 – <i>Seleção de Imagens</i>	45
2.5.1.2 – <i>Metodologia de Avaliação</i>	45
2.5.2 – Avaliação Subjetiva.....	45
2.5.2.1 – <i>Seleção das Imagens</i>	45
2.5.2.2 – <i>Painel de Observadores</i>	45
2.5.2.3 – <i>Grelha de Avaliação</i>	46
2.5.2.4 – <i>Procedimento de Avaliação</i>	46
2.6 – Análise dos Dados.....	48
2.7 – Questões Éticas.....	49
3. Apresentação de Resultados.....	51

3.1 – Parte I – Otimização dos Parâmetros de Exposição.....	51
3.1.1 – Testes de Otimização.....	51
3.1.2 – Protocolo Resultante.....	53
3.2 – Parte II – Aplicação do Protocolo.....	54
3.2.1 – Caracterização da Amostra.....	54
3.2.2 – Comparação Fases Pré vs Pós-Otimização.....	55
3.3 – Parte III – Avaliação da Qualidade de Imagem.....	57
3.3.1 – Avaliação Objetiva.....	57
3.3.2 – Avaliação Subjetiva.....	58
3.3.3 – Relação entre Avaliação Objetiva e Subjetiva.....	64
4. Discussão de Resultados.....	65
4.1 – Otimização de Dose.....	65
4.2 – Avaliação da Qualidade de Imagem.....	66
4.2.1 – Avaliação Objetiva.....	66
4.2.2 – Avaliação Subjetiva.....	68
5. Conclusão e Considerações Finais.....	71
6. Referências Bibliográficas.....	73
7. Anexos.....	81
7.1 – Relatório de Controlo de Qualidade do Equipamento Philips Digital Diagnost....	81
7.2 – Autorização do Conselho de Ética da ESTeSL.....	85
7.3 – Autorização da Direção e Coordenação Técnica do Serviço de Imagiologia da Instituição Acolhedora.....	86
7.4 – Autorização da Direção Clínica e Comissão de Ética da Instituição Acolhedora.	87
8. Apêndices.....	89
8.1 – Métodos de Avaliação da Qualidade de Imagem em Radiologia Geral - <i>Scoping Review</i>	89
8.2 – Instrumento de Recolha de Dados.....	96
8.3 – Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 2.....	97
8.4 – Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 3.....	98
8.5 – Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 4.....	99
8.6 – Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 5.....	100

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 - Descrição das variáveis recolhidas.....	44
Tabela 2.2 - Características dos observadores participantes.....	46
Tabela 2.3 – Grelha de avaliação.....	47
Tabela 3.1 – Resultados obtidos com os testes realizados com o fantoma CIRS ATOM® 705.....	52
Tabela 3.2 – Resultados obtidos com os testes realizados com o fantoma Kyoto Kagaku PBU-60.....	53
Tabela 3.3 - Protocolo para a radiografia de tórax pediátrica, em incidência AP/PA, adotado pelo Serviço de Imagiologia.....	54
Tabela 3.4 - Dados antropométricos: peso, altura, IMC e diâmetro AP do tórax	55
Tabela 3.5 – Potencial de ampola (kV) e produto entre a corrente da ampola e o tempo de exposição (mAs) nas fases de pré e pós-otimização.....	55
Tabela 3.6 - KAP nas fase de pré e pós-otimização.....	56
Tabela 3.7 - SNR por escalão de peso nas fases pré e pós-otimização e valor p	58
Tabela 3.8 - CNR por escalão de peso nas fases pré e pós-otimização e valor p	59
Tabela 3.9 - Scores atribuídos pelos observadores por classe profissional, nas duas fases, e por escalão de peso.....	61
Tabela 3.10 - Scores atribuídos pelos observadores por classe profissional, nas duas fases, e por escalão de peso.....	61
Tabela 3.11 - Valores de AUC e respetivos Intervalos de Confiança para Médicos e Técnicos de Radiologia.....	63
Tabela 3.12 - Características das imagens rejeitadas	64
Tabela 8.1 - Bases de Dados e Palavras-Chave utilizadas na pesquisa.....	89
Tabela 8.2 – Tabela de Extração de Resultados da <i>Scoping Review</i>	91
Tabela 8.3 – Tabela com os Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 2.....	97
Tabela 8.4 – Tabela com os Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 3.....	98
Tabela 8.5 – Tabela com os Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 4.....	99
Tabela 8.6 – Tabela com os Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 5.....	100

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Fantasmas antropomórficos utilizados e respetivo posicionamento.....	41
Figura 2.3 - Equipamento para a realização de testes de controlo de qualidade.....	41
Figura 2.4 - Localização das ROI's para cada imagem obtida para cálculo da SNR.....	42
Figura 8.1 - Esquema representativo do processo de pesquisa, exclusão e seleção de estudos.....	90

Índice de Gráficos

Gráfico 3.1 – Distribuição da variável Género.....	54
Gráfico 3.2 – Frequência de Exames por Escalão de Peso.....	54
Gráfico 3.3 – Utilização de filtração adicional (%) na fase de pré-otimização por escalão de peso.....	56
Gráfico 3.4 – Distribuição da SNR nas fases de pré e pós-otimização.....	57
Gráfico 3.5 – Distribuição da CNR nas fases de pré e pós-otimização.....	57
Gráfico 3.6 – Avaliação global dos observadores nas fase de pré e pós-otimização.....	59
Gráfico 3.7 – Curva ROC e intervalos de confiança para a avaliação do Critério 1, Escalão 3.....	62
Gráfico 3.8 – Curva ROC e intervalos de confiança para a avaliação do Critério 9, Escalão 3.....	62
Gráfico 4.1 – Comparação do KAP (P_{75}) com estudos nacionais e internacionais.....	66

Índice de Equações

Equação 1 – <i>Detective Quantum Efficiency</i>	34
Equação 2 – Relação Sinal-Ruído.....	35
Equação 3 – Relação Contraste-Ruído.....	35
Equação 4 – Figura da Qualidade de Imagem Inversa.....	35
Equação 5 – Visual Grading Analysis Score.....	37
Equação 6 – Relação Sinal-Ruído.....	42
Equação 7 - Relação Contraste-Ruído	43

Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos

- AD** – Anti-Difusora (grelha)
- ALARA** – (Princípio) *As Low As Reasonable Achievable*
- AP** - Ântero-Posterior (incidência)
- AUC** - Área Abaixo da Curva
- CAE** - Controlo Automático de Exposição
- CDA** - Análise de Contraste-Detalhe
- CNR** - Relação Contraste-Ruído
- CR** - Radiologia Computorizada
- DFD** - Distância Foco-Detector
- DQE** - Eficiência de Detecção Quântica (*Detective Quantum Efficiency*)
- DR** - Radiologia Digital
- ECRI** - *Emergency Care Research Institute*
- ESK** – *Air Kerma* à Entrada da Pele
- IAEA** – Agência Internacional da Energia Atómica (*International Atomic Energy Agency*)
- IQF_{inv}** - Figura da Qualidade de Imagem Inversa
- IC** - *Fulfilment of Image Criteria*
- KAP** - *Air Kerma*-Área Produto
- MTF** - Função de Transferência de Modulação (*Modulation Transfer Function*)
- NPS** - Espectro de Poder de Ruído (*Noise Power Spectra*)
- NRD** - Níveis de Referência de Diagnóstico
- PA** - Pósterio-Anterior (incidência)
- PACS** – Sistema de Arquivo e Comunicação de Imagens (*Picture Archiving and Communication System*)
- PMMA** – Polimetilmetacrilato (fantoma)
- RCAAP** - Repositórios Científicos de Acesso Aberto de Portugal
- ROC** - *Receiver Operating Characteristic*
- ROI** - Regiões de Interesse
- SNR** – Relação Sinal-Ruído (*Signal-Noise Ratio*)
- SNS** - Serviço Nacional de Nacional
- SPSS[®]** - Statistical Package for the Social Sciences
- TC** - Tomografia Computorizada
- VGA** - *Visual Grading Analysis*
- VGC** - *Visual Grading Characteristics Analysis*

Lista de Símbolos

Matemáticos

< - Menor que

Unidades

cm – centímetro

Gy – Gray

kg – kilograma

kV – kiloVolt

μm - micrómetro

mAs – miliAmpere.segundo

mGy.cm² – miliGray.centímetro²

mm – milímetro

ms – milisegundo

mSv – miliSievert

Símbolos Químicos

Al – Alumínio

BaFX:Eu²⁺ - Fluoro-Brometo de X com Európio ativo (onde X pode ser Br, Cl ou I)

Br – Brómio

Cl – Cloro

Cu²⁺ – Cobre

I – Iodo

Outros

Nº - Número

Introdução

O aumento da exposição a radiações ionizantes, com fins médicos, da população tem levantado algumas preocupações relativamente aos seus efeitos nocivos, especialmente nos grupos mais vulneráveis como as crianças e as grávidas. Desta forma tem sido dado grande destaque e importância à proteção radiológica na Medicina por parte de diferentes instituições, nomeadamente a *International Atomic Energy Agency* (IAEA), a qual identificou, em 2012, dez ações principais que pretendem minimizar o risco associado à exposição médica dos doentes (IAEA, 2012). É indiscutível a importância do diagnóstico imagiológico e dos procedimentos terapêuticos que utilizam radiações ionizantes, porém, deve existir uma correta ponderação acerca dos benefícios para a saúde humana por oposição aos seus riscos.

Uma das 10 ações identificadas pela IAEA é *Melhorar a implementação do princípio da otimização da proteção radiológica*, alertando-nos para a importância dos processos de otimização na realização de exames radiológicos. Um processo de otimização em radiologia pode ser definido como um conjunto de atividades que visam obter a maior qualidade de um exame radiológico utilizando a dose de radiação mais baixa possível (Willis, 2009). Trata-se assim de encontrar o tão desejado equilíbrio entre dose de exposição (mais baixa possível) e qualidade de imagem/diagnóstica (mais elevada possível), cumprindo um dos princípios fundamentais em Radiologia: o princípio ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*). A ligação entre otimização de um exame e a qualidade do mesmo é fundamental, uma vez que a realização de um determinado exame radiológico está subjacente a uma hipótese diagnóstica que importa responder. De facto e embora a qualidade de um exame radiológico não seja fácil de definir ou medir, um exame radiológico com elevada qualidade é aquele que cumpre o seu objetivo diagnóstico e compreende vários métodos de avaliação de qualidade (Bushong, 2013; Lança & Silva, 2013).

A realização deste trabalho de investigação esteve subjacente à questão: *Poderá um programa de otimização de dose comprometer a qualidade diagnóstica de uma radiografia de tórax pediátrica?*

Esta dissertação apresenta os resultados de um processo de otimização e avaliação da qualidade de imagem nas radiografias de tórax, realizadas em crianças, num hospital público português, no qual em 2016 tinha sido identificada uma enorme variabilidade na escolha dos parâmetros de exposição neste exame, condicionando valores de dose de exposição desajustados para a realidade nacional (Coelho et al., 2016). Para além

disso, tinha sido referido também enquanto lacuna importante, o facto de não existirem protocolos pediátricos em número suficiente ou adaptados ao peso do doente (Coelho et al., 2016). Este trabalho de investigação pretende responder a um problema concreto e pertinente do Serviço de Imagiologia de um Hospital do *Serviço Nacional de Saúde* (SNS), tendo sido realizado no âmbito do Curso de Mestrado de Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde, encontrando-se diretamente relacionada com uma das principais áreas temáticas deste curso: Qualidade nos Serviços de Saúde. Desta forma, pretende-se que os procedimentos aqui apresentados possam representar um contributo importante para os sistemas de gestão da qualidade em Serviços de Imagiologia portugueses.

Assim, o objetivo geral deste trabalho de investigação é avaliar o impacto na qualidade diagnóstica das radiografias de tórax, realizadas a crianças, após a implementação de medidas de otimização da exposição à radiação. Para além disso, são ainda considerados como objetivos específicos:

- Identificar e caracterizar os métodos de avaliação de qualidade de imagem utilizados em Radiologia Digital
- Otimizar os parâmetros de exposição das radiografias de tórax pediátricas realizadas em duas salas de exames num hospital universitário não exclusivamente pediátrico
- Avaliar o impacto de um protocolo de otimização relativamente à dose de exposição
- Identificar e caracterizar a relação entre dose e qualidade de imagem, tanto objetiva como subjetivamente.

Este documento encontra-se organizado em 8 capítulos: Enquadramento Teórico onde será realizada a revisão de literatura sobre otimização de dose na radiografia de tórax pediátrica e avaliação de qualidade de imagem; Materiais e métodos no qual estão descritos todos os procedimentos realizados neste trabalho; Apresentação de Resultados; Discussão de Resultados; Considerações Finais; Bibliografia; Anexos; Apêndices.

1. Enquadramento Teórico

Neste capítulo pretende-se apresentar os conceitos fundamentais que sustentam esta investigação estando organizado em três subcapítulos: sistemas digitais em radiologia, otimização dos parâmetros de exposição na radiografia de tórax pediátrica e avaliação da qualidade de imagem. Porém e em primeiro lugar, far-se-á uma pequena contextualização à problemática da exposição das crianças à radiação X.

O estudo epidemiológico das consequências nefastas para a saúde decorrentes da exposição à radiação ionizante após as bombas atómicas lançadas no Japão e em outros acidentes nucleares, permitiu concluir que as crianças representam um grupo que tem um risco mais elevado de desenvolver cancro após uma exposição à radiação. Atualmente, está provado que as crianças apresentam um risco relativo maior de leucemia, cancro do cérebro, pele, tireoide e mama após a exposição a radiação ionizante. Desta forma, existe uma maior preocupação com os efeitos nocivos dos exames diagnósticos e procedimentos terapêuticos realizados com radiação ionizante, como por exemplo exames radiográficos ou de *Tomografia Computorizada* (TC), em especial nas crianças (Kutanzi, Lumen, Koturbash, & Miousse, 2016). A Radiologia Geral é a modalidade diagnóstica mais frequente sendo a radiografia de tórax o exame radiológico mais requisitado em crianças, tanto em contexto ambulatório como hospitalar (Don et al., 2013). As principais indicações deste exame são: infeções respiratórias, aspiração de corpo estranho, malformações congénitas (ex: atresia do esófago ou hérnia diafragmática), suspeita de maus tratos e avaliação do posicionamento de dispositivos médicos (ex: tudo endotraqueal, cateteres, etc) (Morgan, Pettet, Reed, & Prosad Paul, 2018). Embora a radiografia de tórax seja um exame que apresenta uma dose de exposição relativamente baixa (Dose Efetiva = 0,02 mSv), é importante que todos os procedimentos na sua realização estejam devidamente otimizados (Organização Mundial de Saúde & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra, 2016). Assim devem existir protocolos devidamente adaptados à idade pediátrica que contemplem diferentes categorizações para este grupo que engloba uma grande variabilidade de indivíduos (desde bebés a adolescentes) (Goske et al., 2008). Atualmente, é recomendado para a radiografia de tórax uma categorização baseada no peso que inclui 5 escalões: <5 kg; 5 -< 15 kg; 15 kg -<30 kg; 30 -<50 kg; 50 -<80 kg (European Commission, 2018).

1.1 - Sistemas Digitais em Radiologia

A introdução dos sistemas digitais em Radiologia aconteceu na década de 80 do século passado (embora só se tenha afirmado a partir da década de 90) e representou, do ponto de vista tecnológico, um enorme avanço revolucionando, não só, a forma de comunicação entre os Serviços de Radiologia e os médicos prescritores de exames, mas também porque permitiu a redução da dose de exposição à radiação X (Schaefer-Prokop, Neitzel, Venema, Uffmann, & Prokop, 2008).

Assim, pode-se afirmar que a introdução dos sistemas digitais em Radiologia Geral trouxe inúmeras vantagens quando comparados com os sistemas analógicos (ecrã-filme), nomeadamente: redução de custos, aumento da capacidade de armazenamento de dados, integração com *Sistemas de Arquivo e Comunicação de Imagens* (PACS), fazendo com que os dados clínicos imagiológicos possam ser acedidos e partilhados digitalmente entre profissionais e instituições hospitalares. Outra grande vantagem, é a elevada gama dinâmica dos sistemas digitais, sendo que esta representa a diferença entre a dose máxima e mínima com a qual o sistema consegue proporcionar uma imagem de qualidade (Tavares, 2013). Isto significa que mesmo que exista uma grande variabilidade na dose que chega ao detetor, a visualização de estruturas é pouco afetada, permitindo melhorar a qualidade diagnóstica dos exames radiográficos sem que haja necessidade de elevar a dose de exposição (Lança & Silva, 2013; Tavares, 2013). No entanto, a Radiologia Digital também apresenta alguns riscos: a possível ocorrência de sobre-exposição, a qual pode não ser detetada através da imagem porque ao contrário dos sistemas analógicos, a sobre-exposição não tem tradução direta na imagem; assim como um processamento de imagem inadequado pode levar a supressão de informação diagnóstica (Schaefer-Prokop et al., 2008).

Nas últimas décadas a transição de sistemas analógicos para sistemas digitais tem sido uma realidade em quase todos os Serviços de Radiologia nacionais, existindo por isso uma grande necessidade de conhecimento acerca do tipo de tecnologia que está disponível. Atualmente, existem dois tipos de sistemas de Radiologia Digital: *Radiologia Computorizada* (CR) e *Radiologia Digital* (DR).

1.1.1 – Radiologia Computorizada

Os sistemas de CR baseiam-se num processo de conversão indireta o qual decorre em duas etapas. Na primeira, a radiação X é capturada por um ecrã (ou *image plate*) que

possui cristais de fósforo, contendo diferentes halogenetos aos quais se adicionam európio (BaFX:Eu^{2+} , onde X pode ser um dos halogéneos Cl, Br, ou I), formando a imagem latente (Lança & Silva, 2013; Tavares, 2013). Em seguida, este ecrã é fotoestimulado existindo uma captura da luminescência por um fotomultiplicador que a converte em imagem digital (Lança & Silva, 2013). Estes sistemas têm um custo mais baixo em comparação com os DR e são bastante versáteis podendo ser um sistema baseado em cassetes ou integrados no equipamento radiológico (Schaefer-Prokop et al., 2008).

1.1.2 - Radiologia Digital

Os sistemas digitais foram introduzidos mais tardiamente e são mais vantajosos porque permitem uma visualização da imagem radiológica quase imediata (não precisam de ser transportados a outro dispositivo de leitura) e possibilitam uma qualidade de imagem superior, sendo no entanto, bastante mais dispendiosos (Schaefer-Prokop et al., 2008). Estão normalmente inseridos nos equipamentos mas na última década tem-se assistido a introdução dos detetores portáteis *wireless* (Lança & Silva, 2013).

Os detetores DR podem ter subjacente dois tipos de tecnologia: conversão direta ou indireta da radiação X em sinal elétrico (Lança & Silva, 2013). Os detetores de conversão direta são constituídos por um material foto-condutor (como o Selénio amorfo) que converte diretamente (apenas numa etapa) os fotões de radiação X em sinal elétrico (Lança & Silva, 2013). Os detetores de conversão indireta têm um processo bi-etápico possuindo um material cintilador (por exemplo: Iodeto de Césio ou Oxissulfureto de Gadolínio) que converte a radiação X em luz visível numa primeira fase (Lança & Silva, 2013; Schaefer-Prokop et al., 2008). Em seguida, a luz visível é convertida em sinal elétrico por uma matriz de fotodíodos de Silício amorfo (Lança & Silva, 2013).

1.1.3 - Dose Creep

O avanço tecnológico proporcionado pela Radiologia Digital teve um enorme impacto nos exames radiológicos, no entanto, um dos problemas associados a esta tecnologia prende-se com o facto de se ter perdido a relação direta entre os parâmetros de exposição e o aspeto final da radiografia. Nos sistemas convencionais de ecrã-filme existia uma relação direta entre os parâmetros de exposição e qualidade de imagem

final, sendo que uma imagem sobre-exposta era facilmente identificada pelo seu aspeto enegrecido, levando muitas vezes à sua repetição (Gibson & Davidson, 2012). Nos sistemas digitais e devido à gama dinâmica elevada, uma radiografia sobre-exposta não apresenta qualquer problema de interpretação. Por outro lado, torna-se mais fácil a identificação de uma subexposição pelo aspeto granulado (ruído) visível na radiografia (Gibson & Davidson, 2012). Daí que se tenha vindo a observar uma gradual sobre-exposição dos exames radiográficos, uma vez que os Técnicos de Radiologia tendem a favorecer essa situação, num fenómeno que se designou por *Dose Creep* (Schaefer-Prokop et al., 2008). Este fenómeno é tão relevante que foi apontado pelo *Emergency Care Research Institute* (ECRI Institute) como um dos 10 maiores perigos para os doentes (ECRI Institute, 2017). Uma forma de eliminar ou diminuir este fenómeno é o desenvolvimento de Quadros de Exposição para os exames radiográficos em função do peso do doente (American College of Radiology, 2007).

Desta forma, torna-se muito importante a realização de estudos de investigação que permitam caracterizar as práticas profissionais dos Técnicos de Radiologia, tendo em conta, a identificação de fenómenos de *dose creep*, assim como, estudos de otimização que procurem determinar os melhores parâmetros de exposição para cada exame, e no caso pediátrico, para diferentes escalões de peso ou grupos etários (Moey, Shazli, & Sayed, 2017).

1.1.4 - Descritores de Dose em Radiologia Geral

Em Radiologia Geral são usadas duas medidas de dose principais: ***Kerma à Entrada da Pele (ESK)*** e ***Air Kerma-Área Produto (KAP)*** (IAEA, 2007). A primeira é a medida de dose mais comum em Radiologia Geral e reflete a quantidade de energia absorvida pelos tecidos à superfície da pele incluindo a radiação de retrodispersão (IAEA, 2007; Lança & Silva, 2013; Verdun et al., 2008). A sua unidade é em Gray (Gy) podendo ser medida de forma direta com dosímetros, colocados na pele do doente no centro do campo de exposição, ou calculada através dos parâmetros de exposição e de medições do *output*¹ da ampola (Lança & Silva, 2013; Verdun et al., 2008). O KAP refere-se ao produto entre a dose emitida (Gy) pela área irradiada à superfície da pele (cm²), excluindo a radiação de retrodispersão (Nickoloff, Zheng, Dutta, & So, 2008). Esta grandeza é independente da distância entre a ampola e o dispositivo de medida, os

¹ *Output* da ampola - é o quociente entre o Air Kerma a uma determinada distância e o produto entre a intensidade de corrente e o tempo de exposição

quais estão colocados logo abaixo do colimador (Lima, 2005). Por outro lado, é dependente dos parâmetros de exposição e do campo de exposição utilizado (Lança & Silva, 2013). O KAP permite obter uma indicação da dose total para um ou para um conjunto de exames, possibilitando a comparação entre as exposições para diferentes pacientes e técnicas, ou obter valores absolutos aproximados, após calibração com fantasmas (Lima, 2005).

1.2 - Otimização de Dose

A otimização de um exame radiológico tem como principal objetivo ajustar os parâmetros de exposição e as práticas institucionais de modo que o exame seja obtido com a dose de exposição mais baixa possível mas com máximo benefício para o doente, de forma a cumprir o princípio ALARA em cada exame.

Em pediatria a proteção radiológica envolve três aspetos fundamentais: equipamento radiológico adequado, parâmetros de exposição adaptados às diferentes categorizações pediátricas e implementação de *Níveis de Referência de Diagnóstico* (NRD) aplicáveis a crianças (ICRP, 2013).

No que se refere ao equipamento radiológico, este deve estar em perfeitas condições de funcionamento de acordo com os requisitos estabelecidos legalmente (em Portugal, encontram-se estabelecidos no Decreto-Lei nº108/2018) sendo recomendável que estas verificações aos equipamentos radiológicos estejam integradas num processo de controlo de qualidade (Assembleia da República Portuguesa, 2018; Dymock, Brown, Merritt, & Trumble, 2014; Sulieman et al., 2018). Também a aquisição de equipamentos radiológicos deve ser ponderada no que se refere à realização de exames a crianças, dando-se preferência a equipamentos que possuam materiais de baixa atenuação e permitam medidas de redução de dose de exposição como por exemplo, grelhas *anti-difusoras* (AD) removíveis ou existência de filtração adicional de Cobre (European Commission, 1996b, 2012; ICRP, 2013). Os equipamentos devem também possuir protocolos para as várias zonas anatómicas adequados às diferentes categorizações verificadas na idade pediátrica (ICRP, 2013). Para além disso, existem vários fatores que podem ser manipulados para alcançar valores de dose de exposição mais reduzidos, os quais são importantes para os exames realizados em adultos mas adquirem uma particular relevância nas crianças, nomeadamente: correto posicionamento, colimação adequada, uso de proteções de chumbo, processamento de imagem e parâmetros de exposição.

A Radiologia Pediátrica pode ser desafiante pela pouca colaboração dos doentes, no entanto, o correto posicionamento da criança é fundamental para garantir uma correta centragem e colimação (ICRP, 2013). Para além disso devem ser escolhidos posicionamentos que sejam mais eficazes do ponto de vista da dose absorvida, como por exemplo a incidência *Pósterio-Anterior* (PA), no caso da radiografia de tórax, que deve ser preferencial pela diminuição da dose nas mamas e tiroide, embora as crianças mais pequenas possam ter dificuldade em manter a posição (Kostova-Lefterova, Taseva, Hristova-Popova, & Vassileva, 2015; Whitley, Sloane, Hoadley, Moore, & Alsop, 2005; Willis, 2009). O doente deve estar também posicionado o mais perto possível do detetor (Alzen & Benz-Bohm, 2011).

Relativamente ao campo de exposição, a sua adequação à área anatómica em estudo é um fator importante em proteção radiológica tendo implicações diretas com o KAP. Um campo de exposição demasiado amplo provoca uma exposição desnecessária de tecidos e órgãos elevando o KAP, enquanto que um campo demasiado pequeno poderá levar a uma segunda radiografia (ICRP, 2013). Assim, a colimação adequada é reconhecida como uma boa prática por duas razões: limita a produção de radiação dispersa, aumentando a qualidade da imagem, e reduz a dose de exposição (Alzen & Benz-Bohm, 2011; Bomer, Wiersma-Deijl, & Holscher, 2013; European Commission, 1996b; Herrmann et al., 2012; Willis, 2009).

Também o uso de proteções de chumbo nas zonas adjacentes ao campo de exposição se encontra apontada com uma boa prática de proteção radiológica, tendo em conta a radiação dispersa (European Commission, 1996b; ICRP, 2013).

Uma das grandes vantagens dos sistemas digitais é o uso de algoritmos que permitem executar o processamento de uma imagem. Assim, os exames pediátricos devem ter algoritmos próprios, que permitam elevar a qualidade de imagem devendo ser selecionados antes da realização do exame. Para além disso, existem também ferramentas de pós-processamento que podem ser utilizadas nos casos em que a radiografia é considerada inicialmente inaceitável. Esta opção deve ser ponderada antes da repetição do exame, tendo em conta a diminuição da exposição à radiação X. Desta forma, é fundamental que exista um conhecimento bastante elevado acerca das características dos equipamentos e das potencialidades dos sistemas digitais (Knight, 2014; Pongnapang, 2005).

Outro fator de crucial importância é a seleção dos parâmetros de exposição onde estão incluídos: potencial de ampola, tamanho do ponto focal, filtração adicional, grelha AD, distância foco-detetor, tempo de exposição e controlo automático de exposição. A

radiografia de tórax realizada em crianças envolve um elevado conhecimento acerca da manipulação dos diferentes parâmetros tendo como objetivo a diminuição da exposição.

- **Potencial de Ampola**

Existem recomendações para o uso de valores elevados no potencial da ampola, sendo que vários autores referem que a radiografia de tórax nas crianças mais pequenas deve ser realizada com 65 kV e nos adolescentes com 125 kV (Alzen & Benz-Bohm, 2011; European Commission, 1996b; Knight, 2014; Martin et al., 2013; Pongnapang, 2005). Também a Comunidade Europeia refere o intervalo entre os 60-80 kV, no caso de não se usar grelha AD, e 100-150 kV, nos exames de tórax em que se recorre ao uso de grelha (European Commission, 1996b). Para os bebés recém-nascidos, a Comunidade Europeia recomenda 60-65 kV (European Commission, 1996b).

- **Tamanho do Ponto Focal**

Deve ser usado um ponto focal que varie entre 0,6 e 1,3 mm, de modo que possa ser usado um baixo tempo de exposição (European Commission, 1996b; ICRP, 2013).

- **Filtração Adicional**

O espectro de radiação X usado em qualquer exame radiográfico inclui fotões de baixa energia que em nada contribuem para a qualidade do exame sendo, no entanto, absorvidos pelo doente aumentando a dose de radiação recebida. O uso de filtração adicional pode eliminar estes fotões e contribuir para a redução de dose no doente (ICRP, 2013). De facto, existem vários estudos realizados que referem que o uso de filtração adicional de Cobre reduz a dose à entrada da pele do doente, mantendo a qualidade diagnóstica da imagem (Alzen & Benz-Bohm, 2011; Barba & Culp, 2015; European Commission, 1996b; Hamer et al., 2005; Knight, 2014; Smans, Struelens, Smet, Bosmans, & Vanhavere, 2010; Uffmann & Schaefer-Prokop, 2009).

- **Grelha AD**

As grelhas AD são dispositivos que têm como objetivo eliminar a radiação dispersa, aumentando assim o contraste na imagem, mas em simultâneo condicionam também

um aumento da dose de exposição no doente (Don et al., 2013). Em Radiologia Pediátrica existe unanimidade acerca do uso criterioso deste tipo de dispositivos, no entanto, a sua utilização em crianças mais pequenas é bastante discutível devido à pouca produção de radiação dispersa (Alzen & Benz-Bohm, 2011; American College of Radiology, 2011; Don et al., 2013; Herrmann et al., 2012; ICRP, 2013; Knight, 2014; Willis, 2009). Assim, existem diversas orientações para o uso deste dispositivo em crianças:

- o ICRP recomenda o seu uso a partir dos 8 anos (ICRP, 2013),
- no artigo de revisão de Willis e no de Knight é apontada a espessura de 10/12 cm como o indicador para o uso de grelha, no entanto, é também salientado que esta indicação provém de um estudo onde é usado um fantoma de água; note-se que o tórax é uma estrutura preenchida quase na totalidade por ar. Também neste artigo é apontada a tensão na ampola de 60 kV como indicador para o uso de grelha AD (Knight, 2014; Willis, 2009)
- no documento *Best Practices in Digital Radiography* é mencionado o valor de 12 cm como referência para o uso de grelha AD assim como na campanha de sensibilização para a proteção radiológica pediátrica (Don et al., 2013; Herrmann et al., 2012)
- no artigo de Alzen é referido um diâmetro *ântero-posterior* (AP) torácico de 15 cm (Alzen & Benz-Bohm, 2011).

- **Distância Foco-Detetor (DFD)**

Deve ser dada particular relevância a este fator pelo impacto direto que tem na dose de exposição. Assim, para exames realizados na mesa Bucky a distância mínima deve ser de 115 cm, no entanto é importante que a distância seja a maior possível (Bontrager & Lampignano, 2014; ICRP, 2013; Whitley et al., 2005). No potter vertical a distância mínima deve ser 150 cm devendo o exame ser realizado com 180 cm de DFD, sempre que possível (Bontrager & Lampignano, 2014; ICRP, 2013). A DFD é relevante porque através de estudos recentes sabe-se que aumentando a distância de 100 cm para 122 cm, existe uma diminuição de 4% para exames realizados sem grelha AD e 7% para exames realizados com Bucky (Willis, 2009).

- **Tempo de Exposição**

Os tempos de exposição devem ser mantidos curtos, no entanto em pediatria este fator tem maior impacto uma vez que estes doentes são pouco colaborantes existindo uma enorme dificuldade na imobilização dos mesmos (ICRP, 2013). Na radiografia de tórax, a Comunidade Europeia recomenda tempos de exposição inferiores a 10 ms (nos bebés recém-nascidos, o tempo deve ser inferior a 4 ms) (European Commission, 1996b).

- **Controlo Automático de Exposição (CAE)**

O uso destes dispositivos em crianças não é consensual uma vez que são dependentes da energia do feixe, especialmente em feixes com baixa energia, e por isso quando incorretamente utilizados podem provocar uma extensão do tempo de exposição (ICRP, 2013). No artigo de Willis, é mesmo referida a importância de uma correta calibração destes dispositivos para estas diferenças na energia do feixe (Willis, 2009). Em crianças pequenas, o ICRP, a Comunidade Europeia e o ACR recomenda como melhor alternativa o uso de Quadros de Exposição os quais deverão fazer referenciar os parâmetros de exposição mais adequados a cada exame e categorização pediátrica (European Commission, 1996b; ICRP, 2013; Williams et al., 2007). Também Willis recomenda o uso de quadros de exposição adaptados ao peso, dando preferência à exposição manual (Willis, 2009). Porém, no estudo de Paulo é recomendado o uso de CAE em todos os grupos etários: para crianças abaixo dos 5 anos deve ser utilizada a câmara central, enquanto que para crianças acima dos 5 anos deve ser usada a câmara correspondente ao pulmão direito (Paulo, 2015).

- **Classe de Qualidade de Imagem**

Este parâmetro representa um sistema de classificação que pretende relacionar a qualidade de imagem com os valores de dose pretendidos para cada nível. Assim, criaram-se três classes de qualidade de imagem para os quais correspondem 3 níveis de dose. Nos equipamentos Philips este parâmetro é designado por **S** e apresenta 3 classes: 400 (elevada qualidade de imagem), 800 (qualidade de imagem média) e 1600 (qualidade de imagem baixa) (Busch, 2004).

A otimização da qualidade de imagem é realizada à custa da manipulação destes parâmetros, tendo em conta o princípio ALARA.

1.2.1 - Utilização de NRD

O estabelecimento de NRD's é uma etapa dos processos de otimização e podem ser definidos como "*níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico (...) para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho médio ou em modelos-padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica.*" (European Commission, 1999). É uma ferramenta bastante importante na promoção e implementação de processos de otimização, uma vez que permite realizar a monitorização da dose de exposição, nos exames mais frequentes ou com maior exposição, identificando níveis elevados de dose de exposição promovendo assim a melhoria contínua dos mecanismos de proteção radiológica (Järvinen et al., 2017; Seeram & Brennan, 2006). No que se refere à radiografia de tórax pediátrica, existem NRD's estabelecidos a nível nacional por escalão de peso, nomeadamente: 9 mGy.cm² para o escalão de peso < 5kg, 10 mGy.cm² para o escalão de peso 5 a 15 kg, 15 mGy.cm² para o escalão 15 a 30 kg, 32 mGy.cm² para o escalão 30 a 50 kg e 57 mGy.cm² para o escalão de peso acima dos 50 kg (Paulo, 2015). Internacionalmente, os NRD's têm sido estabelecidos sobretudo por grupos etários estando estes dados disponibilizados em dois importantes documentos da Comissão Europeia: Radiation Protection nº 180 e Radiation Protection nº 185 (European Commission, 2014, 2018). Os NRD's podem ser estabelecidos a nível local, regional ou nacional, sendo que um dos fatores mais relevantes é a sua comparabilidade entre instituições, regiões ou países (European Commission, 2018). Porém, têm surgido dificuldades nesta vertente insistindo-se na necessidade da normalização da apresentação dos resultados, tanto ao nível da categorização das crianças participantes como também na medida de dose usada.

1.3 - Qualidade de Imagem

O conceito de qualidade de imagem em Radiologia é difícil de definir, podendo ser entendido como a fidelidade com que uma estrutura anatómica é demonstrada numa imagem radiográfica, sendo indissociável do seu objetivo diagnóstico (Bushong, 2013;

Lança & Silva, 2013). Uma imagem radiográfica de boa qualidade é fundamental para assegurar um diagnóstico preciso.

Existem diversos parâmetros que afetam a qualidade de uma imagem digital: resolução (espacial e de contraste), ruído e artefactos (Alsleem & Davidson, 2012; Bushong, 2013). A resolução refere-se à capacidade do sistema imagiológico discriminar duas estruturas adjacentes na zona anatómica examinada (Alsleem & Davidson, 2012). A resolução espacial indica a capacidade do sistema de imagem detetar e discriminar dois objetos de pequenas dimensões que estão perto um do outro, sendo influenciada, sobretudo, pelo tamanho do *pixel*. Por sua vez, a resolução de contraste refere-se à discriminação entre dois objetos com pequenas diferenças de densidade entre si, sendo influenciada pela colimação, número de fotões, ruído, radiação dispersa, filtração, propriedades do detetor e algoritmo de reconstrução aplicado. Para além disso, é ainda dependente do contraste do sujeito/objeto, do detetor, do monitor de visualização e das condições de visualização (Alsleem & Davidson, 2012). O ruído na imagem é produzido pela variação estatística dos valores de *pixel* para *pixel*, podendo ser demonstrado pelo desvio-padrão, em regiões homogéneas determinadas, o qual é uma medida que mostra a amplitude dos valores de *pixel* (quanto maior o valor de desvio-padrão, maior o ruído na imagem) (Alsleem & Davidson, 2012). O ruído é facilmente identificável numa imagem radiográfica pelo aspeto granulado que apresenta (Bushong, 2013). Por fim, os artefactos referem-se a acontecimentos que ocorrem na imagem e que mascaram ou imitam uma estrutura anatómica ou patológica (Alsleem & Davidson, 2012).

Assim, a qualidade de imagem deve ser encarada como um equilíbrio entre a exposição (menor possível) e o cumprimento do objetivo clínico do exame, sendo que uma imagem de elevada qualidade é aquela que responde ao seu objetivo clínico. Desta forma, pode-se considerar que a *performance* diagnóstica depende da qualidade da imagem radiológica e da capacidade de interpretação do médico (Alsleem & Davidson, 2012).

1.3.1 - Métodos de Avaliação de Qualidade de Imagem em Radiologia Geral

Existem diversos métodos para avaliar a qualidade das imagens radiográficas, os quais podem ser agrupados em 2 grandes categorias (Meijeir et al., 2017):

- Métodos Físicos/Objetivos – caracterizam-se por realizar medições numéricas da qualidade de imagem e são frequentemente designadas por medidas objetivas de qualidade de imagem.

- Métodos de *Performance* clínica ou Subjetivos – metodologias que assentam na observação e classificação de imagens radiológicas por observadores humanos de acordo com um determinado número de características. Este tipo de metodologia é frequentemente descrita na literatura como sendo subjetiva devido às diferenças de opinião entre os observadores e até mesmo no próprio observador em diferentes ocasiões.

A relação entre estes dois métodos não é ainda suficientemente clara ou entendida (Lança & Silva, 2013).

1.3.1.1 - Avaliação Objetiva

O contraste, resolução e ruído de uma imagem radiográfica podem ser avaliados por medidas objetivas como a *Signal-Noise Ratio/Relação Sinal-Ruído* (SNR), *Modulation Transfer Function/Função de Transferência de Modulação* (MTF), *Noise Power Spectra/Espectro de Poder de Ruído* (NPS ou *Wiener Spectrum*) ou a *Detective Quantum Efficiency/Eficiência de Detecção Quântica* (DQE), as quais permitem caracterizar as propriedades físicas da qualidade de imagem (Lança & Silva, 2013).

A MTF mede a capacidade de um detetor imagiológico reproduzir o contraste do sujeito em várias frequências espaciais, enquanto que o NPS mede as características e padrões de ruído em todas as frequências de imagem (Lança & Silva, 2013).

Por seu lado, a DQE é uma medida do efeito combinado entre o ruído e a *performance* de contraste de um sistema imagiológico, sendo considerada atualmente a medida de referência para descrever ou quantificar a *performance* do mesmo (Lança & Silva, 2013). Quanto maior é a DQE de um detetor, maior é a sua SNR e melhor é a qualidade do detetor.

(Equação 1)

$$DQE = \frac{GXMTF^2(u)}{qNPS(u)}$$

Onde G representa o fator de ganho, X representa a exposição associada a uma medida de NPS, $MTF(u)$ é a MTF pré-amostra, q é a SNR ideal e a $NPS(u)$ é a NPS da imagem de *output* (Lança & Silva, 2013).

Por fim, a SNR representa a relação entre o contraste e o ruído numa imagem sendo um indicador bastante significativo da qualidade de uma imagem radiográfica. Uma diminuição no ruído representa um aumento da SNR, aumentando por consequência a capacidade de deteção do objeto (Lança & Silva, 2013). Esta relação é dada pela

seguinte equação, onde S corresponde à intensidade média de sinal numa determinada estrutura anatómica e N representa o valor de desvio-padrão de uma zona livre de estruturas anatómicas (fundo) (Bourne, 2010):

(Equação 2)
$$SNR = \frac{S}{N}$$

Uma das limitações acerca desta medida de qualidade é que transmite muito pouco acerca da capacidade de visualização de estruturas uma vez que esta depende do contraste da imagem. Assim, a *Contrast-Noise Ratio/Relação Contraste-Ruído* (CNR) é uma medida melhor para descrever o efeito do ruído na informação obtida numa imagem, a qual pode ser calculada através da equação (Bourne, 2010):

(Equação 3)
$$CNR = \frac{\mu_A - \mu_B}{\sigma_F}$$

Nesta equação, o contraste é representado pela diferença de intensidade de sinal entre duas estruturas ($\mu_A - \mu_B$) e o ruído corresponde ao desvio-padrão observado no fundo (σ_F) (Bourne, 2010).

1.3.1.2 - Análise de Contraste-Detalhe

É um método frequente de avaliação de qualidade de imagem, o qual proporciona uma avaliação quantitativa da capacidade de deteção de estruturas de baixo contraste e detalhe numa imagem médica (Alsleem & Davidson, 2012). Neste método, são utilizados fantasmas que possuem uma matriz de buracos com profundidades e diâmetros variáveis, em cujas imagens radiográficas são depois identificados. Esta identificação pode ser realizada por observadores ou por um *software*, o qual representa uma inovação uma vez que possibilita a eliminação da subjetividade inerente a uma avaliação realizada por observadores (Alsleem & Davidson, 2012). A equação seguinte é usada para calcular a Figura da Qualidade de Imagem Inversa (IQF_{inv}), sendo que quanto maior o seu valor, melhor é a detetabilidade de estruturas de baixo contraste (Alsleem & Davidson, 2012).

(Equação 4)
$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum D_j C_i}$$

Onde D_j é o limiar de detalhe e C_i o limiar de contraste. Esta análise proporciona uma análise quantitativa do poder de deteção de detalhes de baixa dimensão e contraste de um sistema imagiológico, sendo por isso considerada um método direto de avaliação de qualidade de imagem. No entanto, uma das críticas apontadas a este método é o facto de o fantoma utilizado simular um doente homogéneo, não representando uma situação real, na qual o ruído provocado pelas estruturas anatómicas de fundo afetam a detetabilidade das estruturas (Alsleem & Davidson, 2012).

1.3.1.3 - Avaliação Subjetiva ou Métodos de *Performance* Clínica

As metodologias de *performance* clínica fornecem uma medida da qualidade clínica da imagem as quais são consideradas subjetivas por serem realizadas por observadores. Assim, deve ser tido em conta que está associada a estes métodos uma grande variabilidade devido à incerteza e às possíveis fontes de viés (Tapiovaara, 2006). Existem duas categorias principais destes estudos de medição de *performance*: visibilidade de estruturas anatómicas e deteção de patologias (Lança & Silva, 2013).

- Avaliação da Visibilidade de Estruturas Anatómicas

Neste tipo de metodologia está subjacente que a visualização de determinadas estruturas anatómicas está diretamente relacionada com a capacidade de detetar identidades patológicas, existindo duas categorias principais deste tipo de estudos: *Fulfilment of Image Criteria* (IC) e *Visual Grading Analysis* (VGA) (Alsleem & Davidson, 2012; Bath & Mansson, 2007). No primeiro caso, o observador tem de assinalar o cumprimento ou não de um determinado critério, o qual é uma afirmação do nível necessário de reprodução de uma determinada estrutura anatómica (Bath & Mansson, 2007). Estes critérios são frequentemente retirados de dois documentos publicados pela Comissão Europeia em 1996, nos quais foram estabelecidos os critérios anatómicos para diferentes exames radiográficos realizados em adultos e crianças (European Commission, 1996b, 1996a). No final é calculado um *score* para cada imagem, o qual é uma proporção dos critérios cumpridos (Bath & Mansson, 2007).

No caso da VGA, o observador classifica a visualização das estruturas anatómicas utilizando uma escala de medida, normalmente de 3 ou 5 pontos (do tipo Likert), dando mais liberdade ao observador para emitir a sua opinião acerca da qualidade da imagem (Bath & Mansson, 2007). Este processo pode ser realizado de maneira absoluta (sem

imagem de referência) ou relativa, na qual o observador compara uma imagem com outra imagem de referência (Bath & Mansson, 2007). Os dados desta avaliação são depois utilizados para calcular o *VGA score*, o qual é definido como sendo o valor médio de todas as classificações dado pela seguinte equação (Mansson, 2000):

(Equação 5)
$$VGAS = \frac{\sum S_c}{N_i N_o}$$

Onde S_c representa o somatório dos *scores* por observador e imagem, N_i o número total de imagens e N_o o número total de observadores.

- o Deteção de Patologias

Neste tipo de estudos pretende-se avaliar a capacidade para a deteção de determinada patologia, seja em seres humanos ou em fantomas, sendo que o método *gold standard* para quantificar a *performance* de um determinado teste diagnóstico (ex: exame radiográfico) é a análise *Receiver Operating Characteristic* (ROC) (Tapiovaara, 2006). Esta metodologia baseia-se na discriminação entre duas populações (doente/não doente) sendo que a sua construção assenta nos valores de sensibilidade (probabilidade condicional de um teste ser positivo dado que o indivíduo é doente) e de especificidade (probabilidade condicional de um teste ser negativo dado que o indivíduo é não doente) calculados ao fazer-se variar o ponto de corte ao longo do eixo de decisão (Cunha, Eiras, & Teixeira, 2011). A partir desta análise, é possível obter um índice, *Area Under the Curve* (AUC), que corresponde à probabilidade do teste classificar corretamente um indivíduo como doente ou não doente, variando entre 0,5 e 1 (quanto mais de próximo de 1, melhor é o poder de discriminação entre as duas populações) (Cunha et al., 2011). Mais recentemente, tem havido tentativas de adaptar os pressupostos da análise ROC aos estudos de avaliação de qualidade de imagem que utilizam a VGA, numa metodologia designada por *Visual Grading Characteristics Analysis* (VGC), onde para cada comparação a ser feita é criada uma tabela de $2 \times n$, onde n representa o número de categorias usadas para classificar uma imagem (Bath & Mansson, 2007). Esta tabela é depois re-agrupada em tabelas de 2×2 de forma sucessiva, de forma a se obterem pares que permitam a construção de uma curva, a qual pode ser feita em *softwares* próprios. Estes apresentam ainda o valor para a AUC, desvio-padrão e respetivos intervalos de confiança. Assim, numa análise VGC realizada num estudo de avaliação de qualidade de imagem entre dois métodos, um valor de

AUC=0,5 corresponde a uma qualidade de imagem igual nas duas modalidades em estudo (Bath & Mansson, 2007). Assim, pode-se afirmar que a curva ROC pode ser considerado um bom descritor da qualidade de uma imagem (Tapiovaara, 2006)

No Apêndice I, encontra-se a *Scoping Review* realizada com o objetivo de identificar os estudos mais recentes acerca de avaliação de qualidade de imagem realizados em Radiologia Geral.

2. Metodologia

O presente capítulo descreve a metodologia utilizada neste estudo referindo todos os aspetos pertinentes ao desenvolvimento deste processo de investigação, sendo que este decorreu em 3 etapas fundamentais: Parte I (testes experimentais com fantasmas e respetiva avaliação de qualidade), Parte II (aplicação na prática clínica) e Parte III (avaliação da qualidade de imagem).

2.1 - Tipo de Estudo

Este estudo caracterizou-se por ter uma componente experimental (Parte I), sendo também analítico e transversal. Ou seja, é um estudo experimental uma vez que existe o envolvimento de uma intervenção experimental dos investigadores sobre as unidades de investigação, o que neste caso corresponde à parte destinada à otimização dos parâmetros de exposição para a radiografia de tórax pediátrica que decorreu, exclusivamente, em fantasmas (Aguiar, 2007).

Para além disso este estudo apresenta uma componente analítica e transversal, uma vez que pretende verificar a existência de uma associação entre a otimização dos parâmetros de exposição numa radiografia de tórax, a um determinado grupo populacional, e uma elevada qualidade diagnóstica num determinado momento (Parte II e III) (Aguiar, 2007; Lima-Costa, 2003).

2.2 - Local de Estudo

O estudo decorreu no Serviço de Imagiologia Geral de um hospital público, universitário, geral não exclusivamente pediátrico.

2.3 - Parte I – Testes Experimentais com Fantasmas

A primeira parte deste estudo pretendeu desenvolver protocolos de exposição radiológica para as radiografias de tórax em posição PA ou AP adequados aos diferentes escalões de peso observados nos utentes com idade pediátrica (0-18 anos). Assim, realizou-se uma revisão de literatura cujo objetivo principal foi caracterizar o estado da arte relativamente à otimização dos parâmetros de exposição em radiografias

de tórax pediátricas em Sistemas de DR. Uma revisão de literatura refere-se a um estudo amplo/abrangente sobre um determinado assunto em investigação, bem como a sua respetiva interpretação (Aveyard, 2014). Neste caso, a pesquisa foi realizada em duas bases de dados, PubMed e nos *Repositórios Científicos de Acesso Aberto de Portugal* (RCAAP), de forma a que se pudessem identificar estudos primários e/ou secundários que apresentassem protocolos de otimização, com particular enfoque na radiografia de tórax pediátrica. Assim, foram identificados os parâmetros de exposição que têm maior impacto na exposição, nomeadamente: potencial de ampola (kV), intensidade (mAs), uso de CAE, uso de filtração adicional, Classe de Qualidade de Imagem (S) e uso de grelha AD.

2.3.1. - Equipamento

O equipamento utilizado para realizar os testes é da marca e modelo Philips Digital Diagnost, o qual possui um detetor Pixium 4600 (43 cm x 43 cm) constituído por iodeto de céσιο e selénio amorfo, com uma matriz de 3 000 x 3 000 *pixel*, o tamanho do *pixel* é de 143 µm e a profundidade da escala de cinzentos é de 14bit. É um sistema digital direto de conversão indireta, uma vez que o sinal é convertido em luz pelo iodeto de céσιο e só depois em digital pelo selénio amorfo. Este sistema possui uma filtração permanente de 2,5 mm Al, uma grelha AD (índice de grelha de 12:1 e 36 linhas/cm) e uma ampola com três pontos focais: 0,6, 0,9 e 1,2 mm. O CAE é realizado através de 3 câmaras de exposição da marca Philips e modelo Amplimat. A estimativa do Air Kerma-Área produto (KAP) é feita através de um *software* do próprio equipamento.

2.3.2 - Fantomas

Os fantomas antropomórficos utilizados foram:

- CIRS ATOM[®] 705 (A) – fantoma antropomórfico específico para a investigação dosimétrica que simula uma criança de 5 anos com uma altura de 110 cm, um peso de 19 kg e possui um tórax com as dimensões 14x17cm (Figura 2.1)
- KYOTO KAGAKU[®] PBU-60 (B) – fantoma de corpo inteiro com um esqueleto de tamanho real com um comprimento de 165 cm e um peso de 50 kg (Figura 2.1).

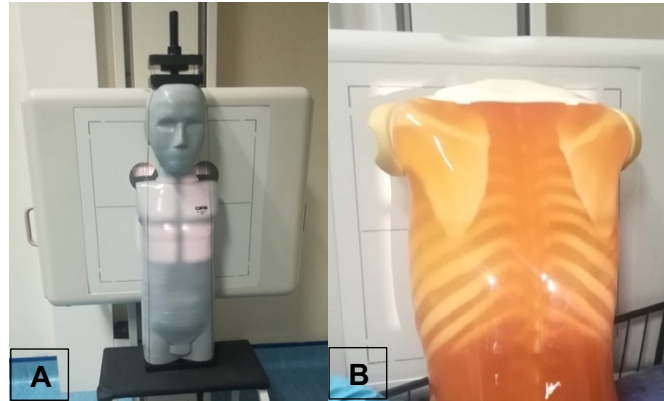


Figura 2.1 - Fantasmas antropomórficos utilizados e respetivo posicionamento

A - CIRS ATOM® 705 B - KYOTO KAGAKU® PBU-60

2.3.3 - Controlo de Qualidade

Embora o equipamento radiológico utilizado neste estudo esteja abrangido por um programa de controlo de qualidade, o qual prevê testes anuais (relatório no Anexo – Capítulo 7.1), foram realizados alguns testes antes de se iniciarem os testes de otimização, tendo sido utilizados os seguintes dispositivos:

- Multímetro de radiação Unfors Xi (Figura 2.2 - A)
- Ray Safe DXR+ (Figura 2.2 - B).

Os testes realizados incluíram a aferição da tensão de ampola, tempo de exposição, filtração total e do alinhamento da luz de centragem com o campo de exposição (Assembleia da República Portuguesa, 2018).

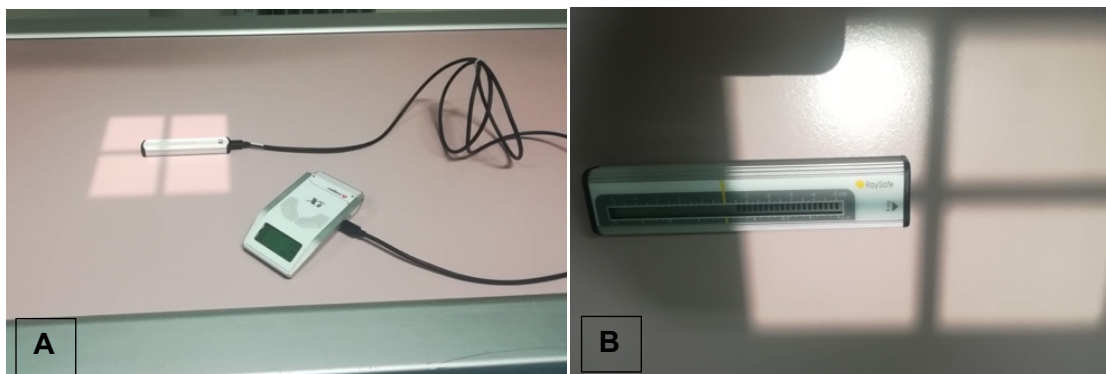


Figura 2.2 – Equipamento para a realização de testes de controlo de qualidade

2.3.4 - Realização de Testes e Avaliação da Qualidade das Radiografias Realizadas com os Fantomas

Para ambos os fantomas foram realizadas diversas exposições que pretendiam testar várias combinações de parâmetros de exposição, nomeadamente, potencial de ampola (kV), produto intensidade de corrente pelo tempo de exposição (mAs), uso de câmaras de ionização, filtração adicional, classe de qualidade de imagem e grelha AD. Para o fantoma CIRS ATOM® 705 o campo de exposição foi de 19 x 22 cm, enquanto que para o fantoma KYOTO KAGAKU® PBU-60 o campo tinha as dimensões 34 x 38 cm. A DFD foi em todas as exposições de 180 cm. Em cada exposição procedeu-se à recolha de determinados dados, nomeadamente, mAs resultante (quando usada o CAE), KAP e tempo de exposição. Foi também realizada uma análise de cada imagem resultante onde foi calculada a SNR, utilizando-se para isso o *software* RadiAnt DICOM Viewer®. Para cada imagem foram marcadas 4 *Regiões de Interesse* (ROI) no fundo da imagem, no parênquima pulmonar (abaixo da 7ª costela), no osso (1/3 externo da clavícula) e em partes moles (diafragma). Nas imagens obtidas com o fantoma CIRS ATOM® 705, as ROI apresentam uma área de 0,13 cm² contendo 682 *pixel*. Para as imagens obtidas com o fantoma KYOTO KAGAKU PBU-60, a área das ROI é de 0,31 cm² e o número de *pixel* contido nessa mesma área é de 1 589.

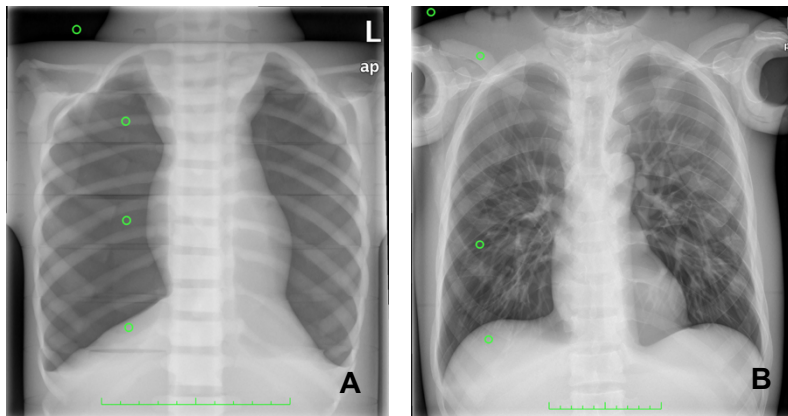


Figura 2.3 - Localização das ROI's para cada imagem obtida para cálculo da SNR
 A – Fantoma CIRS® ATOM 705 B - Fantoma KYOTO KAGAKU PBU-60

A SNR foi calculada utilizando o método descrito em Bourne, segundo a seguinte equação (Bourne, 2010):

(Equação 6):
$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} * 0,66$$

Em que μ corresponde ao valor médio do sinal das 4 ROI's e σ refere-se ao desvio-padrão da ROI do fundo.

A CNR foi calculada segundo a seguinte equação (Meijeir et al., 2017):

(Equação 7):

$$CNR = \frac{|x_1 - x_2|}{\frac{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}}{2}}$$

Onde x_1 corresponde ao valor de sinal do ROI do fundo, x_2 ao valor do sinal do ROI do parênquima, σ_1 ao desvio-padrão do fundo e σ_2 ao desvio-padrão do parênquima.

2.4 - Parte II – Aplicação na Prática Clínica

Após serem identificados os melhores protocolos à realização da radiografia de tórax pediátrica, em diferentes escalões de peso, os mesmos foram aplicados com aprovação clínica, procedendo-se à recolha de dados radiográficos e dose conforme descrito abaixo.

2.4.1 - População e Amostra

Neste estudo a população é constituída por utentes pediátricos (0-18 anos) do Serviço de Imagiologia que realizaram uma radiografia ao tórax em incidência AP/PA durante o período de recolha de dados. O processo de amostragem foi não probabilístico, adotando-se uma amostra por conveniência/acidental, tendo sido recrutados todos os utentes de forma consecutiva que cumpriam os seguintes critérios de inclusão: ter idade pediátrica (0-18 anos); realizar o exame na sala Philips Digital Diagnost 2 e com o detetor digital Pixium 4600. Nesta amostra foram excluídos todos os utentes que realizaram os seus exames no Serviço de Urgência ou no Internamento (com equipamentos portáteis). A categorização dos utentes foi realizada tendo em conta as orientações do documento Radiation Protection nº 185 (European Commission, 2018).

2.4.2 - Variáveis

Neste estudo, foram recolhidas diversas variáveis relativamente ao utente e ao exame radiográfico, as quais estão discriminadas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Descrição das variáveis recolhidas

Variável	Tipo	Classificação	Definição
Idade	Quantitativa	Razão	Idade da criança em anos no momento do exame
Género	Qualitativa	Nominal	Sexo da criança
Peso	Quantitativa	Razão	Peso da criança (em kg) no momento do exame
Altura	Quantitativa	Razão	Altura da criança (em cm) no momento do exame
Diâmetro AP do Tórax	Quantitativa	Razão	Diâmetro ântero-posterior do tórax (em cm)
Índice de Massa Corporal	Quantitativa	Razão	Razão entre o peso e o quadrado da altura da criança
Projeção	Qualitativa	Nominal	Tipo de incidência realizada
Potencial de ampola	Quantitativa	Razão	Tensão na ampola (em kV)
Intensidade	Quantitativa	Razão	Produto corrente na ampola por tempo de exposição (em mAs)
Tempo de Exposição	Quantitativa	Razão	Tempo de exposição (em ms)
DFD	Quantitativa	Razão	Distância Foco Detetor (em cm)
Colimação	Quantitativa	Razão	Dimensão do campo de exposição (em cm ²)
Filtração Adicional	Qualitativa	Nominal	Exame realizado com filtração adicional
Ponto Focal	Qualitativa	Nominal	Descrição do ponto focal usado
Grelha AD	Qualitativa	Nominal	Exame realizado com grelha Anti-Difusora
Uso de Câmaras de Ionização	Qualitativa	Nominal	Exame realizado com câmara de ionização
Localização da Câmara	Qualitativa	Nominal	Localização da câmara usada no exame
DAP	Quantitativa	Numérica	Dose-área produto (em mGy.cm ²) do exame

2.4.3 - Instrumentos de Recolha de Dados

A recolha das variáveis relativas ao utente e aos parâmetros de exposição e de dose do exame radiográfico foi realizada no momento da realização do mesmo pela investigadora utilizando o instrumento que é apresentado no Apêndice 2. As variáveis de carácter antropométrico foram recolhidas com o auxílio de uma balança (peso), craveira (diâmetro AP do tórax) e fita métrica (altura).

2.5 - Parte III - Avaliação da Qualidade de Imagem

A avaliação da qualidade de imagem foi realizada de forma objetiva e subjetiva.

2.5.1 - Avaliação Objetiva

2.5.1.1 - Seleção de Imagens

Os exames realizados na fase pós-otimização foram analisados na sua totalidade, sendo que os doentes que tinham exames anteriores (antes da entrada em vigor do protocolo de otimização) foram também objeto de análise. Para os doentes que não possuíam exames anteriores, foram selecionados aleatoriamente exames do ano de 2017 que coincidissem com o escalão de peso utilizando a tabela de conversão apresentada no documento Radiation Protection nº 185 (European Commission, 2018).

2.5.1.2 - Metodologia de Avaliação

Em cada imagem selecionada foi calculada a SNR e a CNR, utilizando-se para isso o *software* RadiAnt DICOM Viewer®. Para cada imagem foram marcadas 4 ROI's: fundo da imagem, parênquima pulmonar (abaixo da 7ª costela), osso (1/3 externo da clavícula) e partes moles (diafragma). As ROI's tiveram um tamanho de 0,3102 cm² com cerca de 1 540 pixels. A forma de cálculo da SNR e CNR foi igual à utilizada para a parte de otimização (descrita em 2.3.4)

2.5.2 - Avaliação Subjetiva

2.5.2.1 - Seleção das Imagens

Para esta avaliação foram selecionados 3 exames por escalão de peso para cada fase (pré e pós-otimização). A seleção das imagens teve como principal critério a existência de exames realizados antes e após a otimização. No caso de esta condição não se verificar, foram selecionados exames segundo o método apresentado anteriormente para a avaliação objetiva.

2.5.2.2 - Painel de Observadores

Foi constituído um painel com 5 observadores: 2 Médicos Radiologistas e 3 Técnicos de Radiologia, cujos perfis se encontram descritos na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 - Características dos observadores participantes (experiência profissional e área de especialização)

Observador	Profissão	Nº de Anos de Experiência	Especialização
1	Médico	23	Radiologia (Pediátrica)
2	Técnico de Radiologia	17	Radiologia Convencional
3	Técnico de Radiologia	22	Radiologia Convencional
4	Técnico de Radiologia	13	Radiologia Convencional
5	Médico	2	Internato de Radiologia

2.5.2.3 - Grelha de Avaliação

A grelha de avaliação é constituída por 3 grupos: I - Critérios Anatômicos, II - Características Físicas e III - Aceitabilidade diagnóstica/técnica. O Grupo I apresenta 8 afirmações acerca da visualização de determinadas estruturas anatómicas (ex: traqueia, brônquios principais, diafragma, etc.), tendo por base o documento *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics* (European Commission, 1996b). Para este trabalho apenas foram selecionados os critérios que pudessem ser afetados pela dose de exposição. A escala de avaliação usada classifica o grau de confiança dos observadores, relativamente ao cumprimento de cada um dos critérios, numa escala de 5 itens, a qual já foi anteriormente utilizada em estudos semelhantes (1 - Confiante de que o critério não é cumprido; 2 - Um pouco confiante de que o critério não é cumprido; 3 - Indeciso se o critério é cumprido ou não; 4 - Um pouco confiante de que o critério é cumprido; 5 - Confiante de que o critério é cumprido) (Lisson et al., 2018; Muhogora, Msaki, & Padovani, 2015; Tesselaar, Dahlstrom, & Sandborg, 2015). O Grupo II apresenta 3 questões relativamente à classificação dos exames quanto ao seu contraste, ruído e resolução (características físicas). Neste grupo a escala de avaliação é de 3 itens (1 – Inaceitável; 2 – Aceitável; 3 – Ótima). Por fim, é realizada uma questão final sobre a aceitabilidade do exame em análise para fins diagnósticos, ou no caso dos Técnicos de Radiologia, se consideram o exame válido para visualização médica (*Considera esta radiografia aceitável? Sim/Não*). Esta grelha é apresentada na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 - Grelha de avaliação

CrITÉRIOS de Avaliação (AnatÓmicos)	Classificação				
1 – Reprodução visualmente nítida do padrão vascular dos pulmões, particularmente dos vasos periféricos	1	2	3	4	5
2 – Reprodução visualmente nítida da traqueia.	1	2	3	4	5
3 - Reprodução visualmente nítida dos brônquios proximais.	1	2	3	4	5
4 – Reprodução visualmente nítida do diafragma.	1	2	3	4	5
5 - Reprodução visualmente nítida dos seios costo-frénicos.	1	2	3	4	5
6 – Visualização da coluna vertebral através da sombra cardíaca.	1	2	3	4	5
7 – Visualização de pulmão retrocardíaco.	1	2	3	4	5
8 - Visualização do mediastino.	1	2	3	4	5
CrITÉRIOS de Avaliação (Características Físicas da Imagem)	Classificação				
9 - Como avalia esta radiografia relativamente ao Contraste?	1	2	3		
10 - Como avalia esta radiografia relativamente ao Ruído?	1	2	3		
11 - Como avalia esta radiografia relativamente à Resolução?	1	2	3		
Aceitabilidade	Classificação				
12 - Considera esta radiografia aceitável?	Sim	Não			

Esta grelha foi alvo de um pré-teste realizado com 3 observadores (1 Médico Radiologista e 2 Técnicos de Radiologia), utilizando os exames realizados ao fantoma KYOTO KAGAKU PBU-60, aos quais foi pedido a sua opinião sobre o entendimento dos itens, conceitos e escalas de avaliação apresentados bem como a identificação de algum problema ou barreira ao preenchimento da grelha de avaliação (Bowling, 2014; Hill & Hill, 2005).

2.5.2.4 - Procedimento de Avaliação

As imagens e a respetiva grelha de avaliação foram disponibilizadas aos avaliadores através do *software* ViewDex®, o qual foi considerado uma ferramenta eficiente e fácil de utilizar em estudos de avaliação de qualidade de imagem em Radiologia, permitindo a tornar aleatória a organização das imagens (Hakansson, Svensson, Zachrisson, Svalkvist, & Bath, 2010). Os observadores fizeram as suas avaliações no mesmo monitor, de forma cega (desconheciam os parâmetros de exposição dos exames, os valores de dose e os resultados das avaliações dos outros observadores), independente e sem limite de tempo. Antes do início da avaliação, cada observador foi informado acerca dos objetivos da avaliação, do tipo de imagens que iria observar e da escala

utilizada. O monitor de visualização é da marca WIDE®MX20 2MP com 21,3 polegadas, tendo uma resolução de 1200x1600 e uma profundidade de cor de 14bit.

2.6 - Análise dos Dados

Os dados antropométricos, radiográficos e de avaliação da qualidade de imagem recolhidos durante o estudo foram adicionados a uma base de dados utilizando o *software* IBM® *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS)® Statistics 24, o qual também foi utilizado para realizar todas as análises estatísticas (IBM, 2016).

Os dados radiográficos foram submetidos a uma análise estatística descritiva, enquanto que nas variáveis antropomórficas (“Peso”, “Altura”, “Diâmetro AP do Tórax” e “IMC”) e “KAP” foram realizadas análises estatísticas bivariadas a fim de avaliar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes escalões de peso em cada fase e, em seguida, entre as duas fases (pré e pós otimização). O teste de Shapiro-Wilk e o teste de Levene foram realizados para avaliar a normalidade das distribuições e a homogeneidade da variância, respetivamente. As distribuições foram consideradas não normais, por isso os testes de Mann-Whitney e Kruskal-Wallis foram usados para comparar diferentes grupos. As conclusões foram obtidas para um nível de significância de 5% (α). O Coeficiente de Spearman foi utilizado para quantificar a força e a direção da associação entre a dose e o escalão de peso nas duas fases em análise.

Os cálculos da SNR e CNR foram realizados no *software* Microsoft® Excel v. 16.16.5, sendo que a análise estatística subsequente foi realizado no IBM® *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS)® Statistics 21. O teste de Shapiro-Wilk e o teste de Levene foram realizados para avaliar a normalidade das distribuições e a homogeneidade da variância, respetivamente. A distribuição da SNR e CNR por fase foram consideradas não normais pelo que foram realizados testes não paramétricos (Mann-Whitney) para avaliar a existência de diferenças entre as fases de pré e pós-otimização. As distribuições de CNR e SNR por escalão de peso e fase foram consideradas, na sua maioria, normais pelo que a avaliação de diferenças entre ambas as fases, por escalão de peso, foi realizada com o auxílio do Teste *T* de Student.

Nos exames que foram selecionados para avaliação subjetiva foi realizada a *Visual Grading Analysis* (VGA) calculando-se os *scores* médios de cada critério, por classe profissional e por fase. Simultaneamente, foi também realizada a *Visual Grading Characteristics Analysis* (VGC), utilizando-se o site www.jrocfi.org, no qual é possível obter os pontos para cálculo da curva ROC assim como os valores de AUC e respetivos

Intervalos de Confiança (Eng., n.d.). Caso o Intervalo de Confiança não contenha o valor de 0,5, o qual corresponde a uma qualidade de imagem igual nas duas modalidades em estudo, a diferença entre as duas modalidades é estatisticamente significativa a um nível de 95%.

2.7 - Questões Éticas

A realização desta investigação esteve subjacente à obtenção das devidas autorizações e pareceres, nomeadamente: Conselho de Ética da ESTeSL, Diretor do Serviço de Imagiologia Geral, Técnica Coordenadora do Serviço de Imagiologia Geral, Diretora Clínica e Comissão de Ética do Hospital acolhedor do estudo (Anexos 7.2, 7.3, 7.4).

A metodologia seguida nesta investigação esteve de acordo com os princípios éticos de investigação, salvaguardando-se o anonimato e confidencialidade de todos os dados recolhidos. As radiografias que foram alvo de avaliação da qualidade de imagem estavam devidamente anonimizadas, não existindo qualquer informação sobre o sexo, idade ou informação clínica.

Não existiu nenhum conflito de interesses neste estudo.

3. Apresentação de Resultados

Neste capítulo pretende-se apresentar os dados obtidos encontrando-se dividido em 3 partes principais: Parte I (otimização dos parâmetros de exposição), Parte II (aplicação de novos protocolos para a radiografia de tórax pediátrica) e Parte III (avaliação da qualidade dos exames realizados).

3.1 - Parte I - Otimização dos Parâmetros de Exposição

3.1.1 - Testes de Otimização

Para o fantoma CIRS ATOM[®] 705 foram realizados 22 testes distribuídos por 3 valores de potencial de ampola: 66 kV (n=2), 81 kV (n=7) e 109/110 kV (n=13). A seleção dos valores de potencial testados tiveram em conta dois critérios: pertencerem aos protocolos existentes no serviço (no caso dos 66 kV e dos 109/110 kV) ou estarem referenciados na bibliografia (no caso dos 81 kV) (Paulo, 2015). Em seguida foram criadas diferentes combinações dos restantes parâmetros de exposição, de acordo com a revisão de literatura realizada: uso de grelha AD, uso de filtração adicional, CAE vs seleção manual do produto intensidade de corrente pelo tempo de exposição (mAs) e S. Após a realização dos testes com os fantasmas, foram analisados os respetivos tempos de exposição (ms), produto intensidade de corrente pelo tempo de exposição (mAs), KAP e SNR, conforme apresentado na Tabela 3.1.

No que se refere à avaliação dos testes realizados com o fantoma CIRS ATOM[®] 705 e tendo em conta o KAP e a SNR, os melhores resultados obtidos foram:

- 66 kV - uso de filtração adicional 0,1mm Cu e CAE (Câmara Central)
- 81 kV:
 - uso de filtração adicional 0,1mm Cu e CAE (Câmara Central) ou
 - uso de filtração adicional 0,1mm Cu e 1 mAs
- 109 kV:
 - uso de filtração adicional 0,1mm Cu e 1 mAs, representando uma diminuição de cerca de 67% relativamente ao KAP havendo também, no entanto, uma diminuição na SNR em cerca de 17% **ou**
 - uso de filtração adicional 0,1mm Cu, CAE (câmara central) e S800 – para que a SNR se mantenha ao nível habitual, é necessário aumentar o parâmetro S.

No caso dos potenciais mais baixos, 66 e 81 kV, não foram realizadas comparações com a prática habitual visto que não existe nenhum protocolo pediátrico em vigor no Serviço de Imagiologia que apresente o valor aproximado de 80 kV. No que se refere ao valor de 66 kV, não foram realizados mais testes uma vez que o fantoma utilizado correspondia a uma criança de 5 anos e este valor de potencial de ampola é utilizado em bebés.

Tabela 3.1 – Resultados obtidos com os testes realizados com o fantoma CIRS ATOM[®] 705

Teste N°	Tensão (kV)	Grelha	CAE	Filtração Adicional	mAs	ms	DAP (mGy.cm ²)	S	SNR
1	66	✓	Central	-	(12)	16	67,1	400	79,42
2	66	✓	Central	0,1mm Cu	(17)	24,2	38,59	400	86,82
3	81	✓	Central	0,2mm Cu	(8)	13,1	20,28	400	81,88
4	81	✓	Central	0,1mm Cu	(7)	10,8	24,67	400	83,51
5	81	✓	Central	-	(5)	8,16	41,05	400	80,65
6	81	✓	-	0,1mm Cu	1	1,82	3,82	400	48,84
7	81	✓	-	-	1	1,82	8,38	400	56,25
8	81	-	-	-	1	1,8	8,38	400	67,65
9	81	-	-	0,1mm Cu	1	1,8	3,82	400	120,97
10	110	✓	Central	-	(2)	4	25,95	400	75,50
11	110	✓	Central	-	(2)	3,7	25,18	400	86,28
12	110	✓	Central	0,1mm Cu	(2)	4,7	17,72	400	87,49
13	110	✓	Central	0,2mm Cu	(2)	5,47	15,28	400	79,76
14	110	✓	-	-	3	7,44	45,30	400	90,05
15	109	✓	-	-	1	2,45	14,51	400	74,54
16	109	✓	-	0,1mm Cu	1	2,45	8,06	400	71,45
17	109	-	Central	0,1mm Cu	(1)	2,3	8,65	400	103,87
18	109	-	Central	-	(1)	1,91	12,86	400	100,88
19	109	✓	Central	0,1mm Cu	(1)	2,52	9,40	800	85,91
20	109	✓	-	0,1mm Cu	1	2,45	8,15	800	65,86
21	110	✓	-	0,1mmCu	3	7,44	25,01	800	82,85
22	110	✓	-	-	3	7,44	45,58	800	63,51

Protocolo em vigor

No caso do fantoma KYOTO KAGAKU PBU-60 foram realizados 10 testes distribuídos por dois valores de potencial de ampola: 110 kV (n=3) e 125 kV (n=7). A seleção destes valores teve por base os protocolos existentes nos equipamentos, nos quais a seleção de 125 kV corresponde a um protocolo de adulto. Também com este fantoma, foram testadas diferentes combinações de parâmetros de exposição: uso de CAE, uso de filtração adicional e S. Os resultados destes testes estão apresentados na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Resultados obtidos com os testes realizados com o fantoma Kyoto Kagaku PBU-60

Teste N°	Tensão (kV)	Grelha	CAE	Filtração Adicional	mAs	ms	DAP (mGy.cm ²)	S	SNR
1	110	✓	Laterais	-	(1)	1,9	41,39	400	30,55
2	110	✓	Lat. Dta.	-	(1)	1,9	40,92	400	33,75
3	110	✓	Lat. Dto.	0,1mm Cu	(1)	2,4	28,14	400	38,79
4	125	✓	Laterais	0,1mm Cu	(1)	1,8	37,82	400	45,20
5	125	✓	Lat. Dto.	0,1mm Cu	(1)	1,75	36,52	400	42,53
6	125	✓	Lat. Dto.	0,2mm Cu	(1)	1,95	32,15	400	42,40
7	125	✓	Laterais	0,2mm Cu	(1)	1,98	32,41	400	42,33
8	125	✓	Lat. Dto.	0,2mm Cu	(1)	1,23	20,98	800	37,48
9	125	✓	Laterais	0,2mm Cu	(1)	1,24	20,73	800	38,78
10	125	✓	Laterais	0,1mm Cu	(1)	1,15	24,57	800	39,77

Protocolo em vigor

Para o fantoma KYOTO KAGAKU PBU-60, os melhores resultados são:

- 110 kV - uso de filtração adicional 0,1mm Cu e CAE (Lateral Direita), representando uma diminuição de cerca de 32% no valor de KAP e um aumento na SNR

- 125 kV:

- uso de filtração adicional de 0,2mm Cu, CAE (Lat. Dta.) representando uma diminuição de 15% no valor de KAP e 6% na SNR no que se refere à prática atual.
- uso de filtração adicional 0,2mm Cu, CAE (Laterais) e S800, que proporciona uma diminuição de 45% no KAP e uma diminuição de apenas 15% na SNR.

3.1.2 - Protocolo Resultante

Tendo em conta os resultados obtidos com os testes, a revisão de literatura realizada e a reflexão realizada em conjunto com a Coordenação Técnica e corpo clínico do Serviço de Imagiologia, foi adotado um protocolo para a realização da radiografia de tórax pediátrica, baseado em 5 escalões de peso, o qual é apresentado na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 - Protocolo para a radiografia de tórax pediátrica, em incidência AP/PA, adotado pelo Serviço de Imagiologia

Peso	Tensão na Ampola	Produto Corrente na Ampola por Tempo de Exposição	CAE ⁽¹⁾	Filtração	Grelha AD
<5 kg	66	1	Central	0,1 mm Cu	Não
5 a 15 kg	81	1	Central	0,1 mm Cu	Não
15 a 30 kg	96	1	Lat. Dta.	0,1 mm Cu	Sim
30 a 50 kg	110	1	Lat. Dta.	0,1 mm Cu	Sim
50 a 80 kg	125	1	Lat. Dta.	0,2 mm Cu	Sim

⁽¹⁾ CAE pode ser usado como alternativa

⁽²⁾ Classe de Qualidade de Imagem

3.2 – Parte II - Aplicação do Protocolo

3.2.1 - Caracterização da Amostra

Os dados radiográficos foram recolhidos durante cerca de 1 mês e foi obtida uma amostra de 44 exames dos quais 26 (59,1%) foram realizados em crianças do género masculino. A distribuição das variáveis “Género” e “Escalão de Peso” encontra-se demonstrada nos Gráficos 3.1 e 3.2.

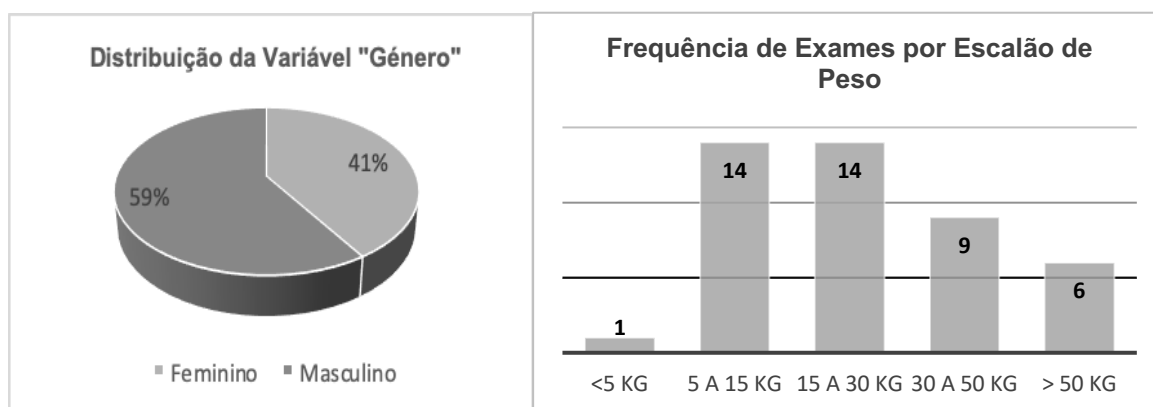


Gráfico 3.1 e 3.2 - Distribuição da Variável Género e Frequência de Exames por Escalão de Peso

Os dados antropométricos desta amostra, distribuídos por escalão de peso, podem ser observados na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 - Dados antropométricos: peso, altura, IMC e diâmetro AP do tórax (mediana e desvio-padrão)

Escalão	n	Peso (kg)	Altura (m)	Diâmetro AP do Tórax (cm)	IMC (kg/m ²)
1	1	4,9	0,65	9,0	9,5
2	14	10,3 ± 1,97	0,85 ± 0,09	10,5 ± 1,75	14,0 ± 1,87
3	14	18,8 ± 4,61	1,11 ± 0,13	14,0 ± 2,50	15,1 ± 1,90
4	9	38,0 ± 6,57	1,52 ± 0,12	17,0 ± 4,49	18,3 ± 1,88
5	6	52,5 ± 9,34	1,66 ± 0,09	20,8 ± 5,53	19,6 ± 3,54

3.2.2 - Comparação Fases Pré vs Pós-Otimização

▪ Parâmetros de Exposição

Relativamente aos parâmetros de exposição, apresenta-se uma comparação dos parâmetros de exposição utilizados em ambas as fases, nomeadamente, potencial de ampola (kV), produto entre a corrente da ampola e o tempo de exposição (mAs), uso de filtração adicional e de grelha AD.

Na Tabela 3.5 encontram-se descritos os valores medianos, desvio-padrão, máximos e mínimos dos parâmetros de exposição potencial de ampola e produto entre a corrente na ampola e o tempo de exposição, em ambas as fases.

Tabela 3.5 – Potencial de ampola (kV) e produto entre a corrente da ampola e o tempo de exposição (mAs) nas fases de pré e pós-otimização (Mediana; Desvio Padrão; Valores Mínimo e Máximo)

Escalão de Peso	Fase	Potencial de Ampola (kV)		Intensidade (mAs)	
		Mediana ± DP	Min-Max	Mediana ± DP	Min-Max
1	Pré	67,5 ± 15,59	63-102	2,0 ± 0,49	1-2
	Pós	66		0,9	
2	Pré	66,0 ± 21,01	55-125	2,0 ± 1,10	1-6
	Pós	81		0,9	
3	Pré	110,0 ± 20,68	60-125	1,0 ± 1,67	1-14
	Pós	96		0,9 ± 0,37	0,9-2,3
4	Pré	125,0 ± 17,83	65-125	1,0 ± 0,92	1-4
	Pós	110		0,9 ± 0,97	0,9-3,8
5	Pré	125,0 ± 5,96	96-125	1,0 ± 1,02	1-13
	Pós	125		1,1 ± 0,21	0,9-1,5

No que se refere à utilização de filtração adicional, na fase pós-otimização foi utilizada em todos os exames sendo que no escalão de peso 5 a filtração adicional era de 0,2 mm Cu + 1 mm de Al, enquanto que nos outros escalões era de 0,1 mm de Cu + 1 mm Al. Anteriormente, a utilização de filtração adicional foi verificada em alguns exames. No Gráfico 3.3, apresenta-se a percentagem de utilização de filtração adicional (0,1 mm de Cu + 1 mm Al) por escalão de peso.

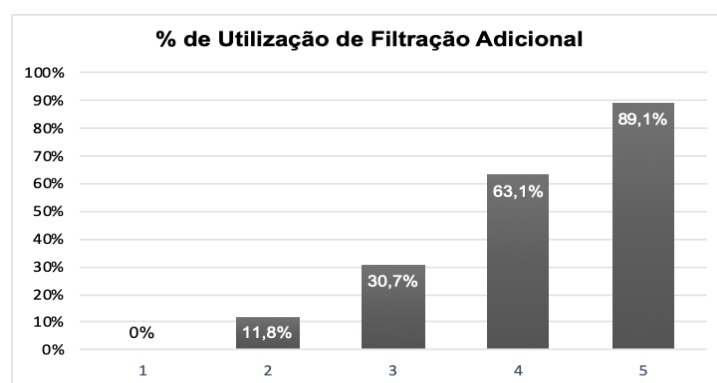


Gráfico 3.3 - Utilização de filtração adicional (%) na fase pré-otimização por escalão de peso

No que se refere ao uso de grelha AD, na fase pré-otimização foi utilizada em todos os exames independentemente do escalão de peso. Na fase pós-otimização, foi usada em todos os exames a partir do escalão 3, inclusivamente.

▪ KAP

Os valores de KAP obtidos em ambas as fases destes estudo, antes e após a otimização, encontram-se descritos na Tabela 3.6.

Tabela 3.6 - KAP nas fase de pré e pós-otimização (valores medianos, desvio-padrão, máximos e mínimos)

Escalão	KAP (mGy.cm ²)					
	Fase Pré-Otimização			Fase Pós-Otimização		
	Mediana ± DP	Min-Max	P ₇₅	Mediana ± DP	Min-Max	P ₇₅
1	24,7 ± 18,8	13,3 - 70,7	52,7	4,0	-	-
2	34,4 ± 29,1	4,0 - 318,6	50,9	13,7 ± 2,17 5,3 ± 6,7	11,7 - 16,9 4,6 - 6,7	15,8 5,7
3	41,6 ± 24,3	6,0 - 169,7	53,8	10,3 ± 7,8	7,7 - 32,0	12,3
4	56,2 ± 35,4	22,9 - 246,4	70,6	22,7 ± 24,2	17,4 - 93,8	32,4
5	64,6 ± 74,9	36,5 - 793,4	76,2	30,9 ± 5,81	29,3 - 44,4	36,8

No escalão de peso 2 (entre 5 e 15 kg) e após a otimização, constata-se que existe uma diferença relevante entre as crianças radiografadas na mesa Bucky (1ª linha do escalão 2, sombreado) e as que são radiografadas no Potter Vertical. Esta diferença poderá estar diretamente relacionada com a DFD utilizada nos dois dispositivos, isto é, no Potter Vertical esta distância é de 180 cm enquanto que na mesa Bucky a distância é de apenas 110 cm. Na globalidade, o escalão 2 apresenta como valores de KAP, $5,8 \pm 4,4$ e 12,3, como valores mediano, desvio-padrão e P_{75} respetivamente.

A aplicação deste protocolo permitiu obter reduções de dose bastante relevantes para todos os escalões de peso, nomeadamente: 60% para o escalão 2, 75% para o escalão 3, 59% para o escalão 4 e 54% para o escalão 5. Em termos estatísticos as diferenças entre ambas as fases (pré vs pós-otimização) foram significativas em todos os escalões de peso ($p=0,000$), sendo que o primeiro escalão foi excluído uma vez que a amostra era insuficiente na fase pós-otimização ($n=1$). No que se refere às medidas de associação entre o escalão de peso e o KAP, é possível afirmar que na fase pré-otimização o coeficiente de Spearman é de 0,541 (correlação forte) e na fase pós-otimização é de 0,794 (correlação muito forte).

3.3 - Parte III – Avaliação de Qualidade de Imagem

3.3.1 – Avaliação Objetiva

Na avaliação objetiva foram avaliadas 89 imagens correspondendo 45 imagens à fase pré-otimização e 44 à fase pós-otimização. No que se refere à SNR e CNR, constatou-se que de forma global foram superiores na fase pós-otimização, conforme se encontra demonstrado nos Gráficos 3.4 e 3.5. As diferenças encontradas foram consideradas estatisticamente significativas tanto para a SNR ($p=0,020$) como para a CNR ($p=0,006$).

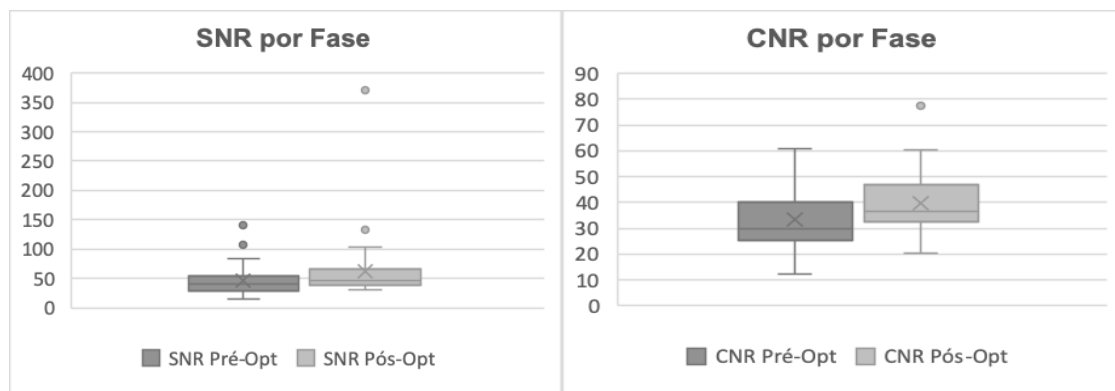


Gráfico 3.4 e 3.5 - Distribuição da SNR (à esquerda) e CNR (à direita) nas fases de pré e pós-otimização

Em todos os escalões de peso, verificou-se que os valores médios de SNR foram superiores na fase pós-otimização, embora a mediana no escalão 5 (peso > 50kg) da fase pós-otimização seja ligeiramente inferior à da fase pré-otimização (Tabela 3.7), a qual pode ser tida como melhor medida de comparação tendo em conta o elevado desvio-padrão. Contudo, apenas no escalão 2 se constataram que as diferenças entre as duas fases apresentam significância estatística ($p=0,001$). Desta forma, é possível verificar que a qualidade de imagem foi mantida, apesar da enorme redução na exposição, sendo que no escalão 2 a qualidade de imagem foi superior.

Tabela 3.7 – SNR por escalão de peso nas fases pré e pós-otimização (valores médio, desvio-padrão, mediana, valores mínimo e máximo) e valor p

SNR						
Escalão	Fase	n	Média \pm DP	Mediana	Min - Max	p
2	Pré-Opt.	14	27,98 \pm 7,15	27,55	16,92 - 45,45	0,001
	Pós-Opt.	14	43,99 \pm 14,06	39,62	30,32 - 77,69	
3	Pré-Opt.	16	41,89 \pm 11,94	39,39	23,19 - 65,33	0,281
	Pós-Opt.	15	46,81 \pm 13,06	42,47	30,27 - 74,14	
4	Pré-Opt.	9	68,35 \pm 43,83	53,84	15,44 - 143,93	0,565
	Pós-Opt.	7	80,03 \pm 32,28	84,33	38,66 - 132,54	
5	Pré-Opt.	6	64,96 \pm 24,85	53,31	44,68 - 106,93	0,481
	Pós-Opt.	7	101,73 \pm 120,46	51,28	44,05 - 371,50	

No que se refere à CNR, em quase todos os escalões existem valores médios de CNR superiores na fase pós-otimização, exceto no escalão de peso 5 (peso >50 kg), conforme se encontra demonstrado na Tabela 3.8. As diferenças entre fases apenas tiveram relevância, do ponto de vista estatístico, no escalão 2.

Tabela 3.8 - CNR por escalão de peso nas fases pré e pós-otimização (valores médio, desvio-padrão, mediana, valores mínimo e máximo) e valor p

CNR						
Escalão	Fase	n	Média \pm DP	Mediana	Min - Max	p
2	Pré-Opt.	14	23,81 \pm 5,88	23,64	12,24 - 35,55	0,000
	Pós-Opt.	14	40,51 \pm 8,71	41,01	25,42 - 55,74	
3	Pré-Opt.	16	34,81 \pm 8,86	34,02	20,50 - 55,66	0,259
	Pós-Opt.	15	39,87 \pm 15,03	35,61	22,70 - 77,33	
4	Pré-Opt.	9	36,43 \pm 12,37	34,09	22,21 - 58,08	0,503
	Pós-Opt.	7	40,39 \pm 10,07	36,72	32,40 - 60,45	
5	Pré-Opt.	6	46,33 \pm 12,69	46,04	26,01 - 61,01	0,088
	Pós-Opt.	7	35,08 \pm 8,89	36,02	20,39 - 46,78	

As correlações entre o KAP e a SNR, nas duas fases e nos diferentes escalões de peso, ficaram compreendidas entre -0,387 e 0,352 (correlações fracas e moderadas). No que se refere às correlações entre KAP e CNR, verificou-se que ficaram compreendidas entre -0,281 e 0,271 (correlações fracas e moderadas), com exceção do escalão 3 da fase de pós-otimização onde se verificou uma correlação de 0,528 (correlação forte).

3.3.2 – Avaliação Subjetiva

- **Visual Grading Analysis**

Globalmente, foram obtidos 1 320 scores para as 24 imagens analisadas sendo que os observadores demoraram, em média, cerca de 92 s por imagem.

No que se refere à avaliação dos observadores pode-se afirmar que não existem diferenças, do ponto de vista estatístico, entre as fases de pré e pós-otimização ($p=0,131$). O Gráfico 3.6 demonstra a distribuição dos scores dos observadores.

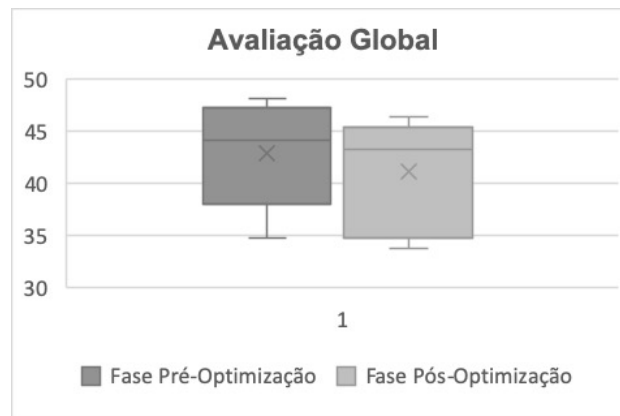


Gráfico 3.6 - Avaliação Global dos Observadores nas fases de pré e pós-otimização

Foi também realizada uma avaliação por critério e por escalão de peso em ambas as fases, apresentando-se os *scores* médios por grupo profissional (Médicos Radiologistas e Técnicos de Radiologia) e os *scores* médios totais para cada critério (anatômicos e de percepção visual das características físicas da imagem), conforme descrito nas Tabelas 3.9 e 3.10.

- Critérios Anatômicos

Os critérios anatômicos foram avaliados pelos Médicos Radiologistas com scores iguais ou superiores a 4 em todos os escalões de peso e em ambas as fases. No que se refere à avaliação realizada pelos Técnicos de Radiologia verifica-se que o escalão de peso 2 obteve os scores mais baixos nas duas fases (pré e pós otimização). De facto, alguns critérios obtiveram classificações inferiores a 3 (a sombreado na Tabela 3.9) nomeadamente: Critérios 1 (*Reprodução visualmente nítida do padrão vascular dos pulmões, particularmente dos vasos periféricos*) e 3 (*Reprodução visualmente nítida dos brônquios proximais*) em ambas as fases, Critério 2 (*Reprodução visualmente nítida da traqueia*) na fase de pré-otimização, Critérios 7 (*Visualização de pulmão retrocardíaco*) e 8 (*Visualização do mediastino*) na fase de pós-otimização. No escalão de peso 3 as avaliações foram superiores mas na maioria dos critérios observaram-se scores médios inferiores a 4, sobretudo na fase pós-otimização. A partir do escalão 4 todos os scores médios estão acima de 4. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos scores entre ambas as fases para nenhum critério, exceto no Critério 1 do Escalão 4 (valor $p = 0,033$; assinalado com * na Tabela 3.9).

- Perceção Visual das Características Físicas da Imagem

De forma global os scores médios diminuíram entre as duas fases, sendo o escalão de peso 2 aquele que registou os scores mais baixos em todos os critérios avaliados, assinalando-se que no contraste e resolução os scores médios foram inferiores a 2 (em ambas as fases). Não foram verificadas diferenças com relevância estatística entre fases, exceto no Critério 10 (*Como avalia esta radiografia relativamente ao Ruído?*) do Escalão 4 (valor $p = 0,029$; assinalado com * na Tabela 3.10).

Tabela 3.9 - Scores atribuídos pelos observadores por classe profissional (M – Médico; TR – Técnico de Radiologia), nas duas fases, e por escalão de peso

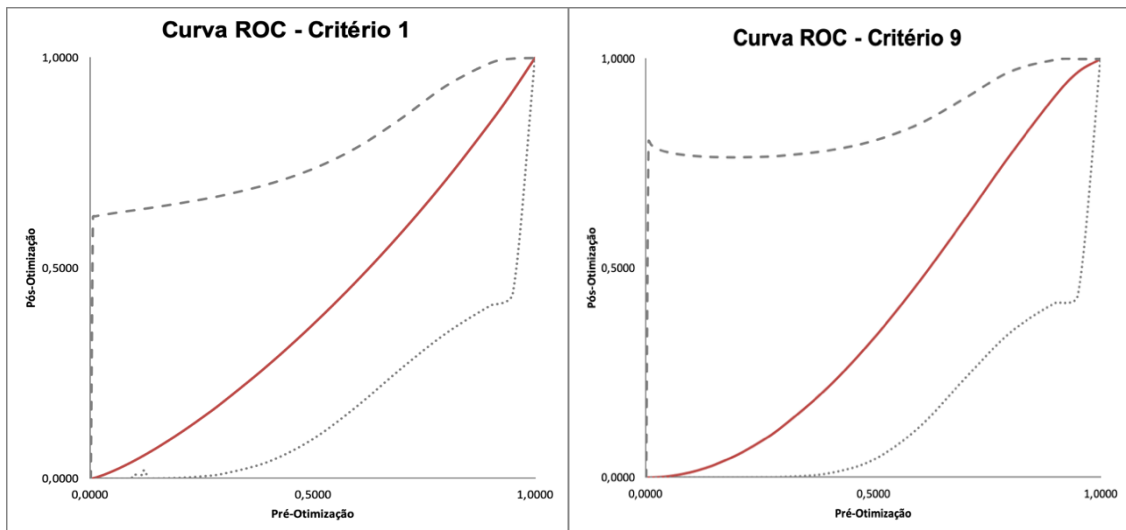
Critérios Anatômicos																																	
Fase	C1		C2		C3		C4		C5		C6		C7		C8																		
	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS																	
Classe	M	TR	M	TR	M	TR	M	TR	M	TR	M	TR	M	TR	M	TR																	
Escalão de Peso	2	4,7	2,8	4,3	2,7	4,6	2,9	4,5	3	4,5	2,7	4	2,6	5	3,6	5	3,4	4,8	3	5	3,1	5	4	5	3,6	5	3,7	4,5	2,4	5	3,4	4,7	2,8
		3,5	3,3	3,6	3,6	3,4	3,1	4,1	4,1	4	3,9	4,3	4,1	4,2	3,3	4,1	3,5																
	3	4,8	4,1	4,7	3,9	5	3,9	5	4,2	4,7	3,7	5	3,4	4,8	4	5	3,9	4,8	4	4,8	3,8	5	4,4	5	4,2	4,8	4,3	4,7	3,7	4,8	4,3	4,8	3,7
		4,4	4,2	4,3	4,5	4,1	4,1	4,3	4,3	4,2	4,2	4,7	4,5	4,5	4,1	4,5	4,2																
	4	5	4,9	4,7	4,4	5	4,3	4,8	4,2	5	4,2	4,7	4,3	5	4,9	5	4,6	5	5	5	4,6	5	4,6	5	4	5	4,7	5	4,6	5	4,3	5	4,2
		4,9*	4,5*	4,6	4,3	4,5	4,5	4,9	4,7	4,9	4,7	4,7	4,4	4,8	4,7	4,6	4,5																
	5	4,8	4,7	5	4,4	5	4,7	5	4,7	5	4,6	4,8	4,7	5	4,8	5	4,8	5	5	5	4,9	4,8	3,8	4,7	3,8	5	4,4	5	4,7	5	4,3	5	4,1
		4,7	4,7	4,8	4,8	4,7	4,7	4,9	4,9	4,8	4,9	4,2	4,1	4,7	4,8	4,6	4,5																

Tabela 3.10 - Scores atribuídos pelos observadores por classe profissional: M – Médico; TR – Técnico de Radiologia), nas duas fases, e por escalão de peso

Perceção Visual das Características Físicas													
Fase	C9		C10		C11								
	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS							
Classe	M	TR	M	TR	M	TR	M	TR	M	TR			
Escalão de Peso	2	2,5	1,6	2	1,3	3	1,4	3	1,6	2,5	1,6	2	1,6
		2	1,6	2,1	2,1	1,9	1,7						
	3	2,7	2,3	2,8	2	3	2,3	3	1,9	2,7	2,2	2,8	1,9
		2,5	2,3	2,6	2,3	2,4	2,3						
	4	2,8	2,8	2,7	2,7	3	2,4	2,7	1,9	2,8	2,8	3	2,3
		2,8	2,7	2,7*	2,2*	2,8	2,6						
	5	2,8	2,7	3	2,4	3	2,4	2,8	2,2	3	2,4	3	2,4
		2,7	2,7	2,7	2,5	2,7	2,7						

- **Visual Grading Characteristics (VGC) Analysis**

Os scores dos observadores relativos às imagens de ambas as fases foram usados para criar uma curva VGC para cada critério assim como uma estimativa da AUC e respectivos intervalos de confiança. Abaixo encontram-se os Gráficos 3.7 e 3.8 que pretendem demonstrar esta análise, dando-se como exemplo o Critério 1 e 9 do escalão 3.



Gráficos 3.7 e 3.8 - Curvas ROC e intervalos de confiança para a avaliação (Critério 1 e 9 do Escalão 3)

Na Tabela 3.11 encontram-se os valores estimados de AUC para cada critério, discriminados por escalão de peso e por classe profissional. Os valores a negrito indicam a AUC de todos os observadores, independentemente da sua classe profissional, indicando-se também o respetivo intervalo de confiança a 95%.

Pela análise da Tabela 3.11 é possível verificar que 75% dos critérios obtiveram uma AUC abaixo de 0,5, ou seja, a qualidade de imagem foi considerada superior na fase de pré-otimização. No entanto, estas diferenças não tiveram relevância estatística, com exceção do critério 10 (*Como avalia esta radiografia relativamente ao Ruído?*) no escalão de peso 4 uma vez que o seu IC não contém o valor de 0,5 (a sombreado na Tabela 3.11).

Tabela 3.11 - Valores de AUC e respetivos Intervalos de Confiança para Médicos e Técnicos de Radiologia

Critérios	Escalão de Peso							
	2		3		4		5	
	M	TR	M	TR	M	TR	M	TR
1	0,333	0,463	0,417	0,42	0,333	0,327	0,583	0,389
	0,433		0,427		0,331		0,467	
	[0,221-0,646]		[0,251-0,669]		[0,134-0,529]		[0,257-0,676]	
2	0,472	0,586	0,5	0,735	0,417	0,481	0,5	0,537
	0,504		0,624		0,473		0,527	
	[0,292-0,717]		[0,422-0,827]		[0,263-0,684]		[0,317-0,737]	
3	0,25	0,438	0,667	0,438	0,417	0,556	0,417	0,556
	0,431		0,522		0,507		0,5	
	[0,222-0,640]		[0,310-0,734]		[0,295-0,718]		[0,290-0,710]	
4	0,5	0,432	0,583	0,494	0,5	0,383	0,5	0,5
	0,449		0,536		0,431		0,5	
	[0,236-0,662]		[0,324-0,747]		[0,223-0,639]		[0,290-0,710]	
5	0,583	0,42	0,417	0,506	0,5	0,383	0,5	0,556
	0,464		0,491		0,431		0,533	
	(0,254-0,675)		[0,281-0,701]		[0,233-0,639]		[0,324-0,743]	
6	0,5	0,37	0,5	0,414	0,5	0,389	0,417	0,5
	0,44		0,456		0,447		0,473	
	[0,231-0,649]		[0,246-0,665]		[0,238-0,656]		[0,263-0,683]	
7	0,25	0,204	0,417	0,302	0,417	0,414	0,5	0,556
	0,313		0,364		0,411		0,533	
	[0,122-0,505]		[0,163-0,565]		[0,203-0,619]		[0,324-0,743]	
8	0,333	0,247	0,5	0,352	0,5	0,451	0,5	0,42
	0,316		0,416		0,469		0,458	
	[0,119-0,512]		[0,209-0,622]		[0,259-0,679]		[0,249-0,667]	
9	0,25	0,333	0,583	0,37	0,417	0,444	0,583	0,389
	0,34		0,442		0,433		0,467	
	[0,144-0,536]		[0,233-0,651]		[0,225-0,641]		[0,257-0,676]	
10	0,5	0,525	0,5	0,327	0,167	0,327	0,417	0,401
	0,522		0,384		0,287		0,407	
	[0,312-0,732]		[0,179-0,590]		[0,098-0,475]		[0,200-0,613]	
11	0,25	0,444	0,583	0,364	0,583	0,278	0,5	0,475
	0,4		0,451		0,4		0,478	
	[0,194-0,606]		[0,242-0,660]		[0,194-0,606]		[0,268-0,688]	

▪ Aceitabilidade dos Exames

No que se refere a este aspeto, todos os exames foram considerados com qualidade para fins diagnósticos pelos Médicos Radiologistas. Porém, os Técnicos de Radiologia classificaram 9 imagens como inaceitáveis: 2 imagens da fase pré-otimização e 7 imagens da fase pós-otimização. A maioria das imagens rejeitadas (77,8%) pertencia a escalões de peso mais baixos (2 e 3), sendo que apenas 3 imagens foram rejeitadas por 2 observadores em conjunto. No que se refere ao *score* anatómico, apenas 3 imagens obtiveram um *score* inferior a 20. No que se refere ao *score* que caracteriza a perceção visual das características físicas da imagem, 4 imagens tiveram o *score* mínimo (3). Uma das imagens foi classificada como inaceitável mesmo tendo os *scores*

máximos. A Tabela 3.12 apresenta as características das imagens rejeitadas pelos Técnicos de Radiologia.

Tabela 3.12 - Características das imagens rejeitadas (Fase, Escalão de Peso, *Score* Anatômico e Físico)

Imagens	Nº de TR	Fase		Escalão de Peso				Score	
		Pré	Pós	2	3	4	5	Anatômico	Físico
A	1		X			X		40	9
B	2		X	X				20/28	4/4
C	2		X	X				18/31	3/7
D	1		X	X				26	4
E	1	X		X				14	3
F	1		X		X			20	3
G	2	X			X			25/29	3/8
H	1		X		X			25	3
I	1		X				X	30	4

3.3.3 - Relação entre Análise Objetiva e Subjetiva

Neste trabalho as correlações entre a SNR e o *score* médio por imagem foram moderadas, 0,436 e 0,464, para as fases pré e pós-otimização respectivamente. O mesmo se verificou para a CNR, sendo de 0,407 na fase de pré-otimização e - 0,303 na fase de pós-otimização. Nos Apêndices 8.3, 8.4, 8.5 e 8.6 encontram-se as Tabelas que resumem os parâmetros de exposição, KAP e os resultados das respectivas análises objetiva e subjetiva para escalão de peso.

4. Discussão de Resultados

Neste capítulo será realizada a análise dos resultados obtidos encontrando-se dividido em duas partes: Otimização de Dose e Avaliação da Qualidade de Imagem. No final do capítulo encontram-se descritas as limitações identificadas nesta investigação.

4.1 – Otimização de Dose

A implementação deste protocolo de otimização de dose permitiu reduzir a dose de exposição, neste caso avaliada pelo KAP, em todos os escalões de peso em comparação com aquilo que era a prática corrente da instituição acolhedora do estudo. Assim, verificaram-se reduções superiores a 50% em todos os escalões de peso, com exceção do escalão 1, o qual foi excluído da análise por apenas ter existido um exame neste escalão. Na implementação deste protocolo existiu uma grande limitação que foi o tempo disponível para a recolha de dados, o qual foi apenas de 1 mês num hospital de carácter geral (não pediátrico), causando um baixo tamanho amostral o que condiciona bastante a análise de resultados. Desta forma, teria sido interessante analisar o comportamento do protocolo nos extremos de cada escalão de peso ou nos doentes com maior diâmetro AP de tórax, uma vez que estes fatores têm impacto na dose e na qualidade da imagem (Alzyoud, Hogg, Snaith, Flintham, & England, 2019). Embora a implementação do protocolo tenha sido bem sucedida, do ponto de vista, do KAP, foi identificada uma oportunidade de melhoria neste protocolo: a realização de exames a crianças em decúbito dorsal na mesa, sobretudo nos escalões de peso inferiores. É possível observar no escalão de peso 2 um aumento do valor mediano de KAP (quase três vezes superior) quando o exame é realizado na mesa. Esta diferença fica-se a dever à diminuição da DFD que é 110 cm quando o exame é realizado na mesa (é de 180 cm no Potter Vertical), devendo este parâmetro ser otimizado futuramente recomendando-se o aumento da distância para os exames realizados na mesa (England et al., 2015; Karami, Zabihzadeh, Danyaei, & Shams, 2016). A questão da DFD já tinha sido reportada na literatura para as crianças com idades inferiores a 1 ano (Martin et al., 2013). Embora se tenha verificado esta oportunidade para melhorar, pode-se afirmar que o protocolo de otimização foi muito bem sucedido uma vez que permitiu a implementação de protocolos pediátricos adaptados a diferentes escalões de peso o que causou enormes ganhos de dose. Desta forma é fundamental existir uma

comparação com os estudos nacionais e internacionais dedicados a esta problemática (European Commission, 2018; Paulo, 2015).

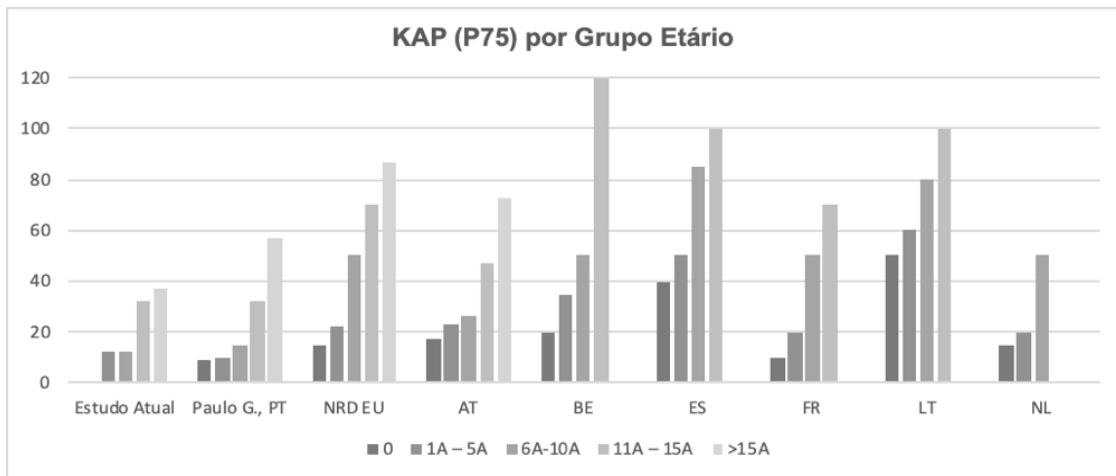


Gráfico 4.1 - Comparação do KAP (P_{75}) com estudos nacionais e internacionais

Através da análise do Gráfico 4.1, pode-se constatar que neste estudo os valores de KAP em todos os escalões são inferiores quando comparados com os NRD's europeus ou outros estudos de carácter nacional realizados em diversos países europeus (European Commission, 2018). Estas diferenças são de facto muito relevantes visto que em alguns escalões, nomeadamente o escalão 5 (peso > 50 kg *ou* idade >15 Anos) verificaram-se diferenças de 50% (o P_{75} do NRD europeu é de 87 $mGy.cm^2$). A comparação com o estudo de Paulo, realizado em hospitais pediátricos portugueses, é também bastante satisfatória, uma vez que os valores para os escalões de peso 2, 3 e 4 são bastante semelhantes (Paulo, 2015). No escalão 5 e no presente estudo é alcançado um valor de KAP bastante menor (36,8 $mGy.cm^2$ vs 57 $mGy.cm^2$) (Paulo, 2015). No entanto, a comparação deve ter também alguma prudência uma vez que deve ser tido em conta as dimensões amostrais de ambos os estudos. Devido à diminuição drástica do KAP torna-se fundamental avaliar a qualidade diagnóstica dos exames realizados.

4.2 – Avaliação da Qualidade de Imagem

4.2.1 – Avaliação Objetiva

No que se refere à avaliação objetiva, foram calculadas as SNR e CNR as quais, de modo geral, foram superiores na fase pós-otimização. Este resultado é um pouco inesperado uma vez que ao existir uma redução significativa de KAP, seria expetável

que fosse acompanhada de uma descida da SNR, devido à menor dose que chega ao detetor. Uma possível explicação poderá estar relacionada com a quantidade de ruído encontrado nas imagens e ao analisar-se o desvio-padrão do fundo, o qual pode ser considerado como uma boa medida do ruído, verifica-se que na fase de pré-otimização existe uma maior variabilidade destes valores (76,21 - 615,63) bem como um maior valor médio (260,33) quando comparados com a fase de pós-otimização cujo valor médio é de 227,72 e os valores mínimos e máximos são de 31,33 e 380,63, respetivamente (Paulo, 2015; Sun, Lin, Tyan, & Ng, 2012). O maior ruído encontrado nas imagens realizadas antes do protocolo de otimização pode ser devido à maior variabilidade dos parâmetros de exposição (tensão e intensidade na ampola) e à utilização moderada de filtração adicional (apenas 44,4% dos exames utilizou filtração adicional de cobre), que representam fatores que aumentam a radiação dispersa (Al-Murshedi, Hogg, Lança, & England, 2018; Ekpo, Hoban, & McEntee, 2014). Outro fator que pode condicionar o aumento da radiação dispersa, e tendo em conta os valores de KAP da fase pré-otimização, é a colimação pouco rigorosa. Porém, todos os exames na fase pré-otimização recorreram à utilização de grelha AD o que por si só deveria reduzir a radiação dispersa aumentando o contraste entre as estruturas (Doyle, Martin, & Gentle, 2005). O balanço de todos estes fatores pode justificar a maior CNR verificada na fase pós-otimização.

Quando se realiza a análise por escalão de peso e comparando ambas as fases, apenas se encontram diferenças com relevância estatística no escalão 2 (peso entre 5 e 15 kg). Nas imagens sujeitas a cálculo de SNR e CNR neste escalão, o valor médio de KAP é de 49,8 mGy.cm² na fase de pré-otimização, enquanto que na fase de pós-otimização o valor médio de KAP foi de 8,4 mGy.cm², o que pode alertar para uma baixa colimação que juntamente com a variabilidade verificada na seleção dos parâmetros de exposição e a baixa utilização de filtração adicional de Cu poderão explicar os valores menores de CNR e SNR, verificados na fase pré-otimização ao contrário do que seria expetável.

Neste estudo as correlações entre SNR/CNR e o KAP são fracas e moderadas, contrariamente ao encontrado no estudo de Alzyoud (Alzyoud et al., 2019).

A análise comparativa dos valores de SNR na fase pós-otimização é bastante satisfatória, uma vez que o valor médio encontrado neste estudo é de 61,24 (para todos os escalões de peso), sendo superior aos valores máximos de 60,15 encontrados nos estudos de Mraity e de Sanderud os quais foram realizados com um fantoma de tórax (adulto) (Mraity et al., 2014; Sanderud et al., 2017). No estudo de Kim em que foram testados dois sistemas de aquisição para a radiografia de tórax em neonatologia foram

obtidos valores que variaram entre 31,6 e 233,2 entre os dois sistemas (Kim et al., 2017). Por outro lado, no trabalho de Jang realizado para a radiografia abdominal foi identificado um valor médio de 52 (Jang et al., 2018).

Da mesma forma, a CNR obteve valores satisfatórios (valor médio de 39,62 na fase pós-otimização) em comparação com outros trabalhos nomeadamente: 5,67 no estudo de Alves onde se pretendia construir um fantoma que simulasse um tórax e 7,95 no estudo de Sanderud realizado com um fantoma antropomórfico Lungman (Alves, Miranda, Bacchim Neto, Duarte, & Pina, 2015; Sanderud et al., 2017).

Uma limitação encontrada nesta avaliação foi a dificuldade em colocar as ROI's exatamente nas mesmas localizações anatómicas em todos os exames avaliados, devido a variações anatómicas, dificuldades de posicionamento na realização do exame ou entidades patológicas nas zonas anatómicas pré-definidas. Outra limitação importante relacionada com a avaliação objetiva é o tamanho das ROI's, cuja importância foi discutida no estudo de Li (Li, Greene, Nishino, & Willis, 2016). Nesta investigação todas as ROI's tiveram o mesmo tamanho, no entanto, e porque os exames analisados pertenciam a crianças com diferentes tamanhos, foi muitas vezes difícil colocar a ROI nas estruturas anatómicas das crianças mais pequenas. Estas dificuldades já tinham sido identificadas no artigo de Hogg alertando para a subjetividade inerente à avaliação objetiva (Hogg, Hauge, & Jorge, 2017).

4.2.2 – Avaliação Subjetiva

Na avaliação realizada pelos observadores as imagens correspondentes à fase de pós-otimização tiveram, na generalidade, *scores* de avaliação mais baixos tanto na visualização de estruturas anatómicas como na perceção de contraste, ruído e resolução, sobretudo nos escalões de peso inferiores (2 e 3), no entanto, estas diferenças não tiveram impacto do ponto de vista estatístico. Logo, pode-se afirmar que a otimização realizada, do ponto de vista da redução da exposição à radiação, não condicionou negativamente a qualidade diagnóstica dos exames radiográficos. No escalão de peso 2 (5 a 15 kg) verificaram-se também *scores* (pré-otimização) mais baixos o que indica a existência de uma grande dificuldade em radiografar as crianças deste escalão, o que pode estar relacionado com a sua baixa colaboração e a variabilidade nos parâmetros de exposição. Estas dificuldades já tinham sido descritas nos trabalhos de Martin e de Jacob em crianças de idades inferiores a 1 ano depois de se reduzir a intensidade de corrente (Jacob et al., 2009; Martin et al., 2013). De facto

também neste trabalho houve uma redução de dose bastante substancial neste escalão de peso embora ainda se tenha verificado alguma variabilidade na dose de exposição nas crianças deste escalão devido à variação da DFD, conforme referido anteriormente. Esta redução de dose pode explicar as avaliações mais baixas verificadas também nas características físicas da imagem. Outro fator que também pode explicar os scores menores na fase pós-otimização é o aumento da tensão de ampola, sobretudo no escalão de peso 2, o qual influencia diretamente o contraste na imagem, sendo que esta situação já tinha sido descrita por Guo também num estudo de otimização nos exames radiográficos de tórax pediátricos (Guo et al., 2013). É importante referir que os exames radiológicos pediátricos têm por inerência um baixo contraste e que este aumento da tensão na ampola leva também a uma diminuição do contraste (Seibert, 2004). Os resultados encontrados nesta investigação estão em concordância com o trabalho de Paulo, no qual foi realizado uma otimização semelhante, não tendo sido encontradas diferenças entre fases (Paulo, 2015).

Outro aspeto bastante relevante verificado neste trabalho de investigação, e embora não esteja no âmbito deste estudo, é a diferença verificada na avaliação dos exames consoante a classe profissional a que pertenciam os observadores. Assim, verificou-se a existência de diferenças estatisticamente significativas entre as avaliações realizadas por Médicos Radiologistas e Técnicos de Radiologia, sendo que as avaliações dos Técnicos de Radiologia são quase sempre inferiores às dos Médicos Radiologistas. Este aspeto tem bastante importância porque, em primeiro lugar, são os Técnicos de Radiologia que seleccionam os parâmetros de exposição com que realizam os exames radiográficos e também porque são os primeiros avaliadores da qualidade de imagem. Neste trabalho os Técnicos de Radiologia avaliaram, quase sempre, os exames de forma inferior em ambas as fases, sobretudo os critérios que pretendiam caracterizar a perceção visual do contraste, ruído e resolução. Esta constatação poderá estar de acordo com o fenómeno de *dose creep*, cuja causa principal é a resistência dos profissionais à visualização de ruído nos exames radiológicos (Moey et al., 2017). Também no artigo de Alejo existe o registo de scores menores e com significância estatística, para o ruído após a otimização (Alejo et al., 2018). Neste estudo, os Médicos Radiologistas consideraram todas as imagens aceitáveis para a realização de diagnóstico. De facto, é imprescindível nos processos de otimização constituir equipas multidisciplinares que compreendam todas as etapas do processo e que entendam que pode existir a possibilidade de alguns constrangimentos na qualidade de imagem. Esta

ideia foi defendida também por Martin que realizou um processo de otimização em radiografias de tórax pediátricas (Martin et al., 2013).

Neste trabalho não foram encontradas correlações entre as avaliações objetiva e subjetiva, ao contrário do que foi reportado no estudo de Moore onde se verificou uma correlação positiva forte entre a CNR e VGA sendo que este estudo foi realizado com um fantoma de polimetilmetacrilato (*PMMA*) (Moore, Wood, Beavis, & Saunderson, 2013).

5. Conclusão e Considerações Finais

A realização deste trabalho possibilitou a implementação de um ciclo de otimização num Serviço Imagiologia para o exame radiográfico mais frequente na idade pediátrica. De facto, os testes experimentais realizados com fantasmas permitiram constatar que seria possível reduzir a exposição não comprometendo a qualidade dos exames. A implementação clínica do protocolo permitiu reduzir, substancialmente, a exposição à radiação em todos os escalões de peso: 60% no escalão 2, 75% no escalão 3, 59% no escalão 4 e 54% no escalão 5. Embora tenha existido uma redução acentuada da exposição, é importante referir que, de maneira geral, não foram encontradas diferenças na SNR e na CNR entre ambas as fases. Da mesma forma, o painel de observadores não identificou diferenças na qualidade da imagem entre as fases anterior e posterior à otimização. Desta forma, pode-se afirmar que a implementação deste protocolo de otimização trouxe enormes ganhos na forma como adequa a exposição em função do peso do utente, proporcionando um exame satisfatório do ponto de vista diagnóstico, alcançando-se o tão desejado equilíbrio entre a dose de exposição e a qualidade de imagem. Este protocolo encontra-se integrado num processo de otimização o qual deve ser encarado como um processo dinâmico, de forma a que possa ser continuamente avaliado e melhorado, contribuindo para os ciclos de melhoria contínua tão importantes nos Serviços de Radiologia em Portugal. Assim e como potenciais melhorias, sugere-se a revisão do protocolo para a definição dos melhores parâmetros de exposição, nomeadamente a DFD, para os exames realizados em decúbito dorsal de forma a evitar-se a variabilidade existente, dentro do mesmo escalão de peso, para os exames realizados com diferentes dispositivos. Deve também ser dada especial atenção ao pós-processamento dos exames radiográficos, o qual ficou fora do âmbito deste estudo. É de extrema importância que todas as etapas da realização de um exame sejam pensadas de forma a tentar alcançar o tão desejado equilíbrio entre dose de exposição e qualidade diagnóstica dos exames. A mudança efetiva nas práticas profissionais alcançada com a implementação deste protocolo só pode ser alcançada com o alinhamento de todos os profissionais (Técnicos de Radiologia, Médicos Radiologistas ou Médicos Pediatras) acerca do reconhecimento do significado de qualidade diagnóstica de um exame radiográfico, cumprindo integralmente o princípio ALARA.

6. Referências Bibliográficas

- Aguiar, P. (2007). *Guia Prático Climepsi de Estatística em Investigação Epidemiológica: SPSS*. Lisboa: Climepsi Editores.
- Al-Murshedi, S., Hogg, P., Lança, L., & England, A. (2018). A novel method for comparing radiation dose and image quality, between and within different x-ray units in a series of hospitals. *Journal of Radiological Protection*, 38(4), 1344–1358. 10.1088/1361-6498/aae3fa
- Alejo, L., Sanchez-Munoz, F., Huerga, C., Aza, Z., Plaza-Nunez, R., Serrada, A., ... Guibelalde, E. (2018). Radiation dose optimisation for conventional imaging in infants and newborns using automatic dose management software: an application of the new 2013/59 EURATOM directive. *British Journal of Radiology*, 91, 20180022. 10.1259/bjr.20180022
- Alsleem, H., & Davidson, R. (2012). Quality parameters and assessment methods of digital radiography images. *The Radiographer*, 59(2), 46–55. 10.1002/j.2051-3909.2012.tb00174.x
- Alves, A. F. F., Miranda, J. R. de A., Bacchim Neto, F. A., Duarte, S. B., & Pina, D. R. de. (2015). Construction of pediatric homogeneous phantoms for optimization of chest and skull radiographs. *European Journal of Radiology*, 84(8), 1579–1585. 10.1016/j.ejrad.2015.05.015
- Alzen, G., & Benz-Bohm, G. (2011). Radiation Protection in Pediatric Radiology. *Dtsch Arztebl Int*, 108(24), 407–14. 10.3238/arztebl.2011.0407
- Alzyoud, K., Hogg, P., Snaith, B., Flintham, K., & England, A. (2019). Impact of body part thickness on AP pelvis radiographic image quality and effective dose. *Radiography*, 25(1), e11–e17. 10.1016/j.radi.2018.09.001
- American College of Radiology. (2007). *ACR – AAPM – SIIM PRACTICE GUIDELINE FOR DIGITAL RADIOGRAPHY*.
- American College of Radiology. (2011). *ACR – SPR Practice Guideline for the Performance of Pediatric and Adult Portable (mobile unit) Chest Radiography*.
- Assembleia da República Portuguesa. Decreto-Lei nº108/2018 (2018). Portugal. Retrieved from https://dre.pt/web/guest/legislacao-consolidada/-/lc/118367403/201904292201/exportPdf/normal/1/cacheLevelPage?_LegislacaoConsolidada_WAR_drefrontofficeportlet_rp=indice
- Aveyard, H. (2014). *Doing a Literature Review in Health and Social Care - a practical guide* (3ª Edição). McGraw-Hill.

- Barba, J., & Culp, M. (2015). Copper Filtration and kVp: Effect on Entrance Skin Exposure. *Radiologic Technology*, 86(6), 603–609.
- Bath, M., & Mansson, L. G. (2007). Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. *The British Journal of Radiology*, 80(March), 169–176. 10.1259/bjr/35012658
- Bomer, J., Wiersma-Deijl, L., & Holscher, H. C. (2013). Electronic collimation and radiation protection in paediatric digital radiography: revival of the silver lining. *Insights into Imaging*, 4(5), 723–727. 10.1007/s13244-013-0281-5
- Bontrager, K. L., & Lampignano, J. P. (2014). *Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy* (8ª Edição). St. Louis: Elsevier Mosby.
- Bourne, R. (2010). *Fundamentals of Digital Imaging in Medicine*. Springer. Londres: Springer. 10.1007/978-1-84882-087-6
- Bowling, A. (2014). *Research Methods in Health: Investigating Health and Health Services* (4ª Edição). Londres: McGraw-Hill.
- Busch, H. P. (2004). *DIMOND III - Image Quality and Dose Management for Digital Radiography*. Trier. Retrieved from https://www.sorf.fi/doc/diamond_III.pdf
- Bushong, S. (2013). *Radiologic Science for Technologists* (10ª Edição). St. Louis: Elsevier Mosby.
- Coelho, A., Nogueira, F., Martins, C., Mendes, A., Silva, F., & Ferreira, I. (2016). Dose Assessment in Conventional Radiology Exams in Pediatric Patients. In *Medical Imaging and Radiotherapy Congress*. Coimbra.
- Cunha, G., Eiras, M., & Teixeira, N. (2011). *Bioestatística e Qualidade na Saúde*. Lisboa: Lidel.
- Don, S., Macdougall, R., Strauss, K., Moore, Q. T., Goske, M. J., Herrmann, T., ... Noble, L. (2013). Image Gently Campaign Back to Basics Initiative: Ten Steps to Help Manage Radiation Dose in Pediatric Digital Radiography. *American Journal of Roentgenology*, 200(May), W431–W436. 10.2214/AJR.12.9895
- Doyle, P., Martin, C. J., & Gentle, D. (2005). Dose-image quality optimisation in digital chest radiography. *Radiation Protection Dosimetry*, 114(1–3), 269–272. 10.1093/rpd/nch546
- Dymock, D. C., Brown, M. P., Merritt, K. A., & Trumble, T. N. (2014). Concentrations of stromal cell-derived factor-1 in serum, plasma, and synovial fluid of horses with osteochondral injury. *American Journal of Veterinary Research*, 75(8), 722–730. 10.2460/ajvr.75.8.722
- ECRI Institute. (2017). *Top 10 Health Technology Hazards for 2018: A Report from*

- Health Devices. ECRI Institute*. Retrieved from https://www.ecri.org/Resources/Whitepapers_and_reports/Haz_18.pdf
- Ekpo, E. U., Hoban, A. C., & McEntee, M. F. (2014). Optimisation of direct digital chest radiography using Cu filtration Radiography. *Radiography*, 20, 346–350. 10.1016/j.radi.2014.07.001
- Eng., J. (n.d.). ROC Analysis: web-based calculator for ROC curves.
- England, A., Evans, P., Harding, L., Taylor, E. M., Charnock, P., & Williams, G. (2015). Increasing source-to-image distance to reduce radiation dose from digital radiography pelvic examinations. *Radiologic Technology*, 86(3), 246–256.
- European Commission. (1996a). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Luxemburgo. Retrieved from <https://www.sprmn.pt/pdf/EuropeanGuidelinesEur16260.pdf>
- European Commission. (1996b). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*. Retrieved from <https://www.sprmn.pt/pdf/EuropeanGuidelinesEur16261.pdf>
- European Commission. (1999). *Protecção contra as radiações 109*. Luxemburgo. Retrieved from https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/109_en.pdf
- European Commission. (2012). *RADIATION PROTECTION N ° 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy*. Luxemburgo. <https://doi.org/10.2768/22561>
- European Commission. (2014). *RADIATION PROTECTION N ° 180 Medical Radiation Exposure of the European Population Part 2/2*. Luxemburgo. Retrieved from <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/RP180 part2.pdf>
- European Commission. (2018). *Radiation Protection n° 185 - European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging*. Luxemburgo. 10.2833/486256
- Gibson, D. J., & Davidson, R. A. (2012). Exposure Creep in Computed Radiography. *Academic Radiology*, 19(4), 458–462. 10.1016/j.acra.2011.12.003
- Goske, M. J., Applegate, K. E., Boylan, J., Butler, P. F., Callahan, M. J., Coley, B. D., ... Tuggle, N. (2008). The Image Gently campaign: working together to change practice. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 190(2), 273–4. 10.2214/AJR.07.3526
- Guo, H., Liu, W. Y., He, X. Y., Zhou, X. S., Zeng, Q. L., & Li, B. Y. (2013). Optimizing imaging quality and radiation dose by the age-dependent setting of tube voltage in pediatric chest digital radiography. *Korean Journal of Radiology*, 14(1), 126–131.

10.3348/kjr.2013.14.1.126

- Hakansson, M., Svensson, S., Zachrisson, S., Svalkvist, A., & Bath, M. (2010). View Dex : an Efficient and Easy-To-Use Software for observer performance studies. *Radiation Protection Dosimetry*, 139(1), 42–51. 10.1093/rpd/ncq057
- Hamer, O. W., Sirlin, C. B., Strotzer, M., Borish, I., Zorger, N., Feuerbach, S., & Volk, M. (2005). Chest Radiography with a Flat-Panel Detector: Image Quality with Dose Reduction after Copper Filtration. *Radiology*, 237, 691–700. 10.1148/radiol.2372041738
- Herrmann, T., Fauber, T. L., Gill, J., Hoffman, C., Orth, D. K., Peterson, P. A., ... Odle, T. G. (2012). *Best Practices in Digital Radiography - White Paper*. Retrieved from https://www.asrt.org/docs/default-source/research/whitepapers/asrt12_bstpracdigradwhp_final.pdf?sfvrsn=743d0370_10
- Hill, M. M., & Hill, A. (2005). *Investigação por Questionário*. (M. Robalo, Ed.) (2ª Edição). Lisboa: Edições Sílabo, Lda.
- Hogg, P., Hauge, I. H. R., & Jorge, J. (2017). A philosophical proposition: “is there such a thing as an objective measure of medical image quality?” In A. Meijer, C. Buissink, & P. Hogg (Eds.), *OPTIMAX 2017 - Optimising image quality for medical image* (pp. 21–25). University of Salford. Retrieved from http://usir.salford.ac.uk/id/eprint/46104/7/OPTIMAX_2017_ed.pdf
- IAEA. (2007). *Dosimetry in diagnostic radiology : An International code of practice. Technical Reports Series n° 457*. Vienna: IAEA. Retrieved from <https://www.iaea.org/publications/7638/dosimetry-in-diagnostic-radiology-an-international-code-of-practice>
- IAEA. (2012). International conference on radiation protection in medicine: setting the scene for the next decade. In *International Conference*. Retrieved from <https://www.iaea.org/resources/rpop/resources/bonn-call-for-action-platform>
- IBM. (2016). SPSS - Statistical package for the Social Sciences.
- ICRP. (2013). *Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology. ICRP Publication 121. Ann (Vol. 42)*. 10.1016/j.icrp.2012.10.001
- Jacob, R. S., Vano, E., Ruiz, N. G., Soto, J. M. F., Barrio, D. M., & Prieto, C. (2009). Optimising the Use of Computed Radiography in Pediatric Chest Imaging, 22(2), 104–113. 10.1007/s10278-007-9071-2
- Jang, J. S., Yang, H. J., Koo, H. J., Kim, S. H., Park, C. R., Yoon, S. H., ... Do, K.-H. (2018). Image quality assessment with dose reduction using high kVp and

- additional filtration for abdominal digital radiography. *Physica Medica*, 50, 46–51. 10.1016/j.ejmp.2018.05.007
- Järvinen, H., Vassileva, J., Rehani, M., Vano, E., Wallace, A., & Samei, E. (2017). Patient dose monitoring and the use of diagnostic reference levels for the optimization of protection in medical imaging: current status and challenges worldwide. *Journal of Medical Imaging*, 4(03), 1. 10.1117/1.jmi.4.3.031214
- Karami, V., Zabihzadeh, M., Danyaei, A., & Shams, N. (2016). Efficacy of Increasing Focus to Film Distance (FFD) for Patient's Dose and Image Quality in Pediatric Chest Radiography. *International Journal of Pediatrics*, 4(9), 3421–3429. 10.22038/ijp.2016.7319
- Kim, T.-H., Ryu, J.-H., Jeong, C.-W., Jun, H. Y., Heo, D.-W., Lee, S. H., ... Yoon, K.-H. (2017). Reduced radiation dose and improved image quality using a mini mobile digital imaging system in a neonatal intensive care unit. *Clinical Imaging*, 42, 165–171. 10.1016/j.clinimag.2016.12.004
- Knight, S. P. (2014). A paediatric X-ray exposure chart. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 61(3), 191–201. 10.1002/jmrs.56
- Kostova-Lefterova, D., Taseva, D., Hristova-Popova, J., & Vassileva, J. (2015). Optimisation of paediatric chest radiography. *Radiation Protection Dosimetry*, 165(1–4), 231–234. 10.1093/rpd/ncv119
- Kutanzi, K. R., Lumen, A., Koturbash, I., & Miousse, I. R. (2016). Pediatric Exposures to Ionizing Radiation: Carcinogenic Considerations. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 13(1057), 1–14. 10.3390/ijerph13111057
- Lança, L., & Silva, A. (2013). *Digital Imaging Systems for Plain Radiography*. Londres: Springer. 10.1007/978-1-4614-5067-2
- Levac, D., Colquhoun, H., & O'Brien, K. K. (2010). Scoping studies: Advancing the methodology. *Implementation Science*, 5(1), 1–9. 10.1186/1748-5908-5-69
- Li, G., Greene, T. C., Nishino, T. K., & Willis, C. E. (2016). Evaluation of cassette-based digital radiography detectors using standardized image quality metrics: AAPM TG-150 Draft Image Detector Tests. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17(5), 391–417. 10.1120/jacmp.v17i5.6008
- Lima-Costa, M. F. (2003). Tipos de estudos epidemiológicos: conceitos básicos e aplicações na área do envelhecimento. *Epidemiologia e Serviços de Saúde*, 12(4), 189–201. 10.5123/S1679-49742003000400003
- Lima, J. J. P. (2005). *Técnicas de diagnóstico com raios X - Aspectos Físicos e*

Biofísicos. Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra.

- Lisson, C. G., Lisson, C. S., Kleiner, S., Regier, M., Beer, M., & Schmidt, S. A. (2018). Iterative scatter correction for grid-less skeletal radiography allows improved image quality equal to an antiscatter grid in adjunct with dose reduction: a visual grading study of 20 body donors. *Acta Radiologica*, 1–7. 10.1177/0284185118796668
- Mansson, L. G. (2000). Methods for the Evaluation of Image Quality: a review. *Radiation Protection Dosimetry*, 90(1), 89–99. 10.1093/oxfordjournals.rpd.a033149
- Martin, L., Ruddlesden, R., Makepeace, C., Robinson, L., Mistry, T., & Starritt, H. (2013). Paediatric x-ray radiation dose reduction and image quality analysis. *Journal of Radiological Protection*, 33(3), 621–633. 10.1088/0952-4746/33/3/621
- Meijeir, A., Buissink, C., Hogg, P., Meijer, A., Buissink, C., & Hogg, P. (2017). *Optimax 2017 - Radiation dose, image quality optimisation, the use of new technology in medical imaging*. Oslo: Open source publisher.
- Moey, S., Shazli, Z. A., & Sayed, I. S. (2017). The Practice of Chest Radiography Using Different Digital Imaging Systems: Dose and Image Quality. *Iranian Journal of Medical Physics*, 15, 101–107. 10.22038/ijmp.2017.25424.1259
- Moore, C. S., Wood, T. J., Beavis, A. W., & Saunderson, J. R. (2013). Correlation of the clinical and physical image quality in chest radiography for average adults with a computed radiography imaging system. *The British Journal of Radiology*, 86(1027), 20130077. 10.1259/bjr.20130077
- Morgan, H., Pettet, G., Reed, M., & Prosad Paul, S. (2018). Indications for chest X-rays in children and how to obtain and interpret them. *Nursing Children and Young People*, 30(6), 30–37. 10.7748/ncyp.2018.e1141
- Mraity, H., England, A., Akhtar, I., Aslam, A., Lange, R. De, Momoniat, H., ... Hogg, P. (2014). Development and validation of a psychometric scale for assessing PA chest image quality: A pilot study. *Radiography*, 1–6. 10.1016/j.radi.2014.03.007
- Muhogora, W. E., Msaki, P., & Padovani, R. (2015). Application of off-line image processing for optimization in chest computed radiography using a low cost system. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16(2), 4774. 10.1120/jacmp.v16i2.4774
- Nickoloff, E., Zheng, L., Dutta, A., & So, J. C. (2008). Radiation Dose Descriptors : BERT, COD, DAP, and Other Strange Creatures. *Radiographics*, 28, 1439–1450. 10.1148/rg.285075748

- Organização Mundial de Saúde, & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra. (2016). *Comunicar os Riscos da Radiação em Imagiologia Pediátrica*. Coimbra. Retrieved from <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/205033/9789898252463-por.pdf;jsessionid=29DB77F5DFA82920B8DA83C7A5299A1A?sequence=8>
- Paulo, G. do N. N. (2015). *Optimisation and Establishment of Diagnostic Reference Levels in Paediatric Plain Radiography (Tese de Doutoramento)*. Universidade de Coimbra. Retrieved from <http://hdl.handle.net/10316/29455>
- Pongnapang, N. (2005). Practical guidelines for radiographers to improve computed radiography image quality. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 1–5. 10.2349/bij.1.2.e12
- Sanderud, A., Aymon, E., Burke, A., Dijkstra, S., Fosskaug, J., Sanders, S., ... Soares, F. (2017). Analysis of image quality and effective dose in adult chest phantom radiography with high BMI. In A. Meijer, C. Buissink, & P. Hogg (Eds.), *OPTIMAX 2017 - Optimising image quality for medical image* (pp. 63–76). Univeristy of Salford. Retrieved from <http://usir.salford.ac.uk/id/eprint/46104/>
- Schaefer-Prokop, C., Neitzel, U., Venema, H. W., Uffmann, M., & Prokop, M. (2008). Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *European Radiology*, 18, 1818–1830. 10.1007/s00330-008-0948-3
- Seeram, E., & Brennan, P. C. (2006). Diagnostic reference levels in radiology. *Radiologic Technology*, 77(5), 373–84. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16709686>
- Seibert, J. A. (2004). Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatric Radiology*, 34 Suppl 3, S183-95. 10.1007/s00247-004-1268-7
- Smans, K., Struelens, L., Smet, M., Bosmans, H., & Vanhavere, F. (2010). CU Filtration for dose reduction in neonatal chest imaging, 139(1), 281–286. 10.1093/rpd/ncq061
- Sulieman, A., Elhag, B., Alkhorayef, M., Babikir, E., Theodorou, K., Kappas, C., & Bradley, D. (2018). Estimation of effective dose and radiation risk in pediatric barium studies procedures. *Applied Radiation and Isotopes*, 138, 40–44. 10.1016/j.apradiso.2017.07.013
- Sun, Z., Lin, C., Tyan, Y., & Ng, K.-H. (2012). Optimization of chest radiographic imaging parameters: a comparison of image quality and entrance skin dose for digital chest radiography systems. *Clinical Imaging*, 36, 279–286.

10.1016/j.clinimag.2011.09.006

- Tapiovaara, M. (2006). *Relationship Between Physical Measurements and User Evaluation of Image Quality in Medical Radiology - A Review*. Helsínquia. 10.1.1.120.9408
- Tavares, A. (2013). *Efeito dos Parâmetros Técnicos na Dose e Qualidade de Imagem num Sistema de Radiografia Computorizada (Dissertação de Mestrado)*. Instituto Politécnico de Lisboa - Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa. Retrieved from <http://hdl.handle.net/10400.21/3937>
- Tesselaar, E., Dahlstrom, N., & Sandborg, M. (2015). Clinical Audit of Image Quality in Radiology using Visual Grading Characteristics Analysis. *Radiation Protection Dosimetry*, 169(1–4), 1–7. 10.1093/rpd/ncv411
- Uffmann, M., & Schaefer-Prokop, C. (2009). Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. *European Journal of Radiology*, 72, 202–208. 10.1016/j.ejrad.2009.05.060
- Verdun, F. R., Bochud, F., Gundinchet, F., Aroua, A., Schnyder, P., & Meuli, R. (2008). Radiation Risk: What You Should Know to Tell Your Patient. *Radiographics*, 28, 1807–16. 10.1148/rg.287085042
- Whitley, A. S., Sloane, C., Hoadley, G., Moore, A. D., & Alsop, C. W. (2005). *Clark's Positioning in Radiography (12ª Edição)*. Londres: Hodder Arnold.
- Williams, M. B., Krupinski, E. A., Strauss, K. J., Breeden, W. K., Rzeszotarski, M. S., Applegate, K., ... Seibert, J. A. (2007). Digital Radiography Image Quality : Image Acquisition. *Journal of American College of Radiology*, (4), 371–388. 10.1016/j.jacr.2007.02.002
- Willis, C. E. (2009). Optimizing digital radiography of children. *European Journal of Radiology*, 72(2), 266–273. 10.1016/j.ejrad.2009.03.003

7. Anexos

7.1 – Relatório de Controlo de Qualidade do Equipamento Philips Digital Diagnost



I – ITEM INSPECIONADO

Tipo	Marca	Modelo	s/n
Raios-X	Philips	Digital Diagnost	1652
Detector mesa	Philips	Digital Diagnost	-
Detector tórax	Philips	Digital Diagnost	-

II - EQUIPAMENTO DE MEDIÇÃO

Marca	Modelo	s/n
RaySafe	X2 R/F Sensor	214610

Outro: Placa de alinhamento, placas de cobre e fita métrica.

Certificados de Calibração

RaySafe X2 SN 214610-20151007

III - RESUMO DOS RESULTADOS

Verificação de Dispositivos Mecânicos e Eléctricos do Sistema e Observações

Nada a assinalar.

Resultados dos testes do controlo de qualidade e respetivas referências

O(s) parâmetro(s) Homogeneidade da imagem [2], excede(m) a tolerância prevista.

IV - REFERÊNCIAS

[1] - Decreto-lei n.º 180/2002, publicado no D.R. n.º 182 de 8 de Agosto de 2002, transposição da directiva do Conselho Europeu n.º 97/43/EURATOM.

[2] - SEFM-SEPR-SERAM – Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico - 2011. ISBN 978-84-87078-06-4

[3] - Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems, Institute of Physics and Engineering in Medicine – 2003. ISBN 1 903613 24 8

[4] – AAPM n.º 4 – Basic Quality Control in Diagnostic Radiology

V - RESULTADOS DOS TESTES

Foram realizadas verificações a etiquetas, luzes de funcionamento, funcionamento dos motores e outros.

Os testes de radiação são realizados de forma não invasiva através de sensores de semicondutores colocados no caminho do feixe. São realizados testes à tensão da ampola. É também efectuada a avaliação da emissão de radiação e da dose em função dos diversos parâmetros de controlo do equipamento e da filtração total do feixe.

Relativamente aos parâmetros geométricos, é testado o alinhamento do campo luminoso com o feixe radiativo e a mancha focal da ampola. Foi também verificado o funcionamento do controlo automático de exposição em função de diversos parâmetros. Os testes são realizados de acordo com a referência indicada nas tabelas. Quando apropriado é indicada a incerteza da medição.

Tabela 1.1 - Resultados dos testes aos parâmetros de emissão de radiação do equipamento.

Parâmetro	Valor Obtido	Tolerância		Ref.
Emissão de Radiação, Foco Maior, a 80kV ($\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m) (1)	69,1	>25	√	[1]
Emissão de Radiação, Foco Menor, a 80kV ($\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m) (2)	68,1	>25	√	[1]
Reprodutibilidade da Emissão de Radiação - Foco Maior (%):	0,2	< +/-20	√	[1]
Reprodutibilidade da Emissão de Radiação - Foco Menor (%):	0,1	< +/-20	√	[1]
Varição da saída com a corrente - mA (%):	5,4	< 15	√	[1]
Varição da saída com o factor de exposição - mAs (%):	2,8	< 20	√	[1]
Reprodutibilidade da tensão da ampola - Foco Maior (%):	0,3	< +/-5	√	[1]
Reprodutibilidade da tensão da ampola - Foco Menor (%):	0,1	< +/-5	√	[1]
Erro máximo da tensão(%):	1,4	< +/-10	√	[1]
Voltagem - Variação com corrente da ampola (%):	1,0	< +/-10	√	[1]
Erro máximo do temporizador para tempos \geq 100 ms (%):	-1,2	< +/-10	√	[1]
Erro máximo do temporizador para tempos < 100 ms (%):	-6,0	< +/-15	√	[2]
Filtração (mm de Al)	2,5	\geq 2,5	√	[1]
Máximo de Radiação de Fuga a 1 m (mGy/h) (3)	-	< 1	-	[1]

(1) Incerteza relativa da medição da emissão de radiação - foco maior 1,5%

(2) Incerteza relativa da medição da emissão de radiação - foco menor 1,5%

(3) Teste só efetuado na acalibração do equipamento

Tabela 1.2 - Sistemas de grelhas.

Artefactos de grelha bucky - mesa	Nada a assinalar.
Artefactos de grelha bucky - tórax	Nada a assinalar.

Tabela 1.3 - Resultados dos parâmetros geométricos.

Parâmetro		Obtido	Tolerância	Ref.
Desalinhamento total no eixo Cátodo-ânodo - luz/raio X (%)	√	0,1	< 3	[1]
Desalinhamento total no eixo perpendicular - luz/raio X (%)	√	1,1	< 3	[1]
Soma do erro dos alinhamentos (%)	√	1,2	< 4	[1]
Centragem feixe de luz/Raio X (%)	√	0,1	< 1	[1]
Alinhamento do campo (mesa) (%)	√	0,3	< 2	[1]
Centragem Luz/Bucky (mesa) (%)	√	0,2	< 1	[1]
Ortogonalidade entre o feixe de raios X e o receptor de imagem (mesa) (°)	√	0,1	< 1,5	[1]
Centragem Luz/Bucky (tórax) (%)	√	0,4	< 1	[1]

Tabela 1.4 - Resultados dos testes à mancha focal.

Parâmetro		Obtido	Nominal	Ref.
Dimensão do foco maior (mm)		N/A	-	[1]
Dimensão do foco menor (mm)		N/A	-	[1]

Tabela 1.5 - Resultado do teste efectuado ao controlo automático de exposição para o bucky da mesa.

Parâmetro		Obtido	Tolerância	Ref.
Reprodutibilidade entre as diversas câmaras (%)	√	11,0	< 20	[3]
Reprodutibilidade entre exposições (%)	√	0,5	< 20	[3]
Variação da dose com a espessura do fantoma (%)	√	13,9	< 30	[3]
Variação da dose com a tensão (%)	√	5,0	< 30	[3]

Tabela 1.6 - Resultado do teste efectuado ao controlo automático de exposição para o bucky tórax.

Parâmetro		Obtido	Tolerância	Ref.
Reprodutibilidade entre as diversas câmaras (%)	√	6,4	< 20	[3]
Reprodutibilidade entre exposições (%)	√	1,1	< 20	[3]
Variação da dose com a espessura do fantoma (%)	√	4,8	< 30	[3]
Variação da dose com a tensão (%)	√	7,0	< 30	[3]



Foram efectuados testes à qualidade da imagem e aos sistemas de aquisição e digitalização. Foi analisado o sinal residual nas imagens após a sua leitura e limpeza. Foi avaliada a presença de eventuais artefactos nas imagens e eventuais distorções ou erros de escala nas imagens digitalizadas.

Os testes são efectuados por análise das imagens resultantes de exposições com os fantomas apropriados. No caso da eficácia a apagar, é analisada a imagem resultante da limpeza da placa.

Tabela 1.7 - Resultados dos testes à homogeneidade da imagem em ambos os detetores.

Parâmetro		Obtido	Tolerância	Ref.
Varição da uniformidade (mesa) (%)	√	9,6	< 10	[2]
Varição Sinal-Ruído (mesa) (%)	√	18,4	< 20	[2]
Varição da uniformidade (vertical) (%)	X	15,7	< 10	[2]
Varição Sinal-Ruído (vertical) (%)	X	33,8	< 20	[2]

Artefactos nas imagens

Nada a assinalar.

Tabela 1.8 - Resultados dos testes aos sistema de digitalização da imagem - ambos os detetores.

Existência de distorções na Imagem	Nada a assinalar.
Correcta eficácia a apagar	Nada a assinalar.

Tabela 1.9 - Resultados do testes a erros de escala.

Parâmetro		Obtido	Tolerância	Ref.
Maior erro de escala (%)	√	0,7	< 3	[2]

Tabela 1.10- Resultados aos testes de colimação automática.

Parâmetro	Obtido
Possibilidade de usar um campo menor que a área total do receptor de Imagem.	Sim

(1) Teste só efectuado caso o equipamento efetue colimação automática

Relatório elaborado por:

David Vicente

Rúbrica:

Relatório revisto por:

Guilherme Coutinho

Rúbrica:

Nota: O presente relatório só pode ser reproduzido na íntegra com o consentimento da MedicalConsult e do seu cliente. O resultado deste controlo de qualidade só é válido se as condições avaliadas não sejam alteradas.

7.2 – Autorização do Conselho de Ética da ESTeSL

TIPO DE PROJETO: Impacto de um Protocolo de Redução de Dose na Qualidade de Imagem da Radiografia de Tórax Pediátrica
Tipo de Projeto/Estudo: Dissertação de Mestrado em Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde
INVESTIGADORA: Cláudia Isabel da Conceição Teles Martins
ORIENTADORA: Joana Santos
INSTITUIÇÃO PROMOTORA: Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Lisboa & Escola Superior de Saúde da Universidade do Algarve
RECEBIDO: 20-06-2018
RESPOSTA AO CE: 03-03-2019
RESPOSTA DO CE: 13-03-2019

Exm^a. Senhora Prof^a. Doutora Joana Santos,

Exm^a Senhora Dr^a. Cláudia Isabel da Conceição Teles Martins, estudante do mestrado em Dissertação de Mestrado em Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde,

Após análise do projeto supracitado e dos esclarecimentos prestados a 3 de março de 2019, o Conselho de Ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (ESTeSL) considerou por unanimidade atribuir um parecer favorável.

Lembramos ainda que todos os estudos que envolvem a autorização dos participantes e a recolha de amostras e dados anonimizados e/ou codificados têm de cumprir com o estabelecido no Regulamento Geral sobre a Proteção de Dados de 27 de abril de 2016.

Por último, solicita-se também que, ao abrigo do artº 19 da Lei 21/2014 de 16 de abril e do disposto no nº23 da atual versão da Declaração de Helsinquia, dê igualmente conhecimento ao Conselho de Ética da ESTeSL do relatório final com as conclusões do estudo, de eventuais alterações ao protocolo de investigação e demais informações tidas por relevantes.

Aproveitamos ainda para desejar o maior sucesso no desenvolvimento deste trabalho.

Com os melhores cumprimentos,

7.3 – Autorização da Direção e Coordenação Técnica do Serviço de Imagiologia da Instituição Acolhedora

Exmo. Sr.:
Director de Serviço de Imagiologia Geral do
Centro Hospitalar Lisboa Norte, E.P.E.

Exmo. Sr.ª:
Técnica Coordenadora do Serviço de Imagiologia Geral do
Centro Hospitalar Lisboa Norte, E.P.E.

Assunto: Pedido de autorização para a realização do estudo *Impacto de um Protocolo de Redução de Dose na Qualidade de Imagem da Radiografia de Tórax Pediátrica*

Venho por este meio solicitar autorização para realizar o estudo acima mencionado no Serviço de Imagiologia que Vexa. dirige/coordena. Este estudo será desenvolvido enquanto Dissertação do Mestrado de Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, tendo diversas etapas nomeadamente:

- Otimização dos protocolos de exposição de duas salas de Radiologia Convencional para a radiografia de tórax realizada em doentes pediátricos
- Recolha de dados radiográficos para determinação do impacto da optimização
- Avaliação da qualidade dos exames radiográficos.

Saliento que os dados necessários para este trabalho de investigação são, sobretudo, dados radiográficos (parâmetros de exposição e de dose), idade e peso das crianças submetidas a radiografias de tórax. Não serão recolhidos dados clínicos. Todos os dados recolhidos serão anonimizados e confidenciais. Também se assegura que nenhuma criança fará qualquer exame radiográfico adicional, mas apenas aqueles que definidos pelo seu Médico Assistente.

Muito obrigada pela vossa atenção e disponibilidade

Cláudia Martins

Cláudia Teles Martins

Dr. José Fonseca Santos







Dr. José Fonseca Santos (Director de Serviço)

Dina Silva

Téc. Dina Silva (Técnica Coordenadora)

Dina Silva
N.º Mec. 5181
Técnica Coordenadora do
Serviço de Imagiologia do
Centro Hospitalar Lisboa Norte

7.4 – Autorização da Direção Clínica e Comissão de Ética da Instituição Acolhedora

 CENTRO ACADÉMICO DE MEDICINA DE LISBOA	 CENTRO HOSPITALAR LISBOA NORTE, E.P.E.	 HOSPITAL SANTA MARIA	 HOSPITAL DE SÃO JOSÉ	 UNIVERSIDADE DE LISBOA	 FACULDADE DE MEDICINA LISBOA	 INSTITUTO DE MEDICINA MOLECULAR
---	--	--	---	--	--	---

Presidente Prof. Doutor José Luis B. Ducla Soares (CHLN e CAML)	Exma. Senhora Dra. Cláudia Teles Martins Serviço de Imagiologia Geral Centro Hospitalar Universitário Lisboa Norte, E.P.E.
Vice-Presidente Prof. ^a Doutora Maria Luísa Figueira (CAML)	
Membros Prof. Doutor Alexandre Mendonça (CHLN) Prof. ^a Doutora Ana Isabel Lopes (CHLN) Prof. ^a Doutora Maria do Céu Rueff (CAML) Pedro Fernando Sampão (CHLN) Mestre Eng. ^o Graça Roldão (CHLN) Prof. Doutor João Forjaz Lacerda (CAML) Prof. Doutor João Lavinha (CAML) Prof. ^a Doutora Mafalda Videira (CAML) Prof. Doutor Mário Miguel Rosa (CHLN) Dra. Patrícia Trindade Gonçalves (CHLN)	

Lisboa, 31 de Janeiro de 2019

Nossa Ref. Nº 408/18

Assunto: Estudo "Impacto de um Protocolo de Redução de Dose na Qualidade de Imagem da Radiografia de Tórax Pediátrica"

Relator: Prof.^a Doutora Ana Isabel Lopes

Pela presente informamos que o projeto citado em epígrafe, obteve, na reunião realizada em 8 de Janeiro de 2019, parecer favorável da Comissão de Ética.

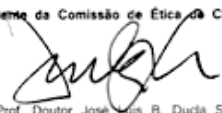
No uso das competências próprias constantes do disposto no Decreto-Lei, N.º 97/95 de 10 de Maio, e no exercício das suas funções em observância do disposto na Lei n.º 21/2014 de 16 de Abril, que aprova a lei da investigação clínica, e em cumprimento dos regulamentos internos do CHLN, dos códigos deontológicos e das declarações e diretrizes internacionais, a Comissão de Ética avaliou o documento, que considera obedecer aos requisitos éticos fundamentais que devem ser respeitados, refletindo o primado da dignidade e da integridade humanas.

Encontra-se assegurado o direito à integridade moral e física do participante, cumpre as precauções essenciais tendo como designio minimizar eventuais danos para os seus direitos de personalidade, bem como o direito à privacidade e à proteção dos dados pessoais que lhe dizem respeito, em harmonia com o respetivo regime jurídico.

Mais se informa que o referido estudo foi autorizado pela Sra. Diretora Clínica, Dra. Margarida Lucas.

Com os melhores cumprimentos,

O Presidente da Comissão de Ética do CHLN e CAML


Prof. Doutor José Luis B. Ducla Soares

COMISSÃO DE ÉTICA DO CHLN E DO CAML AVENIDA PROFESSOR EGAS MONIZ 1649-035 LISBOA TEL: 21 780 54 05; FAX: 21 780 56 90 ANA.PIMENTEL@CHLN.MV-SAUDE.PT	ALAMEDA DAS LINHAS DE TORRES, 117 1769-001 LISBOA Tel: 217 548 000 Fax: 217 548 215 www.chln.pt
--	---

1

8. Apêndices

8.1 - Métodos de Avaliação de Qualidade de Imagem em Radiologia Geral – Scoping Review

Uma *Scoping Review* refere-se a uma metodologia de revisão de literatura que permite fazer um mapeamento da extensão e natureza da bibliografia publicada acerca de determinado tema (Levac, Colquhoun, & O'Brien, 2010). Neste trabalho de investigação, a *scoping review* foi realizada de acordo com Levac e colaboradores (2010) para dar resposta à questão (Levac et al., 2010): *Quais os métodos de avaliação de qualidade de imagem utilizados, atualmente, em Radiologia Convencional/Geral?*

A pesquisa foi realizada nas bases de dados SciELO, PubMed e Scopus com um horizonte temporal de 5 anos e com as seguintes palavras-chave:

Tabela 8.1 - Bases de Dados e Palavras-Chave utilizadas na pesquisa

SciELO	PubMed e Scopus
"Radiografia Torácica" E "Optimização"	"Radiography" AND "Signal to Noise Ratio"
"Radiografia Torácica" E "Qualidade de Imagem"	"Radiography" AND "ROC Curve"
"Radiografia Torácica" E "Qualidade"	"Radiography" AND "Image Quality"
"Radiografia" E "Qualidade"	"Radiography" AND "Observer Study"

As referências bibliográficas dos artigos selecionados foram também analisadas de forma a poder incluir mais algum artigo com interesse para este estudo. Nesta *Scoping Review* foram incluídos todos os estudos primários que realizaram avaliação de qualidade de imagem em Radiologia Convencional, independentemente da área anatómica (Ex: Osteo-articular, Aparelho Respiratório, etc.), do tipo de objeto (Ex: Doente, Fantoma), da tecnologia (Ex: Convencional, Computorizada, Digital) e do contexto em que é realizada (Ex: académico, avaliação de uma tecnologia em saúde, etc.). Por outro lado, foram excluídos estudos que não estivessem escritos em Português, Inglês ou Espanhol, que se referissem a estudos de avaliação de qualidade de imagem em Radiologia Dentária, estudos de revisão, estudos de avaliação de performance de detetores sem menção a avaliação da qualidade de exames radiográficos e estudos de performance na deteção de entidades patológicas. A Figura 8.1 demonstra o processo de pesquisa, exclusão e seleção de estudos.

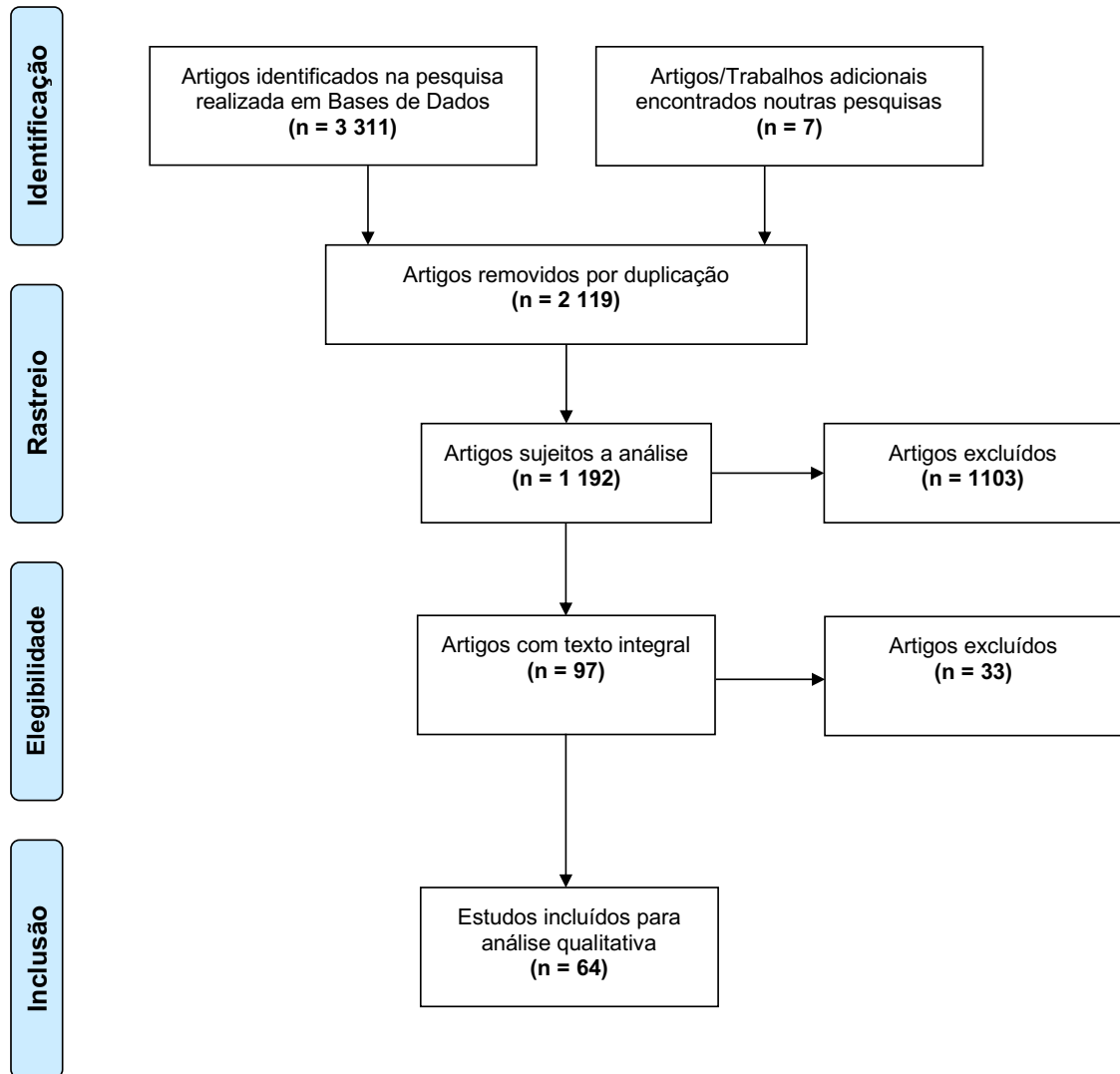


Figura 8.1 - Esquema representativo do processo de pesquisa, exclusão e seleção de estudos

A extração e compilação de resultados foi realizada com a ajuda de um instrumento, criado para este efeito, no qual se deu relevância aos itens: Nome do primeiro Autor, Ano de Publicação, Tipo de Estudo, Objeto de Estudo, Região Anatômica, Tipo de Detetor, Tipo de Avaliação Realizada e Medidas de Avaliação Utilizadas. Este instrumento é apresentado na Tabela 8.2.

Tabela 8.2 – Extração de Dados da *Scoping Review*

T. E.	Autoria, Ano	Objeto	Região Anatômica	Detetor	Avaliação	
					Tipo	Medidas
E	Alzyoud, K. 2019	Fantoma	Bacia	DR	Objetiva	SNR CNR
					Subjetiva	VGA relativa; 6 observadores; Critérios anatômicos + Percepção de ruído; Escala 5 itens
E	Ahn, S. 2018	Doentes	Tórax	DR	Subjetiva	VGA relativa; 2 observadores; Critérios anatômicos; Escala 5 itens
E	Alukic, E 2018	Doentes	C. Lombar	DR	Subjetiva	VGA; 3 observadores; Critérios Anatômicos, Escala de 5 itens
E	Al-Murshedi, S. 2018	Fantoma + Fantoma CRDRAD	Tórax	DR e CR	Objetiva	SNR CNR Índice de Conspicuidade Performance contraste-detalhe
						VGA Relativa; 4 observadores; Critérios anatômicos; Escala 5 itens
E	Chae, K. 2018	Doentes	Tórax	DR	Subjetiva	VGA Relativa; 4 observadores; Critérios anatômicos; Escala 5 itens
E	Ernest, C. 2018	Fantoma + Doentes	Coluna Vertebral	DR	Objetiva	SNR
					Subjetiva	VGA; Critérios anatômicos; 2 observadores; Escala 5 itens
E	Hinojos-Armendariz, V. 2018	Doentes (neonatos) + Fantoma CDRAD	Tórax	CR e DR	Subjetiva	IC ² ; Critérios Anatômicos; 3 observadores
E	Kaheni, H. 2018	Fantoma CDRAD + Fantoma	Tórax	DR e CR	Objetiva	Performance Contraste-Detalhe SNR CNR Índice de Conspicuidade
						VGA + VGC; Critérios anatômicos; 4 observadores; Escala 5 itens;
E	Lisson, C. 2018	Cadáveres	Bacia e C. Cervical	DR	Subjetiva	VGA + VGC; Critérios anatômicos; 4 observadores; Escala 5 itens;
E	Moey, S. 2018	Fantoma + Leeds Test Object	Tórax, Abdómen e C. Lombar	CR	Objetiva	Detetabilidade Resolução

² IC – *Image Criteria Fullfilment*

E	Moey, S. 2018	Fantoma + Leeds Test Object + Doentes	Tórax, Abdómen e C. Lombar	CR	Subjetiva	VGA; 2 observadores; Critérios Anatômicos + físicos; Escala de 4 itens
E	Morel, B. 2018	Doentes	C. Vertebral	DR	Subjetiva	VGA; 2 observadores; Critérios Anatômicos; Escala de 4 itens
E	Mourik, j. 2018	Fantoma CDRAD	Tórax	DR	Objetiva	<i>Performance</i> Contraste- Detalhe (CDRAD Analyser)
E	Naouel, G. 2018	Fantoma	-	CR	Objetiva	SNR CNR
E	Pippo- Huotari, O. 2018	Doentes	Abdómen (Urografia)	DR	Subjetiva	VGA; 4 observadores; Critérios Anatômicos; Escala 5 itens
E	Smet, M. 2018	Fantoma (neonatologi a)	Tórax	CR e DR	Subjetiva	VGA + VGC; 3 observadores; Critérios Anatômicos + visualização de dispositivos; Escala de 5 itens;
E	Takagi, S 2018	Fantoma	Tórax	DR	Objetiva	CNR
E	Kawashima, H. 2017	Fantoma	Abdómen	DR	Objetiva	SdNR ³
E	Alves, A. 2016	Fantoma (pediatria)	Crânio Tórax	CR	Objetiva	CNR
E	Chouvatut, V. 2016	Doentes	Tórax	NE ⁴	Objetiva	PSNR ⁵ RMSE ⁶
E	Conradie, A. 2016	Fantoma (Coelho)	Tórax	CR	Subjetiva	VGA; Critérios anatômicos; 8 observadores; Escala 5 itens
E	Menser, B. 2016	Fantoma + Imagens de simulação (neonatologi a)	Tórax	DR	Objetiva	CNR
E	Mraity, H 2016	Fantoma + Cadáveres	Bacia	CR	Objetiva Subjetiva	SNR VGA; Critérios Anatômicos; 335 Observadores; Escala de 5 itens
E	Renger, B. 2016	Fantoma	Tórax	DR	Subjetiva	VGA; Critérios Anatômicos; 3 observadores; Escala de 5 itens

³ Signal Difference to Noise Ratio

⁴ Não especificada (digital)

⁵ Maximum Signal Power

⁶ Noise Power

E	Sensakovic, W. 2016	Fantoma (neonatologia)	Tórax	DR	Subjetiva	VGA Relativa (<i>Rating and Matching</i>); Avaliação global da qualidade; 7 observadores; Escala 10 pontos
E	Alves, A. 2015	Fantoma (pediatria)	Crânio, Tórax	CR	Objetiva	CNR
E	Davey, E. 2015	Fantoma	C.Lombar	CR	Subjetiva	VGA; Critérios Anatômicos; 5 observadores; Escala 5 itens
E	England, A. 2015	Doentes	Bacia	DR	Subjetiva	VGA; Critérios Anatômicos; 3 Observadores; Escala 3 itens
E	Paulo, G. 2015	Fantoma + Doentes	Tórax, Abdómen e Bacia	Sistema Ecrã-Película e DR	Objetiva	Ruído
					Subjetiva	VGC + VGC; Critérios Anatômicos; 4 observadores; Escala 5 itens
E	Jones, A. 2015	Fantoma	Art. Tibio-társica	DR	Objetiva	CNR
					Subjetiva	VGA; Critérios físicos + Aceitabilidade clínica; 4 observadores; Escala 3 itens
E	Nocetti, D. 2015	Fantoma + Leeds Test Object	Tórax	DR	Objetiva	SNR
						HCSR ⁷
E	Pavan, A. 2015	Fantoma	Mão	CR	Objetiva	SdNR
					Subjetiva	VGA; Critérios Anatômicos; 3 Observadores; Escala 3 itens
E	Yvert, M. 2015	Fantoma CDRAD + Doentes	C. Vertebral	DR	Subjetiva	CDRAD analisado por 3 observadores VGA; Critérios anatômicos; 3 observadores; Escala de 4 itens
E	Alsleem, H. 2014	Fantoma CDRAD + Fantoma	-	CR e DR	Objetiva	<i>Performance Contrast-Detalhe (CDRAD Analyser)</i>
E	Ekpo, E. 2014	Fantoma	Tórax	DR	Objetiva	SNR
						Índice de Conspicuidade
E	Mraity, H. 2014	Fantoma	Tórax	CR	Objetiva	SNR
					Subjetiva	VGA; Critérios Anatômicos; 53 observadores; Escala de 5 itens
E	Precht, H. 2014	Fantoma CDRAD + Fantoma	Mão, Bacia e Tórax	DR	Objetiva	<i>Performance Contrast-Detalhe (CDRAD Analyser)</i>
					Subjetiva	VGA relativa; Critérios anatômicos; 3 observadores; Escala de 5 itens

⁷ High Contrast Spatial Resolution

E	Reis, C. 2014	Fantoma	Tórax	CR	Subjetiva	2 AFC; Critérios anatómicos e patológicos; 5 observadores; Escala 5 itens
E	Sun, Z. 2014	Fantoma	Tórax	CR	Objetiva	Ruído
					Subjetiva	Aceitabilidade diagnóstica; 2 observadores; Escala 5 itens
E	Tugwell, J. 2014	Fantoma	Bacia	CR	Objetiva	SNR
					Subjetiva	2 AFC ⁸ ; Critérios anatómicos; 7 observadores; Escala 5 itens
E	Guo, H. 2013	Doentes (pediatria)	Tórax	DR	Subjetiva	VGA; 5 observadores; Critérios anatómicos (escala binária) + Percepção de ruído (escala 4 itens)
E	Martin, L. 2013	Doentes (neonatalogia)	Tórax e Bacia	NE	Subjetiva	VGC; 1 observador; Critérios anatómicos; Escala 5 itens
E	Lança, L. 2011	Fantoma + Fantoma CDRAD + Doentes	Tórax, Fémur e C. Lombar	CR e DR	Objetiva	SNR <i>Performance Contrast-Detalhe (CDRAD Analyser)</i>
					Subjetiva	VGA relativa; 5 observadores; Escala 5 itens
O	Alejo, L. 2018	Doentes (pediatria)	Tórax Abdómen Bacia	DR	Objetiva	HCSR
					Subjetiva	IC; 3 observadores; Critérios anatómicos (escala binária) + físicos (escala 3 itens)
O	Audin, C. 2018	Doentes (intransportável)	Tórax	DR e CR	Subjetiva	VGA relativa; Critérios anatómicos + físicos + visualização de dispositivos; Painel de 7 observadores; Escala de 5 itens
O	Jang, J. 2018	Doentes	Abdómen	DR	Objetiva	SNR CNR
					Subjetiva	VGA; Critérios Anatômicos; 3 observadores; Escala 5 itens
O	Karami, V. 2018	Doentes (pediatria)	Bacia	?	Subjetiva	VGA relativa; Critérios anatómicos + colocação de proteções Pb; 4 observadores; Escala de 4 itens
O	Nakamura, H. 2015	Doentes	Tórax	NE	Objetiva	CNR
O	Willis, C. 2018	Doentes	Tórax	DR	Subjetiva	Critérios objetivos

⁸ Two Alternative Forced Choice Comparisons

O	Jeon, M. 2017	Doentes	C. Vertebral e Membros Inferiores	DR	Subjetiva	VGA; Critérios anatômicos; 2 Observadores; Escala de 4 itens
O	Kim, T. 2017	Doentes (neonatalogia)	Tórax	DR	Objetiva	SNR
					Subjetiva	MTF ⁹
O	Moey, S. 2017	Doentes	Tórax	CR e DR	Subjetiva	VGA; Critérios Anatômicos + Físicos + Colimação; 2 Observadores; Escala de 4 itens
O	Karami, V. 2016	Doentes (pediatria)	Tórax	CR	Subjetiva	VGA; Critérios Anatômicos; 4 Observadores; Escala de 4 itens
O	Tesselaar, E. 2016	Doentes	Tórax e C.Lombar	CR e DR	Subjetiva	VGA + VGC; Critérios anatômicos; 40 observadores; Escala de 5 pontos
O	Tschauner, S. 2016	Doentes (pediatria)	Tórax	DR	Subjetiva	Critérios anatômicos + colimação
O	Kostova-Lefterova, D. 2015	Doentes (pediatria)	Tórax	NE	Subjetiva	Critérios anatômicos; 1 observador
O	Moore, C. 2013	Imagens de simulação	Tórax	CR	Objetiva	K _{SNR} ¹⁰
					Subjetiva	VGA relativa; 4 observadores; Critérios anatômicos; Escala 7 itens
O	Muhogora, W. 2015	Doentes	Tórax	CR	Subjetiva	VGA; Critérios anatômicos; 3 observadores; Escala de 5 itens
O	Samei, E. 2014	Doentes	Tórax	CR	Subjetiva	10 medidas de contraste, detalhe e ruído; 5 observadores
O	Wan, A. 2014	Doentes	Tórax	CR	Subjetiva	IC; Critérios Anatômicos; 2 observadores
O	Moore, C. 2013	Imagens de simulação	Tórax	CR	Objetiva	CNR
					Subjetiva	VGA relativa; 4 observadores; Critérios anatômicos; Escala 7 itens
O	Jacob, R. 2009	Doentes (pediatria)	Tórax	CR	Subjetiva	IC; 3 observadores; Critérios Anatômicos

⁹ Modulation Transfer Function – Resolução espacial

¹⁰ KSNR – Fator de melhoria da SNR

8.2 – Instrumento de Recolha de Dados

FORMULÁRIO DE RECOLHA DE DADOS RADIOGRÁFICOS PÓS-OPTIMIZAÇÃO							
Data							
Idade							
Peso (kg)							
Espessura do Tórax (cm)							
Altura (m)							
Colimação							
Projeção							
Tensão na ampola (kV)							
Corrente na ampola (mA)							
Intensidade (mAs)							
Tempo de Exposição (ms)							
DFD (m)							
Filtração Adicional							
Ponto Focal							
Grelha AD							
Câmaras de Ionização							
DAP (dGy.cm ²)							
Nº BD							

8.3 – Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA (por observador) para o escalão de peso 2

Tabela 8.3 - Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 2

Fase	kV	mAs	Filtração Adicional	Grelha AD	KAP	SNR	CNR	Score					Score Médio
								1	2	3	4	5	
Fase Pré-Opt	100	1	-	Sim	14,7	27,82	35,55	46	21	21	38	48	34,8
	65	2	-	Sim	48,9	45,45	29,41	49	31	38	39	48	41
	65	2	-	Sim	67,9	27,28	25,41	46	17	38	37	43	36,2
Fase Pós-Opt	81	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Não	5,3	32,39	33,72	45	24	26	32	46	34,6
	81	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Não	6,0	38,38	47,38	43	21	26	38	45	34,6
	81	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Não	11,8	27,28	25,41	41	28	26	30	44	33,8

8.4 – Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA (por observador) para o escalão de peso 3

Tabela 8.4 - Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 3

Fase	kV	mAs	Filtração Adicional	Grelha	DAP	SNR	CNR	Score					Score Médio
								1	2	3	4	5	
Fase Pré-Opt	110	1	-	Sim	24,6	46,29	39,80	49	49	45	48	49	48
	70	3	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	16,0	30,84	25,50	45	28	32	37	43	37
	110	1	-	Sim	53,9	65,33	43,92	48	36	34	46	49	42,6
Fase Pós-Opt	96	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	10,6	74,14	37,44	48	42	41	46	49	45,2
	96	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	7,7	70,71	52,81	43	23	29	34	49	35,6
	96	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	11,4	37,49	28,29	48	28	41	46	49	42,4

8.5 – Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA (por observador) para o escalão de peso 4

Tabela 8.5 - Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 4

Fase	kV	mAs	Filtração Adicional	Grelha	DAP	SNR	CNR	Score					Score Médio
								1	2	3	4	5	
Fase Pré-Opt	90	2	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	64,2	50,03	26,34	49	43	42	46	49	45,8
	125	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	37,0	53,25	40,11	49	48	44	49	49	47,8
	125	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	57,7	53,84	34,09	49	41	46	42	47	45
Fase Pós-Opt	109	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	25,8	62,89	46,15	48	41	36	45	48	43,6
	110	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	18,7	50,29	39,83	47	36	47	49	49	45,6
	109	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	36,9	38,66	34,71	48	32	43	47	45	43

8.6 – Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA (por observador) para o escalão de peso 5

Tabela 8.6 - Parâmetros de Exposição, KAP, CNR, SNR e VGA para o escalão 5

Fase	kV	mAs	Filtração Adicional	Grelha	DAP	SNR	CNR	Score					Score Médio
								1	2	3	4	5	
Fase Pré-Opt	110	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	85,9	47,86	40,60	49	48	46	49	49	48,2
	125	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	65,2	53,33	26,01	48	40	43	44	49	44,8
	125	1	0,1 mm Cu + 1 mm Al	Sim	77,8	106,93	47,03	47	34	43	44	49	43,4
Fase Pós-Opt	125	2	0,2 mm Cu + 1 mm Al	Sim	29,6	99,93	43,21	48	48	41	46	49	46,4
	125	1	0,2 mm Cu + 1 mm Al	Sim	29,7	51,30	20,39	48	35	42	45	48	43,6
	125	2	0,2 mm Cu + 1 mm Al	Sim	44,4	44,05	27,77	49	44	40	46	48	45,4