

ESCOLA
SUPERIOR DE
TECNOLOGIA DA
SAÚDE DE
COIMBRA



Instituto Superior de
Engenharia de Coimbra

Instituto Politécnico de Coimbra
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
Escola Superior de Tecnologia da Saúde Coimbra

Requisitos técnicos de um Sistema de Informação de determinação de parâmetros de exposição radiológicos

Para radiografias do tórax e da coluna lombar

José Carlos Alves de Pina

**Mestrado em Sistemas e Tecnologias da Informação para a Saúde
Coimbra, dezembro, 2012**



Instituto Politécnico de Coimbra
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
Escola Superior de Tecnologia da Saúde Coimbra

Mestrado em Sistemas e Tecnologias da Informação para a Saúde
Projecto/Estágio I e Projecto/Estágio II

***Requisitos técnicos de um Sistema de Informação
de determinação de parâmetros de exposição
radiológicos***

Para radiografias do tórax e da coluna lombar

José Carlos Alves de Pina

Orientador:

Mestre Joana Margarida Rodrigues dos Santos
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Co-Orientador:

Doutor António Manuel Rodrigues Carvalho dos Santos
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Coimbra, dezembro, 2012

RESUMO

A evolução tecnológica dos sistemas de radiologia digital possibilita a diminuição da exposição dos pacientes à radiação. No entanto, se as potencialidades dos mesmos não forem usadas de forma adequada, podem originar exposições elevadas, desnecessárias nos pacientes.

De modo a diminuir o erro humano do Técnico de Radiologia na seleção de parâmetros de exposição e a adequar a exposição radiológica do paciente criou-se um Sistema de Informação (SI) que realiza uma estimativa da dose de radiação, na realização de radiografias da coluna lombar, nas incidências de frente e de perfil, e de radiografias do tórax, na incidência postero-anterior (PA), realizadas seguindo as recomendações.

A metodologia adotada para a realização deste trabalho teve como base as quatro primeiras fases do Modelo em Cascata. Inicialmente, foi necessário efetuar uma recolha de informação relativa aos parâmetros de exposição utilizados na realização de radiografias da coluna lombar e do tórax, face à antropometria de cada paciente. Esta recolha possibilitou estimar valores de referência de dose de radiação, que serviram de base para a definição dos requisitos técnicos e desenho do SI a desenvolver.

De modo a testar o desenho do sistema foi efetuada uma avaliação do mesmo com base num questionário efetuado a sete Técnicos de Radiologia com cerca de 10 anos de experiência profissional e com Mestrado. Os resultados obtidos nesta avaliação permitem considerar que o desenho do SI cumpre os requisitos pré-definidos, estando reunidas todas as condições necessárias do mesmo para a passagem, num trabalho futuro, às restantes fases do Modelo em Cascata de forma a tornar o SI operacional.

Palavras-chave: Sistema de Informação, Modelo em Cascata, requisitos, parâmetros de exposição, dose de radiação.

ABSTRACT

The technological evolution of digital radiology systems allows decreasing the radiation exposure for patients. However, if the potentialities of these systems are not used properly, they can cause high exposures, unnecessary in patients.

In order to decrease the human error of the Radiographer in the selection of the exposure parameters and fit the patient radiation exposure, it was created an Information System (IS) which performs an estimate of the radiation dose for the radiographs of the lumbar spine, using front and profile incidences, and for the chest PA incidence, made following the recommendations.

The methodology adopted for this work was based on the first four phases of the Waterfall Model. Initially, it was necessary to make a collection of information relating to the exposure parameters used in the radiographs of the lumbar spine and chest against the anthropometry of each patient. This collection allowed estimating reference values of radiation dose, which served as the basis for defining technical requirements and design of IS to develop.

In order to test the system design, it was done an evaluation of the same based on survey conducted by seven Radiographers with about 10 years of professional experience and Master's degree. The results of this support the view that the design meets the requirements of the IS predefined, with all the conditions necessary for the passage of the same, in future work, to the other stages of the Waterfall Model in order to transform the IS to an operational level.

Keywords: Information System, Waterfall Model, requirements, exposure parameters, radiation dose.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto Politécnico de Coimbra, nomeadamente à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra e ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, por proporcionar a realização da presente dissertação.

À Professora Joana Margarida Rodrigues dos Santos, minha orientadora, e ao Professor António Manuel Rodrigues Carvalho dos Santos, meu co-orientador, pelo apoio e orientação científica durante a execução da dissertação.

Ao Mestre Graciano Nobre Paulo, docente na Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra, do Departamento de Radiologia, pela sua disponibilidade e por ter possibilitado o acesso a uma das instituições participante no processo de recolha de dados efetuado.

Às instituições de radiodiagnóstico que participaram neste estudo, pela disponibilidade e receptividade manifestada.

Ao Mestre João Ferreira, Técnico de Radiologia numa das instituições participante neste estudo, pela sua disponibilidade e colaboração no processo de recolha de dados.

A todas as restantes pessoas que colaboraram no processo de recolha de dados.

Aos Técnicos de Radiologia, que participaram na avaliação do desenho do Sistema de Informação, pela disponibilidade, colaboração e sugestões apresentadas.

À Mestre Eulália Santos e à Mestre Fátima Pina, docentes do Departamento de Matemática da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria, pelo apoio e esclarecimentos estatísticos.

Aos meus colegas de Mestrado pelo encorajamento e pela partilha de experiências profissionais.

A todos quantos, direta ou indiretamente, me apoiaram e tornaram possível este trabalho, o meu muito sincero Agradecimento.

ÍNDICE

RESUMO	I
ABSTRACT	III
AGRADECIMENTOS.....	V
ÍNDICE.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ÍNDICE DE TABELAS.....	XI
ÍNDICE DE SIGLAS	XIII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. OBJETIVOS.....	2
2. RADIOLOGIA.....	3
2.1. PRODUÇÃO DE RAIOS-X.....	3
2.1.1. <i>Interação dos elétrons com o alvo</i>	5
2.1.2. <i>Interação da radiação com a matéria</i>	5
2.2. SISTEMAS DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM.....	6
2.2.1. <i>Radiografia Computorizada</i>	7
2.2.2. <i>Radiografia Digital</i>	9
2.2.3. <i>Comparação de Sistemas</i>	12
2.3. PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO	14
3. FUNDAMENTOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	17
3.1. EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES IONIZANTES	17
3.2. DESCRITORES DE DOSE.....	18
3.2.1. <i>Dose Área Produto</i>	19
3.2.2. <i>Dose à Entrada da Pele</i>	20
3.3. NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO.....	20
3.4. PRINCÍPIOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA.....	21
4. SISTEMAS DE INFORMAÇÃO	23
4.1. O CONCEITO DE SISTEMAS DE INFORMAÇÃO	23
4.2. PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE INFORMAÇÃO	26

4.3. MODELOS DE DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS DE INFORMAÇÃO	30
4.3.1. <i>Modelo em Cascata</i>	30
4.3.2. <i>Prototipagem</i>	32
4.3.3. <i>Modelo V</i>	33
4.3.4. <i>Modelo Espiral</i>	34
4.4. ANÁLISE DE REQUISITOS DE SISTEMAS DE INFORMAÇÃO	35
4.5. SISTEMA DE INFORMAÇÃO EM RADIOLOGIA.....	37
4.6. SISTEMAS DE INFORMAÇÃO PARA CÁLCULO DE DOSE EM PACIENTES	38
5. METODOLOGIA.....	41
5.1. ANÁLISE DO PROBLEMA	42
5.2. RECOLHA DE DADOS.....	43
5.3. ANÁLISE DOS DADOS RECOLHIDOS.....	44
5.3.1. <i>Caracterização geral da amostra</i>	44
5.3.2. <i>Análise de correlação</i>	46
5.3.3. <i>Análise estatística descritiva dos dados por grupos de peso</i>	47
5.3.4. <i>Análise estatística descritiva dos dados por grupos de IMC</i>	48
5.4. DISCUSSÃO DA ANÁLISE DOS DADOS RECOLHIDOS.....	51
5.5. DEFINIÇÃO DE REQUISITOS DO SISTEMA DE INFORMAÇÃO.....	53
5.6. DESENHO DO SISTEMA DE INFORMAÇÃO.....	57
5.6.1. <i>Estrutura do Sistema de Informação</i>	61
5.6.2. <i>Apresentação Gráfica do Sistema de Informação</i>	61
5.6.3. <i>Modelo Físico do Sistema de Informação</i>	71
5.7. AVALIAÇÃO DO DESENHO DO SISTEMA DE INFORMAÇÃO	73
6. RESULTADOS	75
7. DISCUSSÃO	77
8. CONCLUSÃO	79
REFERÊNCIAS.....	81
ANEXOS.....	93
ANEXO 1: TABELA DE RECOLHA DE DADOS.....	94
ANEXO 2: QUESTIONÁRIO DE VALIDAÇÃO DO DESENHO DO SISTEMA DE INFORMAÇÃO	96

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema de produção de raios-X.....	4
Figura 2 – Processos físicos envolvidos na formação da imagem no IP.....	8
Figura 3 – Função de Transferência de Modulação	12
Figura 4 – Aquisição direta e indireta	14
Figura 5 – Relação entre área colimada e DAP	19
Figura 6 – Funcionamento básico de um SI	26
Figura 7 – Etapas que compõem o PDSI.....	27
Figura 8 – Modelo em Cascata	31
Figura 9 – Prototipagem.....	33
Figura 10 – Modelo V	33
Figura 11 – Modelo Espiral.....	34
Figura 12 – Fluxograma das fases do trabalho desenvolvido	41
Figura 13 – Diagrama geral das funcionalidades do Sistema de Informação	57
Figura 14 – Diagrama de caso de uso do Sistema de Informação a desenvolver	60
Figura 15 – Estrutura do Sistema de Informação a desenvolver	61
Figura 16 – Página de <i>Login</i>	62
Figura 17 – Página de Registo	63
Figura 18 – Barra de acesso após o utilizador efetuar <i>login</i>	63
Figura 19 – Editar Dados do Utilizador.....	64
Figura 20 – Página Inicial.....	65
Figura 21 – Procurar Paciente	65
Figura 22 – Página Procurar Paciente, apresentando o resultado da pesquisa efetuada	66
Figura 23 – Dados do Paciente.....	67
Figura 24 – Alterar Dados do Paciente.....	68
Figura 25 – Cálculo dos Parâmetros.....	71
Figura 26 – Modelo Físico da base de dados do SI.....	72

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Estatísticas descritivas para as variáveis idade, peso, altura, IMC, diâmetro AP torácico e diâmetro AP abdominal	45
Tabela 2 – Estatísticas descritivas para o valor de dose e de tensão da ampola por grupos de peso	48
Tabela 3 – Estatísticas descritivas para o valor de dose e de tensão da ampola por grupos de IMC	50
Tabela 4 – Comparação dos parâmetros de exposição utilizados nas radiografias da coluna lombar e do tórax com os recomendados pelas <i>European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images</i>	51
Tabela 5 – Valores de percentil 75 de dose, por grupos de peso e de IMC, em exames de radiologia geral da coluna lombar e do tórax	53
Tabela 6 – Grupos de peso	54
Tabela 7 – Grupos de IMC	54
Tabela 8 – Requisitos não Funcionais do Sistema de Informação	56
Tabela 9 – Avaliação do desenho do SI a desenvolver (primeiras sete questões).....	75

ÍNDICE DE SIGLAS

ACR	<i>American College of Radiology</i>
A/D	Analógico-digital
ADN	Ácido desoxirribonucleico
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ALARP	<i>As Low As Reasonably Practicable</i>
AP	Antero-posterior
a-Se	Selénio Amorfo
BaFBr:Eu ⁺²	Fluro-Brometo de Bário impregnado com Európio ativo
BaFI:Eu ⁺²	Fluoro-iodide de Bário impregnado com Európio ativo
BSF	<i>Backscatter Factor</i>
CAE/AEC	Controlo Automático de Exposição/ <i>Automatic Exposure Control</i>
CCD	<i>Charge Coupled Device</i>
CE	Comissão Europeia
CMOS	<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i>
CsI	Iodeto de Césio
DAP	<i>Dose Area Product</i> ou Dose Área Produto
DFoRi	Distância Foco Receptor de Imagem
DQE	Eficiência Quântica de Detecção
ESD	<i>Entrance Skin Dose</i> ou Dose à Entrada da Pele
FRP	Função de Resposta a um Ponto
FTM	Função de Transferência de Modulação
GdOS	Oxisulfureto de Gadolínio
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IP	<i>Image Plate</i>
ITN	Instituto Tecnológico e Nuclear
kV	Kilovolts – unidade de tensão
mA	Miliamperes – unidade de corrente da ampola
mAs	Miliamperes por segundo – unidade de corrente da ampola por

	segundo
NRD	Níveis de Referência de Diagnóstico
NRPB	<i>National Radiation Protection Board</i>
PA	Postero-anterior
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
PCRI	Proteção Contra Radiações Ionizantes
PDSI	Processo de Desenvolvimento de um Sistema de Informação
RBE	<i>Relative Biological Effectiveness</i>
RC	Radiografia Computorizada
RD	Radiografia Digital
RIS	Sistema de Informação em Radiologia
RSR	Relação Sinal Ruído
SGBD	Sistema de Gestão de Base de Dados
SI	Sistema(s) de Informação
TI	Tecnologias de Informação
TLD	Termoluminescentes
TFT	<i>Thin Film Transistor</i>
UE	União Europeia

1. INTRODUÇÃO

A utilização de radiação ionizante no diagnóstico médico constitui a maior contribuição para a irradiação artificial do homem. Considerando que o nível de exposição da população aumentou de 15% para 48% de 1980 para 2006 e, que acima de determinados níveis, possui uma ação comprovadamente lesiva capaz de produzir alterações somáticas e genéticas nos indivíduos. Torna-se assim importante e imprescindível a avaliação dos valores de dose e o desenvolvimento e otimização de métodos que permitam controlar e minimizar a exposição da população (Lima, 2005; Schauer et al., 2009).

Uma das buscas incessantes na Radiologia é manter o nível de dose o mais baixo possível sem prejudicar a qualidade da imagem diagnóstica, seguindo assim o princípio ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*) (ICRP 103, 2007).

De modo a diminuir o erro humano do Técnico de Radiologia e a consequente exposição radiológica do paciente, este trabalho pretende definir requisitos técnicos de um sistema de informação que calcule uma estimativa da dose de radiação para cada paciente em exames de radiologia geral da coluna lombar, nas incidências de frente e de perfil, e do tórax, na incidência PA. Trata-se de um sistema de extrema importância que deveria existir em todas as salas de radiodiagnóstico, de modo a ser utilizado antes da realização do exame e de estar integrado com o Sistema de Informação em Radiologia (RIS) existente nas referidas instituições, de forma a garantir a integridade dos dados do paciente.

A presente dissertação está dividida em oito capítulos.

O Capítulo 1 apresenta o tema e os objetivos da dissertação.

O Capítulo 2 aborda e analisa alguns conceitos relacionados com a radiologia geral, nomeadamente, os fenómenos físicos que contribuem para a formação de imagem e os diferentes tipos de sistemas de aquisição de imagem radiológica.

O Capítulo 3 aborda as diferentes categorias dos efeitos biológicos possíveis de serem provocados pela exposição à radiação ionizante, bem como o processo de otimização

em radiodiagnóstico, nomeadamente, a definição de Níveis de Referência de Diagnóstico e a adoção dos princípios de Proteção Radiológica.

O Capítulo 4 apresenta uma breve abordagem aos Sistemas de Informação e aos diferentes modelos de desenvolvimento dos mesmos.

O Capítulo 5 apresenta a metodologia adotada para a realização desta investigação e a descrição detalhada de cada uma das fases do trabalho desenvolvido e, no Capítulo 6 são apresentados os resultados da avaliação do desenho do SI em consideração.

No Capítulo 7 é apresentada uma discussão no âmbito deste trabalho e perspectivas de trabalhos futuros e, no Capítulo 8 são expostas conclusões.

1.1. Objetivos

Os objetivos delineados para este trabalho são:

- Objetivo principal:
 - Desenho e definição dos requisitos técnicos para um sistema de informação de determinação de parâmetros de exposição radiológica.
- Para cumprir o objetivo principal é necessário cumprir os seguintes objetivos secundários:
 - Avaliação dos valores de Dose Área Produto (DAP – *Dose Area Product*) e de Dose à Entrada da Pele (ESD – *Entrance Skin Dose*) em exames de radiodiagnóstico;
 - Avaliação dos fatores que influenciam os valores de dose encontrados;
 - Comparação dos resultados obtidos com as *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* e com a literatura internacional;
 - Otimização das Boas Práticas Radiológicas melhorando a prestação de cuidados de saúde à população.

2. RADIOLOGIA

A Imagiologia é uma das especialidades médicas mais dependente da tecnologia. O uso de computadores cada vez mais potentes e as inovações técnicas constantes têm alterado os equipamentos e o ambiente de trabalho e influenciado o papel da Imagiologia no diagnóstico e tratamento das doenças (Pisco, 2009).

Neste capítulo, pretende-se abordar e analisar alguns conceitos relacionados com a radiologia geral, nomeadamente, os fenómenos físicos que contribuem para a formação de imagem e os diferentes tipos de sistemas de aquisição de imagem radiológica.

2.1. Produção de raios-X

No dia 8 de novembro de 1895, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923) no seu laboratório, analisou que nas proximidades de um tubo de vácuo existia uma tela coberta com platínicianeto de bário sobre a qual se projetava uma inesperada luminosidade, resultante da fluorescência do material. Roentgen concluiu que esta radiação tinha um enorme poder de penetração. Por ser uma radiação invisível e desconhecida, designou-a por Radiação X (MIT, 2007).

Os raios-X são radiações eletromagnéticas, com comprimentos de onda entre 0,01 nm e 10 nm, que se encontram entre as radiações ultravioletas e os raios gama. Os raios-X pertencem ao espectro eletromagnético de radiação não visível, propagam-se em linha reta e à velocidade da luz, com elevada frequência e reduzido comprimento de onda. Este tipo de radiação é ionizante e pode destruir células vivas (Morrison, 2007; Silva, 2008).

Para aplicações industriais e médicas, os raios-X são produzidos a partir de um acelerador de feixe de eletrões, que é designado por tubo de raios-X. Este feixe é produzido pela tensão da ampola (dezenas a centenas de kV) existente entre o cátodo, com potencial elétrico negativo, que emite eletrões a partir de um filamento metálico,

para o ânodo, constituído por um alvo metálico. A corrente elétrica é aplicada ao cátodo provocando o seu aquecimento e quando atinge um determinado limite a energia térmica é absorvida pelos átomos, originando a emissão de um pequeno número de eletrões da superfície metálica desse filamento (MIT, 2007).

A tensão negativa aplicada ao cátodo provoca a aceleração dos eletrões em direção ao alvo que se encontra no ânodo. A distribuição espacial da colisão destes eletrões com o alvo está diretamente relacionada com a geometria do feixe de raios-X. A tensão máxima aplicada ao tubo é designada por tensão de aceleração. No interior do tubo é necessário vácuo para garantir a aceleração livre dos eletrões sem que ocorram colisões com outras partículas (Silva, 2008).

A figura 1 ilustra todo este processo que envolve a produção de raios-X.

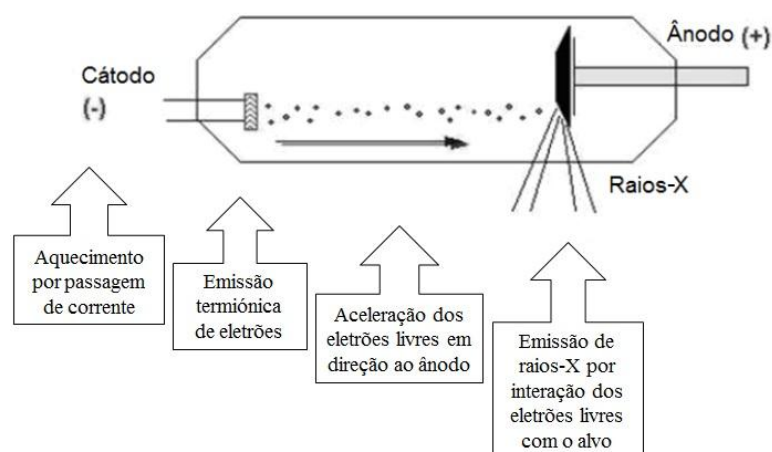


Figura 1 – Esquema de produção de raios-X (Silva, 2008)

A radiação produzida, imediatamente após a colisão dos eletrões no alvo metálico, é designada por radiação primária. Contudo, os raios-X que apresentam baixas energias são filtrados no tubo de raios-X, resultando numa filtração interna, selecionando os raios-X que possuem energia adequada para o diagnóstico desejado – feixe útil (Seibert et al., 2005; Schad, 2008).

A interação dos eletrões livres, provenientes do feixe de eletrões, com os átomos do alvo provoca a ionização destes. Tendo em conta as leis de conservação e de equilíbrio existentes no átomo, é libertado raios-X com uma determinada energia.

2.1.1. Interação dos elétrons com o alvo

O espectro de energias dos raios-X é constituído essencialmente pela denominada radiação de *Bremsstrahlung* ou de travagem. Esta radiação é produzida quando um elétron livre, com uma determinada energia cinética, é desacelerado e deflectido, devido à influência do núcleo pesado do alvo. O elétron e o átomo interagem segundo as leis físicas de interação eletrostática – Lei de Coulomb.

O processo de *Bremsstrahlung* é responsável pelo espectro contínuo de raios-X uma vez que a energia cinética perdida pelo elétron é transformada em radiação eletromagnética (Schad, 2008).

2.1.2. Interação da radiação com a matéria

Quando um fóton interage com a matéria pode transferir, parcial ou totalmente, a sua energia para o objeto. Quando isso acontece pode ocorrer a ionização ou a excitação dos átomos do material absorvente. Geralmente, quanto maior a massa das partículas do absorvente, maior é a hipótese da radiação ser absorvida pela matéria.

Os fótons interagem com a matéria por três mecanismos dominantes, dependendo da energia da radiação eletromagnética.

- Efeito fotoelétrico;
- Efeito de Compton;
- Produção de pares.

O efeito fotoelétrico corresponde à interação dos fótons com os elétrons que se encontram nas órbitas de maior energia do átomo (órbitas mais internas). O fóton transfere toda a sua energia para o elétron. Parte dessa energia é usada para superar a energia de ligação do elétron e a energia restante é transferida para o mesmo elétron sob a forma de energia cinética. O efeito fotoelétrico é dominante em tecidos humanos para energias inferiores a 100 keV, aproximadamente, apresentando um papel muito importante em imagens produzidas através do uso de radiação X (Akhdar, 2007).

O efeito de Compton corresponde à interação do fóton com o eletrão que se encontra numa das órbitas de menor energia (órbita mais externa). Como a energia de ligação destes eletrões é muito baixa considera-se que o eletrão é livre. Este efeito domina em tecidos humanos para energias entre os 100 keV e 2 MeV, aproximadamente.

Para energias acima dos 1.022 MeV, equivalente ao dobro da energia de massa de um eletrão em repouso, surge o mecanismo de produção de pares. Este processo consiste na interação do fóton com o núcleo do átomo, aquando da sua passagem, onde é convertido, espontaneamente, em dois eletrões com cargas opostas (Pinto, 2006; Agostinho, 2011).

Convém referir que, o efeito fotoelétrico contribui diretamente para a obtenção da imagem final e que a radiação dispersa produzida é originada pelos outros dois fenómenos. Estes processos além de prejudicarem a qualidade de imagem também afetam os profissionais (Medeiros, 2009).

2.2. Sistemas de Aquisição de Imagem

Durante as últimas décadas, a Radiologia Digital tem-se tornado o *standard* da radiologia geral, substituindo em muitas instituições o tradicional sistema de aquisição de imagem de ecrã-filme (Wirth et al., 2009).

O receptor de imagem do sistema ecrã-filme consiste numa cassete com um ecrã em cada face interna. No interior deste suporte é colocado um filme, que serve também de suporte final da imagem após a revelação. Os fótons atravessam o filme, chegam à sua base, atingem o ecrã, transformam-se em luz visível e são refletidos, impressionando o filme.

A eficiência de deteção depende da espessura, da concentração e das dimensões dos cristais fluorescentes do ecrã. O aumento de qualquer um destes fatores aumenta a eficiência de deteção originando, no entanto, maior dispersão de luz e conseqüente degradação da resolução espacial (Santos, 2008).

Contrariamente ao esperado, a transição do tradicional sistema de aquisição de imagem de ecrã-filme para os sistemas digitais (Radiografia Computorizada (RC) e Radiografia Digital (RD)) provocou um aumento da dose de radiação dos pacientes. Uma das principais causas para este aumento é a ampla gama dinâmica dos sistemas de imagem digital, que permite a superexposição, sem qualquer efeito adverso sobre a qualidade da imagem.

A falta de formação específica de alguns profissionais de saúde referente às novas técnicas digitais e a carência de métodos que controlem o nível de exposição a que os pacientes são sujeitos podem piorar o panorama atual (Vaño et al., 2007).

2.2.1. Radiografia Computorizada

A RC utiliza um tipo de detetor bidimensional acumulador de radiação incidente como uma imagem latente denominado de *image plate* (IP).

O IP é uma placa flexível constituída, geralmente, de Fluro-Brometo de Bário impregnado com Európio ativo (BaFBr:Eu^{+2}) ou Fluoro-iodide de Bário impregnado com Európio ativo (BaFI:Eu^{+2}), onde a aquisição da imagem ocorre em duas etapas: criação da imagem latente e transformação da imagem latente em imagem radiográfica (Körner et al., 2007; Vaño et al., 2007).

A criação da imagem latente no IP baseia-se nos níveis de energia dos eletrões numa rede cristalina. Os eletrões encontram-se normalmente ligados aos iões de Európio (Eu^{+2}), numa faixa de níveis de energia denominada banda de valência. A radiação ao interagir com a estrutura cristalina do IP oxida os iões de Eu^{+2} transformando-os em Eu^{+3} , e o eletrão é elevado a um nível de energia maior, denominado banda de condução. Os eletrões tendem a retornar ao seu estado fundamental e, para isso libertam energia no mínimo igual à diferença entre os dois estados de energia envolvidos na transição. Entretanto, a produção de radiação eletromagnética neste processo é bastante ineficiente, sendo a energia, normalmente, libertada sob a forma de fotões com comprimentos de onda fora da faixa de luz visível (Willis, 2008).

Para tornar este processo mais eficiente, durante o processo de produção, são introduzidos no cristal impurezas ou ativadores que criam níveis de energia entre as bandas de valência e de condução. Estes defeitos são também conhecidos como F-centros ou centros de cor. Por possuírem um potencial de ionização inferior ao cristal, estes centros passam a capturar os elétrons que saem da banda de valência. Os F-centros são meta-estáveis, de modo que os elétrons apreendidos possam ser novamente capturados pelo Eu^{+3} . A figura 2 demonstra os processos físicos envolvidos na formação da imagem no IP.

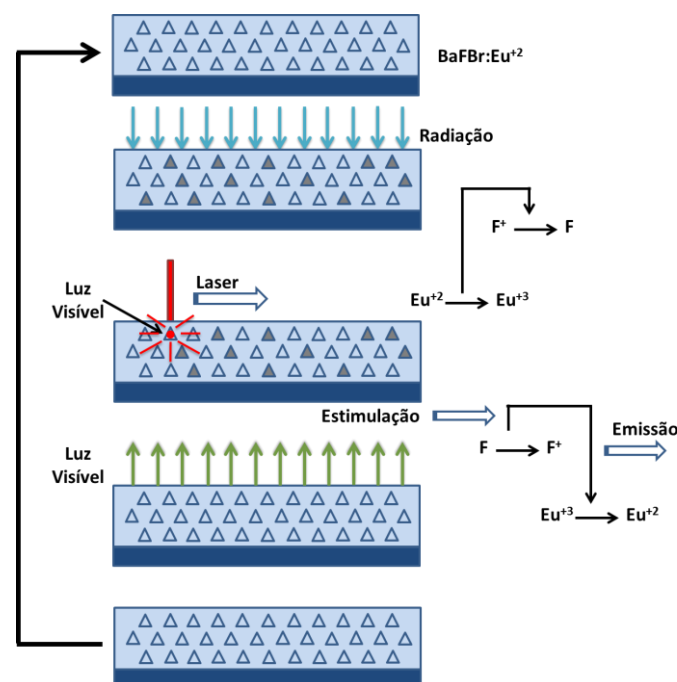


Figura 2 – Processos físicos envolvidos na formação da imagem no IP
Baseado em (Körner et al., 2007; Correa, 2009)

A transformação da imagem latente numa imagem radiográfica digital é obtida através de equipamentos designados por digitalizadores. O digitalizador é um dispositivo mecânico composto por rolamentos, guia de luz e um tubo fotomultiplicador. O IP é transladado na direção vertical (direção y), enquanto o laser estimulador de luz vermelha (680 nm) varre a placa no sentido horizontal (direção x) (Nyathi et al., 2009).

Os fótons de luz vermelha do laser estimulador excitam os elétrons apanhados pelos F-centros para a faixa de condução, onde são recombinados com o Eu^{+3} em menos de $0,8 \mu\text{s}$, emitindo fótons visíveis de aproximadamente 400 nm. Estes fótons são

conduzidos através de um guia de luz a uma fotomultiplicadora, onde são transformados em pulsos de corrente elétrica.

Os fótons de luminescência possuem comprimentos de onda diferentes dos fótons do laser estimulante. Esta característica permite evitar que os fótons do laser estimulante sejam transformados num sinal elétrico. Esta situação é conseguida através da utilização de filtros óticos na janela do fotocátodo do tubo fotomultiplicador que favorecem apenas a passagem dos fótons de luminescência (Shetty et al., 2011).

Os fótons de luminescência ao incidirem sobre o fotocátodo provocam a libertação de eletrões por efeito fotoelétrico. Com a aplicação de uma tensão da ampola entre o fotocátodo e o primeiro dínodo, os eletrões são acelerados na direção do primeiro dínodo e, ao colidirem provocam a libertação de eletrões secundários que, também, através da aplicação de uma tensão da ampola apropriada, são acelerados em direção ao segundo dínodo e assim sucessivamente (Zscherpel, 2007).

Os eletrões gerados pelas sucessivas colisões são recolhidos no ânodo, produzindo um pulso elétrico que pode ser medido por um circuito eletrónico apropriado. Este sinal, numa etapa posterior, é conduzido e processado por um computador. O produto final deste processo todo é uma imagem radiográfica digital (Körner et al., 2007; Shetty et al., 2011).

2.2.2. Radiografia Digital

Os sistemas de RD com mecanismos de leitura integrada foram introduzidos no mercado no final da década de 1990 (Lança, 2011).

A RD pode ser de aquisição direta ou de um estágio (fotocondutor + *Thin Film Transistor* (TFT) ou de aquisição indireta ou de dois estágios (material fluorescente + TFT ou, cintilador + *Charge Coupled Device* (CCD) ou *Complementary Metal Oxide Semiconductor* (CMOS)) (ACR, 2007).

Nos sistemas de RD a aquisição da imagem faz-se diretamente através de um ecrã plano ou conjunto de detetores, sem haver necessidade de um conversor de leitura

intermédio. Na RD este conversor de leitura é frequentemente substituído por uma matriz ativa associada a um circuito eletrónico. Cada *pixel* das várias fileiras da matriz contém um TFT, que está ligado ao circuito de distribuição, de tal modo que todos os TFT de uma fileira são conectados, simultaneamente, em colunas de *pixels*. Estas colunas são ligadas a um pré-amplificador. Durante a exposição os impulsos de cada fileira de *pixels*, depois de amplificados, são digitalizados num conversor analógico-digital (A/D), ficando armazenados em memória no processador de imagem digital. O processo é repetido para cada uma das fileiras e só então a imagem é adquirida (Körner et al., 2007; Lança et al., 2008).

Tal como na RC este processo também permite a disponibilização da imagem num Sistema de Comunicação e Arquivo de Imagens, *Picture Archiving and Communication System* (PACS), aumentando claramente a produtividade. O sistema de aquisição da imagem é constituído por um detetor plano (*Flat Panel*) ou por uma câmara CCD e um dispositivo digital de descodificação dessa imagem (ACR, 2007; Kim et al., 2008).

Das tecnologias existentes, no que respeita aos detetores, destacam-se as seguintes:

- **CCD** – os CCD (*Charge Coupled Device*), dispositivos acoplados por carga, foram o primeiro método de radiografia digital indireta. Um detetor deste tipo é constituído por milhares de *pixels* justapostos até preencherem uma área pretendida. Os fótons ao incidirem neles produzem conjuntos de eletrões que ao se separarem criam um campo elétrico. Esta carga elétrica acumulada é transformada em luz visível por um cintilador. A luz visível é então transmitida ao detetor CCD por um dispositivo de fibra ótica e, posteriormente, transformada em imagem digital (Nikl, 2006).

As vantagens deste tipo de detetores são:

- Melhor imagem com um número reduzido de fótons;
- Maior durabilidade que os detetores planos;
- Mais económico que os sistemas anteriores;
- Boa prestação e experiência;

- Como é formada por vários CCD justapostos, poderá ser regenerada apenas no CCD danificado, mantendo-se os restantes.

Como desvantagens destacam-se a dificuldade de obtenção de imagens dinâmicas e uma menor resolução espacial que outros detetores digitais.

- **CMOS** – os CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*) são ecrãs planos dinâmicos. Esta técnica utiliza um semicondutor incorporado que permite o armazenamento de dados durante bastante tempo, necessitando de pouca energia, pelo que a sua aplicação em imagem é muito útil. O detetor de imagem é constituído por centenas de sensores de díodos fotossensíveis justapostos num ecrã plano. Os fotões de raios-X ao incidir nos *chips* destes detetores originam uma imagem que será armazenada pelas centenas de elementos que o constituem. Esta imagem é depois descodificada em computador e transmitida ao monitor. Os sensores CMOS baseiam-se numa tecnologia semelhante à dos *pixels* dos CCD, mas possuem um “*pixel* ativo”. Tem como principal vantagem, de poder ser reparado *chip* por *chip* ou grupos de *chips*, numa maneira fácil e económica. As desvantagens são a menor área de aquisição de imagem e a presença de maior ruído (Lima, 2005; Farrier et al., 2008).
- **Iodeto de Césio** – a solução mais promissora na aquisição digital indireta, até ao momento, é a baseada nos cintiladores de iodeto de césio (CsI) ou oxissulfureto de Gadolínio (GdOS), associado a fotosensores e a uma matriz ativa de leitura de silício amorfo com tecnologia TFT. A camada cintiladora de CsI absorve cerca de 95% dos fotões de raios-X e converte parte desta energia em luz, com bom rendimento. O CsI possui uma estrutura estriada, constituída por múltiplos prismas, que minimiza a dispersão da luz emitida. Um conjunto de fotodíodos de baixo ruído recebe luz e converte-a em sinal elétrico. Cada fotodíodo representa um *pixel*. O sinal é lido, digitalmente, por eletrónica de baixo ruído e enviado para o computador para processamento de imagem. Este sistema permite elevada resolução espacial, elevado número de matrizes

adquiridas por segundo e boa relação sinal-ruído (Spahn, 2005; Seibert, 2006; Santos, 2008).

- **Selênio Amorfo** – neste tipo de detetor a absorção de fótons de raios-X é diretamente convertida em energia elétrica e depois lida digitalmente, evitando a existência de um cintilador que transformaria a radiação em luz. O Selênio amorfo (a-Se) é colocado num TFT que absorve a energia da radiação e a transforma em carga elétrica. Neste método, utilizam-se TFT de conversão direta. A grande vantagem desta tecnologia é que evita dispersão luminosa e a imagem é de alta resolução espacial. As desvantagens são a toxicidade dos materiais durante o fabrico das placas e a duração do material que é menor que no método anterior. Em caso de dano todo o ecrã plano terá de ser substituído (Fogal, 2005; Kasap et al., 2011).

2.2.3. Comparação de Sistemas

A dependência do contraste com a resolução espacial é muitas vezes expressa como a Função de Transferência de Modulação (FTM). A FTM descreve a capacidade de um sistema de visualização de reproduzir as frequências espaciais presentes na imagem, varia entre 0 e 1 e diminui com a frequência espacial, como pode ser observado na figura 3 (Spahn, 2005; Santos, 2008).

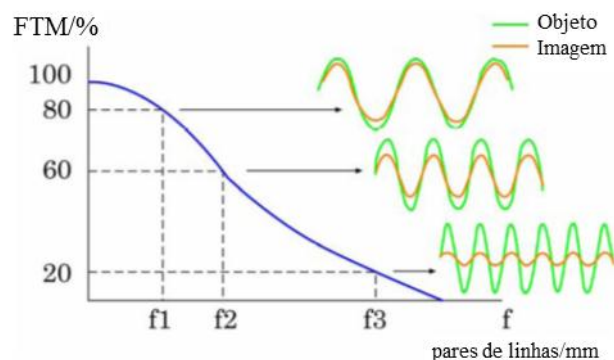


Figura 3 – Função de Transferência de Modulação (Santos, 2008)

A relação sinal ruído (RSR) é uma medida intrinsecamente associada à dose. Em radiodiagnóstico, o contraste deve ser elevado ao máximo e o ruído reduzido, ou eliminado se possível. A relação contraste ruído também pode ser utilizada.

A seleção do receptor de imagem é extremamente importante, devendo a RSR ser a mais alta possível, pois a perceptibilidade é comprometida pelo ruído.

A Eficiência Quântica de Detecção (DQE) de um sistema é obtida como uma percentagem calculada através do quadrado do quociente da RSR de saída e da RSR de entrada, para uma frequência espacial fixa f (Nishikawa, 2002; Santos, 2008).

$$DQE(f) = \frac{RSR_{saída}^2(f)}{RSR_{entrada}^2(f)}$$

A DQE é considerada, por muitos autores, o melhor parâmetro de avaliação de um sistema de imagem, pois indica a aptidão de um sistema de imagem para a detecção de objetos de dimensões reduzidas com pequeno contraste (Spahn, 2005; Ranger et al., 2007; Samei et al., 2008).

A RD direta com fotocondutor e a RD indireta CsI apresentam a melhor resposta em termos de DQE, mas deve-se ter em consideração que a evolução trará, certamente, melhorias aos sistemas de radiologia. Comparando as imagens obtidas com ecrã-filme, os detetores digitais das novas gerações, com elevado DQE permitem melhor detectabilidade de objetos com baixas doses, sendo a DQE dos sistemas de Selénio amorfo considerada a mais elevada atualmente.

Uma das principais vantagens dos detetores de aquisição direta comparativamente com os detetores de aquisição indireta, é a sua função de resposta a um ponto (FRP), que é linear, tal como se pretende demonstrar na figura 4. A FRP é uma função que descreve a imagem quando o objeto é um ponto absorvente. Esta característica resulta da existência de uma captura direta da energia dos raios-X, sem conversão luminosa (Lima, 2005; Santos, 2008).

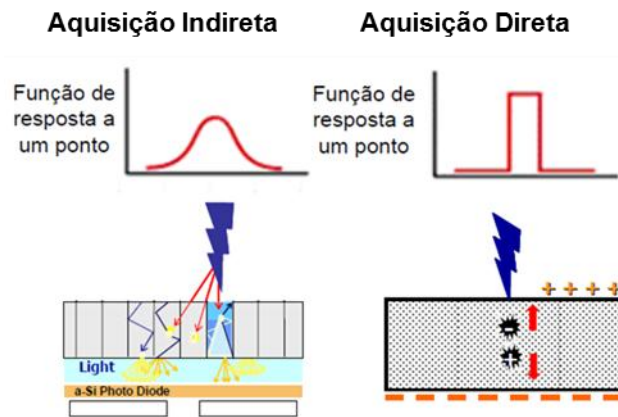


Figura 4 – Aquisição direta e indireta (Santos, 2008)

2.3. Parâmetros de Exposição

A escolha da técnica radiográfica mais adequada a cada situação clínica envolve a seleção dos parâmetros de exposição corretos. Os parâmetros de exposição influenciam e determinam a quantidade e a qualidade do feixe de raios-X. É responsabilidade do Técnico de Radiologia selecionar adequadamente os parâmetros de exposição técnicos, exceto os relacionados às características particulares dos equipamentos (Martin et al., 2007).

Os quatro parâmetros de exposição principais são: a tensão da ampola (kV), a corrente da ampola (mA), o tempo de exposição (s) e a distância foco receptor de imagem (DFoRi). O tempo de exposição e a corrente da ampola podem ser analisados num fator de exposição único: miliamperes por segundo (mAs). Num sistema de exposimetria automática, para obter uma imagem radiográfica, a tensão da ampola e o tempo de exposição são os fatores mais importantes a ter em conta.

O Técnico de Radiologia adequa a qualidade do feixe conforme o estudo radiológico e as características antropométricas do paciente. A modificação dos fatores de exposição, tais como, o poder de penetração do feixe (ajustando a tensão da ampola) e da quantidade do feixe (ajustando a corrente da ampola) são ações que influenciam a qualidade da imagem e a dose (Lança, 2011).

Alterando os parâmetros de exposição, uma maior penetração do feixe primário pode ser obtida aumentando a tensão da ampola e, assim, a qualidade de raios-X produzido. Esta ação proporciona uma melhor penetração do feixe de raios-X nos tecidos, reduzindo a radiação dispersa e, conseqüentemente, menor dose absorvida para o paciente (Geijer et al., 2009).

O uso de tensões da ampola mais elevadas proporciona uma redução de dose no paciente, sem reduzir o contraste da imagem mantendo-o num nível aceitável (Martin et al., 2007)

A utilização de exposimetria automática permite também otimizar a exposição à radiação em exames de radiodiagnóstico. A exposimetria automática consiste num sistema de controlo automático de exposição (CAE), o qual é constituído por um conjunto de sensores, que se encontram, geralmente, sob o receptor de imagem e que medem a radiação que atravessa os tecidos expostos e o receptor. A sua finalidade é cessar a produção de raios-X, quando o receptor de imagem recebe uma determinada quantidade de exposição pré-determinada, considerada ideal para o objetivo do exame.

Desta forma, quando um número suficiente de fótons atinge os sensores a exposição é interrompida, diminuindo-se assim o tempo de exposição. Por outro lado, se o microprocessador do CAE determina que não é possível alcançar uma exposição adequada com as condições técnicas previamente selecionadas, o equipamento aumenta, automaticamente, o produto corrente tempo, de modo a permitir a obtenção de uma imagem corretamente exposta (Ferreira, 2009).

A diminuição do tempo de exposição contribui para a qualidade da imagem, reduzindo tanto a ESD, como a dose efetiva. Podem também produzir melhorias na qualidade da imagem através da redução do ruído de movimento, devido ao menor tempo de exposição (IAEA, 2004).

Num feixe de raios-X, apenas os fótons com energia suficiente para penetrar estruturas anatómicas e atingir o receptor de imagem são úteis para o diagnóstico radiológico. Os fótons de baixa energia contribuem para a exposição do paciente e,

consequente risco, pois não têm energia suficiente para atingir o receptor de imagem. Assim, de modo a reduzir a dose no paciente, os fótons menos penetrantes devem ser eliminados. Este efeito é, parcialmente, conseguido com a utilização de um filtro, normalmente, de alumínio na trajetória do feixe de raios-X.

Existem dois tipos de filtragem: a inerente e a adicional. A filtragem inerente é devida aos materiais que os fótons de raios-X encontram no seu trajeto do alvo para o objeto a radiografar como o vidro, óleo de isolamento e o material de contenção do óleo. A filtragem inerente da maior parte dos aparelhos de raios-X varia entre 0,5 e 2 mm de alumínio. A filtragem total é a soma da filtragem inerente com a filtragem externa adicional, fornecida pela colocação de discos de alumínio entre o diafragma e a janela de vidro da ampola (Agostinho, 2011).

Convém também frisar a importância da utilização de uma correta DFoRi e da colimação aos quatro bordos, segundo as recomendações existentes, de modo a reduzir a dose de exposição dos pacientes e a aumentar a qualidade de imagem. O uso de colimação permite que o feixe de raios-X seja restrito à região anatómica que se pretende irradiar, diminuindo assim a exposição de órgãos fora da zona anatómica em estudo (Akhdar, 2007).

3. FUNDAMENTOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Neste capítulo, pretende-se realçar a importância da Proteção Radiológica, bem como da definição e existência de Níveis de Referência de Diagnóstico.

Serão abordadas as diferentes categorias dos efeitos biológicos possíveis de serem provocados pela exposição à radiação ionizante, bem como o processo de otimização em radiodiagnóstico, nomeadamente, a definição de Níveis de Referência de Diagnóstico e a adoção dos princípios de Proteção Radiológica.

3.1. Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes

A radiação ionizante pode causar efeitos biológicos nocivos em órgãos e/ou tecidos devido à produção de iões e à deposição de energia que pode danificar moléculas fundamentais como o ácido desoxirribonucleico (ADN). Uma quebra no ADN pode provocar um dano genético ou somático, podendo ser hereditário. Para doses elevadas, a radiação pode originar morte celular, ou seja, perda de capacidade de regeneração celular (ICRP, 2006; ICRP, 2007).

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes podem ainda ser classificados em duas categorias: efeitos determinísticos e estocásticos.

Os efeitos determinísticos são caracterizados pelo dano que está associado a um determinado limiar de dose. A função de alguns órgãos e tecidos não é afetada por pequenas reduções do número de células saudáveis existentes, no entanto no caso de uma redução mais significativa serão clinicamente observáveis efeitos patológicos.

A probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos depende da exposição. Estes são geralmente resultantes de modificações provocadas por danos em células com capacidade de divisão, que podem originar um carcinoma radio-induzido (IAEA, 2007).

Para os efeitos estocásticos não é considerado um limiar, e admite-se que a probabilidade da sua ocorrência é proporcional à dose (ICRP, 2006).

Neste âmbito, a proteção contra a radiação é concebida para evitar a ocorrência de efeitos determinísticos e limitar ao máximo os probabilísticos, seguindo o princípio ALARA (ICRP, 2007).

3.2. Descritores de Dose

A dosimetria das radiações consiste na determinação, através de cálculo ou medida, da dose absorvida num determinado material ou tecido, resultante da exposição à radiação ionizante (ICRP 103, 2007). Para quantificar a deposição de energia e o risco de aparecimento de efeitos radio-induzidos, foram definidas pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) e pela *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) um sistema de grandezas usadas em proteção radiológica baseado nas grandezas físicas básicas.

Neste âmbito, existem diferentes descritores de dose, dependendo da perspetiva do que se pretende medir. Pode ser medida segundo os pontos de vista: ocupacional (quando relacionado com a exposição dos profissionais de saúde), populacional (quando relacionado com a exposição do público em geral) e médica (quando relacionado com a exposição dos pacientes) (ICRP, 2006).

Os princípios fundamentais de proteção radiológica estão relacionados com os conceitos de justificação, otimização e limites de dose e serão, posteriormente, abordados de forma pormenorizada neste trabalho.

As grandezas dosimétricas relacionadas com a exposição radiológica são quantificadas em termos de dose de radiação, como: Dose Absorvida, que se refere a interações por unidade de massa, Dose Equivalente referente a um tecido ou órgão e Dose Efetiva, que indica o valor de dose absorvida, considerando o tipo de tecido ou órgão irradiado.

Em radiologia geral são utilizados como descritores de dose a DAP e a ESD (Martin et al., 2007; Lança, 2011).

3.2.1. Dose Área Produto

Dose Área Produto (DAP) é um método comum de medição de dose do paciente para uma única exposição ou um exame radiológico completo. Ela pode ser definida como a superfície integral da dose absorvida no ar sobre um plano perpendicular ao feixe, multiplicada pela área do feixe do mesmo plano, excluindo a radiação dispersa (Engel-Hills, 2006; Duane, 2011). DAP é um produto da dose absorvida no ar, sem radiação dispersa, e da área a ser exposta aos raios-X expressa em $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$. As medições ou leituras de DAP variam consoante os parâmetros de exposição (kV; mAs; tempo de exposição) e o campo de colimação. A figura 5 mostra o aumento do valor de DAP proporcional ao aumento do campo de radiação, evidenciando ainda uma forte correlação ($R^2 = 0,9643$) entre a área (cm^2) e a dose (Gy) (Stratis et al., 2009; Lança, 2011).

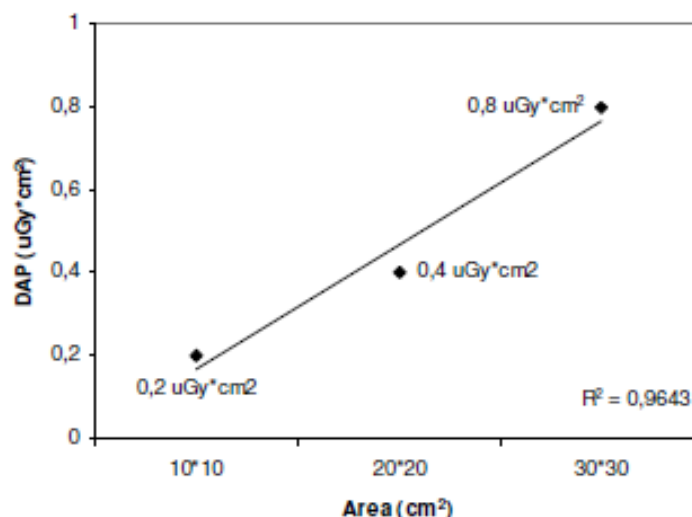


Figura 5 – Relação entre área colimada e DAP (Lança, 2011)

O medidor de DAP consiste numa câmara de ionização de transmissão que recolhe a carga produzida pelos raios-X na câmara. As câmaras de ionização são colocadas à saída do tubo de raios-X, junto aos colimadores, interceptando uma secção total do feixe. O facto do medidor de DAP ser colocado entre o tubo de raios-X e o paciente, não compromete a qualidade da imagem radiográfica (Chida et al., 2006).

3.2.2. Dose à Entrada da Pele

Dose à Entrada da Pele (ESD) é a mais comum das medidas de dose do paciente. Esta medida de dose do paciente é usada na Europa como medida de referência de exposição para vários exames radiológicos (EUR16260, 1996).

Esta medida é expressa no Sistema Internacional em Gray (Gy) ou em submúltiplos unitários (mGy; μ Gy). ESD é definida como sendo a dose absorvida no ar no ponto de interseção do eixo do feixe de raios-X com a superfície do paciente. O valor de ESD de um paciente durante um exame radiológico pode ser medido diretamente (usando dosímetros termoluminescentes – TLD – colocados na pele do paciente), ou de uma forma alternativa, pode ser estimado através de um cálculo usando os fatores de exposição (kV e mAs) e considerando a *Backscatter Factor* (BSF), juntamente com as medições efetuadas à saída do tubo de raios-X. Devido à dificuldade de obter medidas de TLD em situações práticas envolvendo pacientes, o valor de ESD é frequentemente estimado (Martin et al., 2007; Lança, 2011).

3.3. Níveis de Referência de Diagnóstico

Um Nível de Referência de Diagnóstico (NRD) é um valor de dose recomendado para uma determinada exposição (ICRP 103, 2007). Um dos principais objetivos do estabelecimento de NRD é a harmonização dos valores de dose e a deteção de exposições elevadas. São normalmente estabelecidos para os procedimentos mais comuns e para pacientes padrão (peso compreendido entre os 65 e os 75 kg, 170 cm de altura e diâmetro antero-posterior (AP) de 20 cm) (EUR16260, 1996; European Commission, 2000).

A Diretiva Comunitária nº 97/43/EURATOM indica que cada Estado Membro da União Europeia (UE) determine os seus próprios NRD ou adote aqueles estabelecidos pela Comissão Europeia (CE). Em Portugal, este conceito é transposto no Decreto-Lei nº 180/2002. Contudo, o valor empírico dos NRD, em particular nos exames de

radiodiagnóstico, não é ainda contemplado a nível nacional, pelo que os valores de referência a considerar são os NRD europeus estabelecidos pela CE no documento *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* (EUR16260, 1996). Este fornece exemplos de boa prática radiológica, critérios de qualidade para a obtenção de uma boa imagem, bem como a referência do valor de dose para determinados exames radiológicos, expressas em ESD (EUR16260, 1996).

Um NRD não pretende ser um limite de dose, não devendo ser aplicado apenas a um único indivíduo, pois obtém-se através do percentil 75 do valor de dose de pelo menos 10 pacientes padrão, devendo ser por isso flexível (EUR16260, 1996). Exceder este nível não significa que um exame é executado inadequadamente e o cumprimento desse nível nem sempre é sinónimo de uma boa prática (Gray et al., 2005; ACR, 2008).

3.4. Princípios de Proteção Radiológica

Tal como citado anteriormente, a proteção radiológica baseia-se em três princípios fundamentais: o princípio da justificação, o princípio da otimização e o princípio da limitação de doses, os quais foram introduzidos pela ICRP na Publicação 60 (ICRP 60, 1991). Segundo recomendações da ICRP, estes princípios são clarificados na sua aplicação a fontes de radiação e ao indivíduo, em todas as situações controláveis (ICRP 103, 2007). Assim, dois dos princípios aplicam-se a todas as situações de exposição e estão relacionados com as fontes, e o terceiro princípio reflete apenas o indivíduo em situações de exposição planeada (ICRP 60, 1991; ICRP 103, 2007).

O princípio da justificação indica que nenhuma prática, envolvendo exposição à radiação, deve ser adotada se dessa prática não resultar um benefício evidente para o indivíduo ou para a sociedade, sendo que os benefícios devem superar os malefícios.

O princípio da otimização está inerente ao conceito ALARA (que alguns países adotaram como conceito ALARP – *As Low As Reasonably Practicable*), tendo em conta diversos fatores de natureza económica e social.

A exposição de indivíduos deve estar sujeita aos limites de doses ou de controlo do risco, pelo que as doses recebidas decorrentes das exposições planeadas não devem ultrapassar os limites recomendados.

O principal objetivo da proteção radiológica é o balanço entre os riscos e benefícios das atividades que envolvem radiações. No entanto, este balanço por vezes não é fácil de analisar, uma vez que nem sempre os benefícios são quantificáveis e os riscos associados por vezes são pouco conhecidos (Turner, 2007).

O Técnico de Radiologia desempenha um papel fundamental na otimização dos procedimentos, sendo responsável pela obtenção de imagens radiográficas de boa qualidade com baixa dose de radiação para o paciente, através da seleção de parâmetros de exposição adequados.

De forma a minimizar a dose no paciente, o *American College of Radiology* (2008) recomenda que os Técnicos de Radiologia adequem a dose de exposição à antropometria de cada paciente (peso, altura, Índice de Massa Corporal (IMC) e diâmetro AP), bem como que utilizem a exposimetria automática existente em determinados aparelhos de radiodiagnóstico.

4. SISTEMAS DE INFORMAÇÃO

O papel dos Sistemas de Informação no setor da Saúde tem mudado, significativamente, ao longo dos últimos 50 anos. Inicialmente, e tal como aconteceu noutra tipo de setores, os SI eram desenvolvidos no sentido de apoiar a operacionalização de funções administrativas, aumentando a eficiência do trabalho e reduzindo os custos de operação. Atualmente, os SI servem para apoiar qualquer área no setor da Saúde (WHO, 2008).

O conceito de SI ganha forma de acordo com o tipo de informação que trata e com a natureza de processamento que efetua (Lopes et al., 2009).

Neste capítulo, apresenta-se uma breve abordagem aos SI, fazendo ressaltar os principais conceitos nucleares que permitem compreender melhor a sua natureza e as suas características. Faz-se ainda uma breve abordagem aos diferentes modelos de desenvolvimento de SI.

4.1. O conceito de Sistemas de Informação

Um sistema é uma coleção de elementos inter-relacionados entre si e que funcionam em conjunto na prossecução de um determinado objetivo (Stair et al., 2008). Esta é a definição apresentada cientificamente mas também a mais popularizada para definir o conceito em causa, sendo utilizada nos mais diversos contextos – sistema biológico, sistema atómico, sistema organizacional, sistema de informação, etc. É uma definição que se repete em várias disciplinas, tendo surgido do grego onde o termo “sistema” significa “combinar”, “ajustar”, ou “formar um conjunto”. Nas ciências da saúde, o termo “sistema” encontra-se associado a diferentes significados, sendo até usado para caracterizar a própria área de atuação – sistema de saúde.

Independentemente do tipo e natureza do sistema, a sua descrição incorpora ainda uma estrutura interna que transforma entradas (*inputs*) em saídas (*outputs*), podendo

estas últimas serem reguladas através de processos de retro-alimentação (*feedback*) (Stair et al., 2008). Para além disso, o sistema pode ser caracterizado por um estado e um comportamento. Existe uma fronteira que separa o sistema do resto do ambiente, permitindo algum tipo de interação com a sua envolvente. De acordo com o tipo e intensidade da interação, é possível classificar os sistemas em “fechados”; “semifechados” ou “abertos”, sendo este último o que melhor caracteriza a maior parte deles, inclusive os SI (Coiera, 2003).

No âmbito dos serviços de saúde, enquanto que o conceito e a definição de sistema são rapidamente compreendidos, a definição de SI é menos óbvia. Por este motivo, ir-se-á apresentar a definição de SI tal como ele é entendido, tradicionalmente, e tratado na literatura em geral.

Extrapolando o conceito de sistema para o caso concreto do SI, pode-se defini-lo como um conjunto de componentes inter-relacionadas de maneira específica, no sentido de processar, armazenar e distribuir informação (Laudon et al., 2006; Stair et al., 2008). Os SI são considerados sistemas abertos (estão em interação com o exterior) e dinâmicos (entrada de dados e saída de informação), cujo objetivo principal reside na produção, armazenamento e disponibilização de informação. Neste sentido, um SI no âmbito de uma organização tem como objetivo reunir, guardar e facultar informação relevante de modo a que esta esteja acessível para utilizar no funcionamento, gestão e tomadas de decisão, suportando estrategicamente o negócio independentemente da sua natureza (O'Brien et al., 2008).

O conceito de SI pode ser entendido segundo duas perspetivas diferentes:

- **em sentido lato** – o SI constitui a totalidade das atividades de processamento e representação dos dados, formais e informais, dentro de uma organização, incluindo as comunicações internas e comunicações com o exterior. Neste nível, para além da componente formal, também está incluída a componente informal dos SI, assim como a componente humana e computacional. Nesta perspetiva, um SI é toda a rede, formal e informal, seja esta computacional ou humana, utilizada para fazer chegar a informação do local onde se encontra ao local onde ela é necessária;

- **em sentido estrito** – nesta perspectiva os SI são todos os subsistemas de informação baseados em computadores com a finalidade de promover o registo e o suporte de serviços de gestão de uma organização. Estes sistemas constituem uma parcela dos SI em sentido lato.

Todas as organizações, sejam elas ligadas ao setor da saúde ou não, possuem SI com o propósito de auxiliar as suas atividades no cumprimento da sua missão – SI no sentido lato. Esse sistema engloba normalmente diversos subsistemas – SI no sentido estrito – com características específicas quanto à sua finalidade e justificação, quanto ao tipo de tecnologias que integram, quanto ao grupo de utilizadores e níveis de gestão que servem, etc. Deve notar-se que na segunda abordagem, SI no sentido estrito, muitas vezes o próprio conceito de SI é confundido com a expressão Tecnologias de Informação (TI). Apesar destas duas designações (Sistemas de Informação e Tecnologias de Informação) serem na linguagem comum vulgarmente utilizadas de forma indistinta, não significam a mesma coisa. Os SI são aplicações, os procedimentos, que põem à disposição de uma organização a informação necessária e considerada útil no sentido de facilitar o funcionamento das atividades, gestão, organização e tomadas de decisão; as TI constituem as infra-estruturas tecnológicas que suportam os SI (Laudon et al., 2006; O'Brien et al., 2008).

Os SI podem ter finalidades diferentes, servir diferentes níveis organizacionais, incorporar diferentes tecnologias, ou mesmo servir grupos específicos de utilizadores consoante a função que estes desempenham dentro da organização. Apesar de toda esta especificidade, todos eles têm a denominação de SI e, do ponto de vista externo, funcionam basicamente da mesma maneira. Isto é, têm uma entrada de dados (*inputs*), um processamento e uma saída de informação (*outputs*), como esquematizado na figura 6 (Stair et al., 2008).

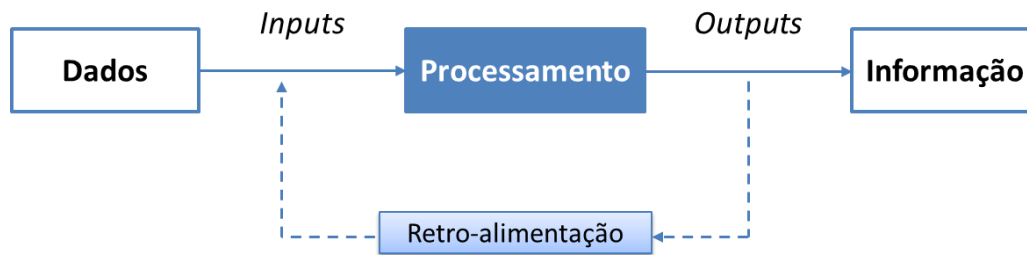


Figura 6 – Funcionamento básico de um SI

Como a maior parte dos sistemas, o seu diagrama de blocos inclui uma forma de controlo, através de um processo de retro-alimentação. Este processo permite transpor as informações dos resultados finais (saídas) às entradas, a fim de possibilitar o aparecimento de um resultado (saída) mais eficaz do que aquele já encontrado (Cook et al., 2006). Neste âmbito, pode-se considerar que a retro-alimentação é a informação do sistema que é utilizada para fazer alterações em atividades de entrada ou de processamento, de forma a ajudar as organizações a alcançar os seus objetivos (Stair et al., 2011).

4.2. Processo de Desenvolvimento de um Sistema de Informação

O Processo de Desenvolvimento de um Sistema de Informação (PDSI) é caracterizado por várias etapas e envolve várias atividades, desde a fase em que se tem conhecimento da existência do problema, até à instalação da solução desejada e respetivo acompanhamento/manutenção. As atividades determinam a maneira como as etapas são levadas a cabo, fazendo uso de um conjunto de técnicas, métodos e/ou metodologias que, por sua vez, podem ser auxiliadas por diferentes ferramentas tecnológicas. Embora muitas vezes se utilizem os termos metodologias, métodos e/ou técnicas de forma indistinta, cientificamente, esses conceitos não partilham o mesmo significado. Metodologia é entendida como o estudo dos métodos ou a arte de dirigir o espírito da investigação, enquanto que método é entendido como um conjunto

específico de procedimentos, técnicas e ferramentas utilizadas na resolução particular de um problema. Por sua vez, técnica refere-se a um conjunto de procedimentos utilizados em determinados domínios, podendo no âmbito do desenvolvimento dos SI encontrar, por exemplo, técnicas de obtenção de dados ou de obtenção de requisitos ou técnicas de representação da informação ou, simplesmente, de modelação (Pressman, 2009).

Em relação às etapas que compõem o PDSI, existem diferentes abordagens, no entanto todas elas contemplam tarefas de análise e contextualização do problema, análise de requisitos, desenho da solução (desenho preliminar seguido do desenho detalhado), codificação, testes, instalação e manutenção. Ainda que existam pequenas diferenças, de uma maneira geral encontra-se um tronco comum de cinco etapas básicas: análise do problema; análise de requisitos; desenho do sistema; implementação e testes; instalação e manutenção (figura 7). Para cada uma das etapas, existe um conjunto alternativo de técnicas e procedimentos para a obtenção dos dados (ex.: inquéritos, entrevistas, reuniões, análise de documentação existente, técnicas de observação, prototipagem, cenários, etc.), bem como técnicas e/ou métodos de modelação e representação da informação (métodos estruturados, métodos Orientados a Objetos, etc.) (Lopes et al., 2009; Sommerville, 2007).

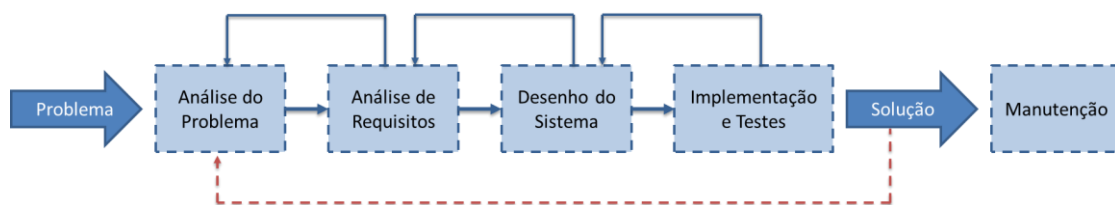


Figura 7 – Etapas que compõem o PDSI

Numa organização, quando a abordagem que suporta a decisão da introdução do SI é motivada pelo problema, significa que esse SI surge com o objetivo de ajudar a solucionar um problema existente. Note-se que o conceito aqui utilizado como problema se restringe apenas ao cenário que impulsiona a necessidade de construção do SI e não, propriamente, ao significado de um problema no seu verdadeiro sentido da palavra.

O cenário pode ser (Whitten et al., 2004):

- Uma situação de verdadeiro problema, real ou antecipado, que requer ações corretivas;
- Oportunidades de melhorar uma situação, ainda que não tenha sido identificado um verdadeiro problema;
- Diretivas governamentais de mudança de situação que requerem um ajustamento dos sistemas existentes.

No fundo, a identificação do problema certo é o ponto de partida para a obtenção de uma boa especificação que irá constituir a base de todo o desenvolvimento da solução informática. Uma falha na identificação do problema poderá conduzir à elaboração de uma especificação diferente daquela que se pretende e todo o restante trabalho irá assentar numa solução, à partida, errada.

- **Análise do Problema** – nesta etapa do processo, geralmente o analista juntamente com o proprietário (ou responsável da organização), clarificam o problema e discutem propostas de resolução. Reuniões, técnicas de observação direta e análise da documentação existente constituem excelentes instrumentos de recolha de dados. É ainda fundamental proceder à análise dos processos de negócio da organização, de maneira a compreender o contexto e os cenários relativos aos fluxos de dados e/ou informação que suportam as atividades do sistema organizacional em causa (Sharma, 2004).
- **Análise de Requisitos** – a análise de requisitos é a etapa que tem por objetivo captar as necessidades dos utilizadores a nível de requisitos funcionais e não funcionais do sistema. Nesta, é recomendável uma participação ativa dos potenciais utilizadores, um dos grupos pertencentes aos *stakeholders*¹ não-técnicos, sendo, frequentemente, utilizados como métodos de recolha de dados, técnicas de observação direta, inquéritos por entrevistas e/ou

¹ O termo *stakeholders* é utilizado para referir um perfil de pessoas que serão, direta ou indiretamente, influenciadas pelo sistema (Sommerville, 2007).

questionários, reuniões de grupo, análise documental, análise de tarefas, etc. (Abran et al., 2004).

- **Desenho do Sistema** – o desenho ou projeto do sistema remete para uma representação abstrata do sistema em que toda a informação textual descrita na especificação é convertida para uma linguagem de modelação, de maneira a facilitar a comunicação entre os diferentes membros da equipa de projeto, nomeadamente os programadores que irão interpretar os modelos para criar código executável. Ainda que o analista esteja envolvido nesta etapa, a sua participação é menos ativa, uma vez que esta tarefa é da responsabilidade direta do projetista. É nesta etapa que se faz a “ponte” entre a solução descrita na especificação e a implementação dessa solução (Sommerville, 2007).
- **Implementação e testes** – esta etapa é da responsabilidade dos programadores, tendo estes que interpretar a informação contida nos modelos e convertê-la para uma linguagem executável pelo computador. Geralmente (e nas abordagens tradicionais), corresponde ao momento de escolha da tecnologia mais adequada à solução encontrada, podendo-se para tal recorrer ao conhecimento e ajuda dos vendedores e/ou consultores tecnológicos (Carlsson, 2005).
- **Manutenção** – qualquer SI irá, inevitavelmente, sofrer modificações após ser entregue ao cliente, podendo essa modificação acontecer por motivos de aparecimento de erros, ou ser originada por uma necessidade de adaptação. Esta fase de acompanhamento e suporte do sistema após a sua implementação é geralmente designada por manutenção (April et al., 2005; Cardim, 2007).

Estas são as etapas básicas que fazem parte do PDSI na sua forma mais tradicional. Embora estas etapas se mantenham até aos dias de hoje, a forma como são levadas a cabo sofreu algumas alterações. A necessidade de ajustar o PDSI a uma realidade cada vez mais complexa e exigente e a necessidade de considerar os aspectos emergentes das áreas humanas, sociais e organizacionais, conduziu a que aquele (PDSI) fosse alvo

de várias experiências e mutações, dando assim origem a diferentes abordagens de desenvolvimento. O conjunto de atividades conduzidas com a finalidade de obter um produto de *software* com qualidade e que obedeça a todos os requisitos vigentes no contrato de desenvolvimento, é estudado dentro de uma área, a que se dá o nome de Engenharia de *Software*, ou de uma forma mais geral, Engenharia de Sistemas (Sommerville, 2007).

4.3. Modelos de Desenvolvimento de Sistemas de Informação

A forma como as várias etapas que compõem o PDSI são levadas a cabo até se atingir o produto final foi alvo de vários estudos ao longo de décadas, dando assim origem a diferentes métodos e/ou metodologias de desenvolvimento. No âmbito da Engenharia de *Software*, um método é considerado como um processo com uma série de etapas para construir um *software*, enquanto que uma metodologia é a codificação de um conjunto de práticas recomendadas, podendo ser encarada em termos abstratos como o estudo dos métodos ou em termos práticos como a lógica aplicada a uma dada situação. Neste âmbito, um método pode ser considerado como parte integrante da metodologia. Embora, atualmente, se reconheça a existência de uma grande variedade de métodos para o desenvolvimento de SI, nesta investigação ir-se-ão focar apenas alguns deles; como critério de escolha consideraram-se aqueles que abrangem de forma generalizada todas as etapas do PDSI. Nas subsecções que se seguem serão descritas, resumidamente, algumas abordagens que fazem parte da história do desenvolvimento de SI.

4.3.1. Modelo em Cascata

O Modelo em Cascata ou *Waterfall Model* surgiu no início dos anos 70 e foi a primeira abordagem que veio tentar disciplinar e sistematizar o PDSI (figura 8).

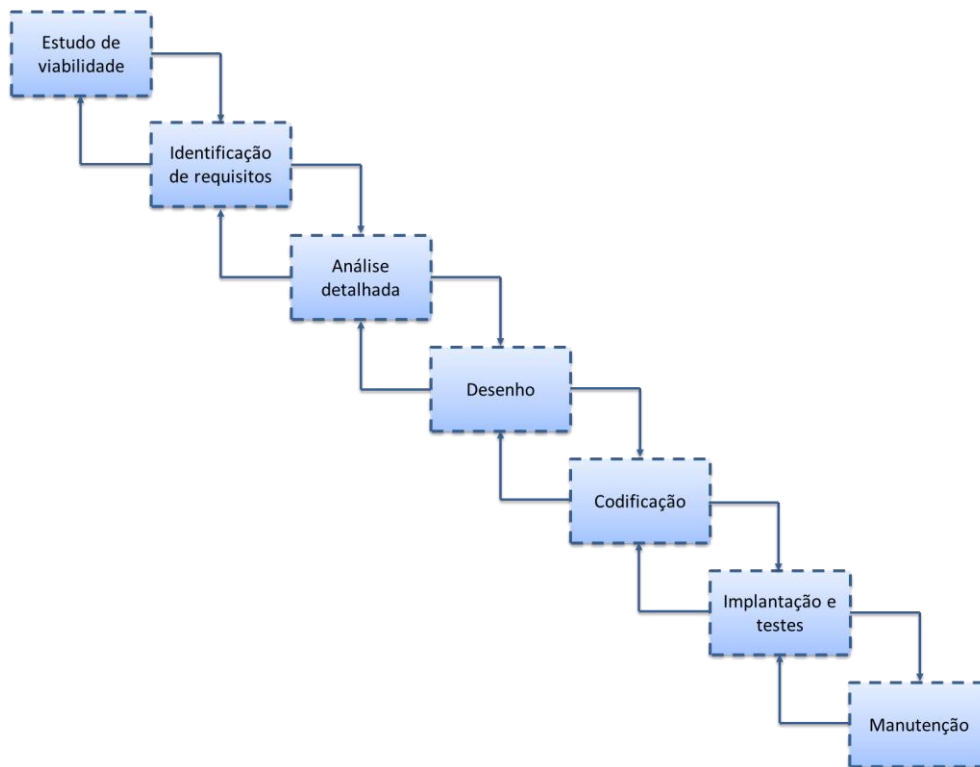


Figura 8 – Modelo em Cascata
(Lopes et al., 2009; Munassar et al., 2010)

Neste modelo, cada retângulo representa uma fase do PDSI e as setas mostram a possibilidade de existência de iteração entre as fases. Por exemplo, relativamente à identificação de requisitos, as setas mostram que não é um passo que uma vez terminado não se repete, mas que, se existir algo que numa fase posterior afete os requisitos, poder-se-á voltar à fase de identificação de requisitos.

Cada uma das fases apresenta objetivos bem definidos, nomeadamente (Dias, 2008; Lopes et al., 2009; Munassar et al., 2010):

- **Estudo de viabilidade** – consiste em analisar o problema existente e, de uma forma breve, apontar soluções alternativas, resultando uma proposta descrita em termos técnicos, operacionais e económicos que poderá ou não ser aceite. Caso não seja aceite, o processo pára.
- **Identificação de requisitos** – consiste em fazer uma recolha exaustiva de informação sobre o sistema a desenvolver: requisitos funcionais e não

funcionais, restrições a que é preciso obedecer, volume e tipo de informação processada e problemas e falhas existentes.

- **Análise detalhada** – consiste em desenvolver uma especificação dos requisitos levantados na fase anterior, construindo modelos consistentes.
- **Desenho** – tem como base a fase anterior e desenvolve a arquitetura do sistema, especificando as suas componentes, o modelo físico de dados e os seus algoritmos.
- **Codificação** – visa traduzir as especificações obtidas na fase de desenho para uma linguagem de programação e criar documentação (manuais do utilizador e de instalação).
- **Implantação e testes** – consiste em executar testes ao sistema resultante, em definir a forma de conversão na organização do sistema antigo para o novo e fazer a formação dos utilizadores.
- **Manutenção** – consiste em fazer as alterações necessárias durante a vida do sistema, quer sejam correções a erros existentes, quer alterações resultantes de novos requisitos.

4.3.2. Prototipagem

A prototipagem consiste numa aproximação alternativa ao Modelo em Cascata (figura 9). Um protótipo é uma versão experimental de um sistema, construído com o objetivo de ser explorado, experimentado e/ou avaliado. É construída uma primeira versão do sistema, que vai sendo melhorada através de sucessivas iterações até que reflita corretamente o sistema requerido. Estas sucessivas iterações consistem em verificações por parte dos utilizadores do sistema, que sugerem alterações a introduzir, caso seja necessário (Guerra, 2008).



Figura 9 – Prototipagem
(Lopes et al., 2009)

A prototipagem permite aumentar a participação e interesse dos utilizadores no processo de desenvolvimento e construir sistemas, nos quais os requisitos, *a priori*, estão mal definidos, ajudando na definição e clarificação dos mesmos. Contribui também para o desenho da interface (Lopes et al., 2009).

4.3.3. Modelo V

O Modelo V ou *V Model* define um conjunto de fases e ordenas segundo a figura 10.

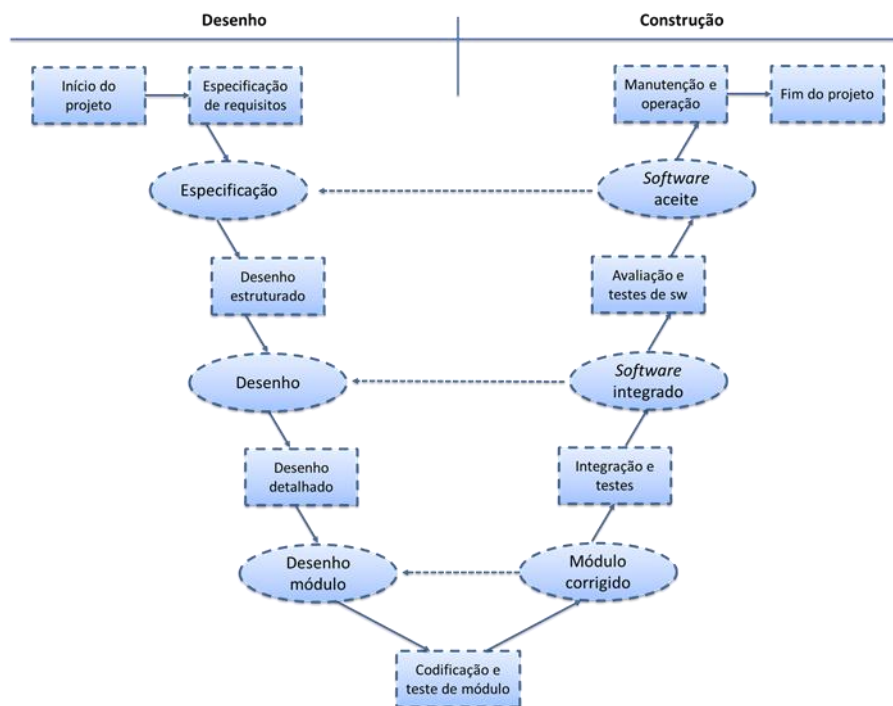


Figura 10 – Modelo V
(Clark, 2009; Lopes et al., 2009)

Neste modelo, o PDSI é basicamente dividido em duas partes, a parte da especificação e a da verificação e validação (Lopes et al., 2009; Munassar et al., 2010).

No diagrama anterior, as caixas retangulares representam as fases e as ovas representam os produtos, que são o resultado de uma revisão satisfatória da fase

anterior, apresentadas sob a forma de documentos e que vão servir de base de trabalho para a fase posterior.

Esta abordagem de desenvolvimento sugere que nenhuma fase pode ser considerada completa, e a seguinte começar, até que o documento produzido esteja completo. Neste âmbito, pode-se referir que a mesma não é realista, sobretudo em projetos de grandes dimensões e, tendo em conta o aspecto dinâmico dos requisitos, no tempo atual (Guerra, 2008; Clark, 2009).

4.3.4. Modelo Espiral

O Modelo Espiral ou *Spiral Model* foi evoluindo ao longo do tempo, tendo sido desenvolvido para incluir os melhores aspectos do Modelo em Cascata e da Prototipagem, acrescentado uma nova fase, a análise de risco. Este modelo engloba várias iterações através de sucessivos ciclos, os quais lhe conferem a forma de espiral, conforme representado na figura 11 (Macedo et al., 2006; Munassar et al., 2010).

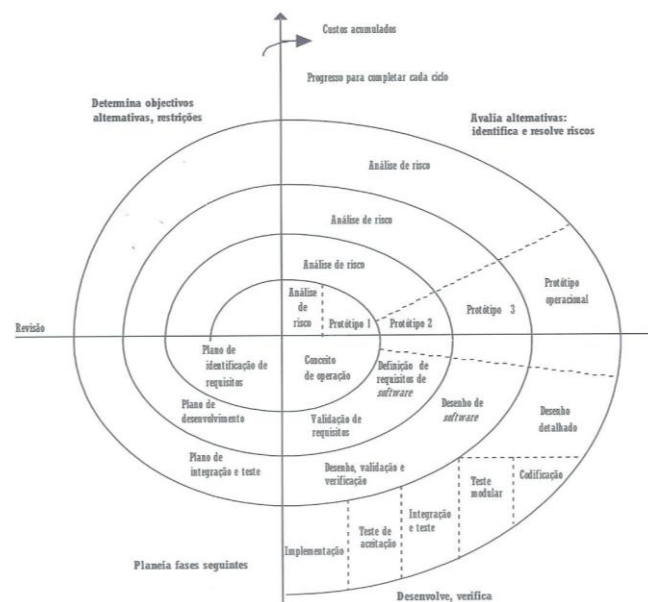


Figura 11 – Modelo Espiral
(Guerra, 2008; Lopes et al., 2009; Munassar et al., 2010)

O modelo define quatro atividades apresentadas pelos quatro quadrantes da figura 11:

- **Planeamento** – determinação dos objetivos, alternativas e restrições;

- **Análise de risco** – avaliação de alternativas, identificação e resolução dos riscos;
- **Engenharia** – desenvolvimento e verificação;
- **Avaliação** – avaliação dos resultados da fase de engenharia e planeamento das fases seguintes.

Cada ciclo representa uma sequência repetida de passos e começa com a identificação de objetivos e restrições. Tendo como base esta informação, o passo seguinte avalia as alternativas, determinando riscos para a fase que se segue. Cada ciclo do modelo espiral termina com uma revisão que engloba as pessoas da organização que requereram o SI a desenvolver, todos os produtos desenvolvidos durante as fases anteriores, bem como o plano para o ciclo seguinte.

A consideração dos riscos em todas as etapas do processo permite reduzir os riscos antes que os mesmos se tornem problemáticos. No entanto, este modelo não se encontra ainda muito difundido, sendo muito menos utilizado do que o Modelo em Cascata e a Prototipagem (Macedo et al., 2006; Lopes et al., 2009).

4.4. Análise de Requisitos de Sistemas de Informação

A análise de requisitos tem sido reconhecida como uma das mais importantes fases do processo de desenvolvimento de sistemas de informação. Este reconhecimento decorre da descoberta que a maior parte dos problemas e, geralmente, os mais dispendiosos e de maior impacto negativo no desenvolvimento de sistemas de informação, são originados nas etapas iniciais do desenvolvimento (Gupta et al., 2010).

O principal objetivo da análise é produzir uma pormenorização do sistema, na qual se define a estrutura do problema a ser resolvido de acordo com a visão do utilizador.

Esta atividade envolve o conjunto de trabalho da equipa técnica com os utilizadores do sistema a fim de estabelecer o domínio da aplicação do sistema, assim como os serviços que este sistema deve prever e as respetivas restrições.

A análise de requisitos do SI é uma fase crítica no desenvolvimento de sistemas de informação, visto que afeta as fases de desenvolvimento seguintes. É considerada como uma fase crítica, devido a problemas de comunicação entre os utilizadores e a equipa de desenvolvimento, às mudanças sucessivas dos requisitos do sistema, assim como, a aplicação de técnicas inadequadas de avaliação (Mead et al., 2005).

Muitas das vezes a linguagem entre o utilizador e o responsável pelo desenvolvimento é tão diferente, tornando a comunicação ineficaz. Os requisitos apresentam um carácter inconstante pois são modificados ao longo do desenvolvimento do SI.

A análise de requisitos envolve os utilizadores finais, os que participam e utilizam o sistema. Esta atividade é difícil de levar a cabo especialmente devido aos problemas que se seguem:

- Os utilizadores sabem em linhas gerais o que o sistema deverá satisfazer, mas por vezes não conseguem expressar-se do melhor modo.
- Os utilizadores procuram transmitir os requisitos com os seus próprios termos e conhecimentos implícitos da sua atividade, o que pressupõe que o analista saiba do que eles estão a falar.
- Diferentes utilizadores apresentam requisitos idênticos, mas o modo como os expressam é diferente podendo deste modo enganar o analista.
- Para o analista é complicado a compreensão do negócio da organização apenas com a informação do utilizador e assim determinar os requisitos do sistema;
- O analista pode ficar sobrecarregado de detalhes que não são relevantes para o novo sistema;
- O documento que define os detalhes de um novo sistema (especificação funcional) efetivamente é um acordo entre os departamentos envolvidos e o grupo de desenvolvimento de sistema. Se o documento de especificação puder ser escrito de forma a fazer sentido para os utilizadores, poderá não ser muito útil para os analistas e programadores que irão construir o sistema.

Mesmo utilizando as melhores ferramentas analíticas possíveis, alguns dos problemas acima estarão sempre presentes, pois não existem ferramentas analíticas que possibilitem ao analista saber o que o utilizador pensa mas não diz. Não há como mostrar um modelo concreto e claro do sistema para os utilizadores, pois é difícil para os utilizadores imaginar o que o novo sistema lhes fornecerá até que esteja realmente em funcionamento (Pilone et al., 2005).

A análise sob diferentes perspetivas é importante pois não existe uma única forma de se analisar os requisitos do sistema. Assim, é necessário compreender o domínio do sistema, validar os requisitos do sistema, definir e especificar os requisitos, resolver os conflitos que possam surgir ao longo da especificação, classificar os requisitos, como sendo requisitos funcionais ou não funcionais.

Os requisitos, de um modo geral, podem ser classificados em dois grandes grupos: os requisitos funcionais e os não funcionais.

Os requisitos funcionais são aqueles que descrevem o comportamento do sistema, as suas ações para cada entrada, ou seja, é aquilo que descreve o que tem que ser feito pelo sistema. São a razão do projeto, já que descrevem as funcionalidades que o sistema deve dispor.

Os requisitos não funcionais são aqueles que expressam como deve ser feito. Em geral, relacionam-se com padrões de qualidade como confiabilidade, performance, robustez, etc. São muito importantes, pois definem se o sistema será eficiente para a tarefa que se propõe a fazer ou não. Um sistema ineficiente certamente não será usado. Neles também são apresentados restrições e especificações de casos de uso para os requisitos funcionais (Brito, 2008; Pressman, 2009).

4.5. Sistema de Informação em Radiologia

O Sistema de Informação em Radiologia (RIS) é um sistema computacional projetado para suportar o fluxo operacional de trabalho e análise de negócios dentro de um

departamento de Radiologia. É também um repositório de dados dos pacientes, imagens e relatórios. Permite o agendamento e acompanhamento dos pacientes e contribui para registo eletrónico do paciente (Branstetter, 2007; Radiologists, 2008).

As suas características dependem dos requisitos de cada departamento, possíveis regulamentos internos ou legais e necessidades dos utilizadores, e pode ser criado à medida de cada departamento de uma determinada instituição (Felício, 2009).

Nos últimos anos, o RIS tem evoluído e a sua aplicação está cada vez mais ampliada de forma a incluir outros departamentos e especialidades Imagiológicas (Radiologists, 2008), no entanto ainda possui algumas lacunas e grande potencial de expansão no que concerne à prática radiológica utilizada.

A integração do RIS com outros sistemas de informação utilizados na área da saúde, como por exemplo com o sistema que se pretende desenvolver, é importante e crucial, pois permite garantir que (Felício, 2009):

- Os dados corretos estejam disponíveis em todas as estações de trabalho;
- Os dados do paciente sejam introduzidos apenas uma única vez e, automaticamente, transferidos para outros sistemas, assegurando a integridade dos mesmos;
- A cada exame efetuado seja associado de uma forma correta e inequívoca os dados do paciente correspondente.

Além disso, uma boa integração dos sistemas informáticos fornece um melhor fluxo de trabalho, qualidade e segurança para o paciente e uma diminuição de custos hospitalares (Boochever, 2004).

4.6. Sistemas de Informação para Cálculo de Dose em Pacientes

Atualmente, existem diversos sistemas de informação desenvolvidos com base na simulação de Monte Carlo, que permitem calcular a dose a que os pacientes são submetidos aquando da realização de um exame radiológico.

A simulação de Monte Carlo tem sido bastante utilizada na física das radiações e permite simular diferentes processos de interação do fóton dentro de um determinado meio. Cada vez que o fóton é gerado, é simulado o seu caminho ao longo do corpo e a dose aplicada em diferentes volumes dentro do meio é armazenada nos correspondentes *voxels*. Seguindo o caminho de diferentes fótons, é possível estimar a dose aplicada em cada um dos diferentes órgãos (Akhdar, 2007).

Um exemplo destes sistemas é o programa XDOSE que permite calcular a dose nos órgãos em muitos exames e respectivas incidências radiológicas. Este sistema utiliza dois conjuntos de 68 ficheiros de dados que contêm os resultados dos cálculos de Monte Carlo realizados no *National Radiation Protection Board* (NRPB). A radiação incidente pode ser especificada em termos de ESD ou DAP para cada incidência (Eikefjord et al., 2007).

Outro exemplo, é o sistema PCXMC que permite o cálculo tanto da dose efetiva como da dose nos diferentes órgãos dos pacientes (Tapiovaara et al., 2008).

Um terceiro exemplo de um sistema baseado em Monte Carlo é MS-DOS. Este sistema calcula a dose nos órgãos a partir do conhecimento da ESD ou da DAP para uma determinada incidência radiológica (Akhdar, 2007).

De um modo geral, podemos concluir que, essencialmente, estes sistemas de informação apenas permitem estimar a dose aplicada a um determinado órgão e não a exposição do paciente para um dado exame, que permitiria a comparação com os valores de referência.

5. METODOLOGIA

A metodologia adotada para a realização deste trabalho teve como base as quatro primeiras fases do Modelo em Cascata descrito, anteriormente, no Capítulo 4. Todavia, procedeu-se a algumas adaptações conforme pode ser visualizado na figura 12.

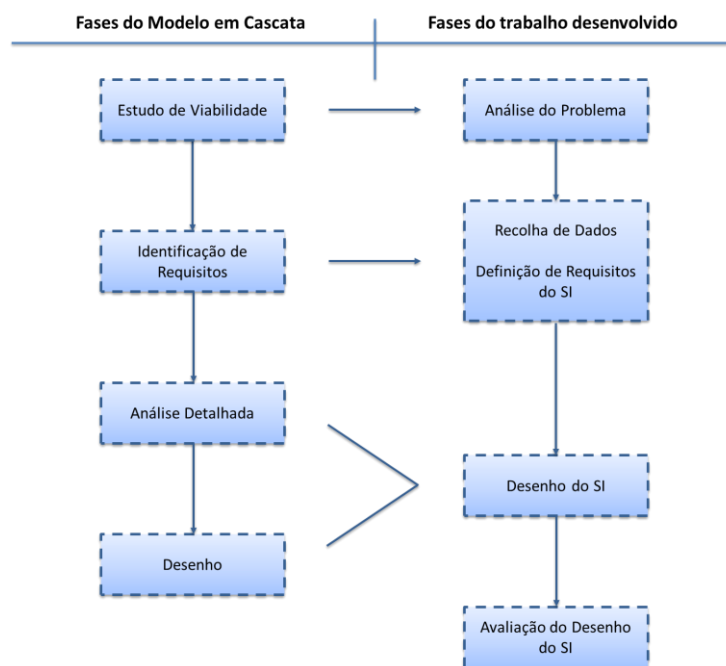


Figura 12 – Fluxograma das fases do trabalho desenvolvido

A escolha deste modelo, deve-se ao facto do mesmo possibilitar a existência de iteração entre as fases permitindo assim, caso exista necessidade, numa fase posterior do processo de desenvolvimento acrescentar algo à fase anterior (Lopes et al., 2009; Munassar et al., 2010). A adaptação da fase “Identificação de Requisitos” por “Recolha de Dados/Definição de Requisitos do SI” foi realizada, porque para a identificação dos requisitos era necessário um trabalho de campo de recolha de dados de modo a definir claramente os requisitos do SI a desenvolver. A aglutinação das fases “Análise Detalhada” e “Desenho” na fase “Desenho do SI” surgiu com o intuito de organizar e sintetizar a informação relativa à especificação dos requisitos, à arquitetura do sistema e ao modelo físico de dados numa única fase. Para finalizar foi adicionada a fase “Avaliação do Desenho do SI” com o objetivo de validar o desenho do SI desenvolvido.

A descrição detalhada de cada uma das fases do trabalho desenvolvido é apresentada nas secções seguintes.

5.1. Análise do Problema

De acordo com o referido anteriormente, o nível de exposição da população devido a utilização de radiação ionizante no diagnóstico médico, contrariamente ao esperado com a expansão dos sistemas de aquisição digital, tem aumentado consideravelmente (Vaño et al., 2007; Schauer et al., 2009).

Sendo assim, considera-se importante e imprescindível a avaliação dos valores de dose e o desenvolvimento e otimização de métodos que permitam controlar e minimizar a exposição do paciente, de forma a manter o nível de dose o mais baixo possível sem prejudicar a qualidade da imagem diagnóstica, seguindo assim o princípio ALARA.

De modo a diminuir o erro humano do Técnico de Radiologia e a consequente exposição radiológica do paciente é de extrema importância a definição de requisitos técnicos de um sistema de informação que estime o valor de dose de radiação para cada paciente. Este sistema deveria existir em todas as salas de radiodiagnóstico, de modo a apoiar a decisão do Técnico de Radiologia na seleção de parâmetros de exposição antes da realização de radiografias.

Torna-se assim necessário, numa primeira fase, desenvolver um trabalho de campo ligado à Radiologia, de forma a efetuar uma recolha de informação relativa aos parâmetros de exposição utilizados na realização de radiografias da coluna lombar e do tórax, face às medidas antropométricas de cada paciente. Esta recolha tem como objetivo estimar valores de referência de dose de radiação, para grupos de pacientes com características semelhantes, que servirão de base para a segunda fase deste estudo, que consiste na definição dos requisitos técnicos do SI a desenvolver.

5.2. Recolha de Dados

De forma a definir os requisitos técnicos necessários para a implementação do SI, inicialmente, foi efetuada uma recolha de dados para obter informação relativa aos parâmetros de exposição utilizados na realização dos dois exames de radiologia geral mais frequentes em Portugal (radiografias da coluna lombar e do tórax) face à antropometria de cada paciente (Teles et al., 2012).

A recolha foi efetuada em equipamentos de radiologia geral com sistemas RC e RD. A escolha do equipamento de aquisição RC deve-se ao facto deste ser o mais utilizado nas instituições que efetuam exames de radiodiagnóstico (Reiner et al., 2005). A seleção da aquisição RD deve-se sobretudo ao facto de ser utilizado em centros de maior dimensão e de ser a tecnologia mais atual (Branstetter, 2007).

Os dados referentes aos parâmetros de exposição *versus* medidas antropométricas do paciente utilizados na realização de radiografias da coluna lombar foram recolhidos num equipamento de radiodiagnóstico de aquisição RC de uma instituição privada da região centro e os dados relativos a radiografias do tórax foram recolhidos num equipamento de aquisição RD de um hospital central da região centro do país.

Relativamente aos dados dos pacientes, estes foram recolhidos diretamente das folhas de requisição, obtendo-se assim o número de processo, a idade e o género do paciente. Através do uso de uma balança, de uma fita métrica e de uma craveira de medição, procedeu-se à avaliação direta dos pacientes no local da realização do estudo, registando-se o peso, a altura, o diâmetro AP torácico e abdominal de cada um. Por sua vez, os parâmetros referentes à execução do exame, tais como a projeção e a distância foco receptor de imagem (DFoRi) foram recolhidos por observação direta dos mesmos. A tensão da ampola (kV), a intensidade da corrente elétrica do feixe de radiação por unidade de tempo (mAs), o tempo de exposição (ms) e o Controlo de Exposição Automático (AEC – *Automatic Exposure Control*), foram recolhidos por observação dos dados na consola do equipamento de radiologia.

Os valores de DAP e de ESD foram medidos com o recurso a uma câmara de ionização DIAMENTOR M4-KDK da PTW, previamente calibrada. Este equipamento foi colocado à

saída da ampola de raios-X, após o colimador, permitindo deste modo o registo da radiação ao longo de todo o exame, sem qualquer interferência com a realização normal do mesmo. Os dados citados anteriormente foram registados numa tabela de dados (anexo 1) apropriada para o efeito e, posteriormente, introduzidos no *software* de estatística IBM SPSS *Statistics (Statistical Package for the Social Sciences)* versão 20.0 para o *Windows*. De seguida, foi efetuado o tratamento estatístico dos dados recorrendo às potencialidades do referido *software*. As tabelas apresentadas foram elaboradas com ferramentas do *Office*.

Convém referir que, a investigação garantiu a não violação dos princípios estabelecidos pela Declaração de Helsínquia de 1975 e a sua revisão de 2000, tendo os pacientes realizado os exames por necessidade própria, salvaguardado sempre o seu anonimato.

Uma vez que apenas foram submetidos à radiação ionizante, necessária ao seu diagnóstico, não existiram riscos acrescidos para os pacientes.

5.3. Análise dos Dados Recolhidos

Nesta secção, são apresentados os resultados dos dados recolhidos para cada uma das radiografias em estudo neste trabalho.

5.3.1. Caracterização geral da amostra

A amostra recolhida neste estudo é constituída por 138 pacientes, dos quais 59 (42,8%) são do género masculino e 79 (57,2%) do género feminino. Foram realizadas 99 radiografias da coluna lombar, das quais 36 (36,4%) correspondem a pacientes do género masculino e 63 (63,6%) do género feminino. As radiografias do tórax foram realizadas a 39 pacientes, dos quais 23 (59%) são do género masculino e 16 (41%) do género feminino.

A tabela 1 demonstra a idade, peso, altura, IMC, diâmetro AP torácico e diâmetro AP abdominal dos pacientes em estudo.

		N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Coluna Lombar	Idade (anos)	99	18	88	53,46	16,401
	Peso (kg)		43,5	106	72,72	13,312
	Altura (cm)		139	184	159,45	9,940
	IMC (kg/m ²)		20,2	41,2	28,67	5,084
	Diâmetro AP Torácico (cm)		19	40	26,63	3,563
	Diâmetro AP Abdominal (cm)		15,5	37	25,74	4,773
Tórax	Idade (anos)	39	18	90	53,97	20,510
	Peso (kg)		48	160	75,69	22,125
	Altura (cm)		150	195	166,79	9,174
	IMC (kg/m ²)		15,25	62,5	27,29	8,107
	Diâmetro AP Torácico (cm)		18	34	24,40	2,801

Tabela 1 – Estatísticas descritivas para as variáveis idade, peso, altura, IMC, diâmetro AP torácico e diâmetro AP abdominal

Analisando a tabela 1 é possível verificar que os pacientes submetidos a radiografias da coluna lombar têm idades compreendidas entre os 18 e os 88 anos, sendo a média de 53,46 anos. O peso mínimo observado foi de 43,5 kg e o máximo de 106 kg, apresentando uma média de 72,72 kg. Os valores referentes à altura variaram entre 139 cm e 184 cm, registrando-se uma média de 159,45 cm. Considerando o IMC, cujo valor é calculado com base no peso e na altura através da fórmula: $IMC = \text{peso} / (\text{altura})^2$, expresso em kg/m², verificou-se que o mesmo se encontrava compreendido entre 20,2 kg/m² e 41,2 kg/m², sendo o valor médio de 28,67 kg/m². No que respeita ao diâmetro AP torácico, os seus valores variaram entre 19 cm e 40 cm, sendo a média de 26,63 cm. Os valores do diâmetro AP abdominal oscilaram entre os 15,5 cm e os 37 cm, sendo a média de 25,74 cm.

Os pacientes submetidos a radiografias do tórax têm idades compreendidas entre os 18 e os 90 anos, sendo a média de 53,97 anos. O peso mínimo observado foi de 48 kg e o máximo de 160 kg, apresentando uma média de 75,69 kg. Os valores referentes à altura variaram entre 150 cm e 195 cm, registrando-se uma média de 166,79 cm. O IMC encontra-se compreendido entre 15,25 kg/m² e 62,5 kg/m², sendo o valor médio de

27,29 kg/m². No que respeita ao diâmetro AP torácico, os seus valores variaram entre 18 cm e 34 cm, sendo a média de 24,4 cm.

5.3.2. Análise de correlação

Com o objetivo de averiguar quais os fatores com correlação mais forte com a dose, foi efetuado um estudo de correlação das medidas antropométricas dos pacientes e da tensão da ampola, com os valores de dose para os dois exames de radiologia geral em estudo.

Nas radiografias da coluna lombar constatou-se que, de um modo geral, a correlação das medidas antropométricas dos pacientes e da tensão da ampola com os valores de dose é estatisticamente significativa, com a exceção da altura com o valor de DAP na incidência de frente. É de referir que, na incidência de frente, o valor de DAP apresenta uma correlação forte positiva (superior a 0,7) com o peso, o IMC, o diâmetro AP torácico e o diâmetro AP abdominal. Na incidência de perfil, o valor de DAP apresenta uma correlação forte positiva com o peso, o IMC e o diâmetro AP abdominal (Pestana et al., 2008). Além disso, na incidência de frente da coluna lombar, a correlação entre o valor de DAP e IMC é mais forte do que a correlação entre o valor de DAP e o peso ($0,778 > 0,729$) e, na incidência de perfil, a correlação entre o valor de DAP e o peso é superior à existente entre o valor de DAP e o IMC ($0,868 > 0,725$).

Nas radiografias do tórax verificou-se que, de um modo geral, a correlação entre as medidas antropométricas dos pacientes e os valores de dose é estatisticamente significativa, com a exceção da altura com o valor de DAP e de ESD. Nestes exames, não faz sentido correlacionar a tensão da ampola com os valores de dose, uma vez que a tensão da ampola utilizada foi constante (125 kV). É de salientar que os valores de DAP e de ESD apresentam uma correlação forte positiva (superior a 0,7) com o peso e o IMC e uma correlação moderada positiva (entre 0,4 e 0,69) com o diâmetro AP torácico (Pestana et al., 2008). Além disso, a correlação entre o valor de DAP e IMC é mais forte do que a correlação entre o valor de DAP e o peso ($0,905 > 0,852$) e a

correlação entre o valor de ESD e o IMC também é superior à existente entre o valor de ESD e o peso ($0,892 > 0,823$).

5.3.3. Análise estatística descritiva dos dados por grupos de peso

Considerando que as *Guidelines* Europeias definem os seus valores de dose para o paciente padrão, foram criados três grupos de peso distintos (padrão, acima e abaixo do padrão) e analisada a distribuição dos dados recolhidos em função dos referidos grupos.

Nas radiografias da coluna lombar verifica-se que, dos 99 pacientes em estudo, 30,3% têm peso inferior a 65 kg, 39,4% têm peso superior a 75 kg e 30,3% têm um peso pertencente ao intervalo correspondente ao paciente padrão ([65, 75] kg). Nas radiografias do tórax observa-se que, dos 39 pacientes em estudo, 30,8% têm peso inferior a 65 kg, 41% têm peso superior a 75 kg e 28,2% têm um peso, pertencente ao intervalo correspondente ao paciente padrão ([65, 75] kg).

Na tabela 2, é possível visualizar, para as três radiografias em estudo, algumas medidas descritivas do valor de dose e da tensão da ampola por grupos de peso. Nos exames da coluna lombar, à medida que aumenta o peso, o valor médio de DAP e da tensão da ampola aumentam. Para os exames do tórax, à medida que aumenta o peso, o valor médio de DAP e de ESD aumentam, enquanto o valor da tensão da ampola permanece constante.

De acordo com a literatura (EUR16260, 1996), como o valor do NRD é baseado no valor do terceiro quartil (percentil 75) para o paciente padrão, na tabela 2 são também apresentadas estimativas para esta medida descritiva.

Grupos de Peso (kg)	Técnica Radiológica	N	Mínimo	Máximo	Desvio Padrão	Média	Percentil 75	
<65	Coluna Lombar Frente	T. Ampola (kV)	80	102	3,881	99	-	
		DAP (Gy.cm ²)	0,52	3,40	0,863	1,49	2,26	
	Coluna Lombar Perfil	T. Ampola (kV)	85	113	5,056	111	-	
		DAP (Gy.cm ²)	0,63	3,69	0,900	2,14	2,87	
	Tórax PA	T. Ampola (kV)	12	125	125	0	125	-
		DAP (Gy.cm ²)		0,04	0,11	0,023	0,07	0,09
ESD (mGy)			0,04	0,12	0,024	0,07	0,09	
[65, 75]	Coluna Lombar Frente	T. Ampola (kV)	98	108	2,079	102	-	
		DAP (Gy.cm ²)	0,89	3,87	0,793	2,20	2,83	
	Coluna Lombar Perfil	T. Ampola (kV)	30	104	117	2,513	112	-
		DAP (Gy.cm ²)		1,90	6,72	1,056	4	4,35
	Tórax PA	T. Ampola (kV)	11	125	125	0	125	-
		DAP (Gy.cm ²)		0,06	0,13	0,019	0,08	0,09
ESD (mGy)			0,06	0,12	0,017	0,08	0,09	
>75	Coluna Lombar Frente	T. Ampola (kV)	39	100	114	3,740	106	-
		DAP (Gy.cm ²)		1,76	10,02	1,826	4,38	5,11
	Coluna Lombar Perfil	T. Ampola (kV)		100	120	3,788	115	-
		DAP (Gy.cm ²)		3,46	11,05	1,645	5,92	6,50
	Tórax PA	T. Ampola (kV)	16	125	125	0	125	-
		DAP (Gy.cm ²)		0,08	0,26	0,045	0,13	0,15
ESD (mGy)			0,07	0,24	0,040	0,12	0,13	

Tabela 2 – Estatísticas descritivas para o valor de dose e de tensão da ampola por grupos de peso

Como espectável, nas três incidências consideradas, os pacientes do grupo com peso superior a 75 kg apresentam um valor de percentil 75 maior do que os pacientes dos restantes grupos. À medida que aumenta o peso, o valor do percentil 75 de dose aumenta.

5.3.4. Análise estatística descritiva dos dados por grupos de IMC

Segundo a Organização Mundial de Saúde, o IMC (em Kg/m²) pode ser classificado em quatro grupos:

- IMC <18,50 – Abaixo do Peso Ideal;

- IMC no intervalo [18,50; 24,99] – Peso Ideal;
- IMC no intervalo [25,00; 29,99] – Acima do Peso Ideal;
- IMC \geq 30,00 – Obesidade.

Esta classificação é baseada em padrões internacionais desenvolvidos para pessoas adultas.

Nas radiografias da coluna lombar, foi efetuada uma distribuição da amostra em estudo em três grupos de IMC distintos, dado que não existiam pacientes com IMC inferior a 18,50 (Abaixo do Peso Ideal). Dos 99 pacientes em estudo, 28,3% têm IMC correspondente ao Peso Ideal, 34,3% têm IMC Acima do Peso Ideal e os restantes 37,4% têm IMC classificado como Obesidade.

Para as radiografias do tórax, foi realizada a distribuição da amostra em quatro grupos de IMC distintos. Dos 39 pacientes em estudo, 7,7% têm IMC Abaixo do Peso Ideal, 43,6% têm IMC correspondente ao Peso Ideal, 23,1% têm IMC Acima do Peso Ideal e os restantes 25,6% têm IMC classificado como Obesidade.

De modo a identificar o paciente padrão nos grupos de IMC, calculou-se o valor médio do IMC por grupos de peso.

Nos exames da coluna lombar, verificou-se que no grupo de peso do paciente padrão ([65, 75] kg), o valor de IMC médio é de 27,53 kg/m², o que corresponde ao grupo de IMC Acima do Peso Ideal. Sendo assim, neste estudo assume-se que o paciente padrão por grupo de IMC é o que possui IMC Acima do Peso Ideal ([25,00; 29,99] kg/m²).

Nas radiografias do tórax, verificou-se que o paciente padrão para o grupo de peso ([65, 75] kg) apresenta um valor de IMC médio de 24,41 kg/m², o que corresponde ao grupo de IMC de Peso Ideal. Sendo assim, neste estudo assume-se que o paciente padrão por grupo de IMC é o que possui IMC correspondente ao Peso Ideal ([18,50; 24,99] kg/m²).

Na tabela 3, é possível observar que, nas três incidências consideradas, à medida que aumenta o IMC o valor médio de dose aumenta. Nos exames da coluna lombar, o valor

médio da tensão da ampola aumenta à medida que o IMC aumenta, enquanto que, nos exames do tórax, permanece constante.

Grupos de IMC (kg/m ²)	Técnica Radiológica		N	Mínimo	Máximo	Desvio Padrão	Média	Percentil 75	
Abaixo do Peso Ideal (< 18,50)	<i>Coluna Lombar Frente</i>	T. Ampola (kV)	0	-	-	-	-	-	
		DAP (Gy.cm ²)		-	-	-	-	-	
	<i>Coluna Lombar Perfil</i>	T. Ampola (kV)		-	-	-	-	-	
		DAP (Gy.cm ²)		-	-	-	-	-	
	<i>Tórax PA</i>	T. Ampola (kV)		3	125	125	0	125	-
		DAP (Gy.cm ²)			0,04	0,05	0,006	0,05	0,05
ESD (mGy)		0,04	0,05		0,006	0,05	0,05		
Peso Ideal ([18,50; 24,99])	<i>Coluna Lombar Frente</i>	T. Ampola (kV)	28	80	103	3,991	99	-	
		DAP (Gy.cm ²)		0,52	2,80	0,598	1,25	1,48	
	<i>Coluna Lombar Perfil</i>	T. Ampola (kV)		85	114	5,406	110	-	
		DAP (Gy.cm ²)		0,63	6,44	1,281	2,41	3,34	
	<i>Tórax PA</i>	T. Ampola (kV)		17	125	125	0	125	-
		DAP (Gy.cm ²)			0,05	0,11	0,017	0,08	0,09
ESD (mGy)		0,05	0,12		0,017	0,08	0,08		
Acima do Peso Ideal ([25,00; 29,99])	<i>Coluna Lombar Frente</i>	T. Ampola (kV)	34	98	114	2,804	102	-	
		DAP (Gy.cm ²)		1,09	7,76	1,403	2,59	2,93	
	<i>Coluna Lombar Perfil</i>	T. Ampola (kV)		103	117	2,583	113	-	
		DAP (Gy.cm ²)		1,30	6,72	1,326	4,08	5,19	
	<i>Tórax PA</i>	T. Ampola (kV)		9	125	125	0	125	-
		DAP (Gy.cm ²)			0,08	0,13	0,021	0,10	0,13
ESD (mGy)		0,07	0,12		0,021	0,09	0,12		
Obesidade (≥ 30,00)	<i>Coluna Lombar Frente</i>	T. Ampola (kV)	37	100	111	3,675	105	-	
		DAP (Gy.cm ²)		2,22	10,02	1,670	4,29	5,08	
	<i>Coluna Lombar Perfil</i>	T. Ampola (kV)		100	120	3,455	115	-	
		DAP (Gy.cm ²)		2,19	11,05	1,909	5,65	6,50	
	<i>Tórax PA</i>	T. Ampola (kV)		10	125	125	0	125	-
		DAP (Gy.cm ²)			0,10	0,26	0,048	0,15	0,17
ESD (mGy)		0,10	0,24		0,040	0,14	0,15		

Tabela 3 – Estatísticas descritivas para o valor de dose e de tensão da ampola por grupos de IMC

De modo análogo ao efetuado na análise estatística descritiva dos dados por grupos de peso, procedeu-se também ao cálculo de estimativas para o terceiro quartil (percentil 75) do valor de dose para os diferentes grupos de IMC, com o intuito de apresentar uma possível estimativa para o valor de referência a utilizar (tabela 3).

Com base nos resultados obtidos, verificou-se que o valor do percentil 75 de dose aumenta à medida que o IMC aumenta.

5.4. Discussão da Análise dos Dados Recolhidos

Nesta fase procedeu-se a uma comparação dos resultados do presente estudo com os parâmetros referidos nas *Guidelines* Europeias para uma boa prática radiológica em exames de radiologia geral da coluna lombar e do tórax para o grupo do paciente padrão ([65, 75] kg). Com o objetivo de averiguar se os referidos requisitos foram cumpridos elaborou-se a seguinte tabela resumo (tabela 4).

	Coluna Lombar				Tórax	
	Frente		Perfil		PA	
	Recomendações	Presente Estudo	Recomendações	Presente Estudo	Recomendações	Presente Estudo
Dispositivo Radiológico	Grelha no Potter - Bucky horizontal	✓	Grelha no Potter - Bucky horizontal	✓	Grelha no Potter - Bucky vertical	✓
Valor nominal do ponto focal	≤ 1,3 mm	✓	≤ 1,3 mm	✓	≤ 1,3 mm	✓
Filtração Total	≥ 3,0 mm Al	✓	≥ 3,0 mm Al	✓	≥ 3,0 mm Al	✓
Grelha anti-difusora	r = 10; 40/cm	✓	r = 10; 40/cm	✓	r = 10; 40/cm	✓
DFoRi	115 (100-150) cm	✓	115 (100-150) cm	✓	180 (140-200) cm	✓
Tensão da ampola	75-90 kV	102*kV	80-95 kV	112*kV	125 kV	125 kV
Câmara de ionização selecionada	Central	✓	Central	✓	Lateral direita	Laterais
Tempo de exposição	< 400 ms	✓ (130,72 * ms)	< 1000 ms	✓ (228,43 * ms)	< 20 ms	✓ (7,56* ms)

* Valor estimado com base na média.

Tabela 4 – Comparação dos parâmetros de exposição utilizados nas radiografias da coluna lombar e do tórax com os recomendados pelas *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*

Analisando a tabela 4 verifica-se que, nas radiografias da coluna lombar, a maioria dos requisitos foram cumpridos, com exceção do valor da tensão da ampola por incidência, que no presente estudo se revelou ligeiramente mais elevado. Esta situação pode ser justificada pelo facto das *Guidelines* serem para sistemas ecrã-filme e como, neste estudo, o sistema era RC, os valores de tensão da ampola devem ser aumentados de modo a reduzir a dose no paciente.

Nas radiografias do tórax, analisando a tabela 4 verifica-se que todos os requisitos foram cumpridos, com exceção da câmara de ionização selecionada. A utilização de câmaras de ionização laterais, no presente estudo, justifica-se com base no relatório da Comissão Europeia DIMOND III, referência para os sistemas digitais, que recomenda o uso de ambas as câmaras laterais para a radiografia do tórax.

Tendo em conta que as práticas radiológicas adequadas seguiam as recomendações, podem ser analisados os requisitos do sistema.

Dado que nas três incidências em estudo se verificaram correlações fortes entre o valor de dose e o peso e também correlações elevadas entre o valor de dose e o IMC, considera-se que fará sentido utilizar o peso e o IMC para estimar os valores de referência de dose de radiação.

Por conseguinte, no SI a desenvolver, o utilizador deverá ter a possibilidade de optar pela utilização do peso ou do IMC para o cálculo do valor estimado de dose.

De salientar que apesar de, nos exames da coluna lombar, o diâmetro AP torácico e o diâmetro AP abdominal apresentarem uma correlação forte positiva com o valor de DAP e, nas radiografias do tórax, o diâmetro AP torácico apresentar uma correlação moderada positiva com o valor de DAP e de ESD, os mesmos não foram considerados como um fator de seleção no SI a desenvolver para o cálculo do valor estimado de dose. Esta opção, é justificada pelo facto da obtenção destas medidas exigir que o Técnico de Radiologia efetue uma medição, com uma craveira dedicada, aumentando o seu fluxo de trabalho. Sendo assim, de modo a tornar o processo de cálculo mais prático e considerando que a maioria dos pacientes tem conhecimento do seu peso e altura, optou-se no SI a desenvolver por utilizar apenas as variáveis peso e IMC.

Na tabela 5, é apresentada uma síntese dos valores do percentil 75 de dose, nos grupos de peso e de IMC, para as três incidências em estudo.

		N	Grupos de Peso (kg)			Grupos de IMC (kg/m ²)			
			<65	[65, 75]	>75	< 18,50	[18,50; 24,99]	[25,00; 29,99]	≥ 30,00
Coluna Lombar Frente	DAP (Gy.cm ²)	99	2,26	2,83	5,11	-	1,48	2,93	5,08
Coluna Lombar Perfil	DAP (Gy.cm ²)		2,87	4,35	6,5	-	3,34	5,19	6,5
Tórax PA	DAP (Gy.cm ²)	39	0,09	0,09	0,15	0,05	0,09	0,13	0,17
	ESD (mGy)		0,09	0,09	0,13	0,05	0,08	0,12	0,15

Tabela 5 – Valores de percentil 75 de dose, por grupos de peso e de IMC, em exames de radiologia geral da coluna lombar e do tórax

Destaca-se que, os resultados obtidos no processo de recolha de dados se revelaram um contributo fundamental para as fases seguintes de desenvolvimento do SI, nomeadamente, para a definição de requisitos e desenho do SI, pois permitiram a definição de valores estimados de dose de radiação para os diferentes grupos de peso e de IMC, nos dois exames em análise.

5.5. Definição de Requisitos do Sistema de Informação

Nesta secção, são apresentados os requisitos do SI que se pretende desenvolver. Estes requisitos foram definidos com base nos resultados obtidos do trabalho de campo e da pesquisa bibliográfica realizada nos capítulos anteriores.

Sendo assim, os principais requisitos funcionais do sistema são:

- RF1. O sistema deve incluir um procedimento de autorização de utilizadores, onde cada utilizador se deve identificar através de um “Nome de Utilizador”

e “Palavra-passe”. Apenas os utilizadores autorizados desta forma, podem aceder ao SI.

- RF2. Após a criação da conta de utilizador, o sistema deve possibilitar que os utilizadores autorizados possam alterar os seus dados pessoais e de autenticação.
- RF3. O sistema deve procurar o paciente, para o qual se pretende calcular os parâmetros de exposição radiológicos, no RIS através do seu número de processo ID ou do seu nome.
- RF4. O sistema deve permitir alterar os dados do paciente selecionado (nome, data de nascimento, género, peso, altura, diâmetro torácico e abdominal).
- RF5. O valor de IMC deve de ser calculado, automaticamente, pelo sistema após a inserção dos valores do peso e da altura do paciente através da seguinte fórmula: $IMC = \text{Peso (kg)} / (\text{Altura})^2 (\text{m}^2)$.
- RF6. O sistema deve atribuir automaticamente ao paciente um grupo de peso e um grupo de IMC, consoante o seu valor de peso e de IMC, respetivamente. Neste âmbito, o sistema deve ter em consideração os grupos apresentados nas tabelas 6 e 7.

a. Grupos por Peso:

Peso (kg)	Designação
<65	Peso inferior ao do grupo padrão
[65, 75]	Grupo padrão
>75	Peso superior ao do grupo padrão

Tabela 6 – Grupos de peso

b. Grupos por IMC:

IMC (kg/m ²)	Designação
< 18,50	Abaixo do Peso Ideal
[18,50; 24,99]	Peso Ideal
[25,00; 29,99]	Acima do Peso Ideal
≥ 30,00	Obesidade

Tabela 7 – Grupos de IMC

- RF7. O sistema deve permitir que o utilizador possa seleccionar e preencher, adequadamente, os dados do exame necessários para o cálculo que pretende efetuar.
- RF8. O sistema deve possibilitar que o utilizador calcule o valor estimado de dose de radiação para determinado exame de radiodiagnóstico com base no grupo de peso ou de IMC a que pertence o paciente. O cálculo apenas poderá ser efetuado após todos os campos referentes aos dados do paciente e do exame estarem, correta e devidamente, preenchidos.
- RF9. O sistema deve apresentar os resultados do cálculo efetuado, nomeadamente o valor médio de tensão da ampola, de DAP (estimado) e ESD (estimado) e de DAP ou de ESD, realmente obtido, pela região anatómica e incidência(s) selecionada(s). Os valores médios de tensão da ampola devem ser determinados, tendo em consideração os apresentados nas tabelas 2 e 3 da secção “5.4. Discussão da Análise dos Dados Recolhidos”. Os valores de DAP (estimado) e ESD (estimado) devem ser calculados, tendo em conta os definidos na mesma secção e apresentados na tabela 5.
- RF10. O sistema deve permitir guardar os resultados dos cálculos efetuados para cada paciente. Neste contexto, deve guardar:
- A data de realização do cálculo no formato ‘dd/mm/aaaa’, juntamente com a hora em que os resultados foram guardados no formato ‘hh:mm:ss’.
 - Os dados do paciente e do exame utilizados no respetivo cálculo.
 - Os resultados do cálculo efetuado (região anatómica, valor médio de tensão da ampola, valor de DAP e/ou de ESD, estimado, e valor de DAP ou de ESD, realmente obtido) para a respetiva incidência selecionada.
- RF11. O sistema deve possibilitar que o utilizador consulte o histórico dos cálculos efetuados, caso o mesmo exista, para determinado paciente.

Os requisitos não funcionais do sistema encontram-se descritos na tabela 8.

	Referência	Descrição
Desempenho	RNF1	A navegação pelo SI e a execução de cada uma das etapas que envolvem o processo de cálculo deve ser rápida.
Integridade	RNF2	O SI não deve permitir a alteração do número de processo ID do paciente selecionado.
	RNF3	O SI não deve calcular o valor estimado de dose de radiação se todos os campos referentes aos dados do paciente e do exame não estiverem, devidamente, preenchidos.
	RNF4	O SI não deve permitir consultar o histórico de cálculos efetuados de um determinado paciente se o mesmo não existir.
Interface	RNF5	O SI deve ter uma interface de utilização agradável, intuitiva e simples.
Portabilidade	RNF6	O SI deve ser desenvolvido como uma aplicação web e deve ser compatível com os navegadores de Internet mais utilizados no mercado (Internet Explorer, Mozilla Firefox, Google Chrome e Safari).
	RNF7	O sistema deve permitir ser integrado no RIS.
Usabilidade	RNF8	O SI deve ser de fácil utilização mesmo para utilizadores menos experientes. Todo o processo de cálculo deve ser intuitivo.
Segurança	RNF9	Apenas utilizadores autorizados podem aceder ao SI.
	RNF10	Todos os dados devem ser guardados de forma segura.

Tabela 8 – Requisitos não Funcionais do Sistema de Informação

5.6. Desenho do Sistema de Informação

Nesta fase, foi elaborada uma análise detalhada, seguida do desenho do SI a desenvolver, com base nas informações obtidas nas fases anteriores.

Neste âmbito, na figura 13 é apresentado um diagrama geral das funcionalidades do SI, no qual é possível visualizar uma sequência de interações entre o utilizador e o sistema.

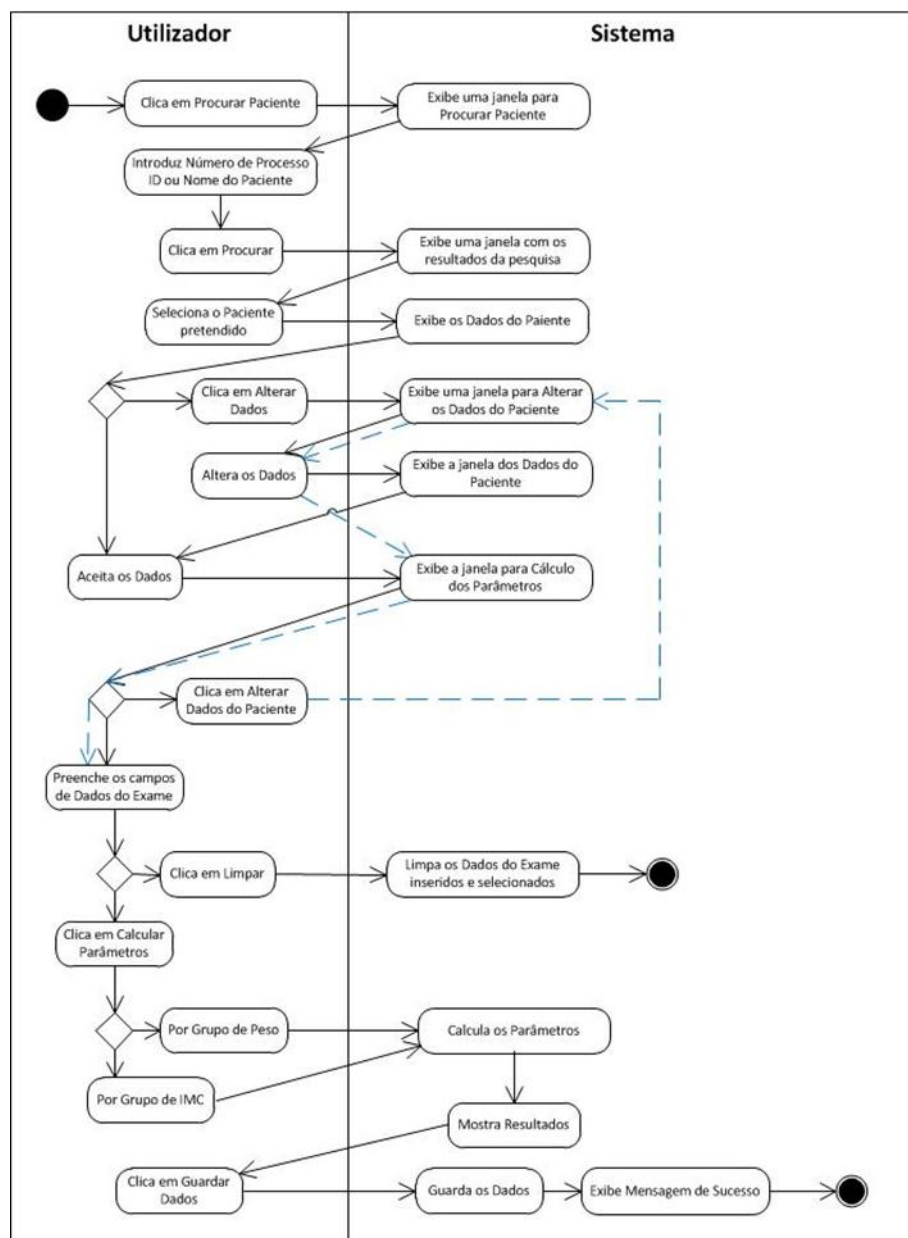


Figura 13 – Diagrama geral das funcionalidades do Sistema de Informação

Convém referir que o diagrama de funcionalidades da figura 13 foi elaborado tendo em conta que o utilizador já se encontra registado e com o *login* efetuado.

A respetiva figura, pode ser descrita, detalhadamente, do seguinte modo:

1. De forma a iniciar o processo de cálculo do valor estimado de dose de radiação para um determinado paciente, o utilizador registado numa página inicial do sistema clica em procurar paciente.
2. O sistema exibe uma janela para procurar paciente, na qual o utilizador introduz o número de processo ID ou o nome do paciente.
3. De seguida, clica em “Procurar”, aparecendo uma janela com os resultados da pesquisa efetuada.
4. O utilizador seleciona o paciente pretendido.
5. Após a seleção, é exibida uma janela com os dados do referido paciente.
6. Em dados do paciente, o utilizador pode aceitar os dados ou alterá-los.
 - a. *Aceitar dados* – se os dados estiverem corretos e todos preenchidos, o utilizador aceita os dados, de forma a passar para a fase seguinte.
 - b. *Alterar dados* – se os dados não estiverem corretos e todos preenchidos, o utilizador clica em alterar dados, sendo apresentada uma janela na qual pode proceder as alterações necessárias. Após terminar as respetivas alterações, é exibida novamente a janela dos dados do paciente, com os mesmos já alterados. Para seguir para a próxima fase, o utilizador apenas necessita de aceitar os dados.
7. Após o utilizador aceitar os dados, é apresentada a janela para o cálculo dos parâmetros.
8. Em cálculo dos parâmetros, o utilizador pode:
 - a. Visualizar os dados do paciente.
 - b. Alterar os dados do paciente, seguindo os passos descritos no passo 6-b.
 - c. Preencher os campos de dados do exame. Deve existir uma opção que permita ao utilizador limpar os dados do exame inseridos e selecionados, caso o mesmo necessite.
 - d. Calcular o valor estimado de dose de radiação por grupo de peso ou de IMC. Conforme referido na secção “5.5. Definição de Requisitos do

Sistema de Informação”, o SI só efetua o cálculo se todos os campos referentes aos dados do paciente e do exame estiverem, devidamente, preenchidos.

- e. Visualizar o(s) resultado(s) do cálculo.
- f. Guardar o(s) resultado(s) do cálculo efetuado.

Estas funcionalidades do SI podem também ser representadas num diagrama de caso de uso. Os diagramas de casos de uso têm como objetivo mostrar para que serve o sistema, isto sem mostrar a sua organização interna, com base na identificação e descrição de atores e casos de uso, ou seja, mostrar o que o sistema deve efetuar e não como o vai fazer (Campbell, 2007). Os diagramas de casos de uso utilizam os seguintes elementos (Silva et al., 2005):

- Ator – é o primeiro a ser identificado na construção do diagrama. Representa uma entidade externa que interage com o sistema.
- Caso de uso – é uma descrição de um conjunto de sequências de ações, incluindo variantes, que um sistema realiza para produzir um resultado observável com valor para um ator. Os casos podem estar relacionados entre si, utilizando-se frequentemente para isso relações «*include*» e «*extend*».
 - Relação «*extend*» – ocorre quando existe um comportamento opcional, que deve ser incluído num caso de uso. Este comportamento é definido num segmento caso de uso e invocado pelo caso de uso base.
 - Relação «*include*» – quando vários casos de uso têm um fluxo de eventos comum, é conveniente separar essa parte comum para um novo caso de uso que é incluído pelos primeiros.

Na figura 14 é apresentado um diagrama de caso uso do SI a desenvolver.

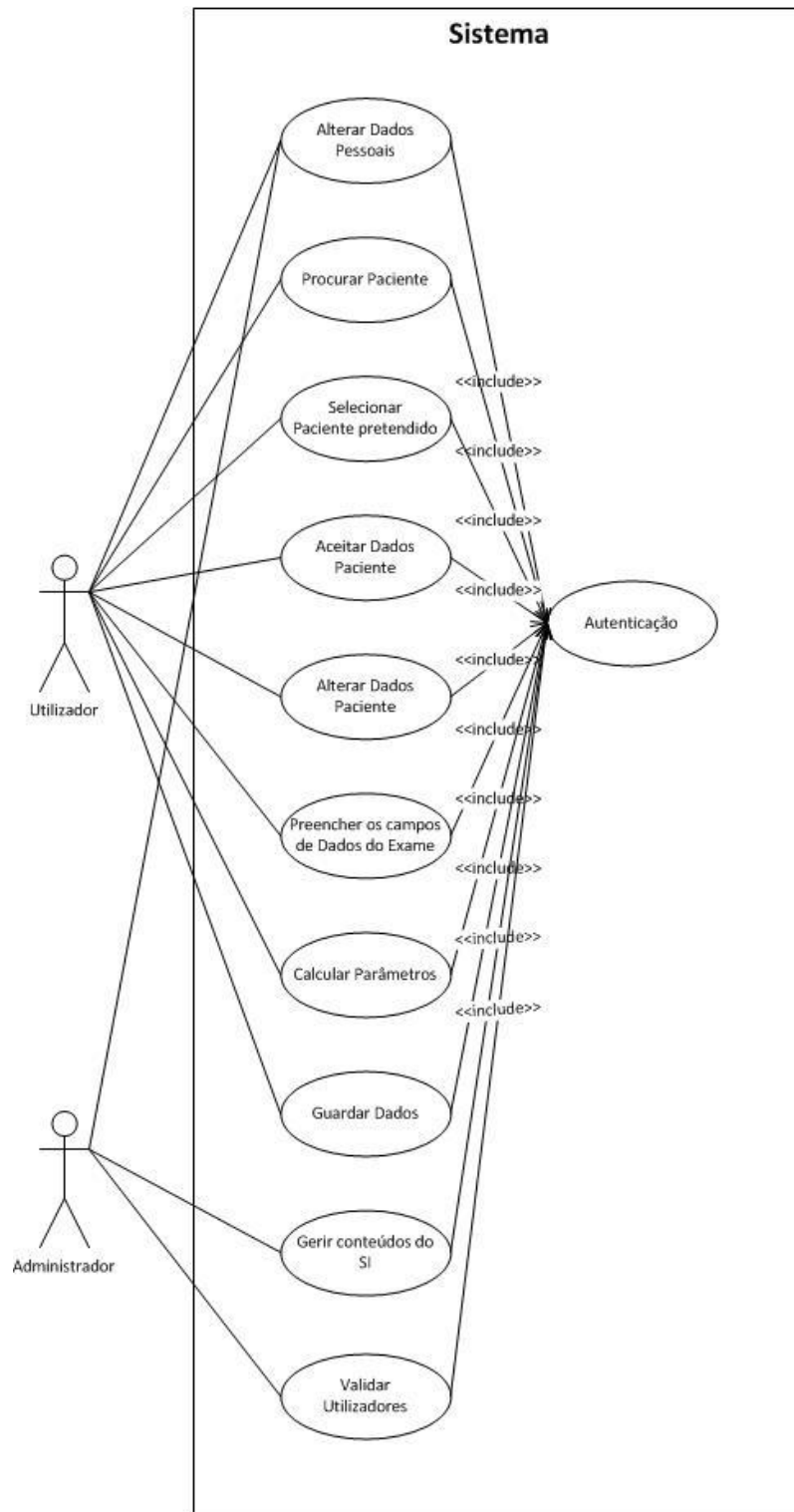


Figura 14 – Diagrama de caso de uso do Sistema de Informação a desenvolver

Como se pode verificar na figura 14, estão identificados dois atores do sistema: o Utilizador (Técnico de Radiologia) e o Administrador. Outra característica importante do sistema é que todos os casos de uso dependem da autenticação do sistema.

5.6.1. Estrutura do Sistema de Informação

Através dos diagramas de funcionalidades e de caso de uso anteriores, pode-se definir a seguinte estrutura do SI, demonstrada na figura 15.

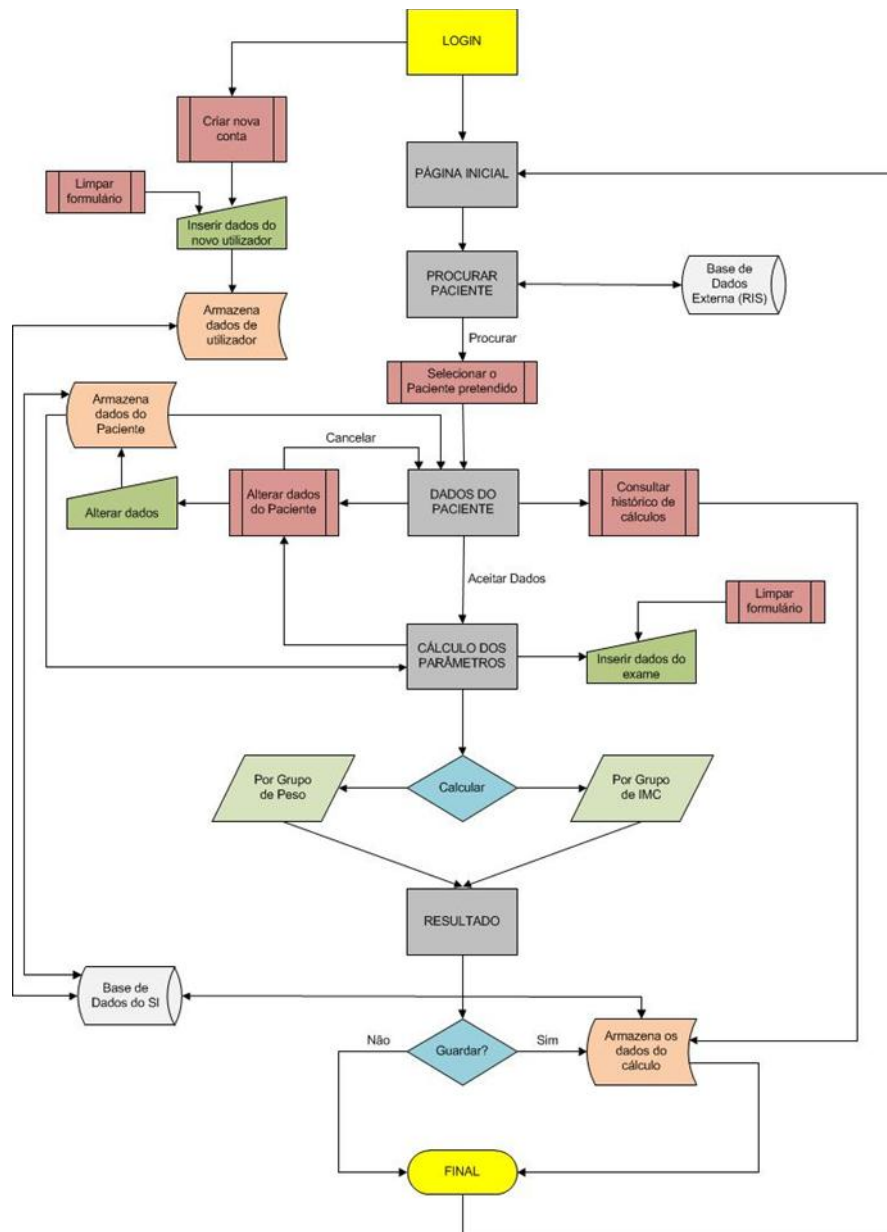


Figura 15 – Estrutura do Sistema de Informação a desenvolver

5.6.2. Apresentação Gráfica do Sistema de Informação

Nesta secção, apresenta-se, esquematicamente, as principais páginas do SI a desenvolver. Os esquemas apresentados foram elaborados utilizando a demonstração

existente *on-line* na Internet da aplicação *Balsamiq Mockups*, que é gratuita e funciona com todos os recursos da versão comercial. A escolha desta aplicação deveu-se ao facto da mesma possuir uma interface simples e direta, que permite de uma forma rápida e ágil desenvolver protótipos de aplicações informáticas.

Processo de *Login* e Registo

O utilizador para ter acesso ao SI necessita de efetuar *login* através de um “Nome de Utilizador” e de uma “Palavra-passe”. Após o preenchimento destes dois campos, deve clicar em “Entrar”, de modo a poder aceder ao SI. Caso não pretenda efetuar *login*, pode clicar em “Cancelar”, fechando automaticamente a janela do SI (figura 16).

Se o utilizador ainda não estiver registado, deve clicar em “Criar Nova Conta”, de forma a criar uma conta de utilizador (figura 16).

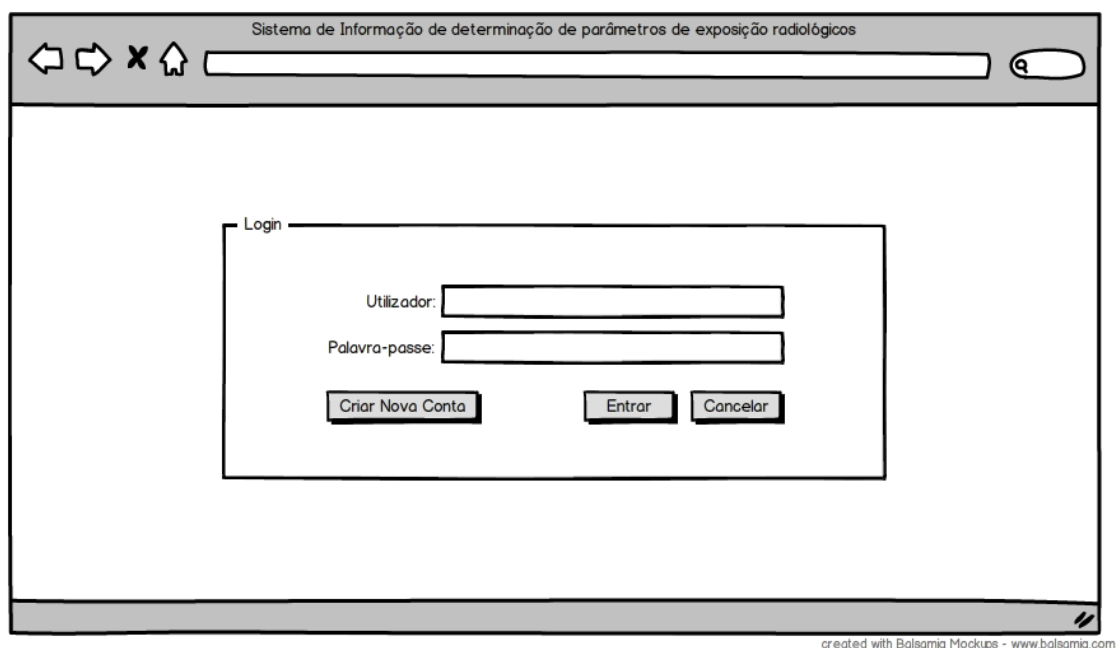


Figura 16 – Página de *Login*

Para criar uma conta, o utilizador deve preencher cada um dos campos existentes em “Criar Nova Conta” (“Nome de Utilizador”, “Palavra-passe”, “Confirmar Palavra-passe” e “Endereço eletrónico”) e de seguida clicar em “Criar Utilizador”. Ao clicar em “Criar Utilizador”, os dados do utilizador devem ser armazenados numa base de dados. O

utilizador poderá ainda, caso pretenda, limpar os campos preenchidos, clicando em “Limpar” (figura 17).

Convém referir que, a validação dos utilizadores deverá ser efetuada pelo administrador do sistema.

Sistema de Informação de determinação de parâmetros de exposição radiológicos

Criar Nova Conta

Nome de Utilizador:

Palavra-passe:

Confirmar Palavra-passe:

Endereço eletrónico:

created with Balsamiq Mockups - www.balsamiq.com

Figura 17 – Página de Registo

Quando um utilizador estiver registado e com o *login* efetuado, a barra lateral esquerda deve ter um aspecto semelhante ao apresentado na figura 18.

Sistema de

Logotipo / Imagem

Login

Olá Utilizador!

[Editar Dados Pessoais](#)

[Terminar Sessão](#)

Figura 18 – Barra de acesso após o utilizador efetuar *login*

Nesta altura, o utilizador ao clicar em “Editar Dados Pessoais”, deve aparecer uma nova janela, na qual poderá editar os seus dados de utilizador, conforme demonstrado na figura 19. De modo a proceder a determinada alteração, o utilizador necessita de preencher os campos que pretende modificar e clicar em “Alterar”. Caso não pretenda efetuar qualquer alteração clica em “Cancelar” (figura 19).

The image shows a web browser window with the title "Sistema de Informação de determinação de parâmetros de exposição radiológicos". The browser's address bar is empty. The page content is titled "Editar Dados do Utilizador" in blue text. On the left side, there is a sidebar with a "Logotipo / Imagem" placeholder, a "Login" section with the text "Olá Utilizador!" and a "Terminar Sessão" link, and a "Conta de Login" section with fields for "Nome de Utilizador" (containing "Utilizador"), "Palavra-passe atual", "Nova Palavra-passe", and "Confirmar Nova Palavra-passe". The main content area contains a form with the following fields: "Nome" (containing "Nome do Utilizador"), "Data de Nascimento" (with a date picker showing "dd/mm/aaaa"), "Idade" (containing "50"), "Género" (a dropdown menu with "Feminino" selected and "Masculino" as an option), "Endereço eletrónico", "Telefone", and "Telemóvel". At the bottom right of the form are two buttons: "Alterar" and "Cancelar". A small watermark "created with Balsamiq Mockups - www.balsamiq.com" is visible at the bottom right of the browser window.

Figura 19 – Editar Dados do Utilizador

Página Inicial

Após efetuar o *login*, o utilizador deve ter acesso a uma “Página Inicial”, a partir da qual pode iniciar o processo de cálculo do valor estimado de dose de radiação através do clique em “Procurar Paciente” (figura 20).

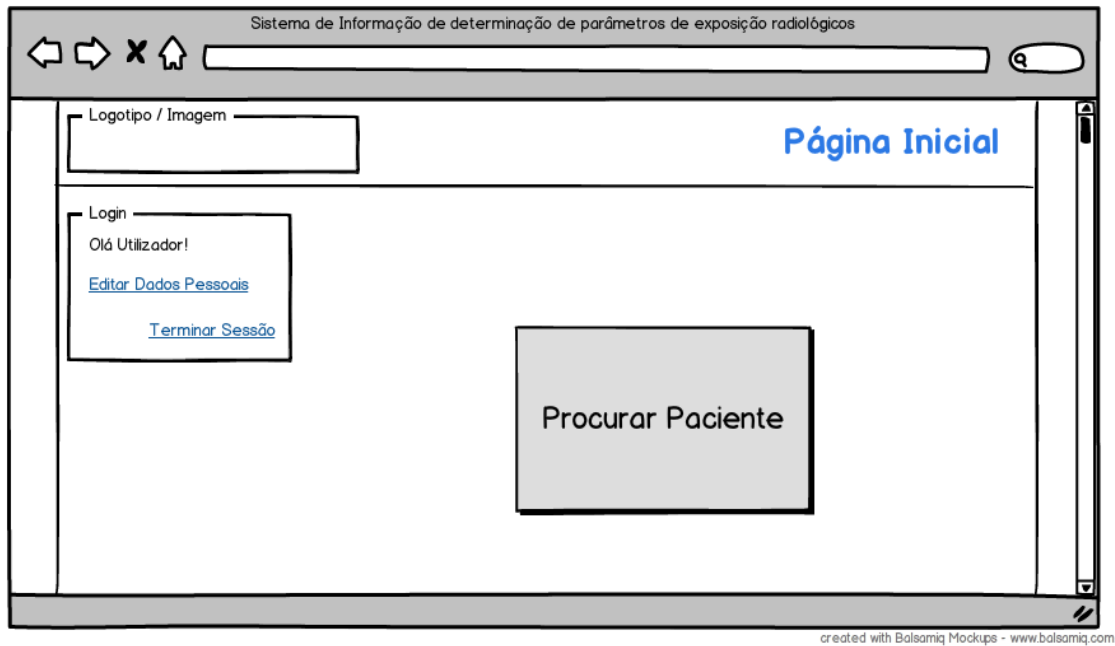


Figura 20 – Página Inicial

Procurar Paciente

Nesta página, o utilizador deve efetuar a procura do paciente para o qual pretende efetuar o cálculo através do número de processo ID ou do nome do respetivo paciente (figura 21).

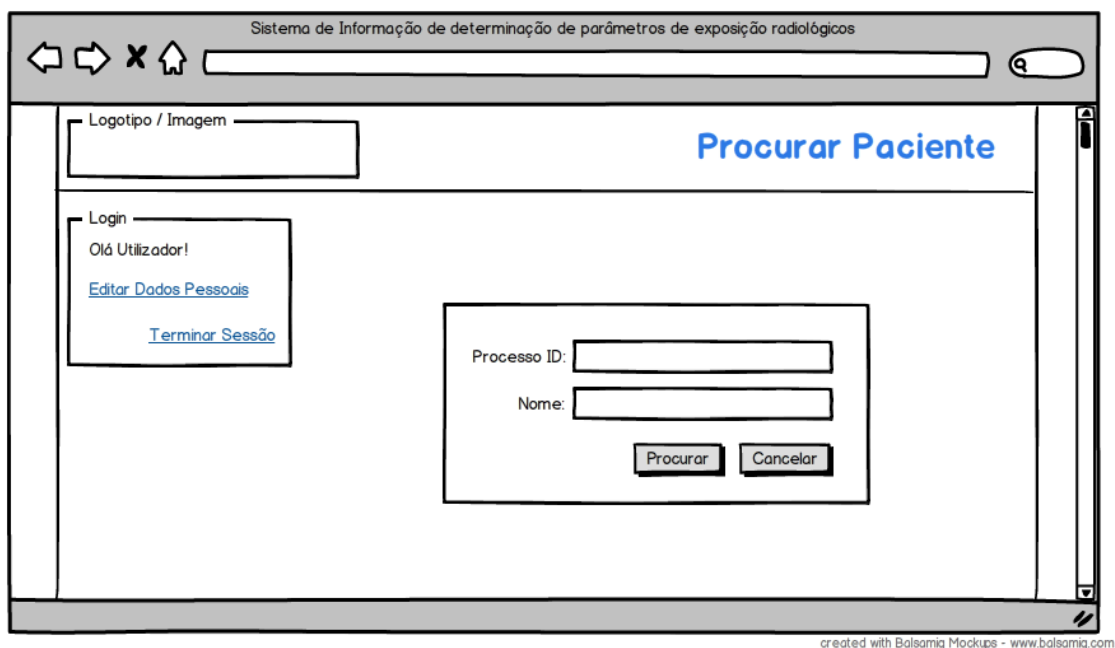


Figura 21 – Procurar Paciente

Após o preenchimento do campo “Processo ID” ou do campo “Nome”, o utilizador poderá:

- Clicar em “Procurar”, para que o sistema procure o paciente no RIS, apresentando numa nova página o resultado da pesquisa, conforme demonstrado na figura 22. Nesta página, que apresenta o resultado da pesquisa, o utilizador pode/deve selecionar o paciente pretendido, clicando na linha que contém a informação sobre o mesmo (Processo ID e Nome).
- Clicar em “Cancelar”, caso não pretenda efetuar a pesquisa. Ao clicar neste botão, o utilizador deve voltar à “Página Inicial”.

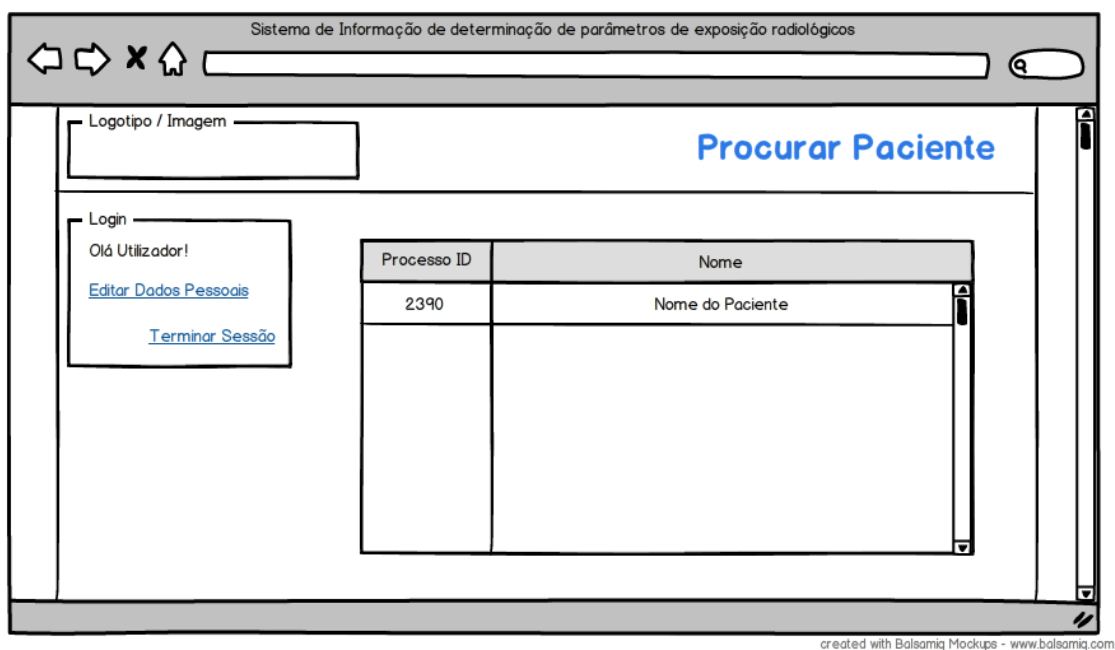


Figura 22 – Página Procurar Paciente, apresentando o resultado da pesquisa efetuada

Dados do Paciente

Esta página deve aparecer após o utilizador selecionar o paciente pretendido na página que apresenta o resultado da pesquisa efetuada em “Procurar Paciente” (figura 22).

A mesma deve mostrar os dados pessoais do paciente, provenientes do RIS (“Processo ID”, “Nome”, “Data de Nascimento”, “Idade” e “Género”), bem como os dados

antropométricos do mesmo (“Peso”, “Altura”, “IMC”, “Diâmetro torácico”, “Diâmetro abdominal”, “Grupo por Peso” e “Grupo por IMC”), conforme visualizado na figura 23.

Nesta página, o utilizador poderá clicar em:

- “Aceitar Dados” – se os dados necessários para o cálculo que pretende efetuar estiverem corretos e todos preenchidos, o utilizador aceita os dados, de forma a passar para a fase seguinte.
- “Alterar Dados” – se os dados necessários para o cálculo que pretende efetuar não estiverem corretos e todos preenchidos, sendo apresentada uma janela na qual pode proceder as alterações necessárias. Após terminar as respetivas alterações, é exibida novamente a janela dos “Dados do Paciente”, com os mesmos já alterados. Para seguir para a próxima fase, o utilizador apenas necessita de clicar em “Aceitar Dados”.
- “Histórico de Cálculos” – de forma a consultar os resultados de cálculos efetuados anteriormente, caso os mesmos tenham sido guardados.

Após o utilizador clicar em “Aceitar Dados”, deve ser apresentada a janela de “Cálculo dos Parâmetros”.

Sistema de Informação de determinação de parâmetros de exposição radiológicos

Logotipo / Imagem

Dados do Paciente

Login

Olá Utilizador!

[Editar Dados Pessoais](#)

[Terminar Sessão](#)

Processo ID: 2390

Nome: Nome do Paciente

Data de Nascimento: dd/mm/aaaa Idade: 50

Género: Feminino

Peso (kg): 75 Altura (m): 1,75 IMC: 24,5

Diâmetro Torácico (cm): 22 Diâmetro Abdominal (cm): 24

Grupo por Peso: Grupo por IMC:

[Histórico de Cálculos](#) [Aceitar Dados](#) [Alterar Dados](#)

created with Balsamiq Mockups - www.balsamiq.com

Figura 23 – Dados do Paciente

Alterar Dados do Paciente

Deve permitir ao utilizador proceder as alterações necessárias referentes aos dados do paciente (figura 24).

Figura 24 – Alterar Dados do Paciente

De referir que:

- O campo “Processo ID” não pode ser alterado.
- Tendo em consideração que este SI deverá estar integrado na plataforma RIS, qualquer alteração efetuada, nesta página, nos campos “Nome”, “Data de Nascimento”, “Idade” e “Género” deverá ser, automaticamente, atualizada na base de dados existente no RIS.
- O valor introduzido no campo “Peso” deve ser expresso em quilogramas (kg).
- O valor introduzido no campo “Altura” deve ser expresso em metros (m).
- O campo “IMC” deve ser preenchido, automaticamente, pelo sistema após o preenchimento dos campos “Peso” e “Altura” através da fórmula: $IMC = \text{Peso} / (\text{Altura})^2$, expresso em kg/m^2 .
- Os campos “Diâmetro Torácico” e “Diâmetro Abdominal” referem-se, respetivamente, ao diâmetro AP torácico e abdominal. Estes campos devem ser

expressos em centímetros (cm) e, como serão apenas informativos, não devem ser de preenchimento obrigatório.

- Os campos “Grupo por Peso” e “Grupos por IMC” devem ser preenchidos, automaticamente, pelo sistema com base no valor existente nos campos “Peso” e “IMC”, respetivamente.

Após o utilizador terminar as respetivas alterações e clicar em “Alterar”, deve voltar à página a partir da qual iniciou o processo de alteração (“Dados do Paciente” ou “Cálculo dos Parâmetros”). De modo análogo, deve acontecer se o utilizador não pretender efetuar qualquer modificação e selecionar a opção “Cancelar”.

Caso o utilizador regresse a “Dados do Paciente”, deve clicar em “Aceitar Dados”, de forma a prosseguir para o passo seguinte (“Cálculo dos Parâmetros”).

Cálculo dos Parâmetros

Nesta página, os campos com os dados do paciente devem aparecer já preenchidos. Contudo, caso o utilizador no passo anterior (“Dados do Paciente”) não tenha alterado os dados ou pretenda efetuar uma nova alteração, deve clicar em “Alterar Dados” (figura 25). De seguida, aparecerá a página “Alterar Dados do Paciente”, devendo o utilizador seguir os passos mencionados na referida secção.

Em “Cálculo dos Parâmetros”, o utilizador apenas necessita de preencher os campos referentes aos dados do exame, conforme visualizado na figura 25, de modo a calcular o valor estimado de dose de radiação. Neste contexto, convém referir que:

- Caso o utilizador seleccione no campo “Região Anatómica” a opção “Coluna Lombar”, no campo “Incidência(s)” apenas poderá seleccionar as opções “Frente” e “Perfil”. O utilizador poderá seleccionar apenas uma das opções (“Frente” ou “Perfil”) ou então as duas, simultaneamente. Caso seleccione apenas uma, efetuará somente o cálculo para a opção selecionada. Se seleccionar as duas, simultaneamente, efetuará o cálculo para as duas opções selecionadas.

- Caso o utilizador selecione no campo “Região Anatômica” a opção “Tórax”, no campo “Incidência(s)” apenas poderá selecionar a opção “PA”, em virtude deste estudo, nos exames de radiografia do tórax, ter incidido unicamente nos dados dos exames realizados na incidência PA.
- O campo “DFoRi” apenas deve admitir valores expressos em centímetros (cm) e que se encontrem dentro do seguinte intervalo: [100; 200] cm.
- Caso pretenda, o utilizador poderá ainda limpar os campos preenchidos de dados do exame, clicando em “Limpar”.

Após todos os campos referentes aos dados do paciente e do exame estarem, devidamente, preenchidos, o utilizador deve poder clicar em “Calcular por Grupo de Peso” ou em “Calcular por Grupo de IMC”, de forma a calcular o valor estimado por grupo de peso ou de IMC, respetivamente.

Após clicar em calcular, os resultados devem ser apresentados. Quando os resultados são apresentados apenas devem aparecer preenchidos os campos “Região Anatômica”, “Incidência selecionada”, “kV (médio)”, “Valor de DAP (estimado)” e “Valor de ESD (estimado)”. Neste âmbito, tendo em consideração a recolha de dados efetuada neste estudo, convém referir que:

- Quando no campo “Região Anatômica” aparece a indicação “Coluna Lombar”, apenas deve aparecer preenchido o campo “Valor de DAP (estimado)”.
- Quando no campo “Região Anatômica” aparece a indicação “Tórax”, devem aparecer preenchidos os campos “Valor de DAP (estimado)” e “Valor de ESD (estimado)”.

Os campos “Valor de DAP (obtido)” e “Valor de ESD (obtido)” têm como principal função permitir ao utilizador, caso o mesmo pretenda e tenha essa possibilidade, o registo do valor de DAP e/ou de ESD realmente obtido durante a exposição radiológica.

O botão “Guardar Dados” deve possibilitar que o utilizador guarde os resultados obtidos. Sendo assim, ao clicar em “Guardar Dados”, e de forma a cumprir o requisito

funcional RF10 descrito na secção “5.5. Definição de Requisitos do Sistema de Informação”, o SI deve guardar:

- A data de realização do cálculo no formato ‘dd/mm/aaaa’, juntamente com a hora em que os resultados foram guardados no formato ‘hh:mm:ss’.
- Os dados do paciente e do exame utilizados no respetivo cálculo.
- Os resultados do cálculo efetuado (região anatómica, valor médio de kV, valor de DAP e/ou de ESD, estimado, e valor de DAP ou de ESD, realmente obtido) para a respetiva incidência selecionada.

The image shows a web application interface for calculating radiological exposure parameters. The title is "Cálculo dos Parâmetros". The interface is divided into several sections:

- Header:** "Sistema de Informação de determinação de parâmetros de exposição radiológicos".
- Left Sidebar:**
 - Logotipo / Imagem
 - Login: Olá Utilizador! with links for "Editar Dados Pessoais" and "Terminar Sessão".
- Main Content Area:**
 - Dados do Paciente:** Fields for "Processo ID" (2390), "Nome" (Nome do Paciente), "Género" (Masculino), "Data de Nascimento" (dd/mm/aaaa), "Peso (kg)" (75), "Altura (m)" (1,75), and "IMC" (24,5). Includes "Grupo por Peso" and "Grupo por IMC" fields, and an "Alterar Dados" button.
 - Dados do Exame:**
 - "Região Anatómica" dropdown (Coluna Lombar, Tórax).
 - "Incidência(s)" checkboxes (Frente, Perfil, PA).
 - "Tipo de Sistema de Aquisição" dropdown (RC, RD).
 - "Filtro" dropdown (Escolher Filtro).
 - "Câmaras de Ionização" dropdown (Laterais, Central).
 - "DFoRi (cm)" field and "Limpar" button.
 - Buttons: "Calcular por Grupo de Peso" and "Calcular por Grupo de IMC".
 - Resultados:**
 - "Região Anatómica" dropdown (Mostrar Região Anatómica selecionada).
 - Fields for "Incidência selecionada", "kV (médio)", "Valor de DAP (obtido)", "Valor de DAP (estimado)", "Valor de ESD (obtido)", and "Valor de ESD (estimado)".
 - "Guardar Dados" button.

created with Balsamiq Mockups - www.balsamiq.com

Figura 25 – Cálculo dos Parâmetros

5.6.3. Modelo Físico do Sistema de Informação

O SI a desenvolver deve utilizar como Sistema de Gestão de Base de Dados (SGBD) o *Microsoft SQL Server*, pois trata-se de um SGBD seguro, com uma enorme

escalabilidade e desempenho, que oferece muitas vantagens e benefícios. Por exemplo, relativamente ao Oracle, o *Microsoft SQL Server* inclui importantes recursos relacionados a base de dados, sem a necessidade de comprar recursos ou produtos adicionais, como ferramentas de alta disponibilidade, compactação de dados, entre outras (Mistry et al., 2012).

A base de dados do SI a desenvolver deve possuir 8 tabelas com a estrutura e o relacionamento que se apresenta na figura 26. As 8 tabelas devem ser:

- Paciente (proveniente da plataforma RIS).
- Medidas Antropométricas.
- Paciente_Exame.
- Exame.
- Sistema de Aquisição.
- Incidência.
- Câmara de Ionização.
- Utilizador.

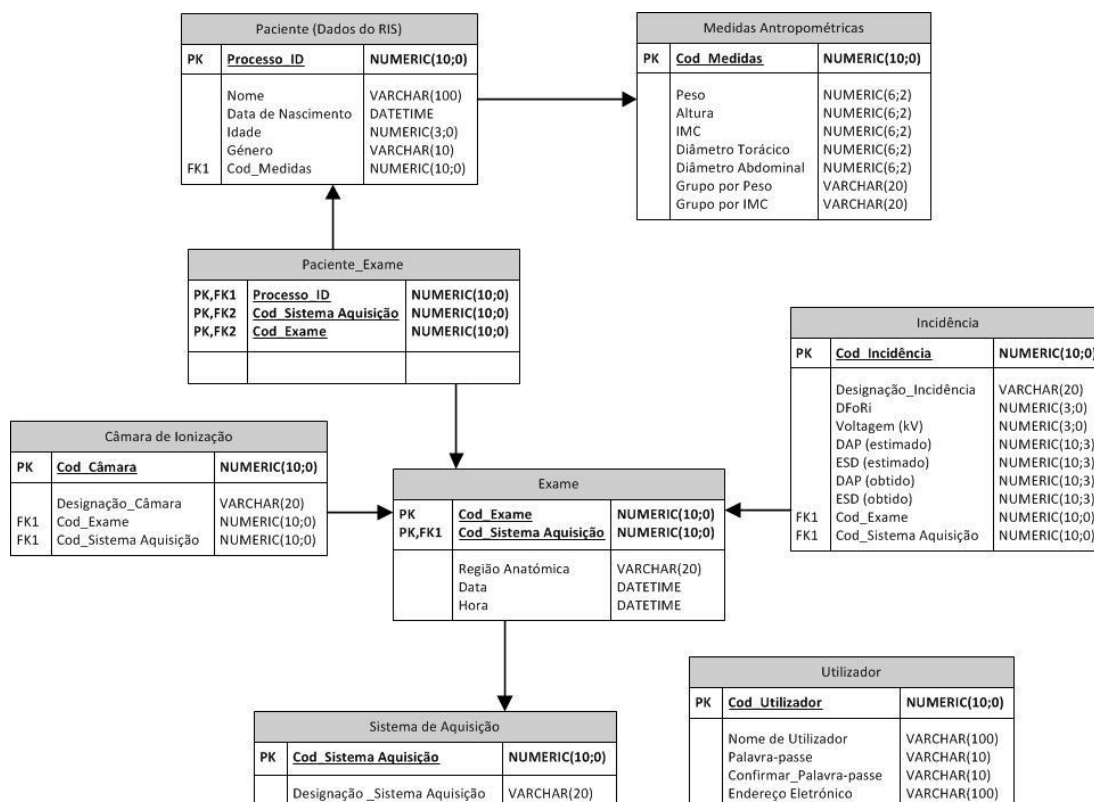


Figura 26 – Modelo Físico da base de dados do SI

5.7. Avaliação do Desenho do Sistema de Informação

A avaliação do desenho do SI foi realizada com base num questionário² (anexo 2) efetuado a sete Técnicos de Radiologia com cerca de 10 anos de experiência profissional e detentores do grau académico de Mestre.

O questionário em consideração foi elaborado no *Google Docs* com nove questões. As primeiras sete questões foram construídas com base numa escala de *Likert* de 6 níveis, onde o 1 correspondia a *Discordo Totalmente* e o 6 correspondia a *Concordo Totalmente* e as duas últimas questões eram de resposta aberta, permitindo ao inquirido indicar observações e sugestões relacionadas com o SI a desenvolver.

A utilização do *Google Docs* permitiu a disponibilização *on-line* do questionário, o que agilizou o processo de avaliação do desenho do SI.

Convém referir que, os participantes no questionário tiveram acesso a uma apresentação detalhada das características e funcionalidades do desenho do SI em consideração, antes de procederem ao preenchimento do referido questionário. Essa apresentação foi elaborada com base na secção “5.6.2. Apresentação Gráfica do Sistema de Informação” e enviada, individualmente, por endereço eletrónico a cada um dos participantes.

² Disponível em:

<https://docs.google.com/spreadsheets/viewform?formkey=dF9UT0lhMFVNRmFiaXFqNldnZU54aUE6MQ>

6. RESULTADOS

Os resultados referentes ao trabalho de campo efetuado antes da definição dos requisitos do SI a desenvolver, foram apresentados na secção “5.3. Análise dos Dados Recolhidos”. Na presente secção, são analisados e apresentados os resultados referentes à avaliação do desenho do SI.

Na tabela 9 é possível visualizar a avaliação dos participantes relativamente às sete primeiras questões consideradas no questionário utilizado para o efeito.

Questão	Escala de <i>Likert</i>					
	Discordo Totalmente --- Concordo Totalmente					
	1	2	3	4	5	6
1. O processo de cálculo dos parâmetros de exposição radiológicos é intuitivo?	0	0	0	3	2	2
2. A execução de cada uma das etapas que envolvem o processo de cálculo dos parâmetros de exposição radiológicos é intuitiva?	0	0	0	3	2	2
3. De um modo geral, considera que o desenho do Sistema de Informação é intuitivo e apelativo?	0	0	1	2	4	0
4. De um modo geral, considera que no desenho do Sistema de Informação, as variáveis necessárias para o cálculo dos parâmetros de exposição foram contempladas?	0	0	1	3	2	1
5. Considera que o Sistema de Informação poderá ser útil no exercício da sua atividade profissional enquanto Técnico de Radiologia?	0	0	0	2	1	4
6. Considera que o Sistema de Informação poderá ser útil no apoio à decisão do Técnico de Radiologia na seleção de parâmetros de exposição antes da realização do exame radiológico?	0	0	0	2	1	4
7. Aceitaria a opinião do sistema e mudaria os parâmetros que selecionou na consola do equipamento de forma a estar em concordância com a sugestão do sistema?	0	0	2	1	2	2

Tabela 9 – Avaliação do desenho do SI a desenvolver (primeiras sete questões)

De um modo geral, a avaliação é boa, dado que existe uma tendência de resposta para os valores mais elevados da escala (4, 5 e 6). A maioria dos participantes envolvidos no processo de avaliação do desenho do SI a desenvolver, concorda que o desenho do SI é intuitivo e apelativo. Com efeito, 57% das respostas encontram-se nos níveis 5 e 6 da

escala. Cerca de 86% dos participantes concordam que no desenho do SI foram contempladas as variáveis necessárias para o cálculo dos parâmetros de exposição, sendo que 43% apresentam respostas nos níveis 5 e 6 da escala.

Destaca-se que 57% dos participantes concordam totalmente (nível 6 da escala) que o SI a desenvolver poderá ser útil no exercício da sua atividade profissional enquanto Técnico de Radiologia e também poderá ser útil no apoio à decisão do Técnico de Radiologia na seleção de parâmetros de exposição antes da realização do exame radiológico. Para além disso, existe uma percentagem de 71% de respostas nos níveis 5 e 6 da escala para cada uma destas situações.

No que concerne à aceitação da opinião do sistema e alteração dos parâmetros selecionados na consola de forma a estar em concordância com a sugestão do SI, verifica-se que apesar de 57% das respostas se encontrarem nos níveis 5 e 6 da escala, as mesmas se distribuem um pouco mais ao longo dos restantes níveis da escala.

No que diz respeito às duas últimas questões de resposta aberta (questões 8 e 9), na questão 8 foi solicitado que indicassem quais as mais valias que este sistema poderia trazer para a sua atividade profissional e na questão 9 era pedido que indicassem quais as melhorias a efetuar ao sistema.

No que diz respeito à questão 8, destaca-se a referência da melhoria da qualidade técnica dos exames em todos os parâmetros e a referência que, caso o SI seja testado e validado, seria uma mais valia para os Técnicos de Radiologia, dado que em Portugal a maioria dos equipamentos de radiologia geral são equipamentos de aquisição RC, os quais, maioritariamente não são dotados de câmaras de ionização à saída da ampola, não permitindo a existência de *feedback* do valor de dose de exposição. Face ao exposto, seria uma ferramenta importantíssima na temática da otimização da dose de exposição.

Relativamente à questão 9, destaca-se a sugestão de que o SI deveria também guardar os dados (parâmetros de exposição, valor de DAP e de ESD) de cada exame e anexá-los à ficha do paciente no PACS, para posterior visualização.

7. DISCUSSÃO

Com base nos resultados obtidos no processo de avaliação do desenho do SI a desenvolver considera-se que o mesmo cumpre os requisitos pré-definidos, possuindo uma interface intuitiva e apelativa e contemplando as variáveis necessárias para o cálculo dos parâmetros de exposição. Com efeito, a maioria dos participantes no processo de avaliação respondeu de forma concordante com as questões colocadas.

Apesar de nesta avaliação terem participado apenas sete Técnicos de Radiologia a mesma pode ser considerada viável, pois não são necessários muitos participantes para empreender uma avaliação e estima-se que cerca de cinco participantes são frequentemente suficientes (Mupueleque, 2011).

Fazendo uma comparação das características do SI a desenvolver com os sistemas existentes para o cálculo de dose em pacientes, os quais têm como base o processo de simulação de Monte Carlo, é de referir que os mesmos apenas permitem estimar a dose aplicada a um determinado órgão e não a dose de exposição do paciente para um determinado exame.

Em contrapartida, o SI em consideração neste estudo, permite determinar a dose de exposição do paciente para exames de radiologia geral da coluna lombar e do tórax, permitindo a comparação com os valores de referência existentes, sendo um auxílio para o Técnico de Radiologia na seleção de parâmetros de exposição.

Além disso, dado que a maioria dos equipamentos de radiologia geral são equipamentos de aquisição RC, os quais, maioritariamente não são dotados de câmaras de ionização à saída da ampola, não facultando a existência de *feedback* do valor de dose de exposição (Reiner et al., 2005), o SI a desenvolver ao estimar um valor de dose de exposição permitiria compensar este facto.

Uma das limitações do SI a desenvolver prende-se com o facto do mesmo apenas estar desenhado para exames de radiologia geral da coluna lombar e do tórax. Além disso, para os exames de radiologia geral da coluna lombar apenas está contemplada a utilização de um equipamento de radiodiagnóstico de aquisição RC e para os exames

de radiologia geral do tórax apenas está contemplada a utilização de um equipamento de radiodiagnóstico de aquisição RD.

Estas limitações podem ser justificadas, pelo facto do intervalo de tempo disponível para a recolha de dados ter sido reduzido, o que apenas permitiu que os dados dos exames de radiologia geral da coluna lombar fossem recolhidos num equipamento de radiodiagnóstico de aquisição RC de uma instituição e os dados relativos a radiografias do tórax tenham sido recolhidos num equipamento de aquisição RD de uma outra instituição.

A informação apresentada pelo sistema deve ser considerada como um apoio na seleção dos parâmetros de exposição, pois o valor estimado de dose fornecido pelo sistema, poderá ter algum erro associado, devido a todas as variáveis inerentes à exposição do paciente e à possibilidade da existência de patologia.

Como trabalhos futuros sugere-se a continuidade deste trabalho de acordo com as restantes fases do Modelo em Cascata (codificação, implantação e testes e manutenção), de forma a tornar o SI operacional. Propõe-se também, que na implementação do SI os dados (parâmetros de exposição, valor de DAP e de ESD) de cada exame sejam guardados e anexados à ficha do paciente no PACS, para posterior visualização.

Sugere-se também, a generalização do SI para outros exames de radiologia geral, aumentando na recolha de dados o tamanho da amostra e o número de instituições participantes e que, para cada exame, seja efetuada a recolha de dados em equipamentos de radiologia geral com sistemas de RC e RD.

8. CONCLUSÃO

Através do trabalho de campo realizado e consequente análise dos dados recolhidos foi possível concluir que o peso e o IMC revelaram uma forte correlação com os valores de dose, sendo por isso essenciais para o cálculo de uma estimativa do valor de dose de radiação a utilizar nos exames de radiologia geral da coluna lombar e do tórax.

Sendo assim, na elaboração do desenho do SI a desenvolver, estas duas variáveis foram tidas em consideração de forma a facultar ao utilizador a possibilidade de optar pela utilização de ambas ou de uma delas para estimar o valor de exposição para cada um dos exames em estudo.

A avaliação do desenho do SI por parte dos Técnicos de Radiologia que participaram no processo de avaliação foi consideravelmente positiva, respeitando o mesmo as necessidades dos utilizadores a nível de requisitos funcionais e não funcionais do sistema. O SI foi considerado útil e uma mais valia no apoio à decisão do Técnico de Radiologia na seleção de parâmetros de exposição antes da realização de um exame radiológico, sendo que a maioria refere que aceitaria a opinião do SI e alterava os parâmetros de exposição selecionados de forma a estar em concordância com a sugestão do SI.

Pode concluir-se que o SI em consideração seria uma mais valia na otimização da dose de exposição, melhorando a prestação de cuidados de saúde.

Conclui-se que todos os objetivos propostos no delinear deste trabalho foram alcançados, estando reunidas todas as condições necessárias do desenho do SI para a passagem à fase de codificação do Modelo em Cascata.

REFERÊNCIAS

Abran, A. et al. (2004). *SWEBOK – Guide to the Software Engineering Body of Knowledge*. California: IEEE Computer Society.

ACR, (2007). *ACR–AAPM–SIIM Practice Guideline for Digital Radiography*. American College of Radiology Practice Guideline. Disponível em: <http://www.acr.org/~/media/3E08C87AD6E6498D9E19769E5E5E390D.pdf>. Consultado em Junho de 2012.

ACR, (2008). *ACR Practice Guideline for Diagnostic Reference Levels in Medical X-Ray Imaging*. *The American College of Radiology*, 1-6.

Agostinho, J. (2011). *Radiologia – Aspectos Técnicos*. Física das Radiações. Imagiologia. Disponível em: <http://molar.crb.ucp.pt/cursos/1%C2%BA%20e%202%C2%BA%20Ciclos%20%20Lics%20e%20Lics%20com%20Mests/CBM/3%C2%BAANO/1%C2%BASEM/31-CBMImag/Imagio%20%203%C2%AA%20e%204%C2%AA%20aulas%20LCB%2011.12.pdf>. Consultado em Setembro de 2012.

Akhdar, H. (2007). *Assessment of Entrance Skin Dose and Effective Dose of Some Routine X-ray Examinations Using Calculation Technique*. College of Science, Physics and Astronomy Department, King Saud University. Disponível em: <http://cpsfiles.imamu.edu.sa/ar/documents/hanan%20akhdar%20msc.pdf?title=hanan%20akhdar%20msc%20thesis>. Consultado em Agosto de 2012.

April, A. et al. (2005). Software Maintenance Maturity Model (SMmm): the software maintenance process model: Research Articles. *Journal of Software Maintenance and Evolution: Research and Practice*. 3 : Vol. 17, pp. 197-223.

Boehm, B. W. (1988). A Spiral Model of Software Development and Enhancement. *IEEE Computer*, 21: 61-72.

Boochever, S. S. (2004). HIS/RIS/PACS integration: getting to the gold standard. *Radiol Manage* 26/3: 16-24.

- Branstetter, B. F. (2007). *Basics of Imaging Informatics: Part 2*. Radiology: RSNA 244/1: 78-84. Disponível em: <http://radiology.rsna.org/content/244/1/78.full.pdf+html>. Consultado em Agosto de 2012.
- Brito, I. (2008). *Aspect-Oriented Requirements Analysis*. Lisboa: Faculdade de Ciência e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.
- Busch, H. P. (2004). *Image Quality and Dose Management for Digital Radiography. DIMOND III Final Report*. Brüderkrankehaus Trier: European Commission.
- Campbell, J. (2007). *Picturing Programs*. Toronto: University of Toronto.
- Cardim, M. (2007). *O Processo de Manutenção de Software num Contexto de Full-Outsourcing*. Lisboa: Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa.
- Carlsson, S. (2005). Developing Information Systems Design Knowledge: A Critical Realist Perspective. *The Electronic Journal of Business Research Methodology* 3/2: 93-102.
- Chida, K. et al. (2006). *Relationship Between Fluoroscopic Time, Dose–Area Product, BodyWeight, and Maximum Radiation Skin Dose in Cardiac Interventional Procedures*. American Journal of Roentgenology; 186: 774–778. Disponível em: <http://www.ajronline.org/content/186/3/774.full.pdf>. Consultado em Julho de 2012.
- Clark, J. O. (2009). *System of Systems Engineering and Family of Systems Engineering From a Standards, V-Model, and Dual-V Model Perspective*. Information Systems Sector of Northrop Grumman, Warfare Systems Engineering Department, Virginia Beach, Virginia. Disponível em: <http://sstc-online.org/2009/pdfs/JOC2249a.pdf>. Consultado em Agosto de 2012.
- Coiera, E. (2003). *Guide to health informatics*. London: Hogder Arnold.
- Cook, S. et al. (2006). *Information System Evolvability, Feedback and Pattern Languages*. School of Systems Engineering, University of Reading, United Kingdom.
- Correa, S. C. (2009). *Otimização da dose e da imagem radiográfica digital de tórax usando modelagem computacional*. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE.

Decreto-Lei n.º 180/2002, (2002). *Diário da República Eletrónico*. Disponível em: <http://www.dre.pt/pdf1s/2002/08/182A00/57075745.pdf>. Consultado em Abril de 2012.

Dias, T. G. (2008). *Projecto de Sistemas de Informação*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Disponível em: http://paginas.fe.up.pt/~sibd/SIfiles/slides_teoricas/Aula01_PSI.pdf. Consultado em Agosto de 2012.

Duane, S. (2011). *The use of dose area product in beam quality specification for IMRT dosimetry*. Conference on Advanced Metrology for Cancer Therapy, National Physical Laboratory. Disponível em: http://www.ptb.de/CAMCT/vortrag/part_09/part0902.pdf. Consultado em Julho de 2012.

Eikefjord, E. et al. (2007). *Comparison of Effective Radiation Doses in Patients Undergoing Unenhanced MDCT and Excretory Urography for Acute Flank Pain*. American Journal of Roentgenology; 188: 934-939. Disponível em: <http://www.ajronline.org/content/188/4/934.full.pdf+html>. Consultado em Agosto de 2012.

Engel-Hills, P. (2006). *Radiation protection in medical imaging*. Radiography; 12: 153-160. Disponível em: [http://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174\(05\)00066-0/abstract](http://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174(05)00066-0/abstract). Consultado em Maio de 2012.

EUR16260, (1996). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Report EUR 16260. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities. Disponível em: <ftp://ftp.cordis.lu/pub/fp5-euratom/docs/eur16260.pdf>. Consultado em Abril de 2012.

European Commission, (2000). *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. EUR 16262 EN. Luxembourg, Office for Official Publications of the European Communities.

Farrier, M. et al. (2008). *Digital Radiography: Discover the advances in X-ray image sensors for digital radiography*. Rad-icon Imaging Corp. Disponível em: <http://www.rad-icon.com/pdf/DigitalRadiographyRevealed.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

Felício, C. (2009). *Adaptabilidade dos Profissionais de Radiologia às Novas Tecnologias*. Vila Real: Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.

Ferreira, A. (2009). *Protecção Radiológica do Serviço de Radiologia do Hospital de Faro E.P.E.* Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade do Algarve. Disponível em: https://sapientia.ualg.pt/bitstream/10400.1/593/1/Tese_Mestrado%20Imagiologia%20Medica_II.pdf. Consultado em Setembro de 2012.

Fogal, B. (2005). *Electronic Transport Properties of Stabilized Amorphous Selenium X-ray Photoconductors*. Department of Electrical Engineering, University of Saskatchewan, Saskatchewan. Disponível em: <http://library.usask.ca/theses/available/etd-03162005-170229/unrestricted/FogalThesisMarch2005.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

Geijer, H. et al. (2009). Optimizing the tube potential for lumbar spine radiography with a flat-panel digital detector. *The British Journal of Radiology*; 82: 62–68.

Gray, J. et al. (2005). *Reference Values for Diagnostic Radiology: Application and Impact*. *Radiology*; 235: 354-358. Disponível em: <http://radiology.rsna.org/content/235/2/354.full.pdf+html>. Consultado em Julho de 2012.

Guerra, H. (2008). *Engenharia de Software: Processos de software*. Departamento de Matemática, Universidade dos Açores. Disponível em: <http://www.hguerra.uac.pt/Teaching0809/es0809/ES0809ProcessosSoftware2p.pdf>. Consultado em Agosto de 2012.

Gupta, C. et al. (2010). Dependency based Process Model for Impact Analysis: A Requirement Engineering Perspective. *International Journal of Computer Applications*, Volume 6; N.º 6, 28-33.

IAEA, (2004). *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography*. International Atomic Energy Agency. Disponível em: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1423_web.pdf. Consultado em Maio de 2012.

IAEA, (2007). *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. Technical Reports Series No. 457. International Atomic Energy Agency. Disponível em:

http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf. Consultado em Julho de 2012.

ICRP 103, (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Disponível em: [http://www.icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37\(2-4\)-Free_extract.pdf](http://www.icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37(2-4)-Free_extract.pdf). Consultado em Abril de 2012.

ICRP, (2006). *Draft Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. International Commission on Radiological Protection. Disponível em: http://www.icrp.org/docs/ICRP_Recs_02_276_06_web_cons_5_June.pdf. Consultado em Abril de 2012.

ICRP, (2007). *Radiological Protection in Medicine*. International Commission on Radiological Protection. Disponível em: http://www.icrp.org/docs/Radiol_prot_in_medicine_ICRP_draft_12_Jan_2007.pdf. Consultado em Abril de 2012.

ICRP 60, (1991). *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60.

Kasap, S. et al. (2011). *Amorphous and Polycrystalline Photoconductors for Direct Conversion Flat Panel X-Ray Image Sensors*. *Sensors*; 11: 5112-5157. Disponível em: <http://www.mdpi.com/1424-8220/11/5/5112/pdf>. Consultado em Julho de 2012.

Kim, H. et al. (2008). *On the Development of Digital Radiography Detectors: A Review*. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*; Vol. 9, No. 4, pp. 86-100. Disponível em: <http://www.imaging.robarts.ca/~icunning/SiteResources/publications/2008%20ijpem%2009-86%20Kim%20Review.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

Körner, M. et al. (2007). *Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview*. *RadioGraphics*; 27: 675–686. Disponível em: <http://radiographics.rsna.org/content/27/3/675.full.pdf>. Consultado em Maio de 2012.

Lança, L. et al. (2008). Digital radiography detectors – A technical overview: Part 1. *Radiography*. 15(1): 58-62.

- Lança, L. J. (2011). *A imagem radiológica em sistemas de radiografia digital: estudo do efeito dos parâmetros técnicos de exposição na qualidade diagnóstica e na optimização de dose*. Universidade de Aveiro. Disponível em: <http://ria.ua.pt/handle/10773/3950>. Consultado em Abril de 2012.
- Laudon, K. et al. (2006). *Management information systems: managing the digital firm*. Upper Saddle River: Prentice-Hall, Inc.
- Lima, J. J. (2005). *Técnicas de Diagnóstico com Raios-X: Aspectos Físicos e Biofísicos*. Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra.
- Lopes, F. et al. (2009). *Desenvolvimento de Sistemas de Informação*. Lisboa: FCA - Editora de Informática.
- Macedo, P. et al. (2006). *Modelos de Desenvolvimento de Software*. Escola Superior de Tecnologia de Setúbal. Disponível em: http://ltodi.est.ips.pt/es/index_files/pdf/Aula%20Modelos%20de%20Desenvolvimento_2006.pdf. Consultado em Agosto de 2012.
- Martin, C. J. et al. (2007). *Optimisation in general radiography*. Biomedical Imaging and Intervention Journal. Disponível em: <http://www.biiij.org/2007/2/e18/e18.pdf>. Consultado em Julho de 2012.
- Mead, N. R. et al. (2005). *Security Quality Requirements Engineering (SQUARE) Methodology*. Pittsburgh: Networked Systems Survivability Program. Carnegie Mellon Software Engineering Institute.
- Medeiros, J. (2009). *Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computorizada: Optimização dos protocolos de crânio*. Coimbra: Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.
- Mistry, R. et al. (2012). *Introducing Microsoft SQL Server 2012*. Washington: Microsoft Press.
- MIT, (2007). *X-Ray Physics*. Department of Physics. Disponível em: <http://web.mit.edu/8.13/www/JLEperiments/JLExp31.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

Morrison, T. I. (2007). *Production of X-rays*. ACA Summer School. Illinois Institute of Technology. Disponível em: <http://acaschool.iit.edu/lectures07/MorrisonXray07.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

Munassar, N. M. et al. (2010). *A Comparison Between Five Models Of Software Engineering*. IJCSI International Journal of Computer Science Issues; Vol. 7, Issue 5. Disponível em: <http://www.ijcsi.org/papers/7-5-94-101.pdf>. Consultado em Agosto de 2012.

Mupueleque, M. (2011). *Tecnologias de Informação no Serviço de Saúde: Concepção e Implementação de um Sistema de Registo Materno-infantil Baseado em Tecnologias Web*. Porto: Faculdade de Medicina da Universidade do Porto.

Nikl, M. (2006). *Scintillation detectors for x-rays*. Measurement Science and Technology; 17: 37–54. Disponível em: http://www.engin.umich.edu/class/ners580/ners-bioe_481/lectures/pdfs/2006APR-MST_Nikl-scintDet.pdf. Consultado em Julho de 2012.

Nishikawa, R. M. (2002). *The Fundamentals of MTF, Wiener Spectra, and DQE*. Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research Department of Radiology, The University of Chicago. Disponível em: <http://www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2798-87374.pdf>. Consultado em Abril de 2012.

Nyathi, T. et al. (2009). *A survey of digital radiography practice in four South African teaching hospitals: an illuminative study*. Biomedical Imaging and Intervention Journal. Disponível em: <http://www.bij.org/2010/1/e5/e5.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

O'Brien, J. et al. (2008). *Management information systems*. Boston: McGraw-Hill/Irwin.

Pestana, M. et al. (2008). *Análise de Dados para Ciências Sociais - A Complementaridade do SPSS*. Lisboa: Edições Sílabo.

Pilone, D. et al. (2005). *UML 2.0 in a Nutshell: A Desktop Quick Reference*. Gravenstein Highway North, Sebastopol, California: O'Reilly Media, Inc.

Pinto, A. (2006). *Ensino da Física das Radiações através de Experiências Simples*. Departamento de Física, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa. Disponível

em: http://www.lip.pt/~luis/teses/Ana_Pinto_tese.pdf. Consultado em Setembro de 2012.

Pisco, J. M. (2009). *Imagiologia Básica – Texto e Atlas* (2ª ed.). Lisboa: Lidel.

Pressman, R. S. (2009). *Software Engineering: A Practitioner's Approach* (7.ª ed.). Nova Iorque: McGraw-Hill.

Radiologists, (2008). *Radiology Information Systems*. The Royal College of Radiologists. Disponível em: http://www.rcr.ac.uk/docs/radiology/pdf/IT_guidance_RISApr08.pdf. Consultado em Agosto de 2012.

Ranger, N. et al. (2007). *Assessment of Detective Quantum Efficiency: Intercomparison of a Recently Introduced International Standard with Prior Methods*. *Radiology*; 243(3): 785–795. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2464291/pdf/nihms50511.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

Reiner, B. I. et al. (2005). Multi-institutional Analysis of Computed and Direct Radiography Part II. Economic Analysis. *Radiology*; 236: 420–426.

Samei, E. et al. (2008). *Detector or System? Extending the Concept of Detective Quantum Efficiency to Characterize the Performance of Digital Radiographic Imaging Systems*. *Radiology*; 249: 926-937. Disponível em: <http://radiology.rsna.org/content/249/3/926.full.pdf+html>. Consultado em Julho de 2012.

Santos, J. (2008). *Diagnóstico assistido por computador em Mamografia*. Departamento de Electrónica e Telecomunicações, Secção Autónoma de Ciências da Saúde, Departamento de Engenharia Cerâmica e do Vidro da Universidade de Aveiro. Disponível em: <http://biblioteca.sinbad.ua.pt/teses/2009000530>. Consultado em Abril de 2012.

Schad, L. (2008). *Physics of Imaging Systems Basic Principles of X-Ray Diagnostic I*. Faculty of Medicine Mannheim, University of Heidelberg, Germany. Disponível em: http://www.umm.uni-heidelberg.de/inst/cbtm/ckm/lehre/techniquesofimagingssystem/s/2_medphys_roen_1_2sw.pdf. Consultado em Julho de 2012.

Schauer, D. A. et al. (2009). *National Council on Radiation Protection and Measurements Report Shows Substantial Medical Exposure Increase*. *Radiology*; 253: 293–296. Disponível em: <http://radiology.rsna.org/content/253/2/293.full.pdf>. Consultado em Novembro de 2012.

Seibert, J. et al. (2005). *X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation*. Department of Radiology, University of California Davis, Sacramento, California. Disponível em: http://www.oucom.ohiou.edu/ou-microct/Downloads/2005_Seibert_X-ray_imaging_2.pdf. Consultado em Julho de 2012.

Seibert, J. (2006). *Flat-panel detectors: how much better are they?* National Center for Biotechnology Information. *Pediatric Radiology*; 36 (Suppl 2): 173–181. Disponível em: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2663651/pdf/247_2006_Article_208.pdf. Consultado em Julho de 2012.

Sharma, P. (2004). *Software Engineering*. New Delhi : APH Publishing Corporation.

Shetty, C. et al. (2011). *Computed Radiography Image Artifacts*. *American Journal of Roentgenology*; 196: 37–47. Disponível em: <http://www.ajronline.org/content/196/1/W37.full.pdf+html>. Consultado em Julho de 2012.

Silva, A. et al. (2005). *UML Metodologias e Ferramentas CASE (2.ª ed.)*. Vila Nova de Famalicão: Centro Atlântico.

Silva, M. I. (2008). *Caracterização Física de um sistema de imagem por PET/TC*. Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa. Disponível em: <https://dspace.ist.utl.pt/bitstream/2295/220673/1/Dissertacao.pdf>. Consultado em Abril de 2012.

Sommerville, I. (2007). *Software Engineering*. Harlow: Addison-Wesley.

Spahn, M. (2005). *Flat detectors and their clinical applications*. *European Radiology*; 15: 1934–1947. Disponível em: <http://www.fisica.unisa.it/antonio.dibartolomeo/Materiale%20didattico%20Medical%20Imaging/Articoli/Flat%20Detector%20and%20Their%20Application.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

Stair, R. et al. (2008). *Principles of information systems: a managerial approach*. Boston: Thomson Course Technology.

Stair, R. et al. (2011). *Principles of Information Systems* (10.^a ed.). Boston: Course Technology, Cengage Learning.

Stratis, A. et al. (2009). *Patient Dose in Cardiac Radiology*. Hellenic Journal of Cardiology; 50: 17-25. Disponível em: http://www.hellenicjcardiol.org/archive/full_text/2009/1/2009_1_17.pdf. Consultado em Julho de 2012.

Tapiovaara, M. et al. (2008). *PCXMC: A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations*. STUK - Radiation and Nuclear Safety Authority. Disponível em: http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/_files/80742749008363923/default/stuk-a231.pdf. Consultado em Agosto de 2012.

Teles, P. et al. (2012). *Relatório sobre os resultados do projecto Dose Datamed 2 Portugal*. Instituto Superior Técnico/Instituto Tecnológico e Nuclear.

Turner, J. E. (2007). *Atoms, Radiation, and Radiation Protection* (3^a ed.). Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.

Vaño, E. et al. (2007). *Transition from Screen-Film to Digital Radiography: Evolution of Patient Radiation Doses at Projection Radiography*. Radiology, Radiological Society of North America (RSNA). Disponível em: <http://radiology.rsna.org/content/243/2/461.full.pdf>. Consultado em Abril de 2012.

Whitten, J. et al. (2004). *Systems analysis and design methods*. New York: McGraw-Hill/Irwin.

WHO, (2008). *Health Information Systems*. World Health Organization. Disponível em: http://www.who.int/healthinfo/statistics/toolkit_hss/EN_PDF_Toolkit_HSS_InformationSystems.pdf. Consultado em Junho de 2012.

Willis, C. E. (2008). *Digital radiography: CR versus DR? Sometimes recognizing the distinction in technologies makes a difference*. Applied Radiology. Disponível em: http://www.appliedradiology.com/uploadedfiles/Issues/2008/01/Articles/AR_01-08_Willis.pdf. Consultado em Julho de 2012.

Wirth, S. et al. (2009). *Imaging Performance with Different Doses in Skeletal Radiography: Comparison of a Needle-structured and a Conventional Storage Phosphor System with a Flat-Panel Detector*. Radiology, Radiological Society of North America (RSNA). Disponível em: <http://radiology.rsna.org/content/250/1/152.full.pdf>. Consultado em Abril de 2012.

Zscherpel, E. (2007). *Computed Radiography*. BAM Federal Institute for Materials Research and Testing. Disponível em: <http://www.ndt.net/article/imagingNDE2007/Zscherpel1.pdf>. Consultado em Julho de 2012.

ANEXOS

Anexo 1:

Tabela de Recolha de Dados

Anexo 2:

Questionário de Validação do Desenho do Sistema de Informação

Questionário de Validação do Desenho do Sistema de Informação

De modo a diminuir o erro humano do Técnico de Radiologia e a consequente exposição radiológica do paciente, no âmbito da Unidade Curricular de Projeto do curso de Mestrado em Sistemas e Tecnologias da Informação para a Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra (parceria da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra e do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra), pretende-se efetuar um estudo que visa a criação de um sistema de informação que faça uma estimativa de dose de radiação, sendo um auxílio na seleção de parâmetros de exposição, para cada paciente em exames de radiologia geral da coluna lombar, nas incidências de frente e de perfil, e do tórax, na incidência postero-anterior (PA), efetuados em equipamentos com exposimetria automática.

Com este questionário pretende-se avaliar o desenho do sistema de informação desenvolvido, pelo que se solicita a sua imprescindível colaboração neste trabalho, por meio do preenchimento do presente questionário.

O questionário é anónimo e os dados nele recolhidos serão posteriormente tratados e analisados.

Obrigado pela sua colaboração.

José Pina

1. O processo de cálculo dos parâmetros de exposição radiológicos é intuitivo?

1 2 3 4 5 6

Discordo Totalmente Concordo Totalmente

2. A execução de cada uma das etapas que envolvem o processo de cálculo dos parâmetros de exposição radiológicos é intuitiva?

<p>1 2 3 4 5 6</p> <hr/> <p>Discordo Totalmente <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Concordo Totalmente</p> <hr/>
<p>3. De um modo geral, considera que o desenho do Sistema de Informação é intuitivo e apelativo?</p> <p style="text-align: center;">1 2 3 4 5 6</p> <hr/> <p>Discordo Totalmente <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Concordo Totalmente</p> <hr/>
<p>4. De um modo geral, considera que no desenho do Sistema de Informação, as variáveis necessárias para o cálculo dos parâmetros de exposição foram contempladas?</p> <p style="text-align: center;">1 2 3 4 5 6</p> <hr/> <p>Discordo Totalmente <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Concordo Totalmente</p> <hr/>
<p>5. Considera que o Sistema de Informação poderá ser útil no exercício da sua atividade profissional enquanto Técnico de Radiologia?</p> <p style="text-align: center;">1 2 3 4 5 6</p> <hr/> <p>Discordo Totalmente <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Concordo Totalmente</p> <hr/>
<p>6. Considera que o Sistema de Informação poderá ser útil no apoio à decisão do Técnico de Radiologia na seleção de parâmetros de exposição antes da realização do exame radiológico?</p> <p style="text-align: center;">1 2 3 4 5 6</p> <hr/> <p>Discordo Totalmente <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> Concordo Totalmente</p> <hr/>

7. Aceitaria a opinião do sistema e mudaria os parâmetros que selecionou na consola do equipamento de forma a estar em concordância com a sugestão do sistema?

1 2 3 4 5 6

Discreto Totalmente Concordo Totalmente

8. Quais as mais valias que este sistema pode trazer para a sua atividade profissional?

9. Quais as melhorias a fazer ao sistema?