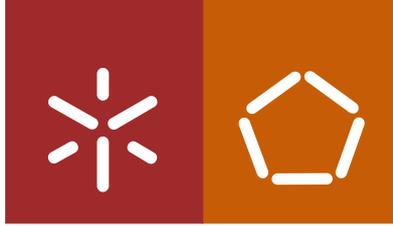




**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia

Cátia Sofia da Silva Costa

**Sistema Integrado de Detecção de  
Contaminações em Serviços de  
Medicina Nuclear**



**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia

Cátia Sofia da Silva Costa

**Sistema Integrado de Detecção de  
Contaminações em Serviços de  
Medicina Nuclear**

Dissertação de Mestrado  
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica  
Ramo de Electrónica Médica

Trabalho efetuado sob a orientação do  
**Professor Doutor Carlos Alberto Silva**  
e co-orientação da  
**Doutora Maria do Carmo Baptista**

outubro de 2014

# Declaração

**Nome:** Cátia Sofia da Silva Costa

**Endereço eletrónico:** catiassc@gmail.com

**Cartão de Cidadão:** 13747005

**Título da Dissertação:** Sistema integrado de deteção de contaminações em serviços de Medicina Nuclear

**Orientador:** Professor Doutor Carlos Alberto Silva

**Co-orientador:** Doutora Maria do Carmo Baptista

**Ano de conclusão:** 2014

**Designação do Mestrado:** Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica  
Ramo de Electrónica Médica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Universidade do Minho, \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

# Agradecimentos

Gostaria de começar por agradecer ao meu orientador, Professor Doutor Carlos Silva, todo o incentivo e apoio demonstrado. As suas orientações foram fundamentais para realização desta dissertação.

À Mestre Maria do Carmo agradeço a oportunidade de realizar a dissertação na clínica Dr. Campos Costa. Foi sem dúvida um desafio que enriqueceu o meu percurso académico. Além disso, a sua disponibilidade e motivação foram fatores importantes para atingir todos os objetivos. Aqui gostaria também de agradecer a ajuda da Eng. Margarida Prozil.

Aproveito também para agradecer a partilha de conhecimento de todos os professores que fizeram parte do meu percurso académico, tornando o curso de Engenharia Biomédica ainda mais interessante. Gostaria também de agradecer aos meus amigos e colegas que conheci durante o curso. Foi um prazer estudar e aprender ao vosso lado.

Aos meus pais, ao meu irmão e aos meus avós que sempre me incentivaram a fazer mais e melhor. O que sou hoje é resultado de todo o vosso apoio.

A todos os meus amigos, que fizeram questão de me acompanhar nos bons e maus momentos, gostaria de agradecer toda a motivação que me deram ao longo deste ano de dissertação e sempre.

Por fim, não menos importante, ao André agradeço todo o tempo, dedicação e apoio incondicional ao longo dos últimos seis anos.

A todos que foram mencionados anteriormente e a todos os outros não mencionados e que de uma maneira ou de outra me ajudaram no desenvolvimento deste projeto, os meus sinceros agradecimentos.



# Resumo

A medicina nuclear surgiu há mais de 50 anos e é, nos dias de hoje, uma especialidade médica vital para o diagnóstico e terapia de diversas doenças, incluindo o cancro. A sua utilização permite recolher informação médica que, de outra forma, estaria indisponível, requereria uma cirurgia ou um teste de diagnóstico mais caro. Contudo, a exposição descontrolada à radiação ionizante, emitida pelos materiais utilizados na medicina nuclear, pode causar várias doenças graves ao ser humano.

Para acompanhar o progresso da medicina nuclear, é necessário desenvolver tecnologias e ferramentas que permitam assegurar a segurança das pessoas expostas à radiação ionizante. Esta dissertação apresenta uma aplicação informática que permite monitorizar os níveis de radiação ionizante nos serviços da clínica Dr. Campos Costa, mais especificamente no instituto CUF.

A aplicação desenvolvida recolhe os dados das medições da radiação ionizante de 10 detetores, instalados em diversas divisões do instituto CUF. Os dados recolhidos são processados em tempo-real e apresentados numa interface gráfica. Além disso, os dados recolhidos são armazenados numa base de dados localizada no servidor da clínica Dr. Campos Costa. Por fim, a aplicação também permite visualizar dados estatísticos de um período de tempo escolhido pelo utilizador e gerar relatórios semanais.



# Abstract

The nuclear medicine began more than 50 years ago and is now a vital medical specialty for diagnostic and therapy of serious diseases, including cancer. Its utilization allows to collect medical information that otherwise would be unavailable, require a surgery or more expensive diagnostic tests. However, the exposure to high-levels of ionizing radiation, emitted by materials used in nuclear medicine, can cause many serious diseases to the human being.

In order to follow the nuclear medicine progress, it is necessary to develop technologies and tools that are capable to guarantee the security of people exposed to ionizing radiation. This dissertation presents a computer application that allows monitoring the ionizing radiation in the Dr. Campos Costa clinical services, more specifically in the CUF institute.

The developed application collects the ionizing radiation measurements from 10 detectors, installed in diverse rooms in the CUF institute. The collected data is processed in real-time and presented in a graphical interface. Moreover, the collected data is stored in a database localized in the Dr. Campos Costa clinic server. Last, the application also permits to visualize statistical data in a time interval defined by the user and generate weekly reports.



# Conteúdo

<b>Lista de Figuras</b>	<b>xv</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xvii</b>
<b>Lista de Siglas, Acrónimos e Abreviaturas</b>	<b>xix</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Medicina Nuclear . . . . .	1
1.2 Objetivos e Motivação . . . . .	2
1.3 Organização da dissertação . . . . .	3
<b>2 Radiação e Radioproteção</b>	<b>5</b>
2.1 Radiação . . . . .	5
2.2 Descoberta da radiação ionizante e sua evolução . . . . .	6
2.3 Radioatividade . . . . .	9
2.4 Tipos de radiação ionizante . . . . .	10
2.5 Interação da radiação com a matéria . . . . .	13
2.6 Efeitos biológicos . . . . .	16
2.7 Radioproteção . . . . .	18
2.8 Sumário . . . . .	20
<b>3 Dosimetria de área</b>	<b>23</b>
3.1 Grandezas e unidades usadas . . . . .	23
3.2 Limites de dose . . . . .	27
3.3 Monitorização dos locais de trabalho . . . . .	28
3.4 Detetores de radiação . . . . .	28

3.4.1	Detetores de gás . . . . .	28
3.4.2	Detetores de cintilação . . . . .	29
3.4.3	Detetores Semicondutores . . . . .	31
3.5	Plano de emergência . . . . .	32
3.6	Sumário . . . . .	33
<b>4</b>	<b><i>Alarm Dosimeter AT2327</i></b>	<b>35</b>
4.1	<i>Alarm Dosimeter</i> . . . . .	36
4.1.1	Especificações Técnicas . . . . .	37
4.2	Comunicação entre o Alarm Dosimeter e o computador . . . . .	38
4.2.1	Protocolo RS-232 . . . . .	39
4.2.2	Controlo de Fluxo do Adaptador de Interface . . . . .	45
4.2.3	Protocolo de Comunicação do <i>Alarm Dosimeter</i> . . . . .	46
4.3	Sumário . . . . .	50
<b>5</b>	<b>Análise dos Requisitos</b>	<b>51</b>
5.1	Estrutura do serviço . . . . .	51
5.2	Sistema . . . . .	53
5.3	Tecnologias . . . . .	54
5.3.1	C++ . . . . .	54
5.3.2	<i>Framework</i> gráfica Qt . . . . .	54
5.3.3	MySQL . . . . .	57
5.3.4	SQL . . . . .	57
5.3.5	ODBC . . . . .	57
5.3.6	Diagramas UML . . . . .	57
5.4	Requisitos da Aplicação . . . . .	60
5.5	Sumário . . . . .	63
<b>6</b>	<b>Implementação</b>	<b>65</b>
6.1	Organização das classes . . . . .	65
6.2	Base de dados . . . . .	70
6.3	Threads da aplicação . . . . .	71
6.4	Inicializações . . . . .	74
6.4.1	Configuração da porta série . . . . .	74

<i>CONTEÚDO</i>	xi
6.4.2 Configuração da conexão à base de dados . . . . .	75
6.5 Processamentos dos dados . . . . .	76
6.5.1 Processamento dos dados recebidos pelo <i>Alarm Dosimeter</i> AT2327 . . . . .	76
6.5.2 Processamento dos dados a guardar na base de dados . . . . .	77
6.6 Sumário . . . . .	78
<b>7 Aplicação</b>	<b>81</b>
7.1 Comunicação com o <i>Alarm Dosimeter</i> . . . . .	81
7.2 Interface gráfica . . . . .	82
7.3 Relatório Semanal . . . . .	88
7.4 Sumário . . . . .	90
<b>8 Conclusões e Trabalho Futuro</b>	<b>93</b>
8.1 Conclusões . . . . .	93
8.2 Trabalho Futuro . . . . .	94
<b>Bibliografia</b>	<b>100</b>
<b>Apêndices</b>	<b>100</b>
<b>A Comandos do Alarm Dosimeter</b>	<b>101</b>
<b>B Relatório Semanal</b>	<b>105</b>



# Lista de Figuras

2.1	Primeira radiografia de Röntgen. . . . .	7
2.2	Curva de decaimento radioativo. . . . .	10
2.3	Poder de penetração dos diferentes tipos de radiação. . . . .	12
2.4	Tipo de interação que ocorre de acordo com a energia do fóton e do número atômico da matéria. . . . .	13
2.5	(a) Dispersão de Compton. (b) Efeito fotoelétrico. . . . .	14
2.6	Radiação não-penetrante e penetrante. . . . .	15
2.7	(a) Excitação de um electrão e desexcitação. (b) Ionização. . . . .	16
2.8	Resposta física e biológica à radiação ionizante. . . . .	17
3.1	Câmara de ionização. . . . .	29
3.2	Detetor cintilador. . . . .	30
3.3	Detetor Semicondutor. . . . .	31
4.1	Componentes do <i>Alarm Dosimeter</i> . . . . .	36
4.2	Configuração básica do <i>Alarm Dosimeter</i> . . . . .	37
4.3	Intervalos das tensões e respetivos estados lógicos presentes no canal de comunicação. . . . .	40
4.4	Formato do envio de dados. . . . .	42
4.5	Conector RS-232 de 9 pinos macho e fêmea. . . . .	43
4.6	Conexão entre um dispositivo DTE e um dispositivo DCE. . . . .	44
4.7	Conexão entre dois dispositivos DTEs e dois dispositivos DCEs. . . . .	44
4.8	O (a) adaptador de interface AT940 do <i>Alarm Dosimeter</i> e (b) o seu esquemático. . . . .	45

4.9	Conexão entre o computador e o adaptador de interface do <i>Alarm Dosimeter</i> . . . . .	46
4.10	Formato do pedido e da resposta ao/do <i>Alarm Dosimeter</i> . . . . .	47
4.11	Formato do (a) pedido e (b) resposta do comando 32. . . . .	48
4.12	Formato do (a) pedido e (b) resposta do comando 3. . . . .	49
5.1	Planta do serviço de medicina nuclear do instituto CUF. . . . .	52
5.2	Sistema. . . . .	53
5.3	Mecanismo signal e slot. . . . .	55
5.4	Formato da <i>QMainWindow</i> . . . . .	56
5.5	Diagrama de casos de uso. . . . .	62
6.1	Diagrama de classes. . . . .	66
6.2	Modelo da base de dados. . . . .	70
6.3	Representação de um processo com três <i>threads</i> . . . . .	72
6.4	Diagrama de interação entre as classes <i>MainWindow</i> , <i>FirstThread</i> e a <i>ComThread</i> . . . . .	73
7.1	Sinais da comunicação entre o computador e o <i>Alarm Dosimeter</i> . . . . .	82
7.2	Interface <i>Login</i> . . . . .	82
7.3	Modo de visualização <i>Gráficos</i> da interface gráfica . . . . .	83
7.4	Módulo de estatísticas da interface com os gráficos dos níveis de radiação. . . . .	84
7.5	Modo de visualização <i>Planta</i> da interface gráfica . . . . .	85
7.6	Interface com os dados estatísticos dos níveis de radiação do detetor instalado na sala de Cardiologia, recolhidos no dia 11 de Novembro. . . . .	86
7.7	Interface (a) <i>Novo Utilizador</i> , (b) <i>Alterar Palavra-Passe</i> e (c) <i>Eliminar Utilizador</i> . . . . .	87
7.8	Interface para alterar o horário da aquisição dos dados dos detetores. . . . .	88
7.9	Primeira parte do relatório com informação sobre os níveis de radiação registados em todas as salas entre 27 de Outubro e 1 de Novembro. . . . .	89

7.10 Informação sobre os níveis de radiação registados na sala de  
injeção entre 27 de Outubro e 1 de Novembro. . . . . 90



# Lista de Tabelas

3.1	Fator de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia . . . . .	25
3.2	Fator de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia . . . . .	26
3.3	Grandezas e unidades da radiação ionizante . . . . .	33
3.4	Limites anuais de exposição à radiação . . . . .	34
4.1	Especificações técnicas do <i>Alarm Dosimeter</i> AT2327 . . . . .	38
A.1	Comandos do Alarm Dosimeter AT2327 . . . . .	101



# Lista de Siglas, Acrónimos e Abreviaturas

**BDKG** unidades de deteção de radiação gama e x. 36

**BDKN** unidades de deteção de neutrões. 36

**CPU** Unidade Central de Processamento. 39

**DCE** Data Communication Equipment. xiii, 42–44

**DTE** Data Terminal Equipment. xiii, 42–45

**EPI** Equipamento de proteção individual. 19

**ODBC** *Open Database Connectivity*. 54, 57, 63

**SGBD** Sistema de Gerenciamento de Base de Dados. 56, 57

**UA** unidade de alarme. 36, 37, 50, 52, 53

**UART** Universal Asynchronous Receiver-Transmitter. 39, 41, 42, 45

**UD** unidade de deteção. 36, 37, 47, 48, 50, 52, 53, 63

**UML** Unified Modeling Language. 57, 58, 63

**UP** unidade de processamento. 36, 37, 45, 47, 50, 52, 53



# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Medicina Nuclear

A medicina nuclear recorre a materiais com propriedades radioativas para realizar exames de diagnóstico e terapia. Ao contrário de outras tecnologias de imagiologia como a tomografia computadorizada, a ressonância magnética ou a radiologia convencional, as imagens da medicina nuclear permitem o estudo das funções dos órgãos e podem eliminar a necessidade de uma cirurgia invasiva [1].

Em medicina nuclear estuda-se o modo como o corpo reage a diferentes substâncias quando existe uma doença ou estado patológico. A substância radioativa administrada no paciente é normalmente designada por radiofármaco (radioisótopo + fármaco). Os radioisótopos são isótopos instáveis que possuem comportamento químico idêntico aos isótopos estáveis do mesmo elemento, no entanto, apresentam emissão espontânea de radiação para se tornarem estáveis [2]. O radioisótopo administrado no paciente vai integrar um processo fisiológico que ocorre no organismo. Em diagnóstico, a radiação ionizante emitida pelo paciente é medida permitindo formar imagens que mostram o funcionamento dos órgãos. Em terapia, os radioisótopos administrados tratam doenças ou diminuem a dor [3].

Na medicina nuclear, a radiação pode ser proveniente de fontes de radiação externas ou internas ao corpo. No caso do material radioativo ser

administrado no corpo do paciente, a fonte de radiação é interna. Independentemente da fonte de radiação, a exposição à radiação ionizante tem vários riscos associados. O efeito da passagem da radiação e da libertação da energia nas células pode produzir ionização e excitação dos átomos que provocam a quebra das moléculas. Como consequência, formam-se iões e radicais livres muito reativos que podem danificar a molécula de DNA do núcleo da célula. Se tal ocorrer num número elevado de células, o funcionamento do órgão, que é constituído pelas células danificadas, altera [4]. Existem efeitos biológicos que se manifestam a curto e a longo prazo. Leucemia, cancro nos ossos, pulmões e tiróide, cataratas, alteração dos cromossomas e anomalias no crescimento e desenvolvimento são algumas das doenças provocadas pela exposição à radiação [5].

## 1.2 Objetivos e Motivação

A medicina nuclear usa materiais que emitem radiação ionizante no diagnóstico e no tratamento de doenças graves. É uma especialidade imprescindível e em expansão, no entanto, a exposição à radiação ionizante pode ter efeitos negativos. Diariamente, várias pessoas são expostas a esta radiação nos serviços de medicina nuclear. Por isso, existe um limite de radiação ionizante ao qual o paciente pode estar exposto, acima desse valor, o benefício deve ser muito maior do que o detrimento do uso de radiação ionizante [6].

Para acompanhar o progresso das novas tecnologias é necessário desenvolver ferramentas que permitam aumentar a segurança, tanto dos trabalhadores como dos pacientes sujeitos à radiação ionizante. É importante monitorizar os locais para identificar, quase em tempo real, possíveis contaminações. Assim, sempre que é detetada uma contaminação, o plano de emergência deve ser acionado rapidamente, de forma a diminuir a probabilidade de contaminar as outras zonas do serviço, por alastramento.

O objetivo desta dissertação é o desenvolvimento de uma aplicação informática que permite recolher e apresentar os níveis de radiação medidos pelos detetores instalados nos serviços de medicina nuclear da clínica Dr. Campos Costa. A Dr. Campos Costa é composta por 14 unidades físicas

de Imagiologia, onde três delas são na área da Medicina Nuclear. Por ano, realiza cerca de 600 000 exames sendo líder em volume no norte de Portugal. Desde 2007, a Dr. Campos Costa é uma unidade do Grupo José de Mello Saúde. Esta dissertação decorrerá no serviço de Medicina Nuclear do Instituto CUF, em Matosinhos. Esta unidade realiza exames de diagnóstico e inúmeros tratamentos, em regime ambulatorio.

No Instituto CUF estão instaladas unidades de deteção de radiação ionizante nas áreas do serviço de medicina nuclear. A aplicação deve ser capaz de recolher informação dos detetores, transferindo os dados para um computador. Os dados transferidos devem ser armazenados numa base de dados localizada no servidor do consultório Dr. Campos Costa. Posteriormente, deverá ser elaborada uma interface gráfica que permitirá visualizar os níveis de radiação nas diferentes salas, registados ao longo do dia. Pretende-se também que a plataforma seja capaz de gerar notificações sempre que os níveis de radiação excedam um determinado limite, pré-definido, dependendo da classificação de cada área. Para cada detetor existe dois limites associados, inerentes à sua localização. Por exemplo, na sala de injeção, o limite máximo de radiação é mais elevado do que na receção, dada a diferença que existe na classificação das respetivas áreas: controlada e vigiada, respetivamente. Pretende-se também gerar relatórios semanais com informação estatística dos dados recolhidos. Esta aplicação será incluída no sistema de deteção já existente no Instituto CUF, devendo permitir a integração de uma nova rede de detetores (em fase de instalação).

A plataforma vai garantir uma gestão mais eficiente e praticamente em tempo real de situações de possíveis contaminações de áreas minimizando e/ou evitando situações de alastramento das mesmas bem como um registo dos níveis de radiação recolhidos.

### 1.3 Organização da dissertação

A dissertação foi dividida em oito capítulos, ao longo dos quais se introduz os conceitos teóricos relacionados com a medicina nuclear, a estrutura e as especificações dos detetores já instalados no Instituto CUF, a aplica-

ção desenvolvida, os resultados e as conclusões. Assim sendo, no capítulo 2 introduz-se alguns conceitos sobre a radiação ionizante e explica-se o seu impacto na humanidade e as medidas que devem ser implementadas para proteger as pessoas expostas à radiação.

No capítulo 3, aborda-se os conceitos da Dosimetria de Área como as grandezas e as unidades da radiação ionizante, os limites dos níveis permitidos, a classificação das áreas dos serviços de medicina nuclear e os dispositivos que podem ser usados para monitorizar a radiação.

No capítulo 4 apresenta-se o *Alarm Dosimeter*, sistema instalado no serviço de medicina nuclear do instituto CUF. Inicialmente descrevem-se as diferentes unidades deste sistema e apresentam-se as suas especificações. Posteriormente são apresentados os protocolos usados na comunicação entre o *Alarm Dosimeter* e o computador que vão permitir recolher a informação sobre os níveis de radiação presentes nas salas.

No capítulo 5 descreve-se a estrutura do serviço de medicina nuclear do instituto CUF e do sistema desenvolvido para permitir a recolha de dados do *Alarm Dosimeter* e o armazenamento dos dados na base de dados localizada no servidor do consultório Dr. Campos Costa. Por fim, apresenta-se as ferramentas usadas para o desenvolvimento da aplicação informática e da base de dados e finaliza-se com a apresentação dos requisitos da aplicação informática.

No capítulo 6 descreve-se a implementação da aplicação. Inicia-se com a descrição das classes da aplicação informática desenvolvida e a apresentação do modelo da base de dados implementado. Por fim, apresenta-se algumas especificações da aplicação nomeadamente as interações entre as *threads*, a configuração da porta série e da base de dados e o processamento dos dados.

No capítulo 7 são apresentados os resultados da aplicação desenvolvida e no capítulo 8 encontram-se as principais conclusões e possível trabalho futuro.

## Capítulo 2

# Radiação e Radioproteção

Para se perceber a importância da monitorização da radiação ionizante nos serviços de medicina nuclear é preciso introduzir alguns conceitos e perceber qual o impacto que a radiação ionizante tem na humanidade. De facto, a radiação tem muitas aplicações, principalmente na área da saúde. No entanto, associado aos benefícios, existem muitos efeitos negativos causados pela exposição a este tipo de radiação. É importante e imprescindível cumprir as medidas de radioproteção que visam proteger todas as pessoas expostas à radiação.

### 2.1 Radiação

A radiação é um modo de propagação de energia que pode ser classificada tendo em consideração o elemento condutor de energia, a fonte de emissão de radiação, o tipo ou o efeito [7].

Os elementos condutores de energia determinam as formas de radiação corpuscular ou eletromagnética [2]. A radiação corpuscular é constituída por partículas subatómicas tais como eletrões, neutrões e partículas alfa enquanto que a radiação eletromagnética caracteriza-se por campos elétricos e magnéticos oscilantes que se propagam à velocidade constante  $c$  no vácuo. Os exemplos de ondas electromagnéticas são as ondas de rádio, as ondas microondas, a radiação infravermelha, a radiação ultravioleta, os raios x e os

raios gama.

A radiação pode ser emitida por diferentes fontes de radiação. O sol emite radiação solar enquanto que a radiação nuclear ou radioatividade é emitida pela desintegração de alguns elementos químicos, fenómeno que corre de forma natural ou artificial [8].

De acordo com a quantidade de energia envolvida, a radiação pode ser ionizante ou não ionizante [7], [9]. A radiação ionizante tem mais energia que a radiação não-ionizante, causando diretamente ou indiretamente a formação de iões. Por essa razão, a radiação ionizante tem efeitos mais graves [10].

## 2.2 Descoberta da radiação ionizante e sua evolução

Ao contrário do calor e da luz, as radiações ionizantes não são sentidas naturalmente pelo ser humano. Por essa razão, a sua descoberta apenas ocorreu nos últimos anos do século XIX. Em 1895, Wilhelm Conrad Röntgen descobriu os raios x [11]. Essa descoberta foi o resultado de mais de três décadas de pesquisa sobre a eletricidade. Röntgen constatou que existia uma radiação capaz de penetrar vários objetos opacos à luz e que provocava fluorescência em determinadas substâncias permitindo obter imagens do interior do corpo humano [11]. Na Figura 2.1 é possível visualizar a primeira radiografia de Röntgen.

Logo após a descoberta dos raios x, os cientistas começaram a realizar exames a corpos humanos. Em 1896, foi instalada a primeira unidade de radiologia nos Estados Unidos. Os primeiros exames permitiram detetar fraturas de ossos [2]. Seguiram-se vários estudos, Becquerel descobriu a radioatividade. [12] Quando estava a ensaiar com determinados compostos de urânio para ver se emitiam raios x, Becquerel descobriu uma radiação invisível que nada tinha a ver com os raio x [12]. Descobriu-se então que, existiam átomos que espontaneamente se transformavam em átomos de outros elementos emitindo radiação [13]. As pesquisas e as descobertas sucederam-se. O casal Curie conseguiu isolar duas substâncias radioativas de alto grau, Polónio e

## 2.2. *DESCOBERTA DA RADIAÇÃO IONIZANTE E SUA EVOLUÇÃO*

Rádio [12]. Essa descoberta foi premiada com o Nobel da Física em 1903. Mais tarde, foi descoberta a radioatividade artificial [11].



Figura 2.1: Primeira radiografia de Röntgen [14].

Muitos cientistas contribuíram para o desenvolvimento da física atômica e nuclear, mecânica quântica e ondulatória. Ernest Rutherford, Niels Bohr, Max Planck, Louis de Broglie, Albert Einstein, Enrico Fermi são alguns dos cientistas que podem ser citados [15].

Em 1945, foram lançadas bombas atômicas nas cidades de Hiroshima e Nagasaki, durante a 2ª Guerra Mundial [15]. Os efeitos nefastos das bombas não se restringiram apenas à explosão e ao calor gerado mas também ao número elevado de mortes que ocorrem depois, devido à exposição das radiações ionizantes.

No entanto, após a 2ª Guerra Mundial, aumentaram as aplicações da radiação ionizante em benefício da humanidade [15]. Foram construídas centrais elétricas e usou-se os materiais radioativos para melhorar as condições de vida da população, principalmente, na área da saúde. Atualmente, os ma-

teriais radioativos usados na medicina ajudam no diagnóstico e na terapia de determinadas doenças. No diagnóstico [16], o material administrado contém uma pequena concentração de radioisótopo que deve ter afinidade com o tecido ou órgão a observar. A radiação emitida produz uma imagem que revela a forma, o tamanho e a dinâmica de funcionamento do órgão. Este tipo de estudo pode ser aplicado em todos os órgãos e sistemas do corpo humano, principalmente no estudo da função renal, na visualização da tireóide e do miocárdio e na detecção de neuroblastomas. Na terapia [17], os radioisótopos são utilizados como fontes de energia para destruir tecidos ou suprimir uma função orgânica. O tratamento de doenças usando radioisótopos tem a vantagem de reduzir a danificação dos tecidos normais adjacentes uma vez que o radioisótopo administrado é específico para uma determinada doença.

Além da área da medicina nuclear, existem outras áreas onde a radiação ionizante é usada. Na indústria, os materiais radioativos têm várias aplicações onde se destaca o controle de processos e produtos [15]. Devido à propriedade de penetração da radiação na matéria, é possível examinar o interior de um objeto para detectar descontinuidades. Além disso, pode-se determinar a espessura e a densidade de um material. Para tal, coloca-se o material entre uma fonte de radiação e um detetor de radiação e determina-se a percentagem de radiação que é absorvida. Essa percentagem está diretamente relacionada com a espessura e densidade do material. A radiação pode ainda ser usada para detectar vazamentos ao adicionar previamente uma pequena quantidade de material radioativo aos líquidos ou gases em questão [2]. Na agricultura, o uso da radiação permite desenvolver novas variedades de plantas com melhores características, aumentar a produção de alimentos, controlar pestes e pragas, preservar alimentos, entre outros [2]. Os materiais radioativos também podem ser usados para gerar energia. O princípio de geração de energia consiste na utilização da energia libertada pelo núcleo para movimentar uma turbina [15]. Além das aplicações supracitadas, a datação de amostras biológicas, a esterilização de esgotos, a identificação e quantificação de metais pesados no organismo humano são outras aplicações que usam materiais radioativos e que contribuem para a melhoria da qualidade de vida da sociedade [15].

## 2.3 Radioatividade

A unidade básica da matéria é o átomo, constituído pelos eletrões e pelo núcleo que é formado por protões e neutrões [4]. O núcleo tem carga elétrica positiva e nele concentra-se praticamente a totalidade da massa do átomo. Os eletrões que estão à volta do núcleo possuem carga elétrica negativa. Para garantir a electroneutralidade do átomo, a carga positiva do núcleo deve ser igual e de sinal contrário à soma das cargas negativas dos eletrões [1].

Todos os elementos químicos possuem dois números que o identificam. O número atómico corresponde ao número de protões presente no núcleo do átomo e o número de massa corresponde à soma da massa dos protões e dos neutrões. Pode-se encontrar elementos com o mesmo número atómico e diferente número de massa. Esses elementos, denominados por isótopos, têm o mesmo comportamento químico, porém um é mais pesado que o outro [4].

Os radioisótopos são isótopos instáveis que possuem um comportamento químico idêntico ao dos isótopos estáveis do mesmo elemento. No entanto, apresentam emissão espontânea do excesso de energia do núcleo. Esse processo é designado por radioatividade ou decaimento radioativo e corresponde à alteração espontânea de um tipo de átomo para outro, com a emissão de radiação para atingir a estabilidade [4].

A atividade de uma amostra radioativa, que representa o número de átomos que se desintegram por unidade de tempo, diminui ou decai a uma taxa fixa. Associado a cada radioisótopo, existe uma taxa de decaimento diferente. O tempo necessário para que a atividade diminua para metade do seu valor inicial é denominado por meia-vida física ( $T_{1/2}$ ) [4]. Na Figura 2.2, encontra-se a quantidade de material radioativo após cada período de uma meia-vida.

A equação do decaimento radioativo pode ser escrita segundo a equação 2.1.

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2.1)$$

Em que  $A_0$  é a atividade inicial e  $\lambda$  é a constante de decaimento. A atividade diminui exponencialmente sendo que a atividade no instante  $t + T_{1/2}$  é sempre metade da atividade no instante  $t$ . Cada radioisótopo tem um conjunto de características diferente, nomeadamente modo de decaimento, tipo de emissão e tempo médio de vida [8]. Os isótopos radioativos naturais têm geralmente um número atômico acima de 82 e estão distribuídos por quatro famílias radioativas de elementos que se desintegram em cadeia. Existe a família radioativa do urânio, tório, actínio e neptúnio [1].

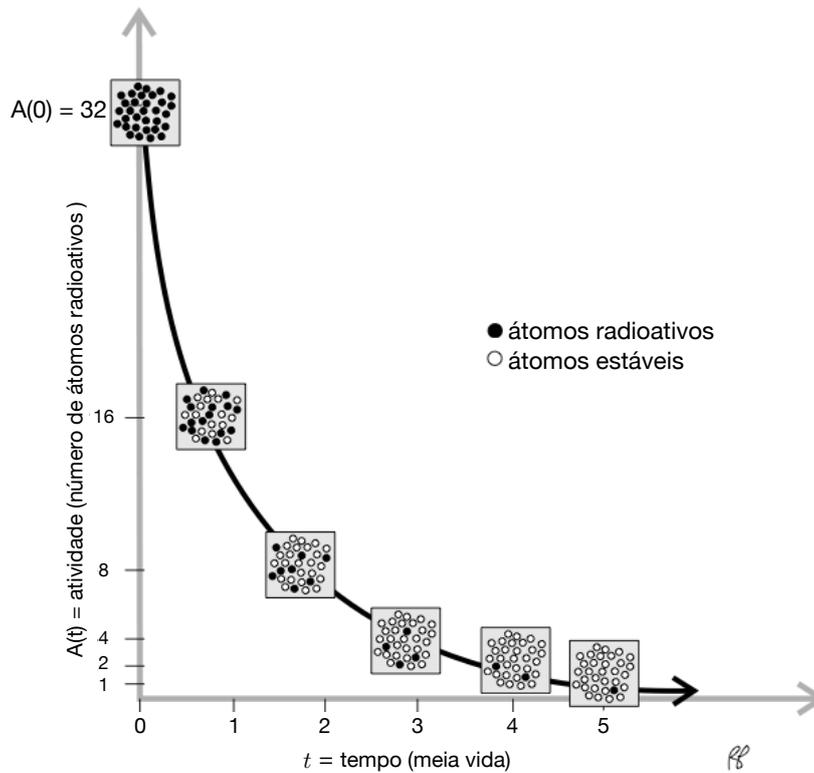


Figura 2.2: Curva de decaimento radioativo. [4]

## 2.4 Tipos de radiação ionizante

Submeteu-se a radiação ionizante proveniente de um radioisótopo a um campo magnético. Ao analisar as radiações emitidas verificou-se que existem

três <sup>1</sup> tipos de radiações ionizantes: os raios alfa, os raios beta e os raios gama. Cada tipo de radiação possui massa, carga elétrica, velocidade e poder de penetração diferente [11].

Os raios alfa são a parte do feixe constituída por partículas carregadas positivamente e que defletem na direção oposta à direção das partículas carregadas positivamente. Cada partícula é duas vezes a carga de um próton e a massa é quatro vezes a massa do hidrogênio. Assim, a partícula alfa é essencialmente um átomo com número atômico 2 e peso atômico 4. A velocidade dos raios alfa depende da fonte radioativa que as emite, no entanto, a maioria está compreendida entre 1/15 e 1/10 da velocidade luz sendo rapidamente absorvidas pelos materiais sólidos. Os raios alfa são detidos por uma folha de alumínio de 0.006 mm de espessura ou pelo vidro de um tubo de ensaio sendo que também não passam através do tecido epitelial com espessura de 0.1 mm. Até a partícula alfa com maior energia não consegue atravessar a camada morta da pele do corpo humano. Por isso, a partícula alfa não oferece perigo à saúde pública se estiver no ambiente. No entanto, se a partícula alfa for ingerida, inalada ou se o material radioativo estiver dentro do corpo, os danos provocados são muito maiores [11]. Os raios beta são a parte do feixe que é constituída por elétrons de alta velocidade. Como são partículas carregadas negativamente defletem na direção oposta à dos raios alfa. Os raios beta podem atingir 9/10 da velocidade da luz. Como os raios gama apresentam pequena massa e velocidades elevadas, têm uma capacidade de penetração muito elevada. As partículas beta atravessam vários milímetros do tecido biológico e de um metal de baixa densidade. No entanto, estas partículas não penetram uma distância suficiente para alcançar os órgãos mais internos do corpo humano [11]. Os raios gama são partículas sem carga e com massa de repouso nula [8]. São a parte do feixe que não sofre deflexão por mais forte que seja o campo magnético. Os raios gama são ondas electromagnéticas da mesma natureza que os raios x, no entanto, têm comprimentos de onda mais curtos e por isso são mais penetrantes. O comprimento de onda

---

<sup>1</sup>Na área da medicina, existe outro tipo de radiação ionizante que são os raios x. Os raios x [18] são similares aos raios gama, mas geralmente são menos energéticos. Ao contrário dos raios gama, os raios x são emitidos a partir de processos que ocorrem fora do núcleo.

emitido depende da radioatividade da fonte e a mesma fonte emite mais do que um comprimento de onda. Alguns raios gama podem penetrar até 10 *cm* de chumbo sem serem totalmente absorvidos. Ao contrário dos raios beta que são completamente absorvidos por 0.5 *mm* de espessura de platina ou ouro, só 7% dos raios gama é que são absorvidos pela mesma espessura de platina ou ouro [11]. Na Figura 2.3 são apresentados os diferentes tipos de radiação e o poder de penetração de cada uma.

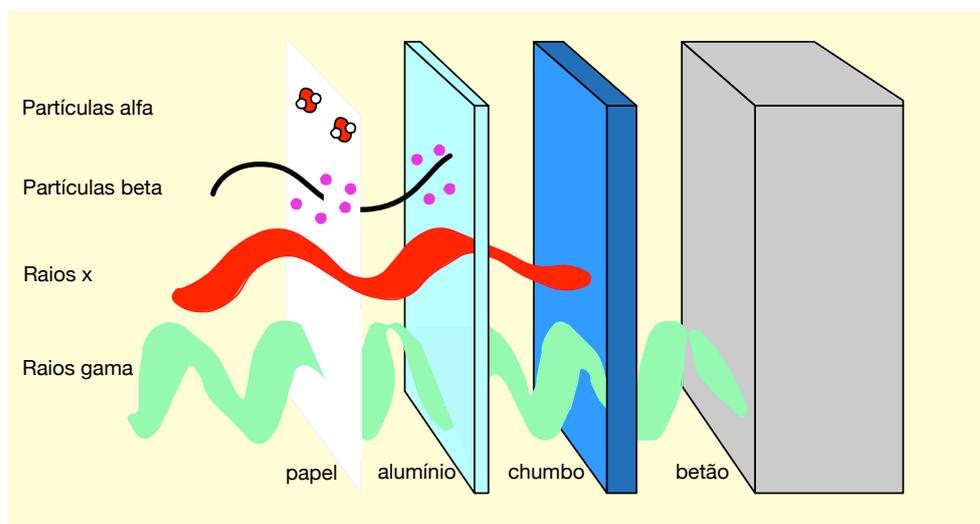


Figura 2.3: Poder de penetração dos diferentes tipos de radiação.

Estas radiações ionizantes podem ainda ser classificadas como radiações diretamente ionizantes e radiações indiretamente ionizantes. As radiações diretamente ionizantes são as que possuem carga elétrica, ou seja, a radiação alfa e beta. Este tipo de radiação transfere a energia para a matéria diretamente. Por sua vez, as radiações indiretamente ionizantes são as que não possuem carga como a radiação gama. Este tipo de radiação transfere primeiro a sua energia para partículas carregadas que, posteriormente, transferem a energia para a matéria, tal e qual como as radiações diretamente ionizantes [19].

## 2.5 Interação da radiação com a matéria

Considere-se que a radiação é constituída por um feixe de partículas beta, alfa e fótons. Essas partículas vão penetrar na matéria e colidir com os átomos. Normalmente, estas colisões resultam na transferência de energia que é dissipada sob a forma de calor. Ocasionalmente, a interação pode resultar na alteração da estrutura das moléculas que constituem a matéria. A interação é diferente se a radiação for constituída por fótons (raios gama) ou partículas carregadas (partículas alfa e beta) [4].

Existem três tipos principais de interação dos raios gama com a matéria: dispersão de Compton, efeito fotoelétrico e produção de pares electrão-positrão. Como resultado de qualquer uma dessas interações, a energia do fóton pode ser parcialmente ou totalmente transferida e a trajetória do fóton pode ser drasticamente alterada [8]. O tipo de interação que ocorre depende da energia do fóton incidente e do número atómico da matéria onde incide o fóton (Figura 2.4) [4].

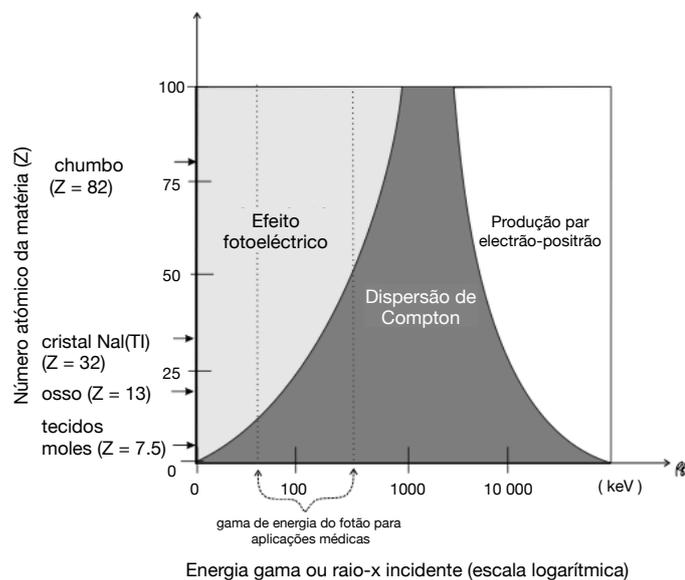


Figura 2.4: Tipo de interação que ocorre de acordo com a energia do fóton e do número atómico da matéria. [4]

Na área da medicina nuclear, em que os raios gama têm energias entre  $50\text{ keV}$  e  $550\text{ keV}$ , a interação dominante é a dispersão de Compton uma vez que o tecido humano apresenta geralmente números atômicos mais baixos [4]. Na dispersão de Compton <sup>2</sup> (Figura 2.5a), o fóton transfere energia para um electrão arrancando-o do átomo [9]. O fóton altera a sua trajetória depois de transferir a energia para o electrão. O ângulo de dispersão depende da energia transferida do fóton para o electrão [4]. O efeito fotoelétrico (Figura 2.5b) ocorre em materiais com elevado número atômico como o chumbo. Normalmente, a radiação de baixa energia ou a radiação que tenha perdido a maior parte da sua energia por meio de interações Compton, pode transferir toda a sua energia para um electrão localizada numa órbita mais interior [4]. Como consequência do efeito fotoelétrico numa camada interior de um átomo, podem ocorrer alguns efeitos secundários [8]. Por exemplo, um electrão de uma órbita mais exterior preenche o espaço do electrão que recebeu a energia do fóton.

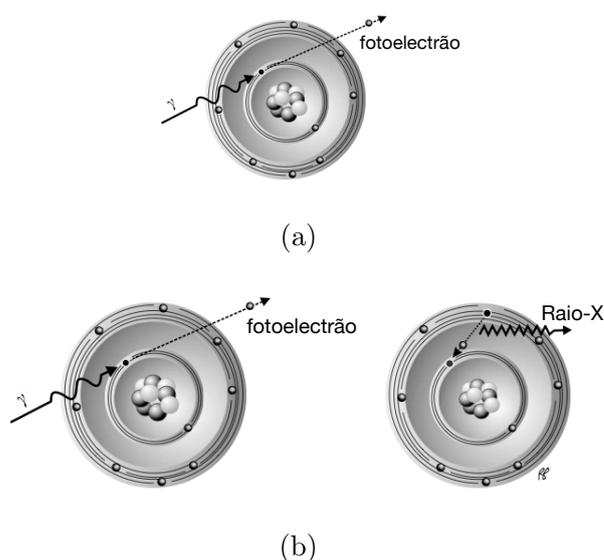


Figura 2.5: (a) Dispersão de Compton. (b) Efeito fotoelétrico.

<sup>2</sup>A dispersão de Compton é um mecanismo de interação que ocorre maioritariamente devido aos raios gama emitidos por radioisótopos. No entanto, esta interação também ocorre com outros tipos de radiação. [9]

Existe ainda um terceiro tipo de interação que ocorre quando os fótons são de elevada energia (maior do que 1020 keV) [4]. Portanto, este tipo de interação não existem na medicina nuclear. Quando as partículas alfa e beta atravessam um material, parte ou toda a sua energia é cedida para os átomos do material. Em comparação com os fótons, as partículas carregadas transferem mais energia numa distância menor e, por isso, são menos penetrantes. A penetração da radiação nos tecidos pode ser visualizada na Figura 2.6 [8].

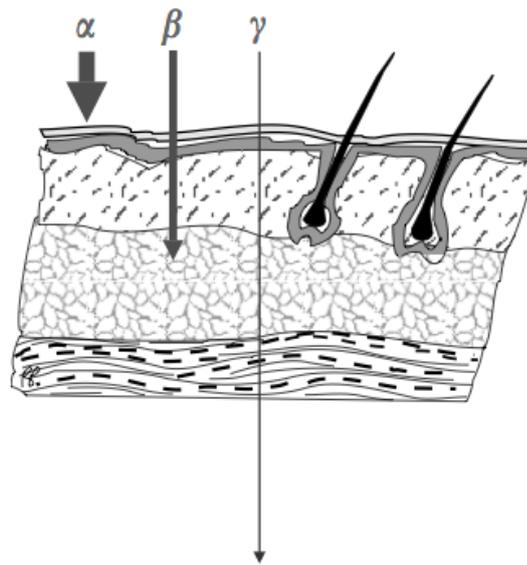


Figura 2.6: Radiação não-penetrante e penetrante. [4]

A transferência de energia das partículas carregadas para os materiais ocorre geralmente por excitação ou ionização <sup>3</sup> [4]. A excitação ocorre se existir interação da radiação com um electrão ou com o núcleo de um átomo. Quando ocorre interação com um electrão, este absorve a energia proveniente da partícula incidente e passa para um nível de energia mais elevado, ou seja, de uma camada mais interna para uma camada mais externa do átomo. Caso a interação ocorra com o núcleo, o processo adiciona energia a uma partícula do núcleo de modo a que esta ocupe um estado de energia superior.

<sup>3</sup>Existem outros tipos de interação das partículas carregadas com a matéria que não serão abordados. A ionização e a excitação são os processos de interação que ocorrem mais frequentemente [20].

O núcleo continua a ser composto pelo mesmo número de partículas e pode continuar com o mesmo comportamento químico. A ionização ocorre quando um electrão é removido de um átomo ou molécula. O resultado deste processo é a formação de um par de iões, ou seja, um ião negativo (electrão) e um ião positivo (átomo ou molécula positiva). Se o electrão retirado for fundamental para a ligação molecular, a molécula é quebrada. As imagens da Figura 2.7 apresentam esquematicamente a excitação e desexcitação de um electrão e a formação do par de iões.

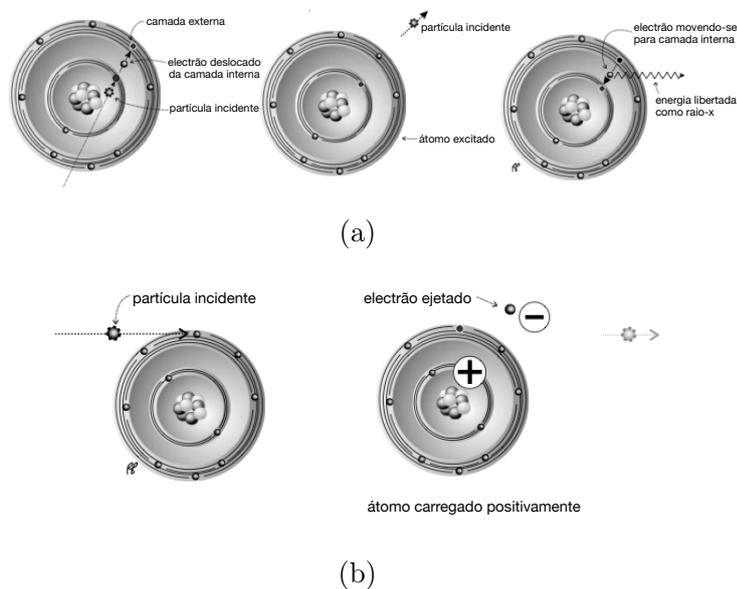


Figura 2.7: (a) Excitação de um electrão e desexcitação. (b) Ionização [4].

## 2.6 Efeitos biológicos

A exposição à radiação ionizante tem vários riscos associados. Os relatos de doenças provadas pela exposição à radiação ionizante começaram a aparecer depois da descoberta dos raios x por parte de Röntgen. Em 1897 foram publicados 69 casos de doenças relatados de laboratórios e clínicas de muitos países [5]. A radiação provocava úlceras nas mãos e, em alguns casos, anemia e cancro nos ossos dos médicos devido à exposição durante o tratamento dos pacientes [15]. Desde então, não só os benefícios mas também os efeitos

negativos da radiação ionizante têm sido estudados.

Os estudos permitiram ver o efeito da passagem da radiação e da libertação da energia nas células. Verificou-se que a energia libertada pode causar diretamente ou indiretamente danos no ADN das células. Os danos causados indiretamente ocorrem depois da quebra das ligações das moléculas de água que forma iões e radicais livres muito reativos que podem danificar a molécula de ADN do núcleo da célula. Se tal ocorrer num número elevado de células, o funcionamento do órgão que compõe as células danificadas altera. Como consequência podem aparecer defeitos genéticos, somáticos ou mesmo a morte das células. No entanto, na maioria das vezes e devido à recuperação do organismo, os efeitos não chegam a tornar-se visíveis ou detectáveis porque as células têm mecanismos de reparação (Figura 2.8) [21].

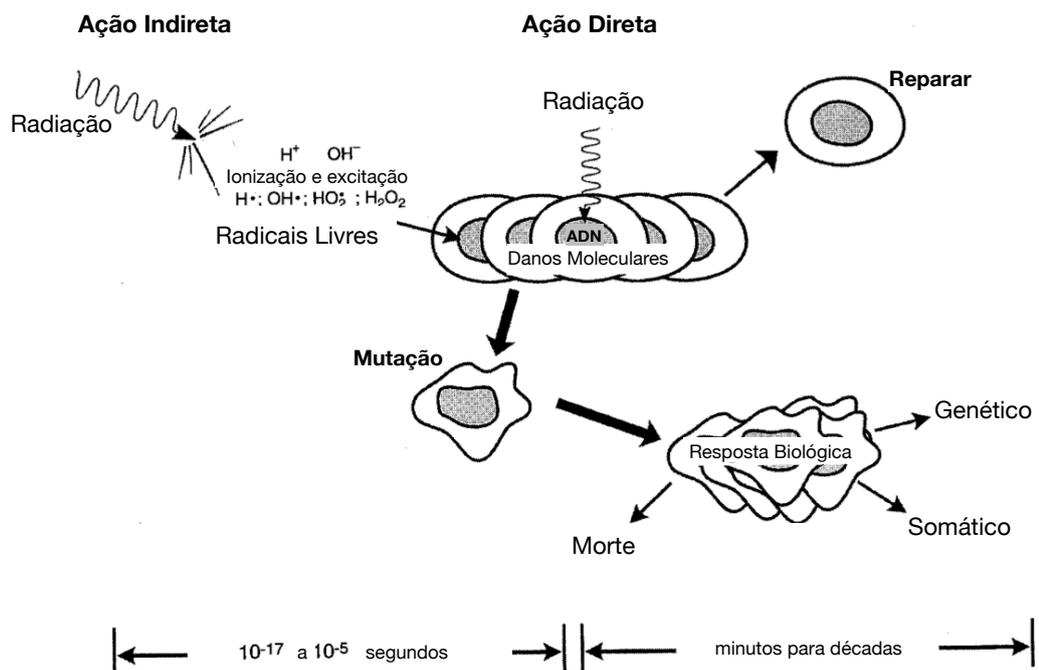


Figura 2.8: Resposta física e biológica à radiação ionizante [21].

Existem vários fatores que determinam a resposta biológica à exposição da radiação. Entre eles destaca-se a dose, o tipo e a energia da radiação, bem

como, a radiosensibilidade e a complexidade do sistema biológico [21]. Os efeitos biológicos manifestam-se a curto e a longo prazo, podendo aparecer instantaneamente ou demorar semanas, anos ou mesmo décadas [2], [21]. Os efeitos a curto prazo ocorrem quando a exposição é muito elevada, acima de  $1 Sv$ , e afecta grandes áreas do corpo, num curto período de tempo [2].

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes podem ser classificados como estocásticos ou determinísticos. Os efeitos estocásticos são aqueles em que a probabilidade da ocorrência do efeito aumenta com o aumento da dose. Estes efeitos não têm uma dose limiar porque o aparecimento da doença ocorre devido ao dano de uma célula ou de um conjunto de células. Por isso, mesmo nas exposições de curta duração, o risco existe. O cancro e os efeitos hereditários são exemplos deste tipo. Os efeitos estocásticos são considerados o principal risco de saúde quando a exposição à radiação é baixa. Por sua vez, os efeitos determinísticos são os efeitos em que a gravidade aumenta com o aumento da dose e existe um limiar da dose. As cataratas e as radiodermites são exemplos deste tipo. Estes efeitos ocorrem quando a exposição é elevada sendo que a probabilidade de ocorrência diminui com a dose [21].

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes também podem ser classificados como somáticos e hereditários. Os efeitos somáticos manifestam-se no indivíduo irradiado devido às alterações que ocorrem nas células somáticas, no entanto, não são transmissíveis aos descendentes. Estes efeitos podem ser divididos em imediatos, caso ocorram após uma exposição aguda à radiação, e tardios, caso demorem dezenas de anos para se manifestar. O principal efeito tardio é o cancro. Por sua vez, os efeitos hereditários podem ser transmitidos aos descendentes uma vez que são consequência de alterações nos cromossomas dos óvulos e espermatozoides do indivíduo irradiado. Os efeitos hereditários ocorrem quando as gónadas do indivíduo estão expostas à radiação [15].

## 2.7 Radioproteção

Devido ao aparecimento dos efeitos adversos da radiação ionizante surgiu a radioproteção. A finalidade da radioproteção é proteger os indivíduos e

os seus descendentes dos efeitos negativos da radiação ionizante permitindo realizar as atividades que usam radiação com segurança. Para reduzir a exposição à radiação é importante cumprir alguns princípios.

A radiação não deve ser usada em nenhuma prática a não ser que o benefício da exposição seja muito maior do que o detrimento causado por esta. Qualquer exposição à radiação dos tecidos mais radiossensíveis apresenta risco de provocar cancro uma vez que não existe um limiar real de dose para efeitos estocásticos [8]. Assim, todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto possível. Este princípio de proteção é denominado por *As Low As Reasonable Achievable* (ALARA) [4].

A forma mais eficiente de reduzir a dose para o paciente é realizar apenas os exames ou tratamentos essenciais. Atualmente, com o avanço tecnológico, os exames podem ser armazenados e visualizados dentro da rede de hospitais, reduzindo e/ou eliminando situações de perda dos mesmos que se reflectem na maioria das vezes, na necessidade de realizar novos exames. Caso não exista outra possibilidade, os exames devem ser realizados com a menor dose para o paciente. Para os efeitos estocásticos, uma proteção absoluta é impossível pois toda a irradiação, incluindo a natural, representa um certo risco. No entanto, para prevenir os efeitos determinísticos existe limites individuais que são apresentados no próximo capítulo [8].

Os profissionais que trabalham com fontes emissoras de radiação ionizante devem seguir todos os procedimentos técnicos para executar os exames e tratamentos com a máxima segurança. Assim, como a dose recebida é inversamente proporcional ao quadrado da distância, devem afastar-se o mais possível da fonte emissora. Devem também minimizar o tempo de exposição. Para tal, os profissionais devem treinar e executar as tarefas de acordo com um protocolo, no qual o processo está otimizado. Além disso, durante a exposição, é aconselhável o uso de **equipamentos de proteção individual (EPIs)**. Os EPIs normalmente usados são os óculos de chumbo, o protetor da tiróide, o avental e o saiote de chumbo. O chumbo é o elemento mais usado em radioproteção devido à sua elevada densidade ( $11,35\text{ g/cm}^3$ ) e ao seu elevado número atómico ( $Z = 82$ ) [8].

As radiações ionizantes não podem ser percebidas diretamente pelos ór-

gãos do corpo humano por isso, um indivíduo pode permanecer num campo radioativo sem notar a sua presença nem perceber de imediato os seus efeitos novíços. Apesar da radioproteção dispor de vários recursos que evitam que os indivíduos recebam doses excessivas ou desnecessárias, é necessário avaliar se esses recursos foram eficientes por meio da monitorização. Os dosímetros são os instrumentos utilizados para a monitorização indicando os níveis de exposição a que a pessoa foi submetida. Os dosímetros individuais são colocados em determinadas regiões do corpo e são utilizados continuamente, durante o trabalho [22]. Para garantir o controlo da radiação devem ser implementadas outras medidas de proteção como o planeamento adequado da construção das salas onde os equipamentos são colocados [8]. E para a correta blindagem das salas deve ser usado um material compatível com o tipo de radiação presente nas paredes, normalmente usa-se o chumbo ou outros materiais como cimento, vidro, acrílico com chumbo e placas de gesso.

## 2.8 Sumário

Depois da descoberta dos materiais que produzem radiação ionizante surgiu a medicina nuclear, especialidade que se dedica ao diagnóstico e à terapia de algumas doenças. Na medicina nuclear, a radiação ionizante é proveniente dos radioisótopos que são administrados nos pacientes. A radiação ionizante caracteriza-se por ter energia suficiente para causar diretamente ou indiretamente a formação de iões. Existem três tipos de radiações ionizantes emitidas pelos radioisótopos que são a radiação gama, alfa e beta. A radiação gama tem elevado poder de penetração, ao contrário da radiação alfa que não atravessa uma folha de papel. Por sua vez, a radiação beta consegue penetrar vários milímetros do tecido biológico. No entanto, se a partícula alfa estiver no interior do corpo humano provoca danos maiores. Quando a radiação penetra na matéria, há transferência de energia para os seus átomos. Ocasionalmente, ocorre uma interação que pode resultar na alteração da estrutura da matéria. Essa interação é diferente se a radiação for raios gama ou partículas carregadas (partícula alfa ou beta).

A exposição à radiação ionizante tem riscos associados que se manifestam

a curto e a longo prazo. A libertação da energia pode originar danos no ADN das células que resultam em doenças como o cancro. Qualquer exposição à radiação deve ser mantida tão baixa quanto possível. Este é o princípio fundamental da radioproteção cuja finalidade é proteger os indivíduos e os seus descendentes dos efeitos adversos da radiação ionizante permitindo realizar as atividades que usam radiação com segurança.



# Capítulo 3

## Dosimetria de área

A dosimetria de área faculta informação relativamente à quantidade de radiação a que o público e todos os trabalhadores podem estar sujeitos sempre que se encontrem em instalações de imagiologia. Os valores da radiação podem ser quantificados em diferentes grandezas e unidades. Em Portugal, estão fixados os limites de radiação a que os profissionais de saúde, os pacientes e as pessoas em geral podem estar expostos. Em situações de registo de não conformidades associadas a parâmetros de medição de radiação fora dos valores definidos, são ativados os planos de emergência de forma a garantir a segurança dos trabalhadores e do público em geral.

### 3.1 Grandezas e unidades usadas

A radiação ionizante pode ser quantificada em diferentes grandezas nomeadamente em atividade, exposição, dose absorvida, dose equivalente e dose efetiva [2], [22], [23]. A grandeza *atividade*, ou mais especificamente a atividade média, é utilizada para expressar a quantidade de material radioativo. A atividade média representa o número de núcleos de uma amostra radioativa que sofre desintegração por unidade de tempo. Pode ser representada matematicamente pela equação (3.1).

$$A = \frac{N}{\Delta t} \quad (3.1)$$

Em que  $N$  corresponde ao número de desintegrações de uma amostra e  $\Delta t$  representa o intervalo de tempo considerado. A unidade SI da atividade é becquerel. O becquerel é uma unidade muito pequena e é definida como uma desintegração por segundo, sendo  $1 Bq = 1 des.s^{(-1)}$ .

Outra grandeza usada para a medição da radiação é a *exposição*. A exposição representa a quantidade de carga elétrica gerada pela radiação de fótons, por unidade de massa e de ar. Matematicamente, pode ser expressa como o quociente entre a carga produzida num certo volume de ar e a unidade de massa contida nesse mesmo volume (Equação 3.2).

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (3.2)$$

A unidade de exposição é o Röentgen (R) em que  $1 R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$ . Como a exposição não consegue descrever a energia de qualquer tipo de radiação absorvida por qualquer tipo de meio surgiu a dose absorvida. Segundo a equação 3.3, a dose absorvida (D) é definida como a energia absorvida da radiação (E) por unidade de massa (m).

$$D = \frac{E}{m} \quad (3.3)$$

A unidade SI da dose absorvida é o *Gray* (Gy) em que  $1 Gy = 1 J/kg$ . Outra grandeza usada é a *dose equivalente*. Esta unidade surgiu porque os efeitos da radiação não dependem apenas da energia absorvida pelo meio mas também do tipo de radiação incidente e da distribuição da energia absorvida. Por exemplo, para a mesma dose absorvida pelo meio, o dano é tão mais elevado quanto maior for a densidade de ionização produzida pela radiação no meio. A dose equivalente é o produto da dose absorvida pelo fator de peso da radiação e é dada pela expressão 3.4.

$$H_{T,R} = D_{T,R} \cdot \omega_R \quad (3.4)$$

Em que  $H$  é a dose absorvida,  $D_{T,R}$  é a dose absorvida média no tecido ou órgão  $T$  em resultado da radiação  $R$  e  $\omega_R$  é o fator de ponderação para o tipo de radiação. No entanto, se o campo de radiação for formado por mais do que um tipo de radiação e com valores de energias diferentes, a dose equivalente é definida pela equação 3.5.

$$H_T = \sum D_{T,R} \cdot \omega_R \quad (3.5)$$

Os valores para  $\omega_R$  estão definidos no Decreto-Lei n.º 222/2008 [23] e estão apresentados na tabela 3.1.

Tabela 3.1: Fator de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia [23]

<b>Tipo e gama de energia</b>	<b>Factores de ponderação da radiação, <math>\omega_R</math></b>
Fotões, todas as energias	1
Elétrões e muões, todas as energias	1
Neutrões, energias:	
10 keV	5
10 keV a 100keV	10
<100 keV a 2 MeV	20
<2 MeV a 20 MeV	10
>20 MeV	5
Protões, excepto protões de recuo (energia <2 MeV)	5
Partículas alfa, fragmentos de cisão, núcleos pesados	20

Como diferentes tecidos e órgãos têm diferentes sensibilidades à radiação

surgiu uma nova grandeza derivada da dose equivalente. A dose efetiva é frequentemente utilizada na radioproteção e é a soma das doses equivalentes ponderadas em todos os tecidos e órgãos do corpo humano. A dose efetiva é definida pela fórmula 3.6.

$$E = \sum_T \omega_T H_T = \sum_T \omega_T \sum_T \omega_R D_{T,R} \quad (3.6)$$

Em que  $D(T, R)$  é a dose absorvida média no tecido ou órgão  $T$ , em resultado da radiação  $R$ ,  $w_R$  é o fator de ponderação para o tipo de radiação  $w_T$  é fator de ponderação tecidual para o tecido ou órgão  $T$ . Os valores de  $w_R$  estão definidos na tabela 3.2 enquanto que os valores de  $w_T$  estão definidos na tabela 3.2. Tal como a dose equivalente, a unidade da dose efetiva é o *Sievert*.

Tabela 3.2: Fator de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia [23]

<b>Tecido ou órgão</b>	<b>Fatores de ponderação tecidual, <math>\omega_T</math></b>
Gónadas	0.20
Medula Óssea (vermelha)	0.12
Cólon	0.12
Pulmão	0.12
Estômago	0.05
Bexiga	0.05
Mama	0.05
Fígado	0.05
Esófago	0.05
Tiroide	0.05
Pele	0.01
Superfície Óssea	0.01
Restantes	0.05

## 3.2 Limites de dose

As normas EURATOM pressupõem o cumprimento de determinadas normas para a proteção das pessoas que estão expostas à radiação ionizante. Nessas normas estão definidos os limites de dose a que os indivíduos podem estar expostos. Em Portugal, o Ministério da Saúde é a entidade responsável por desenvolver medidas de proteção contra as radiações. Mas é a Direcção-Geral da Saúde que está incumbida da promoção e da coordenação das medidas que devem ser cumpridas em todo o território nacional [24].

Segundo o Decreto-Lei n.º 222/2008 [23], o limite de dose efetiva para os trabalhadores expostos é  $100\text{ mSv}$  por um período de cinco anos consecutivos, sendo que a dose efetiva em cada ano não pode ser maior do que  $50\text{ mSv}$ . Além disso são definidos limites de dose equivalentes para o cristalino, pele e extremidades iguais a  $150\text{ mSv}$ ,  $500\text{ mSv}$ ,  $500\text{ mSv}$  por ano, respetivamente. O limite de dose efetiva para os membros do público é  $1\text{ mSv}$  por ano. Para os membros do público, o limite de dose equivalente para o cristalino e para a pele é  $15\text{ mSv}$  e  $50\text{ mSv}$  por ano, respetivamente. O limite de dose efetiva para aprendizes ou estudantes com idade igual ou superior a 18 anos é igual ao limite de dose dos trabalhadores expostos. No caso dos aprendizes ou estudantes apresentarem idades compreendidas entre os 16 e os 18 anos, o limite de dose efetiva é  $6\text{ mSv}$  por ano. Para os últimos, o limite de dose equivalente para o cristalino e para a pele é  $50\text{ mSv}$  e  $150\text{ mSv}$  por ano, respetivamente. No caso da grávida profissionalmente exposta, o limite de dose equivalente recebida pela criança em gestação deve ser o mais reduzida possível e sempre inferior a  $1\text{ mSv}$  durante o período de gravidez.

A monitorização por dosimetria individual dos trabalhadores deve ser mensal se forem trabalhadores suscetíveis de receber uma dose efetiva superior a  $6\text{ mSv}$  por ano ou uma dose equivalente superior a três décimas de um dos limites anuais previstos para a pele ou para as extremidades, ou seja, classificados como trabalhadores de categoria A. Todos os outros devem ser monitorizados trimestralmente, os de categoria B [23].

### 3.3 Monitorização dos locais de trabalho

Para avaliar o risco das atividades com exposição à radiação é necessário monitorizar os níveis de radiação nos locais de trabalho. Segundo o Decreto-Lei n.º 222/2008 [23], devem ser tomadas medidas de proteção contra a radiação em todos os locais de trabalho. Todos os locais devem ser classificados de acordo com os níveis de radiação como zonas controladas ou zonas vigiadas. Na zona controlada, a exposição dos trabalhadores pode ultrapassar três décimas dos limites de dose fixa para os trabalhadores expostos enquanto que na zona vigiada, a exposição pode ultrapassar uma décima do limites de dose fixa para os trabalhadores expostos. Assim sendo, as áreas controladas apresentam maior risco de exposição e, por isso, são de acesso reservado aos profissionais. Por fim, ambas as áreas devem ser monitorizadas e sinalizadas.

### 3.4 Detetores de radiação

A radiação não pode ser medida diretamente e, por isso, a deteção é realizada pela análise dos efeitos produzidos pela radiação quando esta interage com um material. Os detetores são dispositivos eletrónicos que medem a radiação numa determinada zona e num determinado instante de tempo. Existem vários tipos de detetores nomeadamente detetores de gás, detetores de cintilação e detetores semicondutores.

#### 3.4.1 Detetores de gás

O funcionamento dos detetores de gás [4], [9] baseia-se na medição do número de partículas carregadas presentes no meio. Tal como o nome indica, estes detetores usam o gás como material de deteção. Existem vários tipos de detetores que operam segundo este princípio. As câmaras de ionização e o contador de Geiger são exemplos dos detetores de gás. Os detetores que usam câmaras de ionização [9], [25] são os mais simples. Estes detetores medem a corrente elétrica gerada quando a radiação ioniza o gás na câmara. Tal como

ilustrado na Figura 3.1, a câmara de ionização é constituída pelo gás e por dois elétrodos, ânodo (elétrodo positivo) e cátodo (elétrodo negativo).

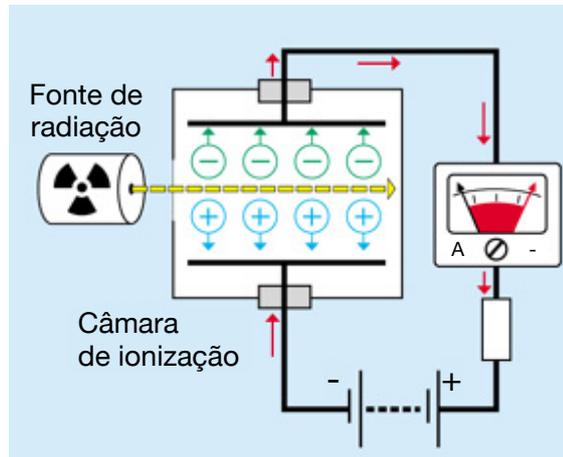


Figura 3.1: Câmara de ionização. [25].

O processo de detecção é relativamente simples. Inicialmente o gás é atingido pela radiação proveniente da fonte radioativa. Consequentemente, ocorre uma interação entre as partículas do gás e a radiação que provoca a separação das cargas do gás formando uma partícula positiva e uma partícula negativa. A partícula positiva vai ser atraída pelo cátodo enquanto que a partícula negativa é atraída pelo ânodo resultando numa corrente que é proporcional ao número de moléculas ionizadas. Posteriormente, essa corrente é amplificada e o nível de radiação pode ser visualizado.

A detecção não é instantânea, os íões demoram algum tempo a alcançar os respectivos elétrodos. No entanto, este tipo de detetor consegue detetar diferentes tipos de radiação. A desvantagem é que não conseguem medir partículas carregadas com baixo valor energético. Em certas aplicações é recomendável a utilização de detetores de semicondutor ou de cintilação.

### 3.4.2 Detetores de cintilação

O princípio de funcionamento de um detetor de cintilação [8], [4] é a fluorescência. A fluorescência é um fenómeno observado em determinadas

substâncias que emitem luz quando bombardeadas por radiação ionizante.

O detetor é cuidadosamente projetado e fabricado para otimizar o rendimento de luz. A espessura do cristal pode ser um ou vários centímetros sendo que os cristais mais grossos tem uma sensibilidade mais elevada que os cristais mais finos. Isto acontece porque, nos cristais mais finos, a probabilidade dos fótons escaparem é maior.

As cintilações produzidas pela radiação são amplificadas pelo tubo fotomultiplicador que gera um pulso elétrico que, posteriormente, é medido. O fotomultiplicador é um tubo em vácuo com um fotocátodo na extremidade, colocado ao lado do cristal, como é possível visualizar na Figura 3.2. O fotocátodo é uma superfície de vidro fotossensível que está acoplado a um gel transparente condutor de luz. O gel tem o mesmo índice de refração do cristal. A luz incide no fotocátodo e, conseqüentemente, são emitidos fotoelectrões. Em média, o fotocátodo tem que ser atingido por 4 a 6 fótons para emitir um fotoelectrão. O número de electrões produzidos no fotocátodo é aumentado pela ação de multiplicação no interior do tubo. O pulso elétrico medido é proporcional à radiação que incidiu no fotocátodo.

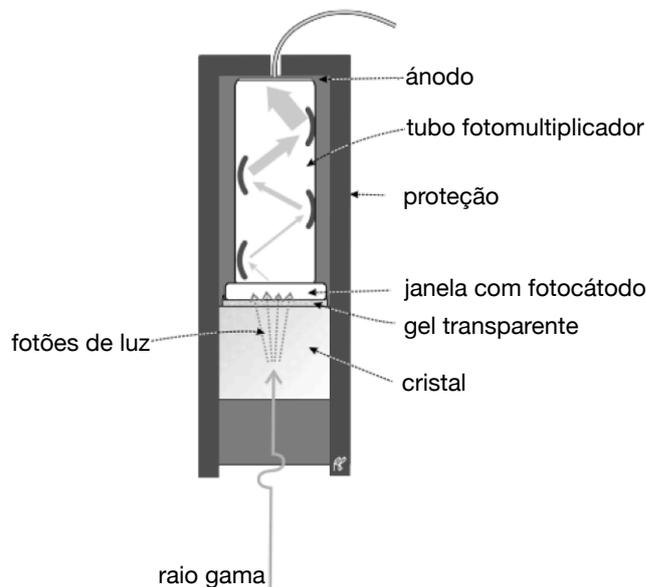


Figura 3.2: Detetor cintilador. [4]

### 3.4.3 Detetores Semicondutores

Os detetores semicondutores [4], [26] utilizam um semicondutor para captar a radiação e converter a sua energia em pulsos elétricos. Os semicondutores são materiais menos condutores do que os metais como, por exemplo, o cobre. A detecção é efetuada através da excitação de electrões presentes num semicondutor. O funcionamento destes detetores é muito semelhante ao dos detetores de gás mas tem a vantagem do material de detecção ser sólido. Como o material sólido apresenta maior densidade, a probabilidade de interação entre a radiação e a matéria é mais elevada e a detecção é mais fácil. Como consequência, basta uma quantidade relativamente pequena de material sólido para produzir detetores com dimensões muito reduzidas. No entanto, o custo de produção deste tipo de detetores é mais elevado.

Neste detetores formam-se lacunas no material semicondutor, em vez das moléculas de gás positivas no detetores de gás. As lacunas são atraídas para o cátodo enquanto que os electrões livres são atraídos para o ânodo (Figura 3.3). As movimentações na estrutura do semicondutor geram uma corrente elétrica que é proporcional à energia libertada pela radiação.

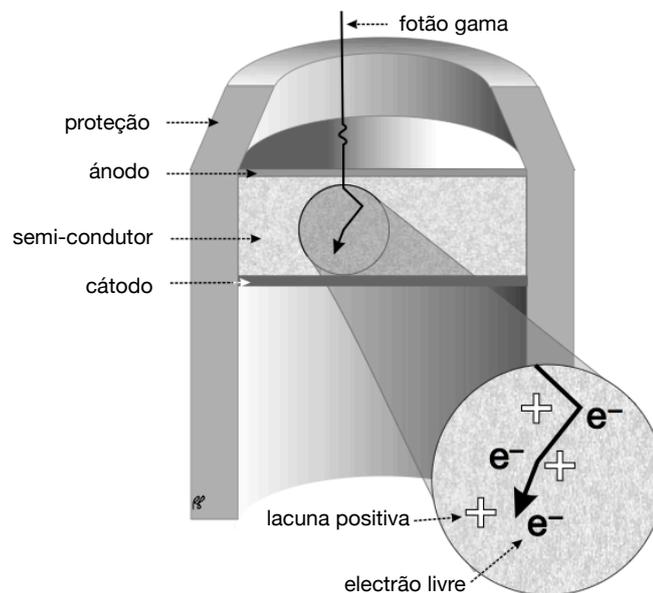


Figura 3.3: Detetores Semicondutor. [4]

### 3.5 Plano de emergência

O plano de emergência é um documento onde se definem os procedimentos a realizar no caso de existir uma emergência, com vista à rápida reposição da normalidade, de forma a minimizar os efeitos de um acidente/incidente. Nos serviços de medicina nuclear, sempre que é detetado um nível anormal de radiação, o plano de emergência [27] é ativo. Após o acidente, consequência de um derrame, procede-se ao isolamento da área, do equipamento e/ou das pessoas. Posteriormente ao isolamento, providencia-se a descontaminação.

O isolamento da área contaminada previne o alastramento inadvertido de material radioativo. No caso da área contaminada ser pequena, utiliza-se um material adequado para cobrir a região e evitar a dispersão. Se não for possível, o acesso das pessoas à área contaminada é impedida. Caso haja emissão de gases ou vapores, deve-se arejar ou ventilar a zona afectada.

A descontaminação de pessoas deve ser feita imediatamente para impedir a propagação e minimizar os efeitos adversos da radiação na pessoa contaminada. O processo de descontaminação inicia-se por lavar meticulosamente as regiões atingidas com sabão e posteriormente, caso necessário, com ácido cítrico. Em caso de contaminação com ferimento associado, deve-se lavar abundantemente a área contaminada com água fria, por forma a prevenir a abertura dos poros, eliminando a possibilidade de contaminação interna. No final da lavagem, deve-se proceder à monitorização, sob o controlo do supervisor de protecção radiológica, para garantir que a descontaminação foi realizada corretamente.

Se houver a contaminação de um equipamento, a área é fechada, impedindo o acesso ao mesmo, e dado início à descontaminação do mesmo e respetiva área circundante. Todo o material utilizado na descontaminação deve ser colocado nos recipientes de decaimento. O tempo necessário para o decaimento varia de acordo com a taxa de decaimento de cada elemento radioativo. Depois de ser ultrapassado o tempo de decaimento previsto, o nível de radiação deve ser verificado para garantir que este atingiu o limite para a liberação.

## 3.6 Sumário

A dosimetria de área faculta informação sobre a dose recebida pelo organismo durante a exposição à radiação. Os valores da radiação podem ser apresentados segundo as grandezas e unidades da tabela 3.3.

Tabela 3.3: Grandezas e unidades da radiação ionizante

Quantidade	Definição	Unidade SI	Relação
<b>Atividade</b>	Taxa de emissão de radiação (transformação ou desintegração de uma substância radioativa).	<i>Becquerel</i> ( <i>Bq</i> )	$1Ci = 3.7 \times 10^{10}Bq$ $1Bq = 1dps, 1S^{-1}$
<b>Exposição</b>	Número de ionizações devido à radiação ionizante x e gama, numa unidade de massa de ar.	<i>Röntgen</i> ( <i>R</i> )	$1R = 2,58 \times 10^{-4}C/kg$
<b>Dose absorvida</b>	Energia concebida pela radiação por unidade de massa num material absorvente.	<i>Gray</i> ( <i>Gy</i> )	$1rad = 0.01Gy$ $1Gy = 1Jkg^{-1}$
<b>Dose equivalente</b>	Expressão da dose, em termos de efeitos biológicos.	<i>Sievert</i> ( <i>Sv</i> )	$1rem = 0.01Sv$ $1 = Jkg^{-1}$
<b>Dose efetiva</b>	Expressão da dose equivalente média no tecido ou órgão.	<i>Sievert</i> ( <i>Sv</i> )	$1rem = 0.01Sv$ $1 = Jkg^{-1}$

Devido aos efeitos adversos da radiação, tornou-se necessário desenvolver

normas básicas de segurança para a proteção da saúde pública, dos pacientes e dos profissionais de saúde. Baseado nas normas EURATOM, o Ministério da Saúde desenvolveu medidas de proteção contra a radiação e incumbiu a promoção e a coordenação dessas medidas à Direção Geral da Saúde. As medidas devem ser implementadas em todo o território nacional protegendo todas as pessoas que possam sofrer os efeitos da exposição à radiação. Desta forma, foram definidos limites de exposição que devem ser cumpridos e que estão apresentados na tabela 3.4.

Tabela 3.4: Limites anuais de exposição à radiação [23]

	<b>Trabalhador</b>	<b>Público</b>
<b>Dose efetiva</b>	$50mSv$ <sup>1</sup>	$1mSv$
<b>Dose equivalente para:</b>		
<b>Cristalino</b>	$150mSv$	$15mSv$
<b>Pele</b>	$500mSv$	$50mSv$
<b>Extremidade</b>	$500mSv$	-

Nos serviços de medicina nuclear, os locais devem ser classificados como zonas controladas ou zonas vigiadas. Para monitorizar os níveis de radiação é necessário instalar detetores de radiação nas salas. Existem vários tipos de detetores nomeadamente detetores de gás, detetores cintiladores e detetores semicondutores.

---

<sup>1</sup>100 mSv por um período de 5 anos consecutivos.

## Capítulo 4

### *Alarm Dosimeter AT2327*

Nos dois capítulos anteriores introduziu-se os conceitos relacionados com a radiação ionizante, explicou-se o seu impacto nos seres humanos e apresentou-se as medidas que a Dosimetria de Área implementa nos serviços de medicina nuclear de forma a proteger os indivíduos expostos. Esses conceitos foram fundamentais uma vez que grande parte desta dissertação foi desenvolvida no serviço de medicina nuclear do instituto CUF, onde todas as pessoas do serviço têm que compreender os perigos da radiação ionizante e atuar em situações de emergência.

No serviço de medicina nuclear do instituto CUF está instalado um sistema designado por *Alarm Dosimeter AT2327* que tem como principal objetivo monitorizar os níveis de radiação ionizante presente nas salas. Este sistema é composto por detetores, uma unidade de alarme e uma unidade de processamento. No entanto, este sistema é modular e poderia ter outras configurações, de acordo com as necessidades do utilizador. Neste capítulo, são apresentados os vários componentes do *Alarm Dosimeter* e as suas especificações técnicas. De seguida, é apresentado o protocolo de comunicação entre o computador e o *Alarm Dosimeter*. Inicialmente, aborda-se as características do protocolo de comunicação RS-232, como os níveis de tensão, o *baud rate*, o modo de sincronismo e as características dos dispositivos que usam este protocolo. No fim, apresenta-se o protocolo de comunicação da camada de aplicação que foi definido pelo fabricante do *Alarm Dosimeter*.

## 4.1 Alarm Dosimeter

O *Alarm Dosimeter* AT2327 [28] [29], fabricado pela empresa ATOM-TEX, é um sistema que permite monitorizar a radiação ionizante. É formado por diferentes componentes que são montados de acordo com as necessidades do utilizador. Assim, o *Alarm Dosimeter* pode ser composto por diferentes unidades de deteção (UDs) de radiação, uma ou mais unidades de processamento (UPs), uma ou mais unidades de alarme (UAs). Existem dois tipos de UD: as unidades de deteção de radiação gama e x (BDKG) e as unidades de deteção de neutrões (BDKN). Na Figura 4.1 encontra-se os componentes do *Alarm Dosimeter*.



Figura 4.1: Componentes do *Alarm Dosimeter*. [30]

O princípio de operação das UD baseia-se no funcionamento dos detetores de gás <sup>1</sup>. A UP tem um painel de botões e um ecrã que permite visualizar

<sup>1</sup>O funcionamento dos detetores de gás está descrito na secção 3.4.1.

os valores medidos pelas **UDs**, configurar e controlar as operações das **UDs** e das **UAs**. Esta unidade também permite guardar os valores da radiação medidos por cada **UD**. A **UP** ou a **UD** pode enviar comandos à **UA** para ligar o alarme que pode ser audível e/ou visível.

Na Figura 4.2 encontra-se uma configuração básica do *Alarm Dosimeter*. A configuração apresentada permite alertar os profissionais no caso da radiação exceder o limite permitido da sala onde o detetor está instalado. O utilizador configura o limite na **UP** que é a unidade que ativa o alarme da **UA**.

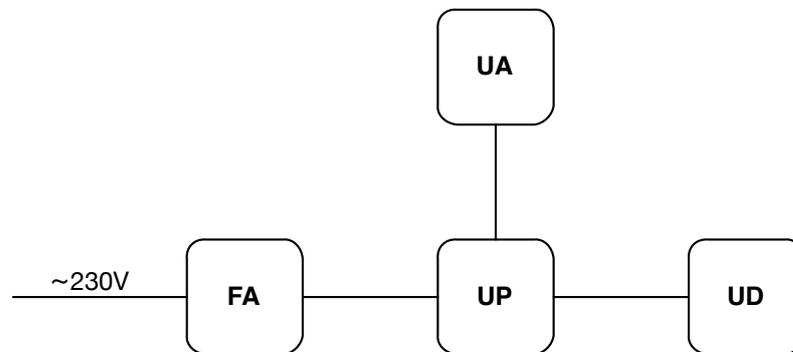


Figura 4.2: Configuração básica do *Alarm Dosimeter*.

Cada **UP** pode estar conectado até 10 **UDs** e cada sala que se pretende monitorizar deve ter pelo menos uma **UD**. A escolha da **UD** depende da gama de operação e do tipo de radiação que se pretende monitorizar. Se o utilizador pretender monitorizar mais do que um tipo de radiação na mesma sala, pode-se instalar mais do que uma **UA**.

#### 4.1.1 Especificações Técnicas

As especificações técnicas do *Alarm Dosimeter* estão na tabela 4.1. O *Alarm Dosimeter* não produz ruído, é insensível a influências magnéticas e não é afetado por vibrações enquanto está a operar.

Tabela 4.1: Especificações técnicas do *Alarm Dosimeter* AT2327

Número de unidades de detecção num <i>Alarm Dosimeter</i>	1...10
Número de <i>Alarm Dosimeter</i> num sistema para comunicação com o PC	32
Gama de medição para: Dose de radiação gama ambiente: BDKG-02 BDKG-04 BDKG-11/1 BDKG-27 Dose de radiação de neutrões ambiente: BDKN-02 BDKN-04	0.1 $\mu Sv/h$ ... 10 $Sv/h$ 0.05 $\mu Sv/h$ ... 10 $Sv/h$ 0.1 $\mu Sv/h$ ... 100 $\mu Sv/h$ 50 $mSv/h$ ... 4000 $Sv/h$ 0.1 $\mu Sv/h$ ... 10 $Sv/h$ 0.1 $\mu Sv/h$ ... 10 $Sv/h$
Gama de medição para densidade de fluxo de neutrões (BDKN-02, BDKG-04)	0.1 ... 1 · 10 <sup>4</sup> neutrões/seg · cm <sup>2</sup>
Gama de temperatura: Unidade de Processamento Unidades de detecção e outros dispositivos	5 °C ... 40°C -30 °C ... +50°C
Humidade relativa do ar: Unidade de Processamento (com temperatura do ar ≤ 35°C sem condensação) Unidades de detecção (com temperatura do ar ≤ 30°C sem condensação)	≤ 95% ≤ 75%
Fonte de Alimentação	Alimentação de corrente alternada: 230 V (+23V; -35V), 50 ± 2Hz  Bateria de reserva em caso de emergência: 25.2 (+2.6; -3.2)V
Distância máxima entre as unidades de detecção e a unidade de processamento ou o PC	1000 m

## 4.2 Comunicação entre o Alarm Dosimeter e o computador

Na comunicação entre o *Alarm Dosimeter* e o computador usa-se, na camada física, o protocolo RS-232 e, na camada de aplicação, o protocolo definido pelo fabricante. No protocolo RS-232 são especificadas as caracte-

rísticas da camada física, nomeadamente os níveis de tensão, o *baud rate*, o modo de sincronismo, entre outras características. Essas características são apresentadas na secção 4.2.1. Como o protocolo RS-232 apresenta diferentes mecanismos de controlo do fluxo do dados, é especificado o controlo do fluxo do adaptador de interface do *Alarm Dosimeter*, na secção 4.2.2. Por fim, na secção 4.2.3 é apresentado o protocolo definido pelo fabricante que define as características da camada de aplicação. Nesse protocolo é especificado o formato e a sequência dos caracteres para a transmissão e receção dos dados entre o *Alarm Dosimeter* e o computador.

### 4.2.1 Protocolo RS-232

A protocolo RS-232 é uma forma de comunicação entre diferentes dispositivos que foi padronizado pela *Electronics Industries Association* (EIA) [31]. Apesar da transferência de dados ser lenta, este meio de comunicação é amplamente utilizado devido à sua simplicidade. Este tipo de comunicação é um protocolo de comunicação série uma vez que os dados são enviados bit a bit pelo mesmo canal de comunicação <sup>2</sup> [32].

O controlador da porta série é o *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter* (UART). O UART recebe os dados em série e é responsável por convertê-los em formato paralelo para serem enviados para a *Unidade Central de Processamento* (CPU). Quando se pretende transmitir dados através da porta série, o UART converte os dados em formato paralelo, provenientes da CPU, em série para os bits serem enviados um de cada vez. Para além da conversão dos dados, o UART emissor adiciona os bits de controlo - *start*, *stop* e paridade - que regulam o fluxo de dados enquanto que o UART descarta esses bits antes de enviar os dados para a CPU. Adicionalmente, o UART contém um *buffer* que guarda temporariamente os dados da transmissão até que o CPU esteja disponível para os receber [32].

A porta série do computador pode enviar e receber dados ao mesmo tempo, porque possui uma linha para a transmissão e outra para a receção

---

<sup>2</sup>Um canal de comunicação é uma linha física (cabo) que conecta os dispositivos, permitindo a circulação da informação.

dos dados. Este tipo de comunicação designa-se por *full-duplex*. Também existem dispositivos que apenas suportam uma linha de comunicação. Nesses casos, o tipo de comunicação designa-se por *simplex* e *half-duplex*, se permitir a transmissão de dados em um ou dois sentidos, respetivamente.

O protocolo RS-232 define as características eléctricas dos sinais como os níveis de tensão, o *baud rate*, o modo de sincronismo e as características mecânicas como o tipo de conector a usar.

### Níveis de Tensão

Os sinais variam de  $3V$  a  $25V$  positivos ou negativos. As tensões entre  $-3V$  e  $-25V$  são consideradas 1 lógico (condição de marca), enquanto que as tensões entre  $+3V$  a  $+25V$  são consideradas 0 lógico (condição espaço). A gama de tensões entre  $-3V$  e  $+3V$  é a uma região de transição. O bit de *stop* tem o valor lógico 1 enquanto que o bit de *start* tem o valor lógico 0. Quando não existem dados a serem enviados, a tensão do pino de transmissão é negativa. Na Figura 4.4 é ilustrado os níveis de tensão dos sinais para o protocolo RS-232.

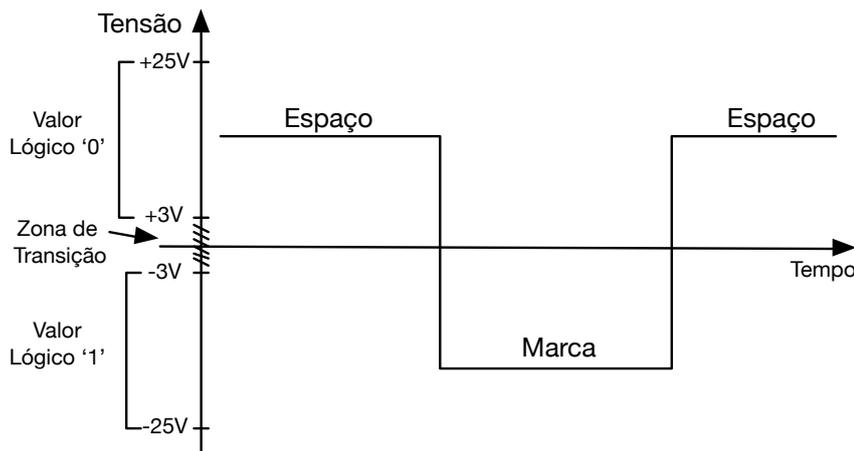


Figura 4.3: Intervalos das tensões e respetivos estados lógicos presentes no canal de comunicação.

### Baud Rate

O *baud rate*, conhecido também por taxa de transferência dos dados, refere-se à velocidade com que os dados são enviados através do canal de comunicação. O *baud* indica o número de bits por segundo que são transmitidos. Por exemplo, quando o *baud rate* é 9600 significa que são transferidos 9600 bits por segundo (bps), em que cada bit demora  $104 \mu s$  ( $1/9600 s$ ) a ser transferido. Os valores de *baud rate* estabelecidos pela norma EIA232 mais comumente usados são: 300, 1200, 4800, 9600 e 192000 bps.

### Modo de sincronismo

A comunicação pode ser síncrona ou assíncrona. Nos sistemas síncronos existe mais um canal de comunicação que é responsável por transmitir pulsos do relógio para o sistema recetor. Através da receção do pulso do relógio, o recetor lê o canal de dados e armazena a informação encontrada naquele momento.

Nos sistemas assíncronos, os dados são transmitidos sem o envio do pulso do relógio do recetor. Em vez disso, são adicionados bits especiais a cada palavra de dados de modo a sincronizar o envio e a receção dos dados. No protocolo de transmissão assíncrona, cada palavra é precedida por um bit de *start* e sucedida por um bit de paridade (opcional) seguido por um ou dois bits de *stop*. O bit de *start* inicia o mecanismo de receção enquanto que o bit de *stop* termina esse mecanismo. O bit de paridade é enviado depois dos bits de dados e permite que o recetor detete erros que possam ocorrer durante a transmissão devido ao ruído, por exemplo [32].

O sistema emissor e recetor está configurado de forma a saber exatamente quando o pacote começa e quanto tempo decorre entre os diferentes bits de dados. O recetor deve detetar o bit de *stop* e, caso não detete, o **UART** deve avisar que ocorreu um erro (*framing error*<sup>3</sup>). Tanto o recetor como o emissor têm que estar configurados para o mesmo número de bits de dados e *baud rate*. O **UART** pode ainda verificar o bit de paridade, que é previa-

---

<sup>3</sup>O *framing error* indica que ocorreu um problema de sincronia entre o transmissor e o recetor.

mente configurado no transmissor e no recetor como paridade par, ímpar ou nenhuma.

Na Figura 4.4 encontra-se um formato utilizado para o envio de dados em que, o número de bits de dados é 8, no entanto, esse número pode variar entre 5 e 8 bits.

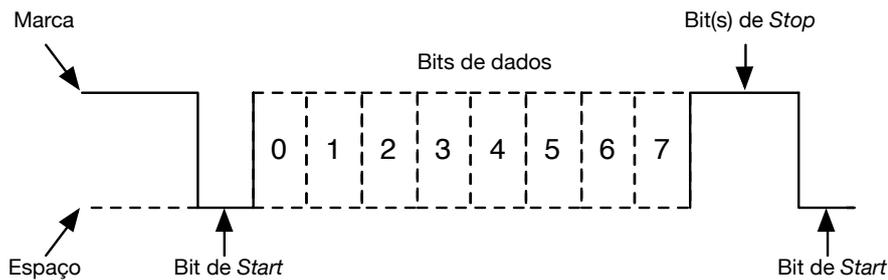


Figura 4.4: Formato do envio de dados.

Antes dos dados serem armazenados no *buffer* de recepção da **UART**, o bit de *start*, *stop* e paridade (se existir) são descartados.

### Dispositivos DCE e DTE

Segundo o protocolo RS-232, existem dois tipos de equipamentos, o *Data Terminal Equipment* (DTE) e o *Data Communication Equipment* (DCE). A diferença entre estes dois tipos de equipamento é a direção da transmissão dos sinais nos canais de comunicação e, conseqüentemente, o tipo de conector do equipamento.

O DTE é um equipamento terminal que, geralmente, prepara a informação a ser enviada/recebida do/pelo canal de comunicação. O DCE é um equipamento responsável pela comunicação realizando tarefas importantes na transmissão dos dados entre dois dispositivos como determinar a frequência de *clock*, os erros de transmissão e de codificação. O computador é um DTE, enquanto que os outros dispositivos são geralmente DCE.

Os conectores RS-232 podem ter 9 ou 25 pinos. Os dispositivos DTE têm um conector macho enquanto que os dispositivos DCEs têm um conector

#### 4.2. COMUNICAÇÃO ENTRE O ALARM DOSIMETER E O COMPUTADOR<sup>43</sup>

fêmea. Na Figura 4.5 encontra-se a pinagem do conector macho e do conector fêmea de 9 pinos.

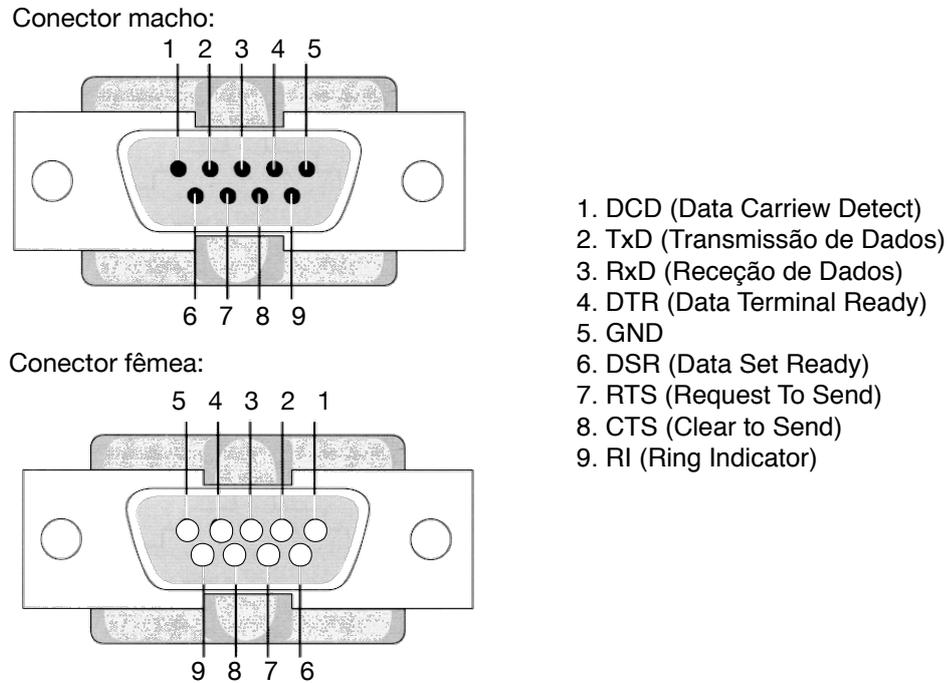


Figura 4.5: Conector RS-232 de 9 pinos macho e fêmea.

Cada pino do conector tem uma função específica. Os pinos 2 e 3 permitem a receção e transmissão de dados, respetivamente, enquanto que os pinos 4, 6, 7 e 8 permitem controlar o fluxo dos dados. O canal de transmissão geralmente envia dados do **DTE** para o **DCE** enquanto que o canal de receção envia dados do **DTE** para o **DCE**, como é apresentado na Figura 4.6. O principal controlo de fluxo designa-se por controlo de fluxo *hardware* e usa os pinos 7 e 8 que são o *Request to Send* (RTS) e o *Clear to Send* (CTS). O CTS indica a permissão do **DCE** para o **DTE** enviar dados para o **DCE** e o RTS indica permissão do **DTE** para o **DCE** para este enviar dados para o **DTE**. Existe ainda outro fluxo de controlo, designado por *software control*, que usa os pinos 3 e 6 que são o *Data Terminal Ready* (DTR) e o *Data Set Ready* (DSR). O funcionamento do pino DSR é semelhante ao CTS enquanto que o DTR é semelhante ao RTS. Alguns dispositivos usam este fluxo de controlo

para confirmar que o dispositivo está conectado e ligado. Os pinos CD e RI são usado pelos modems para sinalizar que houve conexão com outro modem e que foi detetada uma nova chamada, respetivamente.

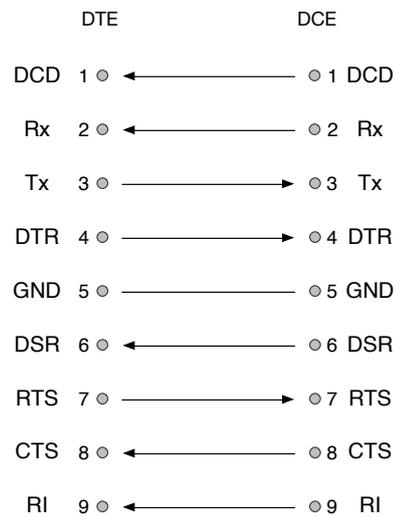


Figura 4.6: Conexão entre um dispositivo DTE e um dispositivo DCE.

No entanto, quando se pretende comunicar entre dois dispositivos do mesmo tipo, ou seja, entre dois DCEs ou dois DTEs usa-se um cabo *null-modem*, representado na Figura 4.7. Existem dois tipos de cabos *null-modem*: ambos os conectores são fêmeas ou ambos os conectores são machos.

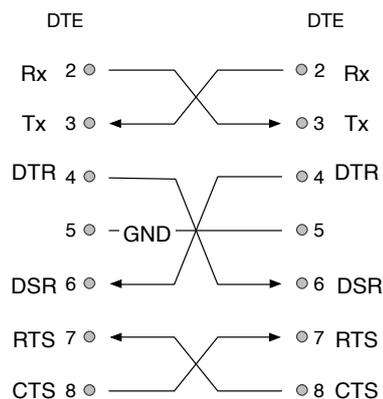


Figura 4.7: Conexão entre dois dispositivos DTEs e dois dispositivos DCEs.

### 4.2.2 Controlo de Fluxo do Adaptador de Interface

O protocolo usado entre as diferentes unidades do *Alarm Dosimeter* é o RS-485. Para o computador receber os valores da radiação medidos pelos detetores foi colocado um adaptador de interface entre a *UP* e o computador. O adaptador de interface utilizado foi o AT940, que converte o protocolo de comunicação de RS-485 para RS-232. Assim, a comunicação entre o *Alarm Dosimeter* e o computador ocorre via porta série com o protocolo de comunicação RS-232. O controlador da porta série é o *UART* e, por isso, a comunicação é assíncrona. Na Figura 4.8 encontra-se o adaptador de interface AT940 e o seu o esquemático.



(a)



(b)

Figura 4.8: O (a) adaptador de interface AT940 do *Alarm Dosimeter* e (b) o seu esquemático.

O adaptador de interface é um *DTE*, tal como o computador e, por essa razão, usa-se um cabo *null-modem*, apresentado na Figura 4.7. O controlo da direção da transmissão dos dados é realizado pelo computador, através do pino RTS do conector COM. Assim, quando o pino RTS é colocado a *HIGH*, o adaptador de interface pode enviar dados para o computador e quando o pino

RTS é colocado a *LOW*, o computador pode enviar dados para o adaptador de interface. A comunicação entre o *Alarm Dosimeter* e um computador usa apenas quatro canais de comunicação. Na Figura 4.9 estão evidenciados os pinos usados para a comunicação.

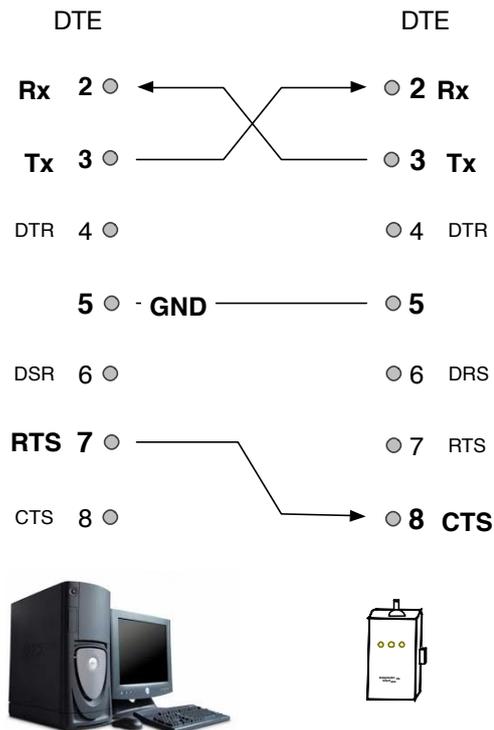


Figura 4.9: Conexão entre o computador e o adaptador de interface do *Alarm Dosimeter*.

### 4.2.3 Protocolo de Comunicação do *Alarm Dosimeter*

O protocolo RS-232 não especifica o formato nem a sequência de caracteres para a transmissão e recepção de dados entre o *Alarm Dosimeter* e o computador. A comunicação entre o computador e o *Alarm Dosimeter* segue o protocolo que é definido pelo fabricante ATOMTEX [29]. O protocolo define que o computador envia um pedido ao dispositivo que responde com a informação solicitada. O formato do pedido e da resposta é apresentado na Figura 4.10.

#### 4.2. COMUNICAÇÃO ENTRE O ALARM DOSIMETER E O COMPUTADOR<sup>47</sup>

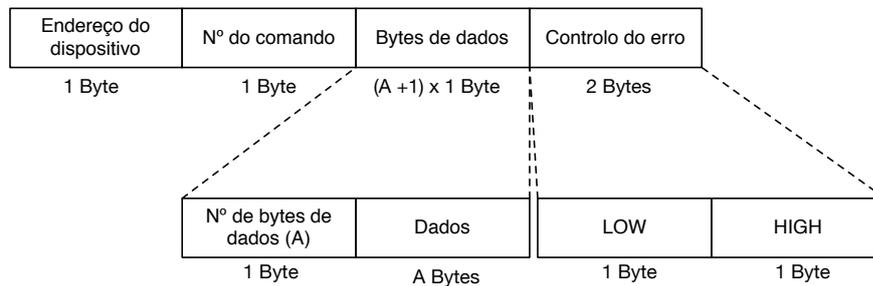


Figura 4.10: Formato do pedido e da resposta ao/do Alarm Dosimeter.

O primeiro byte da mensagem corresponde ao endereço do dispositivo. Cada unidade do dispositivo tem um endereço associado que é definido pelo fabricante e que não pode ser alterado pelo utilizador. O segundo byte da mensagem corresponde ao número do comando que informa qual a operação que deve ser executada. De acordo com a unidade especificada no endereço, existe um determinado conjunto de comandos<sup>4</sup> que podem ser usados. Os bytes de dados contêm a informação requerida pelo comando. Por fim, os bytes de controlo contêm o resultado da soma dos bytes, desde o número do comando até aos dados. Esses bytes permitem detetar se a mensagem enviada pelo computador é igual à mensagem recebida pelo *Alarm Dosimeter* e se a mensagem enviada pelo *Alarm Dosimeter* é igual à mensagem recebida pelo computador. No caso do *Alarm Dosimeter* gerar uma resposta correta, os campos do endereço e do código do comando são iguais ao endereço e comando do pedido. No entanto, se o *Alarm Dosimeter* detetar erros na mensagem recebida então o código do comando da resposta é substituído por 1 (0x01) e os bytes dos dados contêm o estado do dispositivo.

A pausa entre os pedidos ao *Alarm Dosimeter* deve exceder 3,5 vezes o tempo de transferência de um byte. Depois dessa pausa, o primeiro byte recebido é interpretado como sendo o byte do endereço do dispositivo.

O computador envia o pedido com o comando número 32 (0x20) à **UP** para receber informação sobre a estrutura da rede das **UDs**. Os bytes de dados da resposta a este pedido são 10 conjuntos de dois bytes. A informação do primeiro byte e do segundo byte corresponde ao estado de conexão da **UDs**

<sup>4</sup>A lista de comandos do *Alarm Dosimeter* encontra-se no apêndice A.

na rede e ao tipo de UD, respetivamente. O formato do pedido e da resposta da mensagem com o comando 32 está representado na Figura 4.11

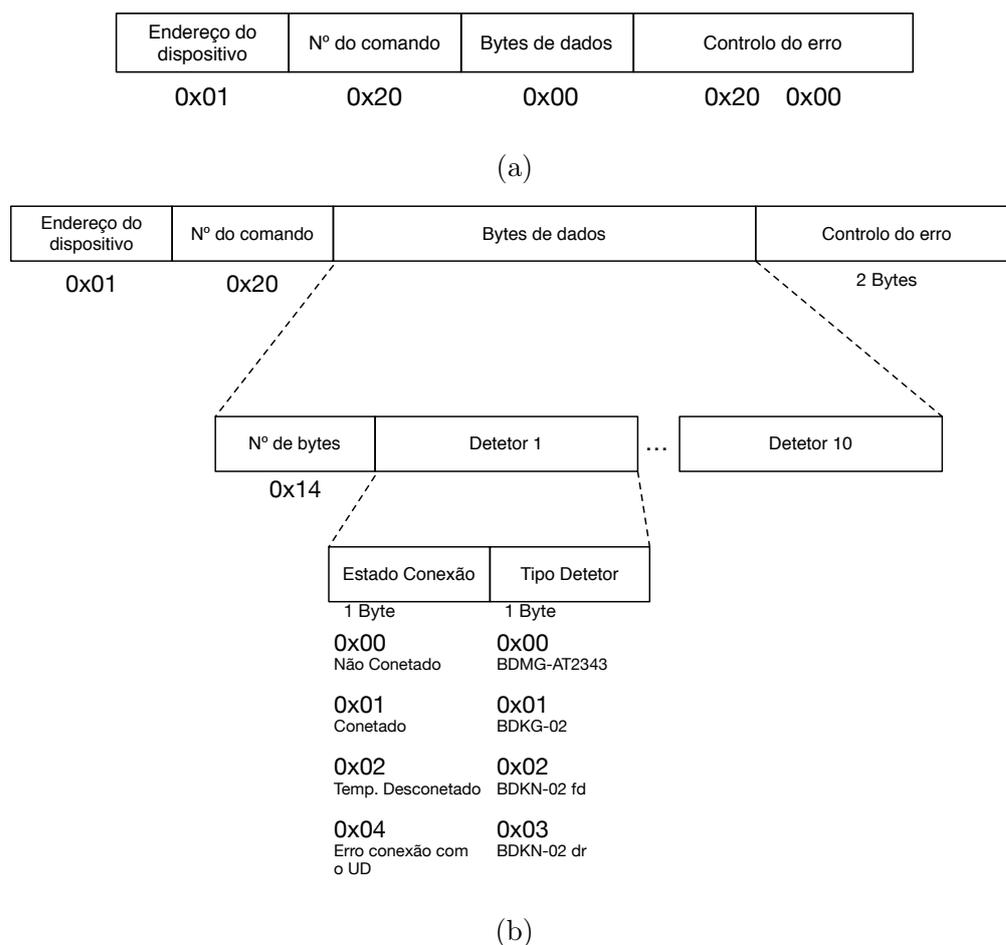


Figura 4.11: Formato do (a) pedido e (b) resposta do comando 32.

Para ler os resultados das medições dos detetores da rede envia-se o comando 3 (0x03). A resposta ao comando 3 é sempre composta por 40 bytes de dados. Por detetor são enviados 4 bytes, três com o valor da medição e um com o estado do detetor. O valor da medição é enviado segundo o formato vírgula flutuante.

#### 4.2. COMUNICAÇÃO ENTRE O ALARM DOSIMETER E O COMPUTADOR 49

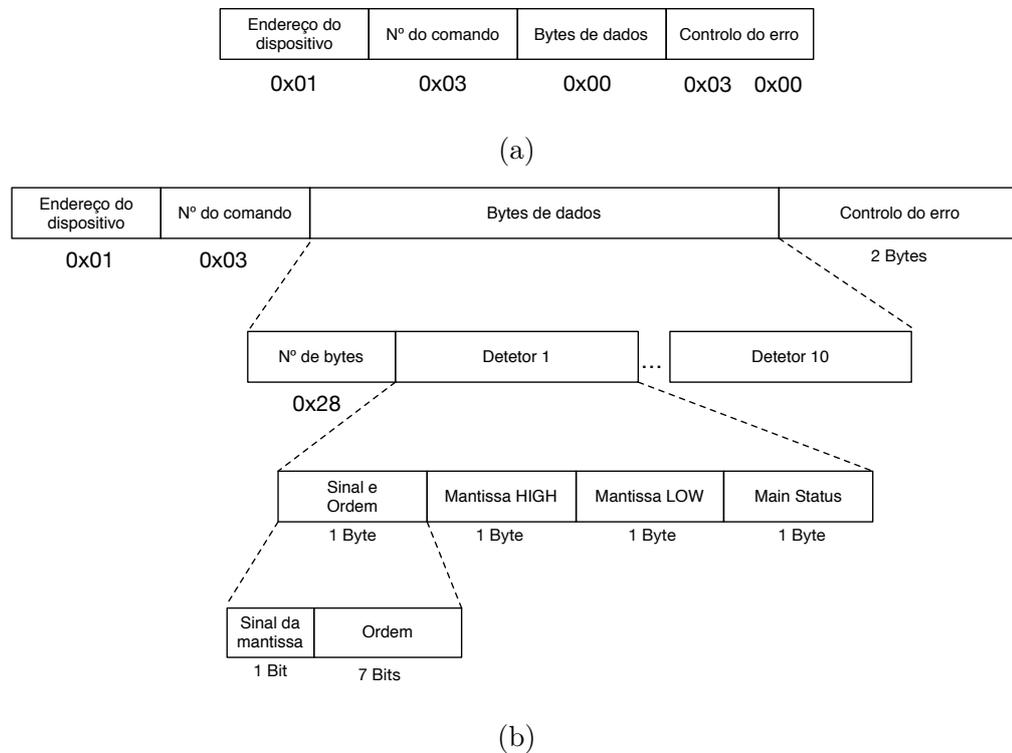


Figura 4.12: Formato do (a) pedido e (b) resposta do comando 3.

O método da vírgula flutuante baseia-se na representação dos números em notação científica, ou seja, desloca-se a vírgula de forma a obter um número menor do que 1. Por exemplo, o número 25,45 em notação científica corresponde ao  $0,2545 \times 10^2$ . Em binário, o número 11,01 corresponde a  $0,1101 \times 2^2$ , em notação científica. A este processo de transcrever um número em notação científica designamos por normalização. De uma forma geral, representa-se um vírgula flutuante de acordo com a expressão 4.1.

$$+ - M \times B^{+-e} \quad (4.1)$$

Onde  $M$  é a mantissa, ou seja a parte fracionária,  $B$  é a base e  $e$  é o expoente. O número de bits alocados para a mantissa é 2 bytes, para o expoente/ordem é 7 bits e para o sinal da mantissa é 1 bit.

### 4.3 Sumário

O *Alarm Dosimeter* é um sistema que permite monitorizar a radiação ionizante. Este sistema pode ser composto por diferentes **UDs**, **UPs** e **UAs**, dependendo das necessidades do utilizador. As **UDs** medem os níveis de radiação ionizante, que pode ser de vários tipos. Além disso, existem **UDs** específicas para cada gama de operação. A **UP** tem uma interface gráfica que permite visualizar o valor medido pelas **UDs** e configurar as operações das outras unidades. Por fim, a **UA** emite um sinal audível e/ou visível, quando os níveis de radiação excedem um determinado limite.

O *Alarm Dosimeter* pode ser conectado a um computador via RS-232. O protocolo RS-232 tem diferentes características e modos de controlo do fluxo dos dados. No caso do *Alarm Dosimeter*, o controlo de fluxo dos dados é realizado pelo computador, através do pino RTS.

O protocolo RS-232 não especifica o formato nem a sequência de caracteres para a transmissão de dados entre o *Alarm Dosimeter* e o computador. Para isso, é utilizado o protocolo definido pelo fabricante do *Alarm Dosimeter*. O computador envia um pedido ao qual o *Alarm Dosimeter* envia a respetiva resposta. As mensagens do pedido e resposta contêm diferentes tipos de informação: (1) endereço do dispositivo – 1 byte, com um endereço definido pelo fabricante; (2) número do comando – 1 byte, que permite identificar os diferentes comandos; (3) dados – pelo menos 1 byte, que contém a informação correspondente a cada pedido/resposta; e (4) controlo do erro – 2 bytes, que são o resultado da soma dos bytes do comando e dos dados.

# Capítulo 5

## Análise dos Requisitos

Este capítulo inicia-se com a apresentação da estrutura do serviço de medicina nuclear do instituto CUF. De seguida é apresentado o sistema onde é possível visualizar que os dados são recolhidos pelo computador do instituto CUF e são guardados numa base de dados localizada no servidor do consultório Dr. Campos Costa. Posteriormente, são apresentadas as tecnologias usadas para o desenvolvimento da aplicação informática. E, por fim, são especificados os requisitos da aplicação informática.

### 5.1 Estrutura do serviço

O serviço de medicina nuclear do instituto CUF realiza exames na câmara gama e no PET (Tomografia de Emissão de Positrões). Os exames são realizados todos os dias, excepto ao domingo, desde as 9 horas até às 19 horas. Contudo, a preparação dos radiofármacos inicia-se às 8 horas e depois das 19 horas pode ainda existir atividade no serviço.

Para a realização dos exames, são administrados radiofármacos aos pacientes. Os radiofármacos emitem radiação ionizante que não deve exceder os limites definidos em determinadas zonas do serviço uma vez que, associada a este tipo de radiação, existem vários perigos associados. Por essa razão, a os níveis de radiação devem ser monitorizados desde as 8 até às 20 horas todos os dias, excepto ao domingo.

No instituto CUF estão instaladas 10 UDs de radiação ionizante em diferentes salas do serviço de medicina nuclear, nomeadamente na zona de comando, zona de comando PET, sala dos médicos, receção, sala de injeção, sala de cardiologia, zona de acamados, sala dos sujos, área de desinfeção e hotlab PET. Na sala de comando existe ainda uma UP e uma UA. Além disso, existe também um adaptador de interface que converte o protocolo de comunicação RS-485 para RS-232. As 10 UDs, a UA, a UP e o adaptador de interface compõem o *Alarm Dosimeter*. Na Figura 5.1 encontra-se a planta do serviço de medicina nuclear do instituto CUF com indicação das salas onde se encontram instalados as UDs.

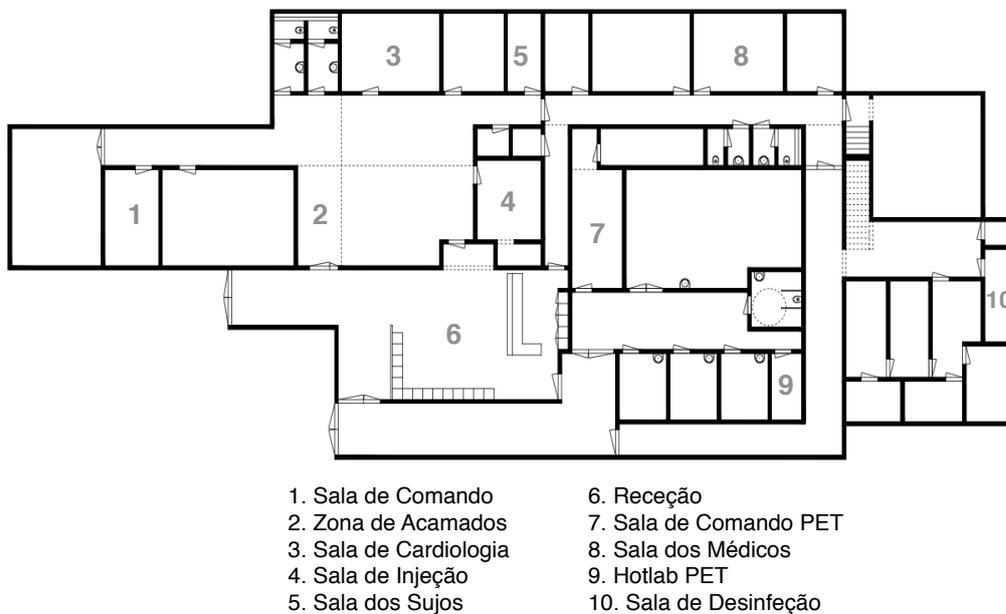


Figura 5.1: Planta do serviço de medicina nuclear do instituto CUF.

As salas do serviço são classificadas segundo áreas vigiadas e áreas controladas, de acordo com o risco das atividades realizadas. As áreas vigiadas são as de menor risco de contaminações enquanto que as áreas controladas são as de maior risco de contaminações e, por isso, o seu acesso é reservado a profissionais. Assim, e segundo o Decreto-Lei, as áreas vigiadas e as áreas controladas têm diferentes níveis de radiação permitidos. Em cada

área são definidos dois limites. Os limites de radiação nas áreas vigiadas são  $569\text{ nSv/h}$  e  $1710\text{ nSv/h}$ , enquanto que nas áreas controladas, os limites são  $1710\text{ nSv/h}$  e  $3420\text{ nSv/h}$ . No instituto CUF, as salas classificadas como áreas vigiadas são a zona de comando, a sala de sujos, a receção, a zona de comando do PET e a sala dos médicos, enquanto que as salas classificadas como áreas controladas são a zona de acamados, a sala de cardiologia, a sala de injeção e a sala de descontaminação.

## 5.2 Sistema

O sistema é composto pelo *Alarm Dosimeter* que possui as UD<sub>s</sub>, a UP, a UA e o adaptador de interface no serviço de medicina nuclear do instituto CUF. A aplicação informática deve recolher os valores medidos pelas UD<sub>s</sub>. Posteriormente, os dados devem ser guardados remotamente na base de dados localizada no consultório Dr. Campos Costa. Na Figura 5.2 encontra-se a representação do sistema.

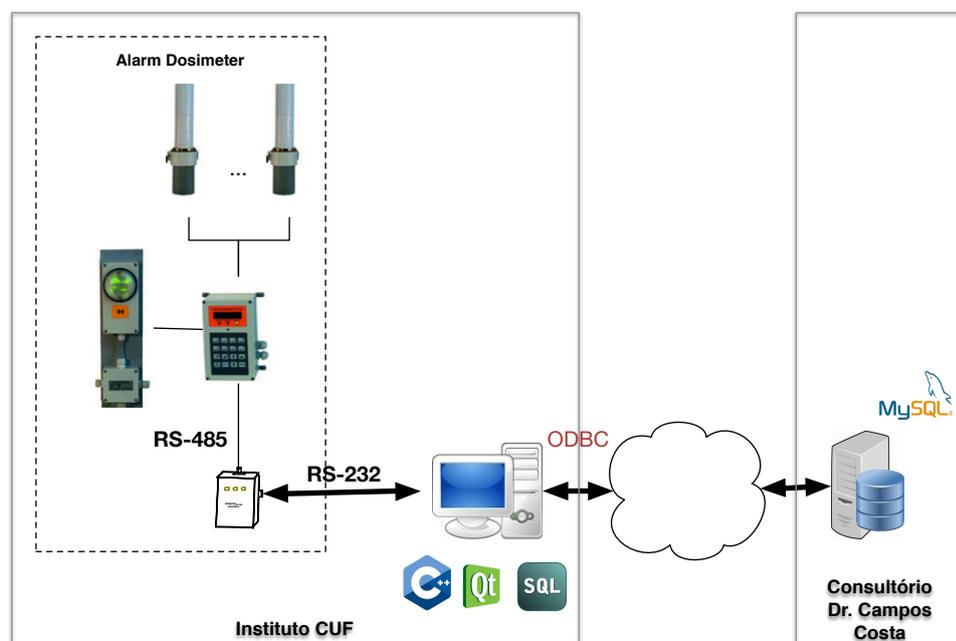


Figura 5.2: Sistema.

## 5.3 Tecnologias

Para o desenvolvimento da aplicação informática usou-se a linguagem de programação C++ e a *framework* gráfica Qt, que permite criar a interface gráfica. A base de dados foi criada usando a base de dados MySQL, sendo que a interligação entre a aplicação informática em C++ e a base de dados em MySQL usa o conector ODBC. A informação da base de dados é manipulada com a linguagem de programação SQL. Por fim, para a modelação da aplicação informática recorreu-se aos diagramas UML.

### 5.3.1 C++

O C++ é uma linguagem de programação que foi desenvolvida no início da década de 80, por Bjarne Stroustrup. Esta linguagem é uma evolução da linguagem C [33], [34].

O C++ é uma linguagem orientada a objetos e, por isso, apresenta quatro características commumente presentes neste tipo de linguagem: abstração, encapsulamento, herança e polimorfismo. O encapsulamento permite que os atributos sejam declarados como (1) públicos, quando podem ser acedidos por qualquer método; (2) privados, quando podem ser acedidos apenas pelos métodos da mesma classe; (3) protegidos, quando podem ser acedidos apenas pelos métodos das classes herdadas. A herança permite aceder aos membros da classe que é herdada. O polimorfismo permite usar uma função em diferentes contextos.

### 5.3.2 *Framework* gráfica Qt

Para o desenvolvimento da interface gráfica foi escolhida a *framework* gráfica Qt. Esta *framework* multiplataforma foi desenvolvida por Haavard Nord e Eirik Chambe-Eng, fundadores da empresa *Trolltech*, em 1995. O Qt possui um conjunto de ferramentas que auxiliam o processo de desenvolvimento de aplicações, como o QtDesigner e o QtCreator. O QtDesigner permite projetar as janelas e o QtCreator é o IDE para a criação dos projetos das aplicações.

A unidade básica do Qt é o *QObject*. Os *QObject*s organizam-se em árvore, ou seja, todos os *QObject*s tem um parentesco. Quando o objeto pai é destruído, os objetos filhos também são. A *QWidget* é a classe base de todos os componentes que aparecem na interface gráfica. Por outras palavras, as *Widgets* são classes que modelam objetos gráficos nas janelas, como por exemplo, um botão, uma caixa de texto, entre outras. Com o *Qt Designer* pode-se criar interfaces gráficas arrastando e soltando as várias *widgets* que já existem no Qt. Pode-se associar *signals* e *slots* às *widgets*. O *signal* é conectado a um *slot*, que é um método que é executado apenas quando o *signal* é emitido. No Qt, estão definidos os *signals* mais comuns, no entanto, também podem ser implementados outros. Na Figura 5.3 é possível visualizar um exemplo deste mecanismo. Como se pode visualizar, quando o utilizador pressiona o botão *Limpar* é emitido um *signal* que está conectado com o *slot* que limpa a informação da *widget* do tipo *QLineEdit*.



Figura 5.3: Mecanismo signal e slot.

A classe *QMainWindow* permite construir a janela principal da aplicação. A janela principal de uma aplicação é geralmente composta por uma barra de menus, uma barra de ferramentas, uma barra de estado e uma área central que pode ser ocupada por qualquer tipo de *widget* ou conjunto de *widgets*, como representado na Figura 5.4.

A classe *QDialog* permite criar interfaces gráficas mais simples que a *QMainWindow*. Estas janelas são geralmente usadas para tarefas de curta duração e breve comunicação com o utilizador. Os objetos da *QDialog* podem ser *modal*, quando bloqueia a interação com outras interfaces gráficas da aplicação, ou *modeless*, quando permite a interação com outras interfaces da aplicação.

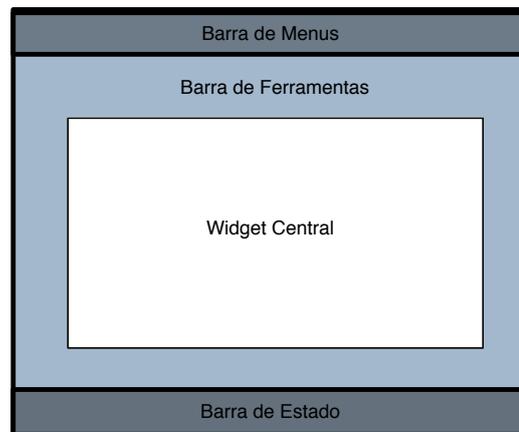


Figura 5.4: Formato da *QMainWindow*.

A classe *QSerialPort* é a classe que permite configurar as portas séries. Para configurar uma porta série é definido o *Baud Rate*, o número de bytes de dados, o bit de paridade, o número de bit de stop, bem como, o fluxo de controlo utilizado. Depois da porta estar configurada, usa-se os métodos *read()* e *write()* para receber ou enviar dados, respetivamente.

As classes *QtSqlDatabase* e *QSqlQuery* são as que apresentam os métodos necessários para estabelecer conexões às bases de dados e executar as operações nos diferentes SGBDs, respetivamente. A classe *QSqlQuery* proporciona um meio de manipulação e execução de instruções em linguagem de programação SQL.

A *QCustomPlot* é uma classe para criar gráficos. Esta classe permite definir as características dos gráficos, nomeadamente o tipo, o espaçamento e a gama de valores dos eixos, a localização e o tamanho das legendas entre outros. Esta classe possui ainda um conjunto de interações que permitem ampliar e mover os eixos dos gráficos, por exemplo.

As classes *QPainter*, *QPrinter* criam ficheiros em vários formatos nomeadamente em pdf. A *QPainter* permite escrever texto e colocar imagens nos objetos da *QPrinter*. A classe *QFont* possui os métodos para definir o tipo e o tamanho de letra e a classe *QPixmap* guarda a representação de uma imagem.

### 5.3.3 MySql

O *MySQL* é um Sistema de Gerenciamento de Base de Dados (SGBD) que usa a linguagem SQL. Este sistema de base de dados suporta praticamente qualquer plataforma e é um *software* livre. O *MySQL* é reconhecido pelo seu desempenho, robustez e por ser multi-tarefa e multi-utilizador.

O *MySQL Workbench* é uma ferramenta visual que permite modelar bases de dados. Esta ferramenta permite criar facilmente tabelas, as relações entre elas e definir as chaves primárias e estrangeiras.

### 5.3.4 SQL

A *SQL* [35] é uma linguagem de programação usada para manipular informações na base de dados. A *SQL* foi inicialmente desenvolvida pela *IBM Research*, no início da década de 70. A *SQL* pode ser usada para criar tabelas, com a utilização da instrução *CREATE TABLE*, ou para selecionar, inserir, apagar e atualizar dados, com as intrusões *SELECT*, *INSERT*, *DELETE*, *UPDATE*. Por exemplo, a instrução *SELECT* pode ser usada para expressar operações relacionais de restrição, projeção e junção.

### 5.3.5 ODBC

O *Open Database Connectivity* (ODBC) é uma interface que permite acessar a SGBDs independente da linguagem de programação, sistema da base de dados e sistema operativo [36]. Foi desenvolvido pelo grupo *SQL Access*, em Setembro de 1992. O ODBC possui uma biblioteca que permite conectar a aplicação informática a uma base de dados possibilitando a realização de várias operações como ver, alterar e eliminar a informação armazenada na base de dados [37].

### 5.3.6 Diagramas UML

A *Unified Modeling Language* (UML), que significa linguagem de modelagem unificada, é uma linguagem gráfica que permite modelar *software* [38]. A UML ajuda a visualizar o desenho e a comunicação entre os objetos.

A UML possui 14 tipos de diagramas que estão divididos em duas grandes categorias: diagramas estruturais e diagramas comportamentais. Os diagramas estruturais consideram aspetos estáticos do sistema enquanto que os diagramas comportamentais consideram os aspetos dinâmicos do sistema.

### Diagrama de Casos de Uso

O diagrama de casos de uso é um diagrama estrutural que representa graficamente as funcionalidades do sistema. As funcionalidades representadas no diagrama devem cobrir todos os requisitos identificados. Este tipo de diagrama permite visualizar a sequência de ações que o sistema executa para produzir um resultado observável para o ator. O ator representa um elemento externo ao sistema que interage com os casos de uso. Tipicamente, o ator é uma pessoa, um outro processo, um outro sistema, ou até um dispositivo de *hardware*. De uma forma geral, este tipo de diagrama permite visualizar os vários cenários de funcionamento do sistema e fornecem uma perspetiva do sistema de um ponto de vista externo (do(s) ator(es)).

Neste tipo de diagrama, são apresentadas as interações entre os diferentes elementos, actores e casos de uso. A interação *comunicação* representa a ligação dos actores aos casos de uso. Por sua vez, as interações entre os casos de uso podem ser de três tipos: (1) inclusão; (2) extensão e (3) herança. O relacionamento *inclusão* de um caso de uso A para outro caso de uso B indica que o caso de uso B é essencial para o comportamento de A. O relacionamento *extensão* de um caso de uso B para um caso de uso A indica que o caso de uso B pode ser acrescentado para descrever o comportamento de A mas não é essencial. Quando o caso de uso A for invocado, este verificará se as suas extensões devem ou não ser invocadas. O relacionamento *herança* especifica que o caso de uso herda as características do outro caso de uso.

### Diagrama de Classes

O diagrama de classes [38] é uma representação da estrutura e das relações das classes. Este tipo de diagrama é muito útil porque define quais as classes que o sistema necessita para cumprir todos os requisitos.

As classes contêm as especificações do objeto nomeadamente os seus atributos e os seus métodos. Os atributos são as características dos objetos e podem ser classificados de acordo com a sua visibilidade como: (1) públicos, representados com  $+$ , quando podem ser acedidos por outras classes; (2) privados, representados com  $-$ , quando só podem ser acedidos por métodos da própria classe; (3) protegidos, representados com  $\#$ , quando podem ser acedidos pelas classes derivadas. Os métodos são as operações que os objetos podem fazer e, tal como os atributos, podem ser classificados como privados, públicos e protegidos.

As relações entre as classes representam as interações entre os objetos. Nos diagramas de classes existem três tipos de relações: associação, agregação/composição, generalização/especificação. As associações são representadas por uma linha sólida e representam relacionamentos que são formados entre os objetos durante a execução do programa. A agregação/composição são representadas com um losango não preenchido/preenchido numa das extremidades e são casos particulares da associação, em que uma das classes é parte ou está contida noutra classe. No caso da agregação, a destruição do objeto não implica necessariamente a destruição das partes mas, no caso da composição, a destruição do objeto implica a destruição das suas partes. Por último, a generalização/especificação, representada com uma seta, é uma relação entre uma classe e uma subclasse, que herda as características da classe.

### Diagrama de Interação

Os diagramas de interação [38] descrevem a colaboração entre os objetos. Existem dois tipos de diagramas de interação: diagramas de sequência e de comunicação. Os diagramas de sequência evidenciam graficamente a sequência das mensagens ao longo do tempo enquanto que os diagramas de comunicação permitem representar todas as interações entre os objetos enfatizando a estrutura e não a progressão/ordenação temporal das mensagens trocadas entre os objetos do sistema. Entende-se por mensagens, os métodos solicitados de um objeto a outro e as respetivas respostas.

## 5.4 Requisitos da Aplicação

A aplicação informática deve adquirir os dados dos detetores já instalados nas áreas do serviço de medicina nuclear do instituto CUF. Os dados devem ser recolhidos continuamente durante o horário de funcionamento do serviço e apresentados em tempo real na interface gráfica. Os dados recolhidos devem ser apresentados no respetivo gráfico da sala onde está o detetor e deve ser possível visualizar os níveis de radiação recolhidos durante o dia, em todos os detetores. Além disso, quando o nível de radiação exceder um dos limites pré-definidos, deve ser evidenciada qual a área afetada. Para tal, deve existir um modo de visualização que identifica claramente qual é a área. Na interface gráfica deve ainda existir uma seção com a média, o máximo e o número de vezes que a radiação ultrapassou os limites, por detetor, desde o início do dia.

Os dados recolhidos devem ser guardados na base de dados, localizada no servidor do consultório Dr. Campos Costa. Devem ser guardados os dados recolhidos de 10 em 10 segundos. No entanto, quando os níveis de radiação adquiridos forem menores do que 75% do primeiro limite deve ser guardada a média dos dados recolhidos durante um minuto. Por outras palavras, os dados são sempre adquiridos de 10 em 10 segundos mas, antes de serem guardados, verifica-se se os níveis de radiação são relevantes para serem guardados. Desta forma, quando o nível de radiação não ultrapassa 75% do primeiro limite, em vez de 360 dados ( $60 \times 6$ ), são guardados 60 dados, durante uma hora. Se se tiver em conta que os dados são adquiridos durante 12 horas por dia, 24 dias por mês, em 10 detetores, verifica-se que o número de dados a guardar é muito elevado. Assim, este processamento realizado antes de guardar os dados permite diminuir consideravelmente o número de dados guardados na base de dados.

A interface gráfica deve ainda apresentar um módulo de estatísticas. O módulo de estatísticas deve mostrar alguns dados estatísticos sobre os dados adquiridos pelos detetores e guardados na base de dados. Os dados devem ser: (1) a média; (2) o máximo; (3) a média de *background*; (4) o número de vezes que foi ultrapassado o primeiro e o segundo limite; (5) o período

de tempo em que o nível de radiação esteve acima do primeiro e segundo limite; (6) a média e o máximo dos valores maiores que o primeiro limite e menores que o segundo limite; (7) a média e o máximo dos valores maiores que o segundo limite (8) o maior período de tempo em que a radiação esteve acima do primeiro e segundo limite bem como a média e máximo dos dados adquiridos durante esse período. Esses dados devem ser os resultados dos processamentos dos dados do detetor selecionado pelo utilizador e dos dados de todos os detetores instalados nas áreas vigiadas e nas áreas controladas. Este módulo deve ainda permitir visualizar graficamente os níveis de radiação do período de tempo e do detetor selecionado pelo utilizador.

Na interface gráfica deve ainda existir um módulo de configuração do sistema que permita alterar o horário em que a aplicação recolhe os dados dos detetores. Além desse módulo existe ainda outro módulo para criar e eliminar utilizadores da aplicação bem como alterar a palavra passe.

Além dos requisitos já definidos, a aplicação deve gerar automaticamente relatórios semanais que serão integrados na página online do Departamento de Física Nuclear do consultório Dr. Campos Costa com o objetivo de apresentar os resultados à Direção Geral de Saúde.

A aplicação informática e a estrutura da base de dados deve ainda permitir a integração de novas redes de detetores nos serviços da Dr. Campos Costa.

Na aplicação deve ainda existir dois tipos de utilizadores: o administrador e o técnico. O *administrador* tem acesso a todas as funcionalidades do sistema, nomeadamente aos dois módulos de visualização dos dados adquiridos dos detectores em tempo real, bem como, ao módulo de estatísticas e ao módulo de configuração do sistema onde é possível criar, alterar e eliminar utilizadores da aplicação e alterar o horário de aquisição de dados. O *técnico* apenas tem acesso aos modos de visualização dos dados adquiridos em tempo real e no próprio dia, bem como à secção onde é possível visualizar alguns dados estatísticos dos valores recolhidos durante o dia.

Na Figura 5.5 pode ser visualizado o diagrama de casos de uso do sistema.

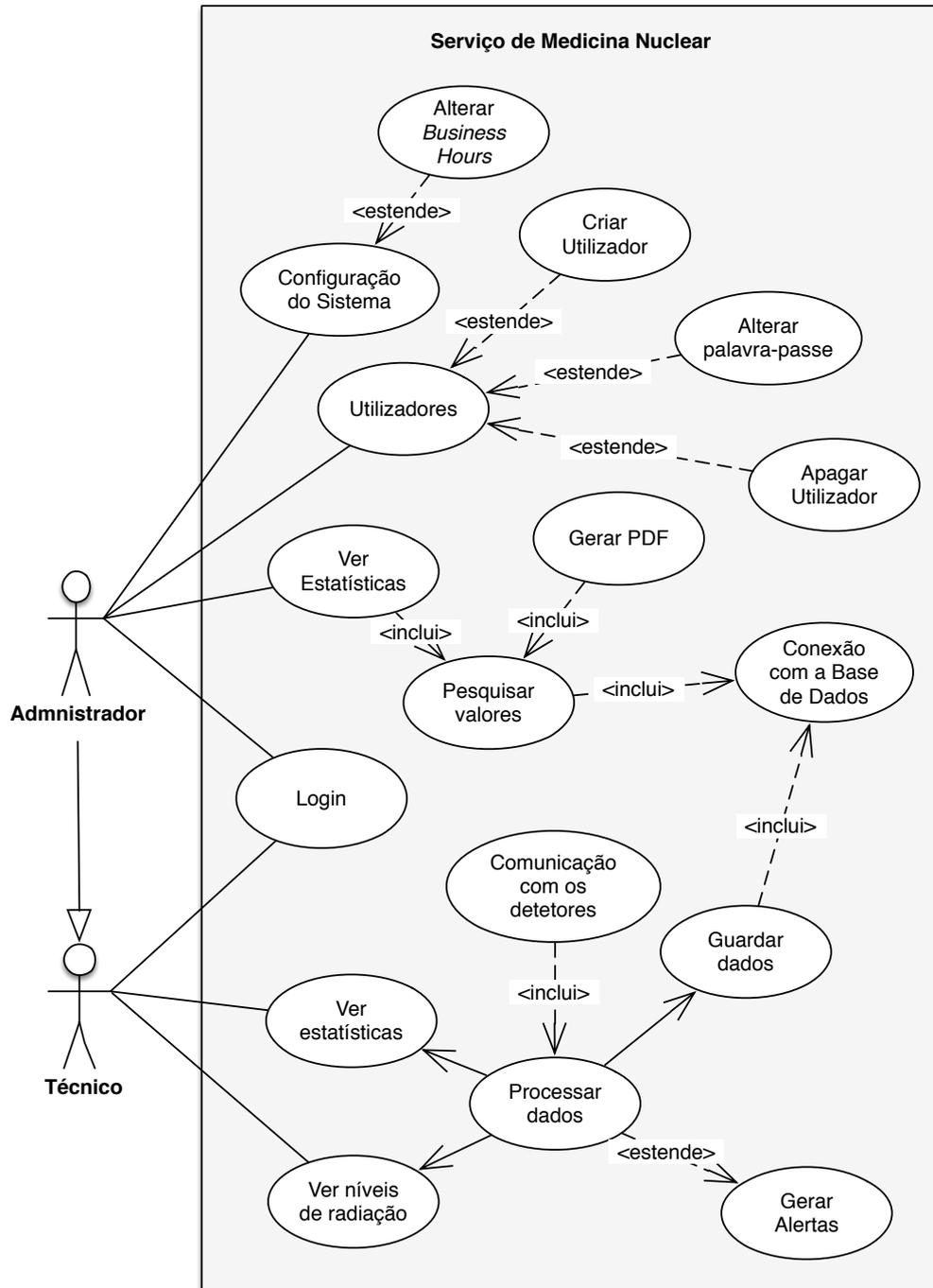


Figura 5.5: Diagrama de casos de uso.

## 5.5 Sumário

No serviço de medicina nuclear do instituto CUF estão instaladas [UDs](#) que medem a radiação presente nas diversas salas. A aplicação informática deve recolher os níveis de radiação medidos durante o período em que estão a ser realizados exames e gerar alertas sempre que o nível exceder o limite pré-definido. Além disso, os níveis de radiação devem ser guardados numa base de dados localizada no servidor do consultório Dr. Campos Costa.

Na interface gráfica da aplicação devem ser visualizados os níveis de radiação em todas as salas em tempo real e apresentar alguns dados estatísticos que devem ser atualizados à medida que são recebidos novos dados. Deve ainda existir um módulo para visualizar os dados estatísticos dos níveis de radiação medidos em cada sala e durante o período selecionado pelo utilizador e um módulo para criar, eliminar e alterar a palavra-passe dos utilizadores. Os utilizadores podem ser de dois tipos: administrador e técnico. O administrador pode aceder a todas as funcionalidades da interface gráfica enquanto que o técnico apenas tem acesso à interface gráfica com os níveis de radiação.

A aplicação informática foi desenvolvida usando a linguagem de programação [C++](#) e a *framework* gráfica [Qt](#) enquanto que a base de dados usada foi a [MySQL](#). Na interligação entre a aplicação informática e a base de dados foi usado o conector [ODBC](#). Por fim, na modelação da aplicação informática usou-se os digramas de [UML](#).



# Capítulo 6

## Implementação

A aplicação informática foi desenvolvida utilizando a *framework* gráfica Qt e linguagem de programação C++. Os dados são guardados numa base de dados desenvolvida em MySQL. Neste capítulo, inicialmente será apresentada a organização das classes da aplicação desenvolvida e a estrutura das tabelas da base de dados. Posteriormente, serão apresentadas as interações entre as *threads* que foram implementadas para permitir execução de operações paralelamente, dentro do mesmo processo. Por fim, serão descritas partes da aplicação que permitem configurar a porta série, configurar a conexão à base de dados, processar os dados recebidos pelo *Alarm Dosimeter* e processar os dados a guardar na base de dados.

### 6.1 Organização das classes

A aplicação foi desenvolvida em C++ que é uma linguagem orientada a objetos e, por isso, está organizada em várias classes. Na Figura 6.1 encontra-se o diagrama conceptual das classes da aplicação.

A aplicação está organizada em 15 classes. As classes *ComThread* e *FirstThread* herdam os atributos e os métodos da classe *QThread* que permitem gerir as *threads* da aplicação. As classes das interface gráfica são a *MainWindow* e a *WindowEstat* que são subclasses da *QMainWindow*, as classes *Login*, *NewUser*, *ChangePassword*, *DeleteUser*, *SystemConfigure* que

são subclasses da *QDialog* e as classes *FormPlant* e *FormGraphs* que são subclasses da *QWidget*.

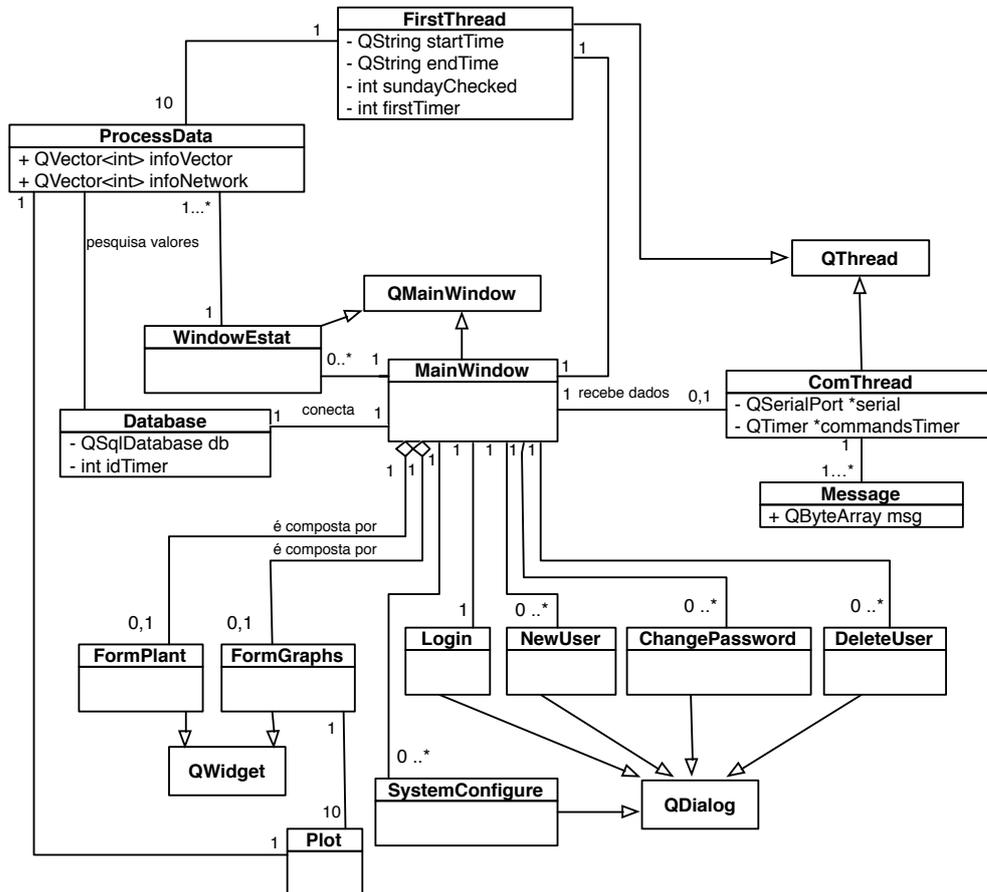


Figura 6.1: Diagrama de classes.

De seguida é apresentada uma breve descrição das várias classes que integram o diagrama de classes da aplicação.

### 1. Classe *FirstThread*

Nesta classe é definida a *thread* que inicia e termina a aquisição dos dados do *Alarm Dosimeter* de acordo com o horário da realização de exames do serviço. Esta classe tem também os métodos que permitem gerar os relatórios semanais, em formato pdf, com os gráficos e a informação estatística sobre

os níveis de radiação adquiridos pelos detetores.

### 2. Classe *ComThread*

Nesta classe é definida a *thread* responsável por enviar e receber mensagens do *Alarm Dosimeter*. Inicialmente é configurada a porta série, utilizada para estabelecer a comunicação com o *Alarm Dosimeter*. Esta classe inclui vários métodos, tais como: (1) colocar o pino *RTS* a *LOW*, utilizado antes de cada troca de dados do computador para o *Alarm Dosimeter*; (2) enviar pedido ao *Alarm Dosimeter*; (3) colocar o pino *RTS* a *HIGH*, utilizado depois dos dados serem enviados; (4) receber dados; (5) verificar se o pacote recebido é válido ou não. No caso dos dados serem inválidos, não são processados; (6) processar os dados recebidos, para obter os níveis de radiação medidos por cada detetor.

### 3. Classe *Message*

A classe *Message* permite definir as mensagens que são enviadas para o *Alarm Dosimeter* a partir do endereço do dispositivo, número de comando e número de bytes de dados. Esta classe possui o método para calcular os bytes de controlo.

### 4. Classe *Database*

Esta classe tem os métodos para inserir, atualizar, eliminar e selecionar dados da base de dados. Por exemplo, tem os métodos para (1) inserir os dados provenientes do *Alarm Dosimeter* e novos utilizadores; (2) atualizar a palavra-passe de um determinado utilizador e o horário de funcionamento da aplicação; (3) eliminar utilizadores; (4) configurar os *thresholds* dos detetores, os nomes das salas onde se encontram os detetores, os níveis de radiação, a média e o máximo dos dados durante um determinado período de tempo, por um detetor.

### 5. Classe *Plot*

Esta classe tem os métodos para atualizar os dados dos gráficos e mudar a cor do fundo dos gráficos. Nesta classe são definidas todas as característi-

cas dos gráficos da interface gráfica, nomeadamente o tipo e o espaçamento dos eixos, o estilo da linha, o tipo de letra e o estilo do título, entre outras configurações.

#### 6. Classe *Login*

A classe *Login* tem métodos para aceder à base de dados e verificar se o nome de utilizador e a palavra-passe inseridos estão corretos. Se os dados estiverem corretos, a aplicação direciona o utilizador para a interface gráfica principal da aplicação.

#### 7. Classe *MainWindow*

A classe *MainWindow* é a classe onde estão definidos os métodos da interface gráfica principal da aplicação. Nesta classe são definidos métodos que emitem e recebem os *signals* de outros métodos. Por exemplo, está definido o *slot* que permite atualizar os dados apresentados nos gráficos, sempre que é recebido o *signal* emitido pela objeto da classe *ComThread* quando são recebidos novos dados do *Alarm Dosimeter*.

#### 8. Classe *FormGraph* e a *FormPlant*

Estas classes são as classes da *central widget* da interface gráfica principal. A classe *FormGraphs* instancia os gráficos e a secção com os dados estatísticos onde são apresentados os níveis de radiação das salas, enquanto que a classe *FormPlant* permite criar a interface com a planta, os níveis de radiação e os sinais que indicam se o nível de radiação excedeu algum dos limites pré-definidos.

#### 9. Classe *WindowEstat*

Esta classe define os métodos da interface gráfica onde é apresentado o gráfico e os dados estatísticos sobre os níveis de radiação medidos por um determinado detetor e período de tempo, selecionado pelo utilizador. Além disso, de acordo com o período de tempo selecionado, também é apresentado os dados estatísticos sobre os detetores instalados no serviço.

#### 10. Classe *ProcessData*

Esta classe possui os métodos que calculam os dados estatísticos. Tem dois tipos de construtores, para calcular os dados estatísticos de um detector e dos detetores de um determinado tipo de área. Esta classe seleciona informação que está guardada na base de dados usando métodos da classe *Database* e é usada pelas classes *WindowEstat* e *FirstThread*.

#### 10. Classe *Users*, *ChangePassword* e a *DeleteUser*

Estas classes possuem os métodos para criar e alterar a palavra-passe, e eliminar utilizadores. Esses métodos usam as instruções inserir, atualizar e eliminar nos dados da tabela *Users* da base de dados. Todas as classes herdam os atributos e métodos da classe *QDialog* que permite mostrar uma interface gráfica ao utilizador.

A *MainWindow* é a classe principal da interface gráfica. A *widget* central da interface pode ser a *FormGraph* ou a *FormPlant*. Por isso, sempre que se a *MainWindow* é destruída, estas classes também são. A *MainWindow* recebe os dados da classe *ComThread* e atualiza média, o máximo e os níveis de radiação nos gráficos, na planta. Além disso, altera a cor do fundo do gráfico e o número de ocorrências, se o nível de radiação exceder os limites pré-definidos. Esta classe também se relaciona com as classes das outras janelas da interface gráfica permitindo ter acesso ao menu para criar, eliminar e alterar a palavra-passe dos utilizadores e ao menu para alterar o horário de aquisição de novos dados. Nesta interface é ainda possível abrir a *WindowEstat* que é a interface onde é possível visualizar os dados estatísticos dos níveis de radiação registados durante um período de tempo e detector selecionado, calculados pela *ProcessaData*.

Os relatórios são gerados na *thread* definida na classe *FirstThread*. Os dados estatísticos são calculados pelos métodos da classe *ProcessData* que seleciona os dados usando métodos da classe *Database* e constrói o gráfico através da classe *Plot*.

## 6.2 Base de dados

Os dados recebidos são guardados numa base de dados. As bases de dados são formadas por várias tabelas que são estruturadas de forma a reduzir a quantidade de dados redundantes [35]. Cada tabela tem uma chave primária que a identifica inequivocamente e é formada por um determinado número de colunas e linhas.

No sistema implementado, as entidades (ou tabelas) relacionam-se entre si de acordo com a estrutura evidenciada na Figura 6.2.



Figura 6.2: Modelo da base de dados.

O modelo da base de dados implementado é constituído por quatro tabelas: *measurements*, *detectors*, *local* e *users*. Na tabela *measurements*, a chave primária é o *idMeasurements*. Nessa tabela é guardada: (1) a data e hora; (2) o nível de radiação medido pelo detetor; e (3) o número que identifica

cada detetor. Na tabela *detectors*, a chave primária é o *idDetector* e nesta tabela encontra-se toda a informação relativa ao detetor, nomeadamente: (1) os *thresholds*; (2) o nome da sala; e (3) o nome da rede onde se encontra o detetor. Na tabela *local*, a chave primária é a *idNetwork* que identifica inequivocamente a rede de detetores onde os detetores se inserem. Nesta tabela são guardadas: (1) as especificações sobre a rede, incluindo o local, que informa qual a clínica onde a rede de detetores está localizada; (2) o *startTime* e *endTime*, que armazenam a informação sobre a hora à qual a aplicação inicia e termina a aquisição de dados de radiação medidos pelos detetores; (3) o *sundayChecked*, que indica se a aplicação adquire ou não valores ao domingo; (4) o *acquisitionTime*, que indica de quantos em quantos segundos é que a aplicação adquire dados dos detetores; e (5) o *saveTime*, que indica de quantos em quantos segundos é que os dados são armazenados na base de dados. Por último, a tabela *users* guarda a informação dos utilizadores que podem aceder à aplicação e a informação relativa ao tipo de utilizador, que pode ser administrador ou técnico.

### 6.3 Threads da aplicação

As *threads* permitem realizar operações em paralelo, tal como os processos [39]. Um processo é uma atividade (ou uma tarefa) de um programa. Cada processo tem um fluxo de execução, ou seja, uma *thread*. No entanto, com o desenvolvimento dos processadores, uma nova unidade de processamento concorrente pode ser definida dentro do próprio processo, podendo ter-se múltiplas *threads* no mesmo processo. Assim, múltiplas *threads* executam concorrentemente num processo e múltiplos processos executam-se concorrentemente num computador. Na Figura 6.3 são apresentados dois processos, um com três *threads* e outro com duas *threads*.

O *Multithreading*<sup>1</sup> aumenta consideravelmente o desempenho da aplicação [40]. No entanto, em sistemas com um processador, o desempenho da aplicação pode diminuir uma vez que, nesses casos, a execução das *threads*

---

<sup>1</sup>O conceito *Multithreading* significa que no mesmo processo existem várias linhas de execução, ou seja, *threads*.

não é em paralelo. Na verdade, as *threads* mudam constantemente durante a execução do processo entre uma e outra. Apesar de, para o utilizador, parecer que ocorrem em simultâneo porque a mudança é muito rápida.

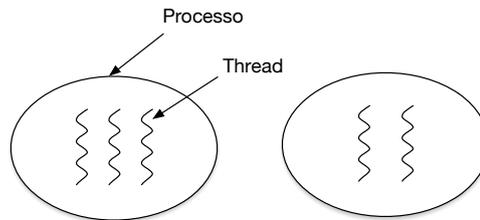


Figura 6.3: Representação de um processo com três *threads*.

As aplicações convencionais têm apenas uma *thread* que é designada por *main thread* ou *GUI thread* nas aplicações Qt. No entanto, quando é necessário realizar uma operação de longa duração, a interface gráfica geralmente bloqueia enquanto essa operação está em progresso. Por essa razão, pode ser necessário implementar outras *threads* para realizar essas operações. As *threads* secundárias são geralmente designadas por *Worker threads* [39].

Em alguns casos existem outras alternativas mais fáceis de implementar do que as *threads* [40]. No Qt, existem alternativas que devem ser consideradas, nomeadamente, o agendamento de um determinado processamento de dados para um período no futuro, quando não existirem mais eventos a processar.

Ao implementar novas *threads* podem surgir problemas. Cada *thread* tem a sua própria *stack*, no entanto, as *threads* partilham o mesmo espaço de endereço. Se duas *threads* têm um apontador para o mesmo objeto pode acontecer que ambas acedam a esse objeto ao mesmo tempo, destruindo a integridade do objeto [39].

No Qt, o objeto da *QApplication* é sempre definido na *main thread* e, para implementar uma nova *thread*, instancia-se a classe *QThread* e reimplementa-se o método *run*. Em determinados casos, é necessário comunicar entre as *threads*. Para tal, o Qt dispõe de classes como a *QMutex*, a *QReadWriteLock*, a *QSemaphore* e a *QWaitCondition* que permitem garantir a integridade das variáveis. Por exemplo, o *QMutex* protege uma variável ou uma parte do

código ao permitir que esse seja acessado por uma *thread* de cada vez. No entanto, nenhuma dessas classes pode ser usada para comunicar com a *main thread*, porque iria bloquear o *event loop* e, conseqüentemente, a interface gráfica. As funções `QObject::connect()` e `QObject::disconnect()` são "thread safe", ou seja, podem ser chamadas de diferentes *threads* simultaneamente sem interferirem entre si, mesmo quando estão a fazer operações sobre o mesmo objeto. A solução para a comunicação entre uma *thread* secundária e a *main thread* é usar uma função "thread safe" como a `QObject::connect()`, que implementa o mecanismo *signal-slot* [40].

Na aplicação desenvolvida, as *threads* secundárias comunicam com a *main thread* usando o mecanismo *signal-slot*. Na Figura 6.4, é apresentado o diagrama de interação. No diagrama de interação apresentado encontra-se as interações entre as diferentes *threads* implementadas na aplicação.

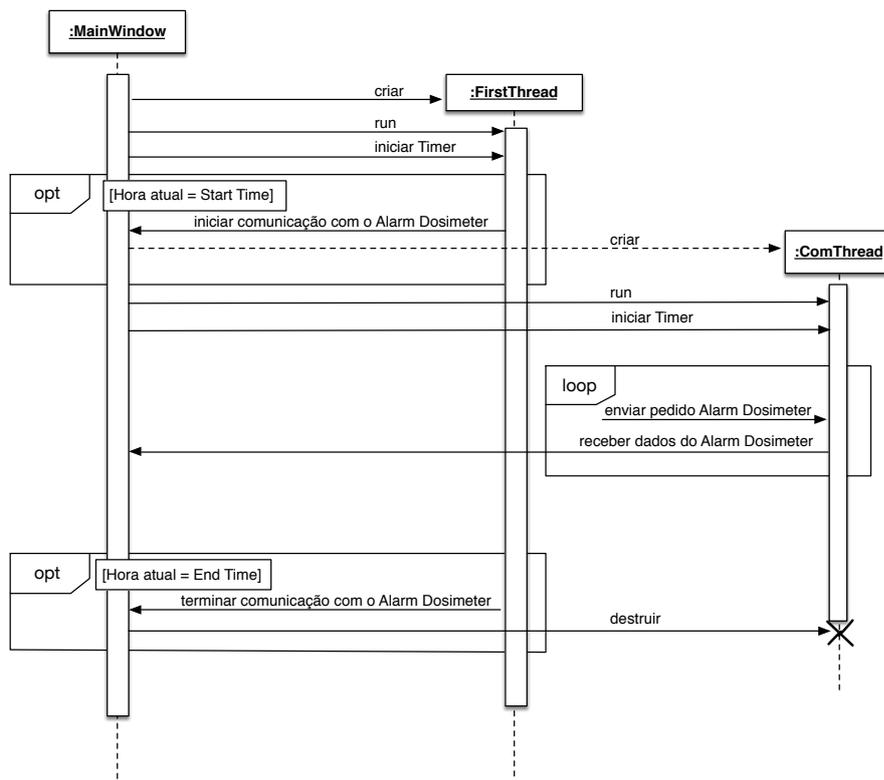


Figura 6.4: Diagrama de interação entre as classes *MainWindow*, *FirstThread* e a *ComThread*.

Na *MainWindow*, encontra-se a *main thread*. Como se pode ver, esta é a *thread* responsável pela criação das *threads* secundárias. Em ambas as *threads* é reimplementada a função *run* e é iniciado um *timer* que permite gerar eventos periódicos. O *timer* da *ComThread* gera eventos que enviam pedidos ao *Alarm Dosimeter* de 10 em 10 segundos, enquanto que o *timer* da *FirstThread* gera eventos para a aplicação iniciar ou terminar a recolha de novos dados do *Alarm Dosimeter* e para gerar o relatório semanal. A *FirstThread* verifica se a hora atual corresponde à hora de início da aquisição de novos dados ou se corresponde à hora de fim da aquisição de novos dados. Quando uma das condições é verificada, um *signal* é emitido. O *signal* está conectado ao *slot* que instancia a classe *ComThread* responsável por enviar e receber dados do *Alarm Dosimeter*. Os dados dos recebidos do *Alarm Dosimeter* são processados obtendo-se os níveis de radiação presentes nas diferentes salas e depois são adicionados aos gráficos da interface gráfica. Para tal, é emitido um *signal* pela *ComThread* que está conectado com um *slot* da *MainWindow*.

## 6.4 Inicializações

Existem algumas inicializações que foram implementadas para permitir configurar a porta série e conectar a aplicação à base de dados.

### 6.4.1 Configuração da porta série

O computador e o *Alarm Dosimeter* comunicam através da porta série do computador. Antes da comunicação iniciar, é necessário configurar alguns parâmetros, nomeadamente o nome da porta, o *baud rate*, o número de bits, a utilização do bit de paridade ou não, o número de bits de stop e o tipo de fluxo de controlo. Em seguida, é apresentado o código usado para configurar a porta série da aplicação em questão.

---

```
1   QSerialPort *serial = new QSerialPort(this);  
2   serial->setPortName("COM1");
```

```
3 serial->setBaudRate(QSerialPort::Baud9600);
4 serial->setDataBits(QSerialPort::Data8);
5 serial->setParity(QSerialPort::NoParity);
6 serial->setStopBits(QSerialPort::OneStop);
7 serial->setFlowControl(QSerialPort::NoFlowControl);
8 serial->open(QIODevice::ReadWrite);
```

O fluxo de controlo foi definido como "nenhum", uma vez que o *Alarm Dosimeter* não usa nenhum dos mecanismos de controlo de fluxo definidos pela classe *QSerialPort* do Qt. Em vez disso, usou-se o método *QSerialPort::setRequestToSend* para definir o estado do pino RTS. O pino RTS é colocado a *HIGH* quando o computador está a enviar dados para o *Alarm Dosimeter* e colocado a *LOW* quando o *Alarm Dosimeter* está a enviar dados para o *Alarm Dosimeter*.

### 6.4.2 Configuração da conexão à base de dados

Para configurar a conexão entre a aplicação e a base de dados, é necessário definir qual o *driver* a usar, o IP do servidor onde se encontra a base de dados, o número da porta, a palavra-passe e o nome da base de dados.

```
1 #define CONEXION "Driver={MySQL ODBC 5.2 Unicode Driver};
   SERVER=-----;PORT=3306;UID=nmareadectors;PWD
   =-----DATABASE=nmareadectors;Trusted_Connection=YES
   "
2
3 QSqlDatabse db;
4
5 if (QSqlDatabase::isDriverAvailable("QODBC"))
6 {
7     db = QSqlDatabase::addDatabase("QODBC");
8     db.setDatabaseName(CONEXION);
9     try
10    {
11        db.open();
12    }
13    catch(std::exception e)
```

```
14 {
15     qDebug() << e.what();
16 }
17 }
```

Antes de estabelecer a ligação à base de dados, verifica-se se o *driver* está disponível. Se não se fizer a verificação, o programa pode bloquear, no caso do *driver* estar indisponível. Além disso, o método `QSqlDatabase::open` foi implementado através de uma excepção. É importante também referir que, antes da inserção de novos valores na base de dados, verifica-se a conexão com a base de dados. Por vezes, a conexão à base de dados pode ser interrompida, nesses casos, estabelece-se novamente a conexão à base de dados.

## 6.5 Processamentos dos dados

Neste secção encontra-se a implementação de algumas operações realizadas no processamento dos dados recebidos pelo *Alarm Dosimeter* e dos dados a guardar na base de dados.

### 6.5.1 Processamento dos dados recebidos pelo *Alarm Dosimeter AT2327*

Os dados recebidos do *Alarm Dosimeter* têm que ser processados. De seguida, é apresentado o código utilizado no processamento dos bytes recebidos do *Alarm Dosimeter*, para a determinação dos níveis de radiação medidos pelos 10 detetores da rede do serviço do instituto CUF.

```
1 void ComThread::processData(QByteArray dataArray)
2 {
3     QVector<double> data;
4     double const= qPow(2,-16);
5     for( int i = 8; i<dataArray.size()-2; i=i+4 )
6     {
7         quint16 mantissa;
8         unsigned int ordem;
```

```

9      double num;
10     mantissa = (static_cast<quint16>(dataArray[i+1]) <<
      8) + static_cast<quint16>(dataArray[i+2]);
11     ordem = static_cast<unsigned int>(dataArray[i]);
12     num = (mantissa*const)*(qPow(2, ordem-64));
13     data.push_back(num);
14 }
15 emit newData(data);
16 }

```

Ao enviar um pedido para o *Alarm Dosimeter*, o computador recebe o eco do pedido e a seguir a resposta, em que os primeiros três bytes são sempre: o endereço do dispositivo, o número de comando e o número de bytes de dados e os últimos dois bytes são os bytes de controlo. Antes dos dados serem processados verifica-se se os dados foram recebidos corretamente através dos bytes de controlo.

O código em cima refere-se ao processamento dos bytes da resposta ao comando 3 em que os primeiros 8 bytes (5 bytes do eco do pedido e 3 bytes da resposta) e os últimos 2 (bytes de controlo) são rejeitados. O processamento permite obter 10 valores reais do nível de radiação medido que foram enviados segundo o formato de vírgula flutuante.

### 6.5.2 Processamento dos dados a guardar na base de dados

Os valores de radiação adquiridos pelos detetores são armazenados na base de dados. No entanto, antes de serem guardados, verifica-se se o máximo dos valores da radiação guardados no vector é maior que 75 % do primeiro limite de cada detetor. Se essa condição for verdadeira, são guardados todos os dados. No entanto, se essa condição for negativa, é guardada a média dos dados medidos por cada detetor. De seguida, encontra-se a parte do código que permite realizar esse processamento dos dados.

```

1 void Database::processBeforeInsert(QVector<double> vector,
      int idDetector)

```

```
2 {
3     if (maxVector(vector) > t1Vector[idDetector-1]*0.75)
4     {
5         insertDataDetector(idDetector, vector);
6     }
7     else
8     {
9         double average = averageVector(vector);
10        insertMeanDetector(idDetector, average);
11    }
12 }
```

## 6.6 Sumário

A aplicação informática foi desenvolvida em C++ utilizando a *framework* gráfica Qt. A base de dados é em MySQL e o modelo da base de dados desenvolvido é formado por quatro tabelas onde são guardados as informações sobre os níveis de radiação, os detetores, a rede onde estão inseridos, os utilizadores da aplicação.

A aplicação está organizada em 15 classes. As classes *MainWindow*, *FirstThread* e *ComThread* definem as três *threads* da aplicação. Na *MainWindow* encontra-se a *main thread* que é responsável pela criação das *threads* secundárias, a *FirstThread*, que é responsável por gerar eventos para iniciar a comunicação com o *Alarm Dosimeter* e gerar os relatórios semanais e *ComThread*, que é responsável por enviar pedidos e receber respostas do *Alarm Dosimeter*.

A comunicação com o *Alarm Dosimeter* inicia-se depois da configuração da porta série, onde são definidos alguns parâmetros como, por exemplo, o *baud rate* e o número de bits. O controlo de fluxo do *Alarm Dosimeter* usa o canal de comunicação RTS em que, quando os dados estão a ser enviados do computador, este está a *HIGH* e, quando os dados estão a ser recebidos pelo computador, este está a *LOW*. Os dados recebidos pelo computador são processados. Inicialmente verifica-se se os dados foram recebidos corretamente

através dos bytes de controlo. Os dados processados são guardados na base de dados e para isso é necessário configurar a conexão entre a aplicação e a base de dados. A conexão é estabelecida através da definição de alguns parâmetros como o número da porta, a palavra-passe e o nome da base de dados. Os dados a guardar na base de dados são previamente processados. Antes dos dados serem guardados, verifica-se se existe algum dado acima de 75% do primeiro limite. Se existir todos os dados são guardados, se não é guardada a média dos dados.



# Capítulo 7

## Aplicação

Neste capítulo são apresentados os resultados da implementação da aplicação discutida nos capítulos anteriores. Primeiro, é explicado como se procedeu à validação da comunicação entre o *Alarm Dosimeter* e o computador. Segundo, são apresentadas várias figuras que permitem visualizar o aspeto gráfico final da aplicação desenvolvida. Por fim, é apresentado o formato dos relatórios semanais em formato .pdf.

### 7.1 Comunicação com o *Alarm Dosimeter*

A comunicação entre o *Alarm Dosimeter* e o computador foi validada utilizando um analisador de sinais e o *software Logic*. Um analisador de sinais é um *hardware* que permite fazer a aquisição e processamento de sinais elétricos. O *software Logic* é uma aplicação com interface gráfica que permite visualizar os adquiridos em cada um dos canais utilizados na comunicação, até um máximo de 6 canais. Na Figura 7.1, pode-se ver o envio do comando 3 do computador para o *Alarm Dosimeter* e a resposta. Do ponto de vista do computador, o primeiro canal de comunicação corresponde ao *Tx*, o segundo corresponde ao *RTS* e o terceiro corresponde ao *Rx*.

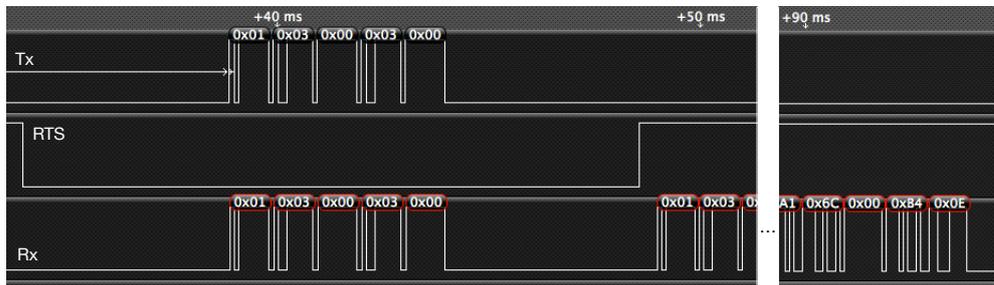


Figura 7.1: Sinais da comunicação entre o computador e o *Alarm Dosimeter*.

Enquanto o computador está a enviar o pedido, através do canal de comunicação *Tx*, o *RTS* está a *LOW*. Por outro lado, quando o *Alarm Dosimeter* envia a resposta, o *RTS* está a *HIGH*.

## 7.2 Interface gráfica

A aplicação desenvolvida possui uma interface gráfica para o utilizador. No entanto, antes do utilizador poder visualizar os níveis de radiação medido em cada uma das salas, tem de fazer *login* introduzindo o nome e a senha correspondente (Figura 7.2). No caso do utilizador não preencher esses campos corretamente, a aplicação mostra uma aviso.

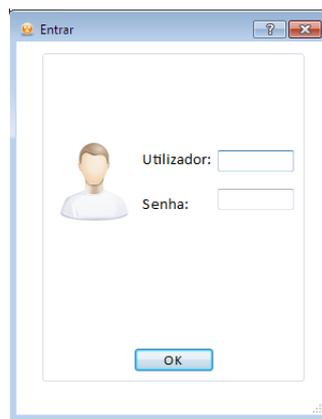


Figura 7.2: Interface *Login*.

Após o utilizador fazer *login* com sucesso, a aplicação abre a interface com os níveis de radiação presentes nas salas. Na Figura 7.3, é possível observar

o aspecto da interface gráfica, com os níveis de radiação nas diferentes salas. Quando o nível de radiação ultrapassa o primeiro limite, o fundo do gráfico é amarelo, enquanto que, quando ultrapassa o segundo limite, o fundo do gráfico é vermelho. Quando não é ultrapassado nenhum dos limites, o fundo do gráfico é verde. O maior gráfico, localizado na parte superior da interface, a branco, permite ver os níveis de radiação registados desde o início do dia.

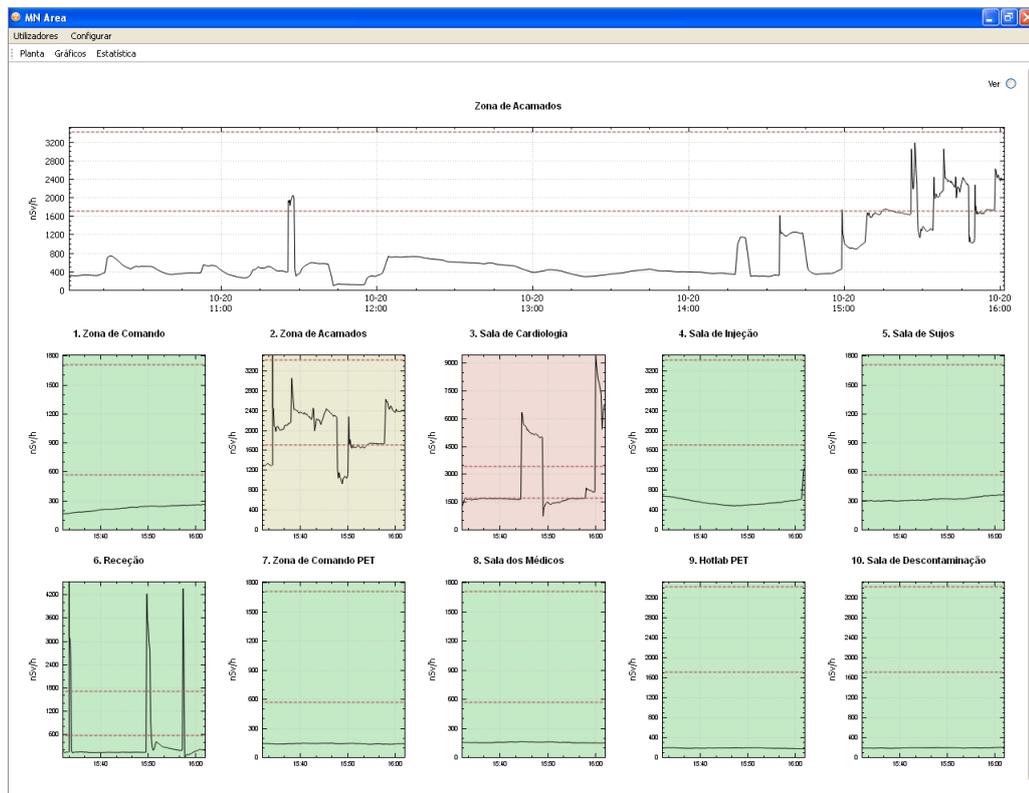


Figura 7.3: Modo de visualização *Gráficos* da interface gráfica.

Na interface da Figura 7.3 existe uma opção que, ao ser seleccionada, permite ver dados estatísticos dos dados recolhidos. Os dados estatísticos são a média, o máximo e o número de vezes que foi ultrapassado o primeiro e o segundo limite de todos os detetores. Na Figura 7.4 é possível visualizar o módulo de estatística com os diferentes tipos de dados. É importante referir que a aplicação só faz a aquisição de novos dados dos detetores desde as 8

horas da manhã até 8 horas da noite. E, durante esse período, os dados estatísticos são atualizados sempre que a aplicação recebe dados novos.

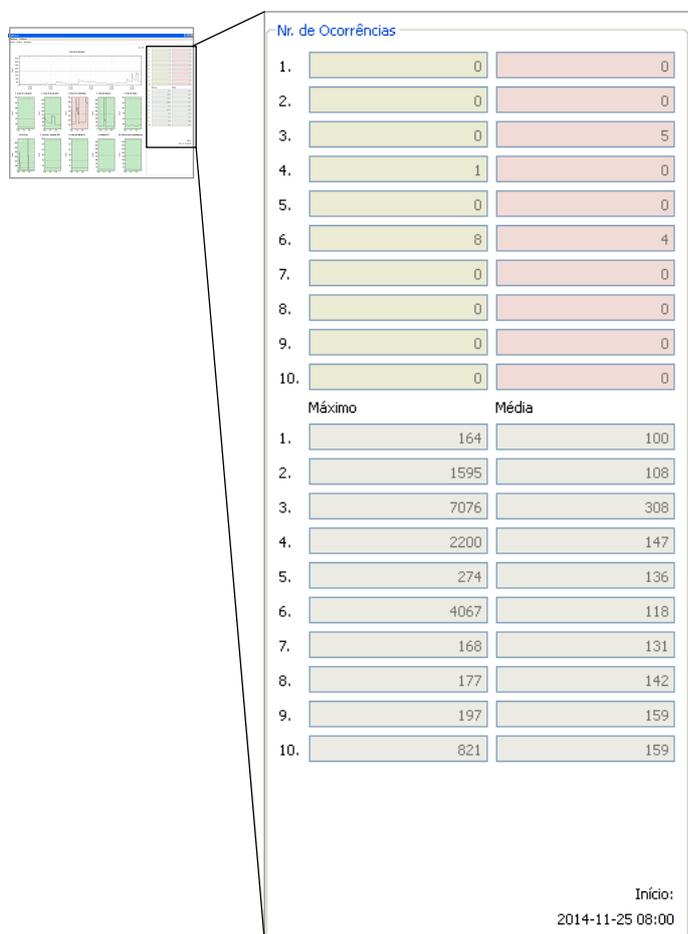


Figura 7.4: Módulo de estatísticas da interface com os gráficos dos níveis de radiação.

Além da interface da figura 7.3, que tem os gráficos com os níveis de radiação nas salas do serviço, o utilizador pode selecionar o botão *Planta* e visualizar a planta do serviço de medicina nuclear do instituto CUF, representada na Figura 7.5. Nessa interface é possível ver a planta com os níveis instantâneos da radiação nas salas onde estão os detetores. Além do nível de radiação, existe também um sinal que pode ser verde, amarelo e vermelho. O sinal é verde quando o nível de radiação não ultrapassa nenhum dos limites,

amarelo quando ultrapassa o primeiro limite e vermelho quando ultrapassa o segundo limite.

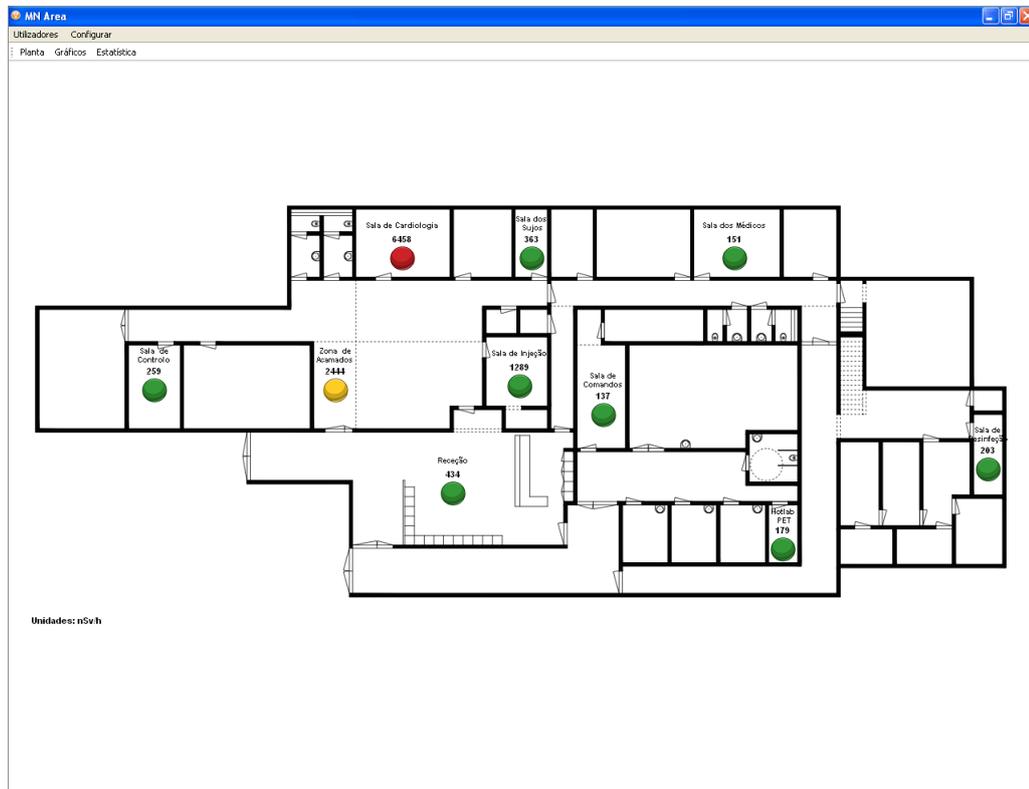


Figura 7.5: Modo de visualização *Planta* da interface gráfica.

Os utilizadores do tipo administrador têm ainda acesso a uma interface com dados estatísticos, um módulo que permite configurar os utilizadores da aplicação e um módulo que permite configurar o horário de aquisição de dados.

A interface com dados estatísticos e o gráfico com os níveis de radiação, disponível para utilizadores do tipo administrador, pode ser visualizada na Figura 7.6. O utilizador pode selecionar a sala e o período de tempo que pretender. Na interface é possível escolher um dia ou um período de dias e pode ainda especificar a hora de início e fim que pretender. No caso da Figura apresentada, os dados foram recolhidos no dia 11 de Novembro, entre

as 12 e as 18 horas, na sala de Cardiologia.

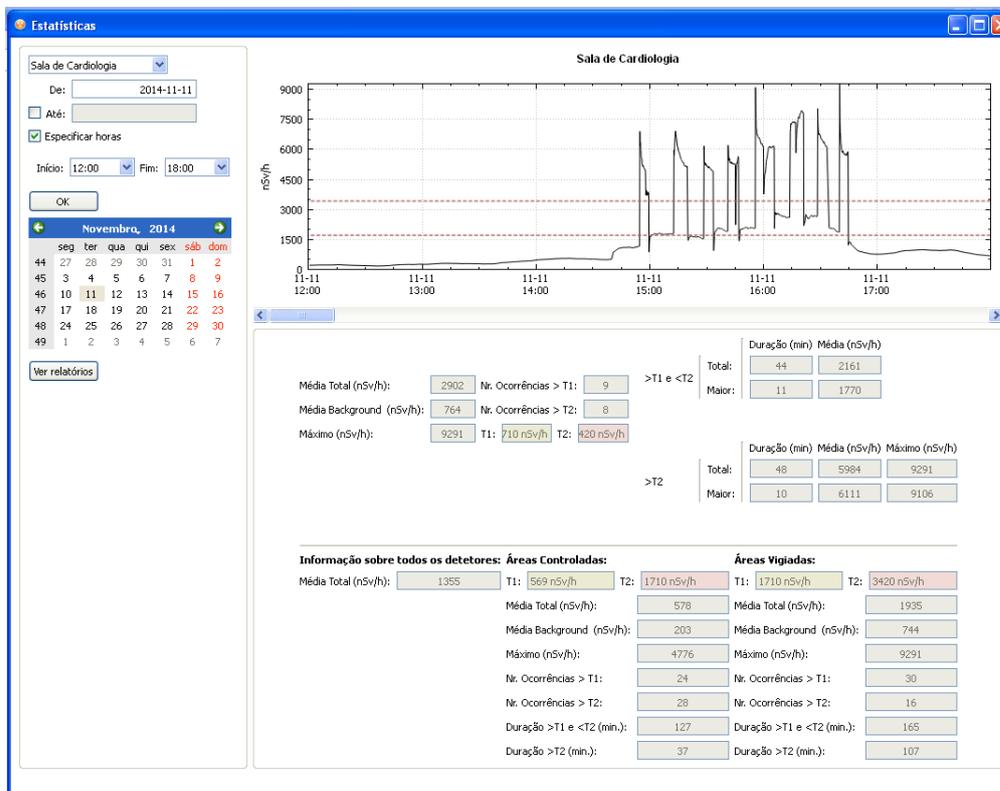


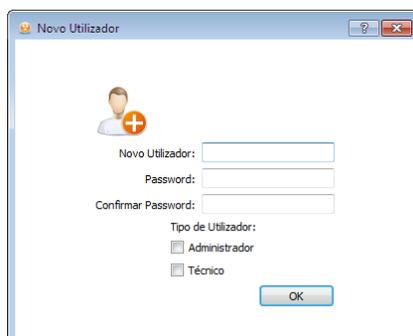
Figura 7.6: Interface com os dados estatísticos dos níveis de radiação do detetor instalado na sala de Cardiologia, recolhidos no dia 11 de Novembro.

Na primeira parte, os dados estatísticos apresentados são referentes ao detetor selecionado. Na segunda parte, é apresentada a média dos níveis de radiação recolhidos por todos os detetores e os dados dos níveis medidos nas áreas controladas e vigiadas, respetivamente.

Na interface da Figura 7.6 existe ainda um botão "Ver Relatórios" que abre uma janela com todos os ficheiros dos relatórios semanais já gerados.

O módulo *Utilizadores* permite criar e alterar a palavra-passe de cada utilizador, assim como eliminar utilizadores. As interfaces estão apresentadas na Figura 7.7. Ao criar o utilizador é necessário definir o seu tipo, ou seja, se é um utilizador do tipo administrador ou técnico. Para alterar a palavra-passe,

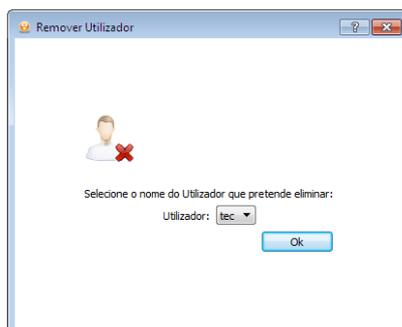
o utilizador tem que colocar a palavra-passe anterior. Por fim, a aplicação permite eliminar todos os utilizadores, excepto um do tipo administrador.



(a)



(b)



(c)

Figura 7.7: Interface (a) *Novo Utilizador*, (b) *Alterar Palavra-Passe* e (c) *Eliminar Utilizador*.

O módulo que permite alterar o horário da recolha de dados do *Alarm*

*Dosimeter* está representado na Figura 7.8. A aplicação tem sempre que recolher dados de segunda-feira a sábado. No entanto, em situações de emergência, pode ser necessário recolher dados ao domingo. Por isso, neste módulo, também é possível definir se os níveis de radiação devem ser adquiridos ao domingo.

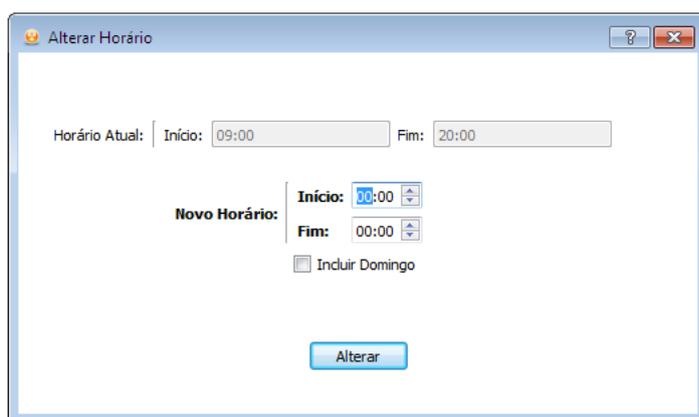


Figura 7.8: Interface para alterar o horário da aquisição dos dados dos detetores.

### 7.3 Relatório Semanal

Semanalmente, é gerado um relatório com informação estatística sobre os níveis de radiação ionizante registados. No cabeçalho do relatório encontra-se a informação relativa ao período de tempo e à localização do serviço onde os níveis de radiação foram medidos. Em seguida, é apresentada a média dos níveis de radiação de todas as salas do serviço e a informação relativa às salas classificadas como áreas controladas e áreas vigiadas. Na Figura 7.9, encontra-se a primeira parte do relatório sobre os níveis de radiação registados entre 27 de Outubro e 1 de Novembro. Os relatórios são gerados automaticamente à segunda-feira e guardados numa pasta partilhada com membros do Departamento de Física Médica do Consultório Dr. Campos Costa.

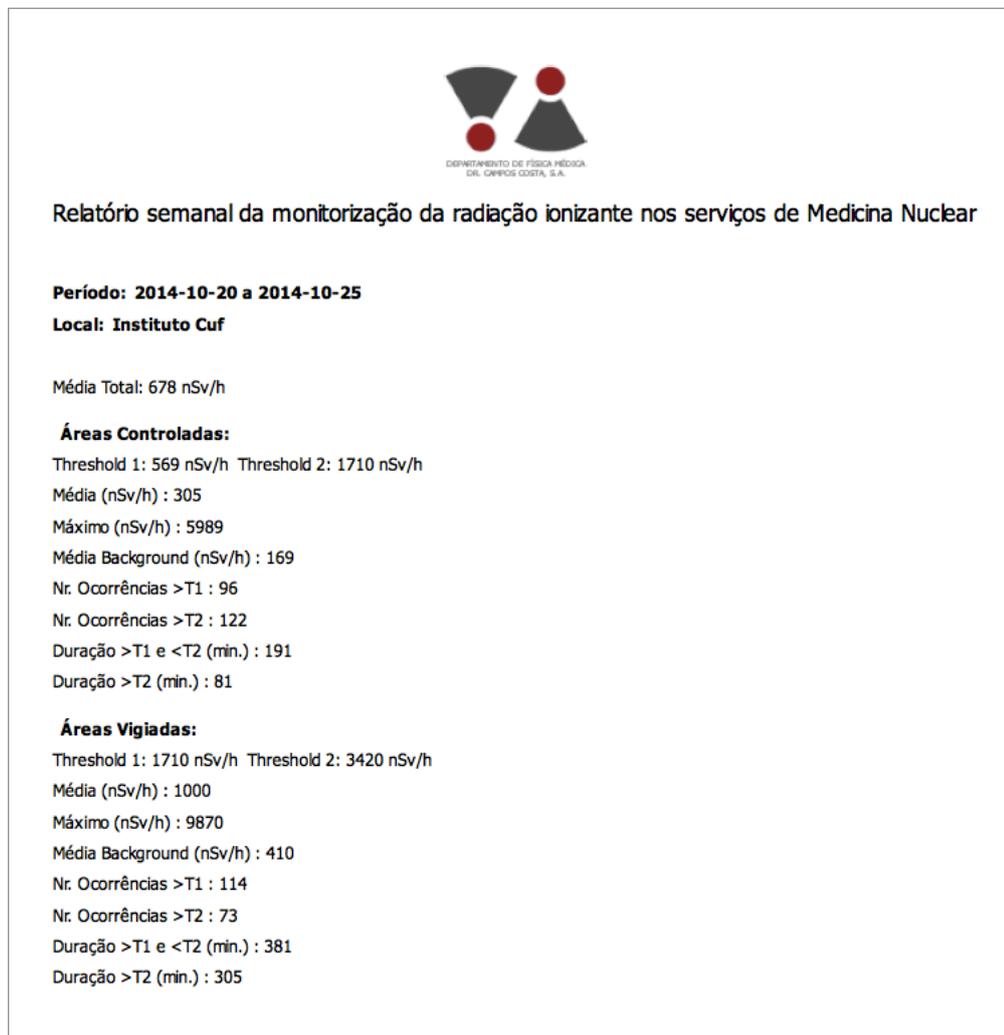


Figura 7.9: Primeira parte do relatório com informação sobre os níveis de radiação registados em todas as salas entre 27 de Outubro e 1 de Novembro.

No relatório são também apresentados os gráficos e os dados estatísticos dos níveis de radiação recolhidos por cada detetor. Na Figura 7.10, encontra-se a informação apresentada no relatório sobre o níveis de radiação medidos entre 27 de Outubro e 1 de Novembro, pelo detetor localizado na sala de injeção.

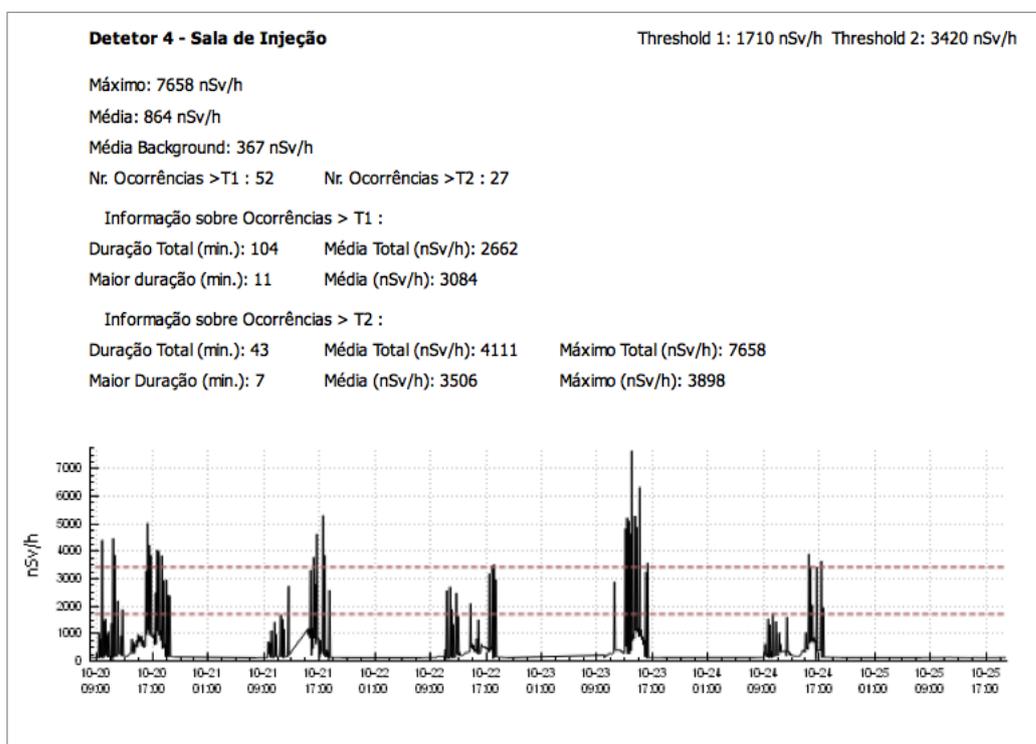


Figura 7.10: Informação sobre os níveis de radiação registados na sala de injeção entre 27 de Outubro e 1 de Novembro.

No Apêndice B encontra-se um exemplo de um relatório completo.

## 7.4 Sumário

A comunicação entre o computador e o *Alarm Dosimeter* foi validada com um analisador de sinais. O computador envia o pedido ao *Alarm Dosimeter* enquanto o *RTS* está a *LOW* e recebe a resposta quando o *RTS* está a *HIGH*.

A aplicação desenvolvida possui uma interface gráfica onde é possível visualizar os níveis de radiação medidos em cada sala do serviço. Existem dois modos de visualização: um com os gráficos e dados estatísticos das dez salas do serviço e outro com a planta do serviço com o nível de radiação instantâneo. Os níveis de radiação são guardados na base de dados permitindo, posteriormente, a pesquisa dos níveis de radiação registados em cada divisão

e apresentação dos dados estatísticos. Na interface gráfica existe ainda um módulo para criar, alterar a palavra passe e eliminar utilizados e um módulo para alterar o horário de recolhas dos dados dos detetores.

Semanalmente, é gerado um relatório com dados estatísticos que permitem ter uma visão geral dos níveis de radiação no serviço e em cada sala do serviço.



# Capítulo 8

## Conclusões e Trabalho Futuro

Ao longo deste capítulo irá sintetizar-se o trabalho desenvolvido e apresentar-se as conclusões mais relevantes. Por fim, serão propostas algumas sugestões de trabalho futuro.

### 8.1 Conclusões

A monitorização constante da radiação ionizante nas salas dos serviços de medicina nuclear é imprescindível para se manter a segurança das pessoas. Nesse sentido, é necessário detetar níveis de radiação ionizante elevados e acionar o plano de emergência para diminuir a probabilidade de contaminar outras áreas do serviço, por alastramento, e tomar as medidas necessárias para solucionar o problema.

Nesta dissertação, desenvolveu-se uma aplicação informática com interface gráfica que permite monitorizar os níveis de radiação ionizante no instituto CUF, através da recolha e processamento em tempo real dos dados adquiridos por 10 detetores de radiação ionizante. Quando os níveis de radiação excedem um determinado limite, são gerados alertas na interface gráfica, através da alteração da cor do gráfico da zona afetada ou da alteração da cor do sinal na planta do serviço. A interface gráfica também permite visualizar dados estatísticos dos níveis de radiação relativos a cada área do serviço do instituto CUF. Os dados estatísticos são atualizados à medida que os níveis

de radiação são recebidos e incluem: a média, o máximo e o número de vezes que foi excedido o primeiro e segundo limite, por detetor.

Os dados recolhidos dos detetores são guardados numa base de dados localizada no consultório Dr. Campos Costa. Posteriormente, através da interface gráfica, é possível pesquisar os níveis de radiação e obter os dados estatísticos, relativos a um período de tempo específico, que incluem, por exemplo, o número de vezes que a radiação excedeu um determinado limite, as médias, os máximos, a duração a que o nível de radiação esteve acima de um determinado limite.

A aplicação tem dois tipos de utilizadores: administrador e técnico, de modo a restringir o acesso dos utilizadores do tipo técnico às funcionalidades de configuração e ao módulo de estatísticas.

Por fim, a aplicação também gera relatórios semanais, em formato pdf, com o resumo da informação estatística dos níveis de radiação medidos nas diferentes salas do serviço. Os relatórios semanais são armazenados numa pasta partilhada com membros do Departamento de Física Nuclear da clínica Dr. Campos Costa. Estes relatórios são importantes e práticos, na medida em que apresentam o panorama geral dos níveis de radiação em cada uma das salas durante uma semana, permitindo ter um registo do número de vezes que a radiação excedeu os limites pré-definidos, médias, máximos, entre outras informações.

A aplicação foi pensada e desenvolvida de forma a permitir alterar ou adicionar novas funcionalidades ou novos detetores facilmente. Todos os objetivos definidos no início da dissertação foram alcançados e a aplicação desenvolvida está a ser utilizada há mais de um mês no instituto CUF, não tendo sido encontrado nenhum problema, até ao momento da submissão desta dissertação.

## 8.2 Trabalho Futuro

No trabalho futuro, poderiam ser implementadas mais funções na interface gráfica, exploradas outras funcionalidades do *Alarm Dosimeter* e melhorado o módulo de estatísticas. A interface gráfica poderia ter um módulo

para alterar variáveis do sistema, nomeadamente os limites de radiação definidos para cada detetor. De fato, até agora só é possível alterar os limites na base de dados.

O *Alarm Dosimeter* gera mensagens de erro que, neste momento, não estão a ser exploradas. Por exemplo, podia ser enviada uma mensagem de texto ou um e-mail para os responsáveis pela manutenção do sistema *Alarm Dosimeter*, informando que um determinado detetor falhou e ao mesmo tempo aparecer um alarme na interface gráfica.

O módulo de estatísticas também podia ser mais desenvolvido. Podia-se apresentar as informações em percentagem ou em formato gráfico, como por exemplo um histograma. Também seria interessante gerar relatórios mensais e anuais.



# Bibliografia

- [1] J. Lima, *Biofísica Médica*, 2<sup>a</sup> ed. Imprensa da Universidade de Coimbra, 2005.
- [2] O. Emico, *Física para ciências biológicas e biomédicas*. Harbra, 1986. [Em linha]. Disponível: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAfrwoAI/emico-okuno-fisica-ciencias-biologicas-biomedicas#>
- [3] S. Cherry, J. Sorenson, e P. Michael, *Physics in Nuclear Medicine*, 4<sup>a</sup> ed. Saunders, 2012.
- [4] R. Powsner e E. Powsner, *Essential Nuclear Medicine Physics*, 2<sup>a</sup> ed. Blackwell, 2006.
- [5] M. Eisenbud e T. Gesell, *Enviromental Radioactivity*, 4<sup>a</sup> ed. Academic Press, 1997.
- [6] “Decreto-lei n.o 165,” *Diário da República*, vol. 163, 17 de julho 2002.
- [7] “Introduction to radiation,” Canadian Nuclear Safety Commission, 2012. [Em linha]. Disponível: <http://www.nuclearsafety.gc.ca/eng/pdfs/Reading-Room/radiation/Introduction-to-Radiation-eng.pdf>
- [8] J. Rocha, “Radiologia e Medicina Nuclear,” Tese de doutoramento, Universidade do Minho, Braga, 2007.
- [9] G. Knoll, *Radiation Detection and measurement*, 2<sup>a</sup> ed. John Wiley & Sons, 1979.

- [10] A. Moreira, “Radiobiologia - efeito das radiações ionizantes na célula – e formas de protecção das radiações ionizantes,” Tese de doutoramento, Universidade da Beira Interior, Covilhã, 2011.
- [11] J. Mealha, *Física e tecnologia dos equipamentos de diagnóstico e de radioterapia*. Universitária Editora, 2000.
- [12] S. Wong, *Introductory Nuclear Physics*, 2<sup>a</sup> ed. John Wiley & Sons, 1998.
- [13] J. a. P. André e A. Sá, “Radioisótopos e Sociedade: O legado de Marie Curie 100 anos depois,” *Química 120*, pp. 31–37, 2011.
- [14] Stanford, “Medical imaging: Unsafe x-rays refined to computerized images,” 2008. [Em linha]. Disponível: <http://news.stanford.edu/news/2008/february13/med-imaging-021307.html>
- [15] B. Mazzilli e et all, “Noções Básicas de Protecção Radiológica,” *Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares*, 2002.
- [16] A. Baert e K. Sartor, *Diagnostic Imaging*, 2<sup>a</sup> ed. Springer, 1994, vol. 29, no. 3.
- [17] J. Eary e W. Brenner, *Nuclear Medicine Therapy*. Informa Healthcare, 2007.
- [18] “Radiation: Facts, risks and realities,” *United States Environ. Prot. Agency*, 2012.
- [19] F. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wiley-VCH, 1986.
- [20] C. Grupen e B. Shwartz, *Particle Detectors*, 2<sup>a</sup> ed. Cambridge University Press, 2008.
- [21] J. Bushberg, A. Seibert, E. Leidholdt, e J. Boone, *The Essential Physics for Medical Imaging*, 2<sup>a</sup> ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

- [22] R. Pinho, “Dosimetria das Exposições em Imagiologia Clínica,” Tese de doutoramento, Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, 2011.
- [23] “Decreto-lei n.o 222,” *Diário da República*, vol. 223, 17 de novembro 2002.
- [24] “Decreto-lei n.o 180,” *Diário da República*, vol. 182, 8 de agosto 2002.
- [25] “Ionization chamber,” European Nuclear Society. [Em linha]. Disponível: <http://www.euronuclear.org/info/encyclopedia/i/ionizationchamber.htm>
- [26] E. Henley e A. Garcia, “Detectors,” em *Subatomic Physics*, 3<sup>a</sup> ed. WorldScientific, 2007, cap. 4, pp. 53–78.
- [27] N. Silva, “Plano de Emergência,” 2010. [Em linha]. Disponível: [http://dfm.drcamposcosta.pt/dfm/sites/default/files/RelatorioEC002\\_2011.pdf](http://dfm.drcamposcosta.pt/dfm/sites/default/files/RelatorioEC002_2011.pdf)
- [28] Atomtex, “Alarm Dosimeter AT2327 - User Manual.”
- [29] Atomtex, “Alarm Dosimeter AT2327 - Exchange Protocol.”
- [30] “Alarm Dosimeter AT2327.” [Em linha]. Disponível: <http://www.atomtex.com/en/products/radiation-monitoring-systems/at2327-alarm-dosimeter>
- [31] J. Walrand, “Communication networks.” McGraw-Hill, 1998, cap. 6, pp. 233–234.
- [32] N. R. L. Sipna, “Implementation of serial communication using UART with configurable baud rate,” *International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication*, vol. 1, no. 4, pp. 263–268, 2013.
- [33] “C++ - a brief description.” [Em linha]. Disponível: <http://www.cplusplus.com/info/description/>
- [34] L. Stanley, *C++ Primer*, 5<sup>a</sup> ed. Addison Wesley, 2013.

- [35] C. Date, *An Introduction to Database Systems*, 8ª ed. Addison Wesley, 2004.
- [36] “Odbc-open database connectivity overview.” [Em linha]. Disponível: <http://support.microsoft.com/kb/110093>
- [37] “Introduction to mysql connector/odbc.” [Em linha]. Disponível: <http://dev.mysql.com/doc/connector-odbc/en/connector-odbc-introduction.html>
- [38] C. Larman, *Applying UML and Patterns: An Introduction to Object-Oriented Analysis and Design and Iterative Development*. Addison Wesley Professional, 2004.
- [39] “Threading Basics: QtDoc 5.2,” Qt Project. [Em linha]. Disponível: <http://qt-project.org/doc/qt-5/thread-basics.html>
- [40] J. Blanchette, “C++ GUI Programming with Qt4: Multithreading,” *Informat*, 2009.

# Apêndice A

## Comandos do Alarm Dosimeter

Na tabela A encontra-se a lista de comandos disponíveis para comunicar com os dispositivos do *Alarm Dosimeter AT2327*.

Tabela A.1: Comandos do Alarm Dosimeter AT2327

	<b>Nº do Comando</b>	<b>Descrição do Comando</b>	<b>Unidade, Dispositivo</b>
1	01	Ler o byte de estado	PU, DU, AU
2	02	Ler velocidade em que ocorrem medições	DU
3	03	Ler resultado da medição	PU, DU
4	04	Ler 10 minutos do histórico	PU, DU
5	05	Ler o histórico que excede o threshold de trabalho	DU
6	06	Ler o histórico que excede o threshold de emergência	DU
7	07	Ler informação da data e tempo	PU, DU
8	08	Gravar data e tempo	PU, DU
9	09	Ler tempo de integração	DU
10	0A	Gravar tempo de integração	DU
11	0B	Ler os thresholds	PU, DU
12	0C	Gravar os thresholds	PU, DU
13	0D	Ler estado dos sinais de controlo	PU, DU, AU

14	0E	Gravar sinais de controlo	PU, DU, AU
15	0F	Ler data de revisão, numero de série da unidade e data de modificação do programa	PU, DU
16	10	Gravar data de revisão, numero de série da unidade	PU, DU
17	11	Ler parâmetros de ajustamentos da gama I	DU
18	12	Gravar parâmetros de ajustamentos da gama I	DU
19	13	Ler parâmetros de ajustamentos da gama II	DU
20	14	Gravar parâmetros de ajustamentos da gama II	DU
21	15	Ler parâmetros de ajustamentos da gama III	DU
22	16	Gravar parâmetros de ajustamentos da gama III	DU
23	17	Iniciar o processo de auto-controlo	PU, DU
24	18	Definir baud rate	PU, DU, AU
25	19	Reiniciar o número de medições efectuados pelos DU's (apagar histórico)	PU, DU
26	1A	Ler índice de variação	DU
27	1B	Desligar DU	DU
28	20	Ler estrutura da rede, conexão e tipo de DU	PU
29	21	Ler estado do alarme	PU
30	22	Ler estrutura de rede dos alarmes	PU
31	23	Ler tempo de integração da rede	PU
32	24	Inicializar as medições do alarme	PU
33	40	Ler endereço	PU, DU

34	80	Gravar endereço	PU, DU
----	----	-----------------	--------



# Apêndice B

## Relatório Semanal

O relatório com os dados estatísticos dos níveis de radiação medidos entre 3 de Novembro e 8 de Novembro é apresentado na página seguinte.



Relatório semanal da monitorização da radiação ionizante nos serviços de Medicina Nuclear

**Período: 2014-11-03 a 2014-11-08**

**Local: Instituto Cuf**

Média Total: 848 nSv/h

**Áreas Controladas:**

Threshold 1: 569 nSv/h Threshold 2: 1710 nSv/h

Média (nSv/h) : 315

Máximo (nSv/h) : 7592

Média Background (nSv/h) : 168

Nr. Ocorrências >T1 : 129

Nr. Ocorrências >T2 : 149

Duração >T1 e <T2 (min.) : 148

Duração >T2 (min.) : 105

**Áreas Vigeadas:**

Threshold 1: 1710 nSv/h Threshold 2: 3420 nSv/h

Média (nSv/h) : 1263

Máximo (nSv/h) : 10294

Média Background (nSv/h) : 444

Nr. Ocorrências >T1 : 139

Nr. Ocorrências >T2 : 72

Duração >T1 e <T2 (min.) : 453

Duração >T2 (min.) : 354

**Detetor 1 - Zona de Comando**

Threshold 1: 569 nSv/h Threshold 2: 1710 nSv/h

Máximo: 767 nSv/h

Média: 152 nSv/h

Média Background: 152 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 1      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T1

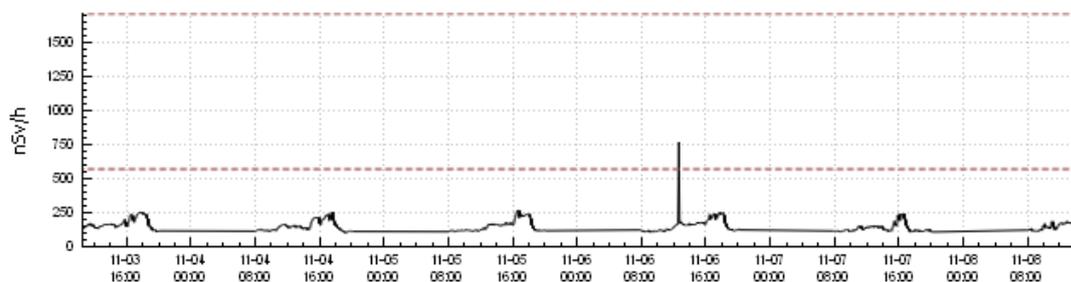
Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 767

Maior duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T2

Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0      Máximo Total (nSv/h): 0

Maior Duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0      Máximo (nSv/h): 0

**Detetor 2 - Zona de Acamados**

Threshold 1: 1710 nSv/h Threshold 2: 3420 nSv/h

Máximo: 10294 nSv/h

Média: 1760 nSv/h

Média Background: 786 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 28      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 15

Informação sobre Ocorrências &gt; T1

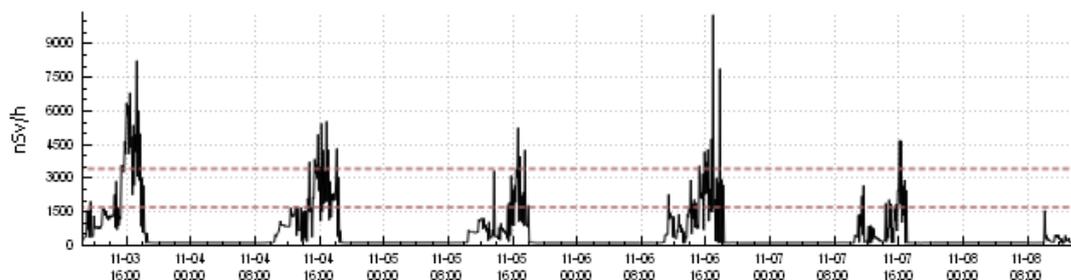
Duração Total (min.): 165      Média Total (nSv/h): 2398

Maior duração (min.): 18      Média (nSv/h): 2129

Informação sobre Ocorrências &gt; T2

Duração Total (min.): 166      Média Total (nSv/h): 4431      Máximo Total (nSv/h): 10294

Maior Duração (min.): 62      Média (nSv/h): 4901      Máximo (nSv/h): 6807



**Detetor 3 - Sala de Cardiologia**

Threshold 1: 569 nSv/h Threshold 2: 1710 nSv/h

Máximo: 10262 nSv/h

Média: 2124 nSv/h

Média Background: 485 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 29      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 32

Informação sobre Ocorrências &gt; T1

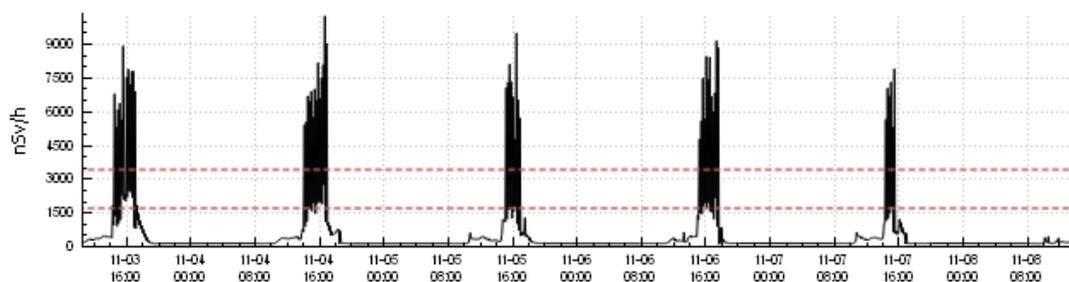
Duração Total (min.): 164      Média Total (nSv/h): 2226

Maior duração (min.): 13      Média (nSv/h): 2190

Informação sobre Ocorrências &gt; T2

Duração Total (min.): 162      Média Total (nSv/h): 5934      Máximo Total (nSv/h): 10262

Maior Duração (min.): 9      Média (nSv/h): 7007      Máximo (nSv/h): 8115

**Detetor 4 - Sala de Injeção**

Threshold 1: 1710 nSv/h Threshold 2: 3420 nSv/h

Máximo: 5173 nSv/h

Média: 890 nSv/h

Média Background: 476 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 82      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 25

Informação sobre Ocorrências &gt; T1 :

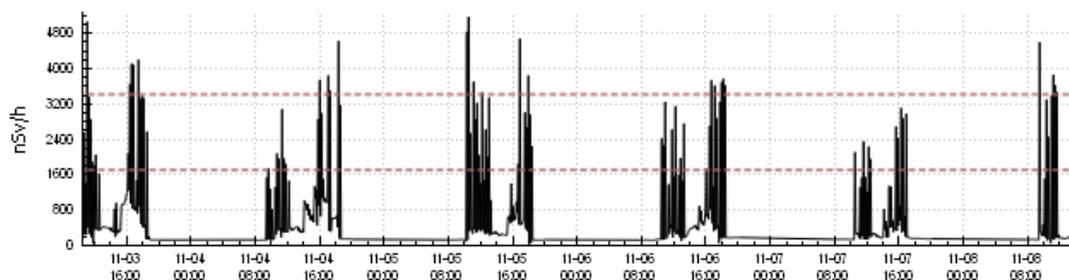
Duração Total (min.): 124      Média Total (nSv/h): 2562

Maior duração (min.): 9      Média (nSv/h): 1898

Informação sobre Ocorrências &gt; T2 :

Duração Total (min.): 26      Média Total (nSv/h): 3874      Máximo Total (nSv/h): 5173

Maior Duração (min.): 7      Média (nSv/h): 4167      Máximo (nSv/h): 4682



**Detetor 5 - Sala de Sujos**

Threshold 1: 569 nSv/h Threshold 2: 1710 nSv/h

Máximo: 1169 nSv/h

Média: 185 nSv/h

Média Background: 183 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 1      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T1

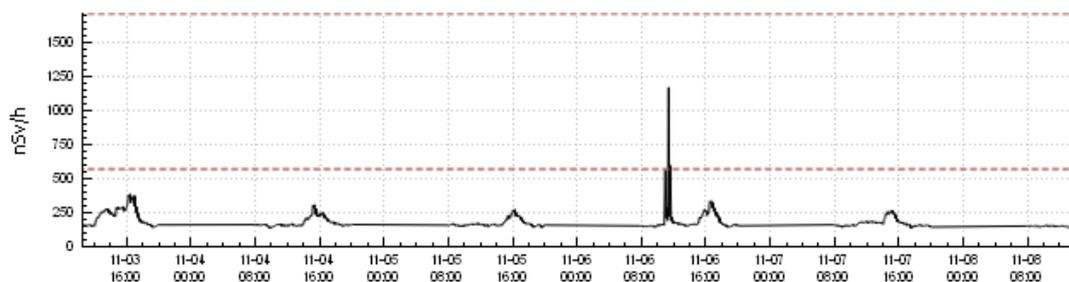
Duração Total (min.): 1      Média Total (nSv/h): 863

Maior duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T2

Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0      Máximo Total (nSv/h): 0

Maior Duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0      Máximo (nSv/h): 0

**Detetor 6 - Recepção**

Threshold 1: 569 nSv/h Threshold 2: 1710 nSv/h

Máximo: 7592 nSv/h

Média: 650 nSv/h

Média Background: 195 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 127      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 149

Informação sobre Ocorrências &gt; T1 :

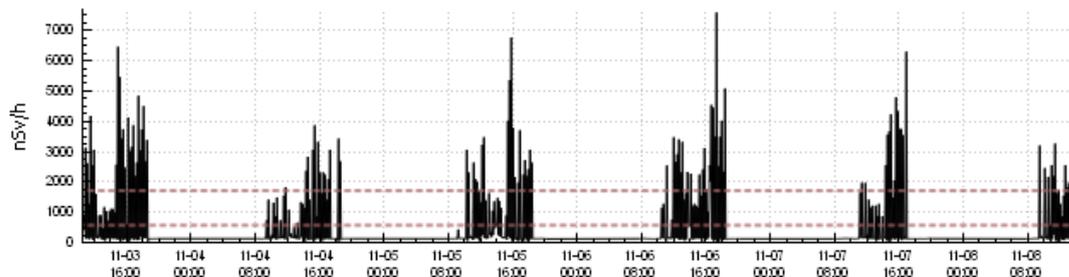
Duração Total (min.): 147      Média Total (nSv/h): 1071

Maior duração (min.): 14      Média (nSv/h): 1075

Informação sobre Ocorrências &gt; T2 :

Duração Total (min.): 105      Média Total (nSv/h): 2667      Máximo Total (nSv/h): 7592

Maior Duração (min.): 21      Média (nSv/h): 2573      Máximo (nSv/h): 4541



**Detetor 7 - Zona de Comando PET**

Threshold 1: 569 nSv/h Threshold 2: 1710 nSv/h

Máximo: 165 nSv/h

Média: 141 nSv/h

Média Background: 141 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 0      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T1

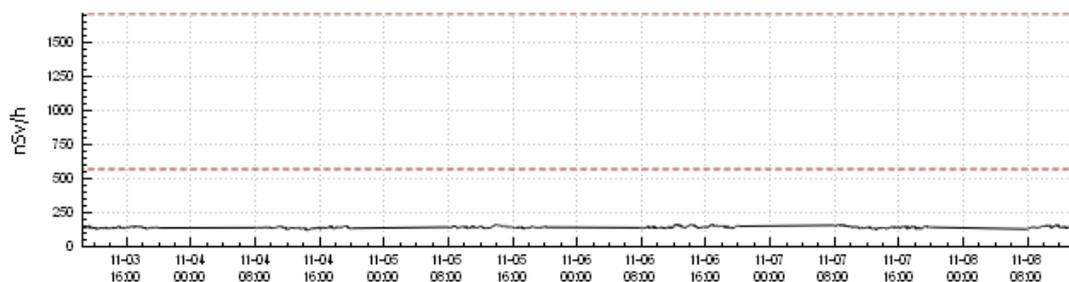
Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0

Maior duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T2

Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0      Máximo Total (nSv/h): 0

Maior Duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0      Máximo (nSv/h): 0

**Detetor 8 - Sala dos Médicos**

Threshold 1: 569 nSv/h Threshold 2: 1710 nSv/h

Máximo: 182 nSv/h

Média: 159 nSv/h

Média Background: 159 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 0      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T1 :

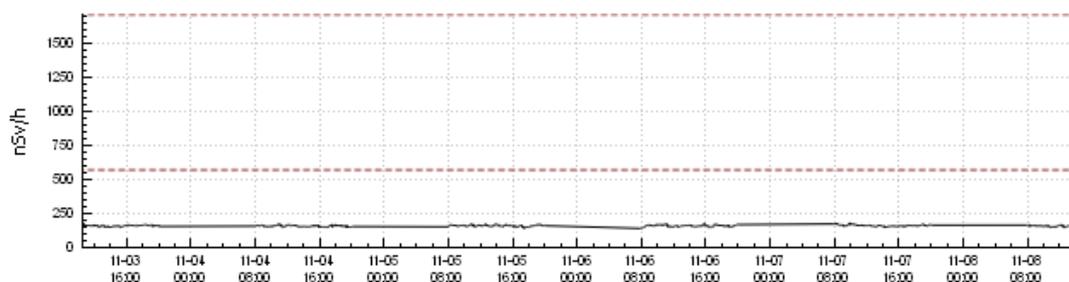
Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0

Maior duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T2 :

Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0      Máximo Total (nSv/h): 0

Maior Duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0      Máximo (nSv/h): 0



**Detetor 9 - Hotlab PET**

Threshold 1: 1710 nSv/h Threshold 2: 3420 nSv/h

Máximo: 411 nSv/h

Média: 180 nSv/h

Média Background: 180 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 0      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T1

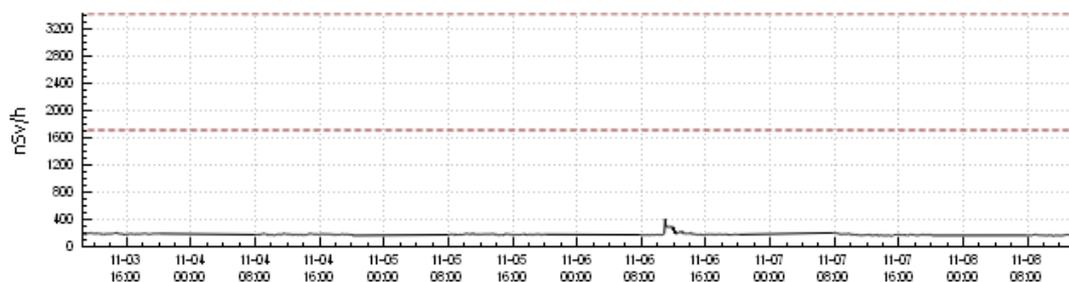
Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0

Maior duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T2

Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0      Máximo Total (nSv/h): 0

Maior Duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0      Máximo (nSv/h): 0

**Detetor 10 - Sala de Descontaminação**

Threshold 1: 1710 nSv/h Threshold 2: 3420 nSv/h

Máximo: 905 nSv/h

Média: 184 nSv/h

Média Background: 184 nSv/h

Nr. Ocorrências &gt;T1 : 0      Nr. Ocorrências &gt;T2 : 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T1 :

Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0

Maior duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0

Informação sobre Ocorrências &gt; T2 :

Duração Total (min.): 0      Média Total (nSv/h): 0      Máximo Total (nSv/h): 0

Maior Duração (min.): 0      Média (nSv/h): 0      Máximo (nSv/h): 0

