

Aquisição de dados de leituras de dose para integração a sistema de partição de produtos radioativos

Carla Natália Ferreira Lopes

Trabalho de Projeto apresentada(o) à

**Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança**

para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Setembro de 2014

Aquisição de dados de leituras de dose para integração a sistema de partição de produtos radioativos

Carla Natália Ferreira Lopes

Trabalho de Projeto apresentada(o) à

**Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança**

para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professor José Lima

Mestre Maria do Carmo Baptista

Coorientador:

Professor Paulo Leitão

Setembro de 2014

Agradecimentos

Gostaria de agradecer a todas as pessoas que estiveram presentes nesta etapa da minha vida. Queria agradecer em especial:

ao meu orientador, Professor José Lima por todo o acompanhamento e pela disposição total em me ajudar em qualquer momento, mesmo nas alturas mais complicadas. Pelos conhecimentos transmitidos, ideias e sugestões, que foram sem dúvida uma mais-valia e pela enorme ajuda para a compreensão dos muitos conceitos relacionados com a aplicação.

à minha orientadora, Mestre Maria do Carmo, pela sua disponibilidade para ajudar, mantendo sempre um olhar atento e crítico sobre este trabalho e contribuindo com a sua experiência no campo, as suas sugestões, e a sua intuição científica.

ao Professor Paulo Leitão, pela disponibilidade, conselhos e indicações prestados ao longo do projeto.

à Margarida Prozil por toda a assistência técnica na reta final deste trabalho, todos os esclarecimentos e sugestões.

A todas as pessoas com quem me cruzei e me ajudaram ao longo deste percurso, no Instituto CUF e no consultório Dr. Campos Costa de Viana do Castelo e do Porto.

Aos meus pais, irmã e amigos o meu agradecimento sincero pelo apoio e carinho que me deram ao longo de todos estes anos de estudo.

Resumo

Nos últimos anos, a importância da radiação ionizante na prática médica, utilizada não só para o diagnóstico como para a terapia, ganhou uma importância fulcral. Devido aos efeitos secundários da radiação ao ser humano, torna-se fundamental aumentar a segurança de todos os seus utilizadores.

O objetivo deste trabalho recai na aquisição de leituras de dispositivos medidores de atividades de radionuclídeos (calibradores de dose), que posteriormente irão comunicar a um protótipo de um sistema robótico, que permite reduzir a exposição à radiação por parte dos profissionais de saúde, que desenvolvem a sua atividade na área da Medicina Nuclear.

Para concretizar estes objetivos foi desenvolvida uma aplicação computacional capaz de registar as leituras de atividade medidas pelo calibrador de dose de um estudo de um paciente e guardá-los numa base de dados. Estes dados são validados com a aplicação de um programa de controlo de qualidade aos dispositivos de leitura, por forma a mensurar o erro associado comunicado ao protótipo.

Os resultados são animadores uma vez que foram realizados testes de utilização e comunicação da aplicação desenvolvida, verificando a sua operacionalidade no dia-a-dia num serviço de medicina nuclear.

Palavras-chave: Medicina Nuclear, Radiação, Radioproteção, Radiofarmácia, Calibrador de Dose.

Abstract

In last few years, the importance of ionizing radiation in medical practice, used not only in diagnosis but also in therapy, gained a central importance. Due to the side effects of radiation upon human beings, it becomes important to increase the security of all its users.

The aim of this work is to acquire radionuclides activity readings from measuring devices (dose calibrator), that will posteriorly communicate to a prototype of a robotic system, which allows the reduction of the health professional's exposure to radiation who develop their occupation in Nuclear Medicine.

To reach these targets, a computational application was developed which is capable of registering the activity readings measured by the dose calibrator of a study of a patient and save them in a data base. These data are validated by the application of a quality control program to the dose calibrators in a way that measures the associated error communicated to the prototype.

The results obtained are encouraging since tests have been performed on the use and communication of the application developed, verifying its day to day operability in a nuclear medicine service.

Keywords: Nuclear Medicine, Radiation, Radioprotection, Radiopharmacy, Dose Calibrator.

Conteúdo

Agradecimentos.....	v
Resumo.....	vii
Abstract.....	ix
Lista de Tabelas.....	xiii
Lista de Figuras.....	xv
Lista de Abreviaturas e Símbolos.....	xvii
Capítulo 1. Introdução.....	1
1.1 Problema em Estudo e Motivação.....	1
1.2 Objetivos.....	2
1.3 Organização do Documento.....	3
Capítulo 2. Conceitos Físicos em Radiação. Radioprotecção em Medicina Nuclear.....	4
2.1 Radiação Ionizante.....	4
2.2 Tipos de Radiação Ionizante.....	5
2.2.1 Radiação alfa (α).....	5
2.2.2 Radiação beta (β).....	6
2.2.3 Radiação gama (γ).....	7
2.3 Lei da Desintegração Radioativa.....	8
2.4 Período de Semidesintegração.....	9
2.5 Tempo de Vida Média.....	10
2.6 Grandezas e Unidades da Radiação.....	10
2.6.1 Atividade (A).....	11
2.6.2 Dose Absorvida (D).....	12
2.6.3 Dose Equivalente (H_T).....	12
2.6.4 Dose Efetiva (E).....	13
2.7 Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante.....	14
2.8 Radioprotecção em Medicina Nuclear.....	16
2.8.1 Conceitos Básicos em Radioprotecção.....	16
2.8.2 Princípios da Radioprotecção.....	17
2.9 Exposição Profissional.....	17
2.9.1 Legislação de Limites de Dose.....	19
2.10 Protecção Contra as Radiações Ionizantes.....	20
2.11 Monitorização Individual.....	22
Capítulo 3. Conceitos em Radiofarmácia. Fases de Preparação de Radiofármacos.....	24
3.1 Conceitos em Radiofarmácia.....	24
3.1.1 Isótopos Utilizados em Medicina Nuclear.....	25
3.1.2 Produção de Tecnécio-99m.....	26
3.2 Equipamentos na Área da Radiofarmácia.....	28
3.2.1 Hot Cell.....	28

3.2.2 Calibrador de Dose.....	29
3.3 Fases de Preparação de Radiofármacos	30
3.3.1 Fase I – Eluição.....	31
3.3.2 Fase Intermédia – Marcação de Kits	32
3.3.3 Fase II – Partição.....	34
3.4 Riscos Associados à Preparação de Radiofármacos	35
Capítulo 4. Aplicação SinaDix.....	36
4.1 Consultório Dr. Campos Costa	36
4.1.3 Segurança da Informação	37
4.2 Visão Geral	37
4.3 Desenvolvimento da Aplicação SinaDix	39
4.3.1 Interface com o Utilizador.....	39
4.4 Metodologia da Aplicação SinaDix	40
4.4.1 Diagrama de Casos de Uso.....	41
4.4.2 Descrição dos Casos de Uso.....	42
4.5 Integração da Aplicação SinaDix com o CURIEMENTOR 3	46
4.5.1 Protocolo de Transmissão RS232.....	46
4.5.2 Parâmetros de Comunicação	46
4.6 Estrutura da Base de Dados.....	48
4.7 Integração da Aplicação SinaDix com o RoboDix	50
4.8 Implementação, Testes e Validação	52
Capítulo 5. Controlo de Qualidade aos Calibradores de Dose: Procedimentos Experimentais e Resultados	56
5.1 Testes de Controlo de Qualidade	56
5.1.1 Teste de Exatidão e Precisão	57
5.1.2 Teste de Linearidade	58
5.1.3 Teste de Reprodutibilidade.....	58
5.1.4 Teste de Geometria.....	58
5.2 Resultados e Tratamento dos Dados dos Testes de Controlo de Qualidade	59
5.2.1 Testes de Exatidão.....	60
5.2.3 Teste de Reprodutibilidade.....	64
5.2.4 Determinação da constante de decaimento, λ	66
Capítulo 6. Conclusões.....	70
6.1 Conclusões	70
6.2 Trabalhos Futuros.....	71
Bibliografia	72
Anexos.....	75

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Fatores de ponderação (risco) para diferentes tecidos ou órgãos T.....	13
Tabela 2.2: Limites de dose anual recomendados de acordo com o Decreto-lei 222/2008 de 17 de novembro.....	19
Tabela 3.1: Principais radionuclídeos utilizados em MN [4]......	25
Tabela 4.1: Caso de uso – Login.....	43
Tabela 4.2: Caso de uso – Logout.....	43
Tabela 4.3: Caso de uso – View Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals/ Users.....	43
Tabela 4.4: Caso de Uso – Create Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.....	43
Tabela 4.5: Caso de uso – Edit Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.....	43
Tabela 4.6: Caso de uso – Delete Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.....	44
Tabela 4.7: Caso de uso – New User.....	44
Tabela 4.8: Caso de uso – Edit User.....	44
Tabela 4.9: Caso de uso – Delete User.....	44
Tabela 4.10: Caso de uso – Elution/ Kit Preparation.....	44
Tabela 4.11: Caso de uso – WorkList.....	45
Tabela 4.12: Caso de uso – Validate Dose.....	45
Tabela 4.13: Caso de uso – Start Process Patient.....	45
Tabela 4.14: Caso de uso – Edit Patient Information.....	45
Tabela 4.15: Caso de uso – Print Label.....	45
Tabela 4.16: Relacionamento das portas séries entre o CURIEMENTOR 3 e o computador [32].	47
Tabela 4.17: Telegramas utilizados para realizar a comunicação [32].	47
Tabela 4.18: Telegramas utilizados para efetuar a preparação de radiofármacos.....	51
Tabela 5.1: Fontes padrão utilizadas [37].	60
Tabela 5.2: Período de semidesintegração ($T_{1/2}$) e a constante de decaimento (λ) [4].	67
Tabela 5.3: Constante de decaimento e o período de semidesintegração experimental, com o erro associado aos valores tabelados.....	69

Lista de Figuras

Figura 2.1: Espectro eletromagnético (adaptado de [3]).	5
Figura 2.2: Decaimento α (adaptado de [6]).	6
Figura 2.3: Decaimento β^- e β^+ (adaptado de [6]).	7
Figura 2.4: Emissão da radiação γ (adaptado [6]).	8
Figura 2.5: Grandezas da radiação com as respectivas unidades (adaptado de [1]).	11
Figura 2.6: Formação de radicais livres no interior do núcleo da célula (adaptado de [17]).	14
Figura 2.7: (A) Efeitos estocásticos. (B) Efeitos determinísticos [1].	15
Figura 2.8: Irradiação e contaminação. a) Paciente irradiado, mas não contaminado; b) Paciente irradiado e contaminado (adaptado de [6]).	16
Figura 2.9: Representação das diversas blindagens para os diferentes tipos de radiação ionizante (adaptado de [20]).	21
Figura 2.10: Exemplos de blindagens usados em MN. a) Protetor de seringas; b) Blindagem em 'L' [10].	22
Figura 2.11: Exemplos de dosímetros pessoais. a) Dosímetro de tronco; b) Dosímetro de extremidades [10].	23
Figura 3.1: Representação do gerador $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ [6].	26
Figura 3.2: Curvas atividade/tempo para o ^{99}Mo e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ no gerador $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ [4].	27
Figura 3.3: Esquema de formação e decaimento do $^{99\text{m}}\text{Tc}$ [4].	28
Figura 3.4: Hotte de preparação/manipulação de radiofármacos.	29
Figura 3.5: Calibrador de dose (adaptado de [6]).	30
Figura 3.6: Gerador DRYTEC a realizar a eluição.	31
Figura 3.7: Exemplo de um eletrômetro.	32
Figura 3.8: Preparação/marcação de <i>Kits</i> .	34
Figura 3.9: Partição.	35
Figura 4.1: Comunicação da aplicação SinaDix com os diversos sistemas.	38
Figura 4.2: ViewPad 10 [30].	39
Figura 4.3: SinaDix no ViewPad 10.	40
Figura 4.4: Principais etapas para o desenvolvimento do projeto.	41
Figura 4.5: Diagrama de casos de uso.	42
Figura 4.6: Estrutura da base de dados.	49
Figura 4.7: Exemplo de um telegrama.	51
Figura 4.8: Telegramas trocados entre a aplicação SinaDix e o RoboDix.	52
Figura 4.9: Interface SinaDix em fase de testes.	54
Figura 4.10: Interface SinaDix em fase de testes.	55
Figura 5.1: Decaimento teórico e experimental com a fonte padrão ^{57}Co .	61
Figura 5.2: Decaimento teórico e experimental com a fonte padrão ^{133}Ba .	61
Figura 5.3: Decaimento teórico e experimental com a fonte padrão ^{137}Cs .	62
Figura 5.4: Teste de exatidão utilizando a fonte padrão de ^{57}Co .	63

Figura 5.5: Teste de exatidão utilizando a fonte padrão de ^{133}Ba	63
Figura 5.6: Teste de exatidão utilizando a fonte padrão de ^{137}Cs	64
Figura 5.7: Teste de reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{57}Co	65
Figura 5.8: Teste de reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{133}Ba	65
Figura 5.9: Teste de reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{137}Cs	66
Figura 5.10: Decaimento experimental do ^{99m}Tc	68
Figura 5.11: Decaimento experimental do ^{131}I	68
Figura 5.12: Decaimento experimental do ^{67}Ga	69

Lista de Abreviaturas e Símbolos

✓ ALARA	As Low As Reasonably Achievable
✓ Bq	Becquerel
✓ Ci	Curie
✓ DNA	<i>“Deoxyribonucleic Acid”</i>
✓ EIA	Electronic Industries Association
✓ EURATOM	European Atomic Energy Community
✓ Gy	Gray
✓ keV	Quilo elétron-volt
✓ mCi	Milicurie
✓ MN	Medicina Nuclear
✓ rem	Roentgen equivalent man
✓ RIS	Radiology Information System
✓ RS232	Recommended Standard 232
✓ SI	Sistema Internacional
✓ SMN	Serviços de Medicina Nuclear
✓ Sv	Sievert
✓ TLD's	Dosímetros termoluminescentes
✓ V-Rep	Virtual Robot Experimentation Platform
✓ ^{99m} Tc	Tecnécio - 99m
✓ ⁹⁹ Mo	Molibdénio - 99
✓ ¹³³ Ba	Bário - 133
✓ ⁵⁷ Co	Cobalto - 57
✓ ¹³⁷ Cs	Césio - 137

Símbolos gregos

α Alfa

- β Beta
- γ Gama
- λ Constante de desintegração ou constante de decaimento
- τ Tempo de vida média

Capítulo 1. Introdução

Neste capítulo faz-se uma breve descrição do problema em estudo no âmbito deste trabalho, bem como da motivação para a sua realização. De seguida e de modo sucinto, são descritos os objetivos. Por fim, é apresentada a estrutura e organização do documento.

1.1 Problema em Estudo e Motivação

A descoberta dos raios X em 1895, por Wilhelm Conrad Röntgen, teve uma enorme contribuição para o avanço da ciência médica. No ano seguinte, Henri Becquerel descobriu a radioatividade natural e em 1913, George de Hevesy introduziu o conceito de marcador radioativo. Este conceito mantém-se atual e é um dos princípios da prática da Medicina Nuclear (MN). As primeiras aplicações surgem a partir de 1934, com a produção do primeiro radionuclídeo artificial, pelos esposos Curie [1, 2]. Desde então, tem-se verificado um grande crescimento e desenvolvimento nesta área científica, principalmente ao longo dos últimos anos. Como tal, toda a física das radiações a ela associada tem sido explorada, envolvendo a contribuição de um elevado número de cientistas de todo o mundo.

O desenvolvimento da tecnologia no campo da MN possibilita diagnósticos precoces de processos patológicos, permitindo o estudo de comportamento fisiológicos de forma simples, não invasiva e com baixo risco para o paciente. Além disso, as práticas terapêuticas têm sido aplicadas com bastante eficácia. Estes procedimentos baseiam-se na administração de substâncias químicas marcadas com um radioisótopo emissor de radiação ionizante. Antes que o fármaco seja administrado ao paciente é necessário preparar a dose, bem como conhecer a sua atividade por meio de calibradores de dose. É nesta preparação que o risco à exposição por parte dos técnicos de MN ou radiofarmacêuticos é mais elevado, dado o contacto direto com os produtos radioativos. Os efeitos biológi-

cos desta exposição tornam importante minimizar o mais possível o contacto dos operadores com as fontes de radiação.

A área da MN desde sempre despertou grande interesse devido à sua importância no mundo médico, dado ser uma ferramenta necessária no diagnóstico. Desenvolver uma aplicação computacional que responda em concreto ao problema e pensada exclusivamente para esse fim foi um desafio para mim. Além disso, requer uma dedicação constante ao problema de forma a poder elaborar um ambiente que responda o melhor possível aos requisitos impostos.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como finalidade o desenvolvimento de uma aplicação computacional, que posteriormente integrada a um projeto paralelo, um sistema de braço robótico (RoboDix), permite diminuir a exposição à radiação por parte dos profissionais de MN.

Em termos de objetivos, a aplicação deverá ser capaz de ler os valores de atividade de dispositivos medidores de atividade e guardar esses valores numa base de dados projetada exclusivamente para esse fim. Além disso, é desenvolvida uma interface que permite a comunicação com o sistema robotizado, que efetua a preparação e partição de produtos radioativos, diminuindo o contacto do operador à fonte de radiação.

A aplicação terá de ser simples, intuitiva e o mais flexível possível, de forma a não alterar e/ou limitar o fluxo de trabalho dos operadores. Num sentido mais técnico, a aplicação poderá ser utilizada em centros clínicos idênticos ao consultório Dr. Campos Costa, para que não seja necessário efetuar grandes alterações à sua estrutura, esta será pensada e desenvolvida o mais independente do local onde será implementada.

Este trabalho foi realizado em parceria com o Departamento de Física Médica da Dr. Campos Costa S.A – Consultório de Tomografia Computorizada, o que permitiu contactos frequentes com especialistas técnicos, bem como a recolha de dados necessários, provando ser um grande benefício para este trabalho.

1.3 Organização do Documento

Além deste capítulo, este documento encontra-se estruturado em 5 capítulos.

No Capítulo 2 são abordados os fundamentos teóricos da radiação, como os tipos de radiação, as grandezas e as unidades associadas e os efeitos biológicos desta. Numa segunda etapa deste capítulo insere-se a proteção radiológica no âmbito deste trabalho.

No Capítulo 3 introduz-se os conceitos em radiofarmácia e descreve-se as particularidades associadas ao tecnécio, dado ser o radionuclídeo mais utilizado em MN. Ainda neste capítulo, explica-se detalhadamente as fases de preparação de radiofármacos executadas pelos técnicos de MN, que serão fundamentais para a perceção deste trabalho.

O Capítulo 4 demonstra a forma como está desenvolvida a aplicação e a interligação com diversos sistemas. Além disso, apresentam-se os testes e a validação da mesma.

O Capítulo 5 é referente aos testes de controlo de qualidade executados nos Serviços de Medicina Nuclear, é feita a descrição de cada teste, seguido dos resultados obtidos e o tratamento dos mesmos.

Para finalizar, no Capítulo 6 apresentam-se as considerações finais do trabalho, e sugerem-se propostas de trabalhos futuros.

Capítulo 2. Conceitos Físicos em Radiação. Radio- protecção em Medicina Nuclear

Neste capítulo pretende-se introduzir conceitos que serão fundamentais para a compreensão e desenvolvimento deste trabalho. Assim serão abordados alguns princípios físicos da radiação, bem como os efeitos biológicos do uso desta. De forma breve, indicam-se as medidas adotadas no sentido de promover a protecção da radiação.

2.1 Radiação Ionizante

A radiação é simplesmente uma forma de energia eletromagnética, descrevendo qualquer processo em que a energia emitida por um corpo é transferida através de um meio ou do espaço até ser absorvida por outro corpo. Energia com comprimentos de onda diferentes tem diferentes aplicações e efeitos, e todo o espectro é normalmente dividido em sete subsecções, incluindo ondas rádio, micro-ondas, infravermelho, luz visível, raios ultravioleta, raios X e raios gama (figura 2.1). A diferença mais importante entre estas formas de energia é o potencial de ionização. Em frequências mais baixas, de rádio até à energia ultravioleta, a energia é não ionizante. Conforme a frequência aumenta, a energia torna-se ionizante. Isso significa que tem a capacidade para remover um eletrão de um átomo ou molécula. As radiações particularmente importantes, no que concerne a ação biológica, são as chamadas radiações ionizantes, aquelas que são capazes de ionizar estruturas biológicas. De acordo com este conceito as radiações ionizantes incluem as radiações eletromagnéticas com comprimento de onda pequeno (raios X, raios γ e fótons) [3, 4].

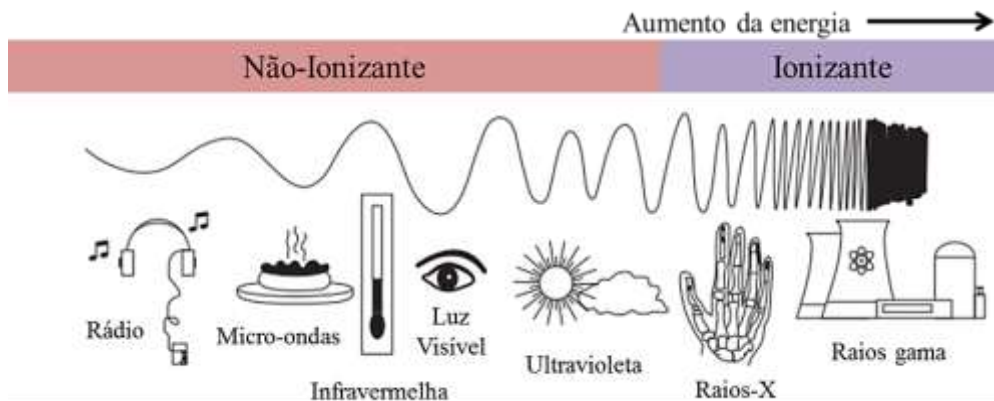


Figura 2.1: Espectro eletromagnético (adaptado de [3]).

2.2 Tipos de Radiação Ionizante

Após os trabalhos de Becquerel, dos esposos Curie e de outros, tornou-se conhecido que existem átomos que espontaneamente se transformam em átomos de outros elementos, pela emissão de radiação sob a forma de partículas ou fótons. As radiações observadas foram de três tipos, a que se deram os nomes de α (alfa), β (beta) e γ (gama) [5]. A profundidade com que as partículas penetram a matéria depende da sua energia e da forma como interagem com as moléculas que encontram.

2.2.1 Radiação alfa (α)

As partículas α são frequentemente emitidas por núcleos gigantes instáveis (elevada massa atômica), quando se transformam em estruturas mais pequenas e estáveis. Estas partículas consistem em dois neutrões e dois prótons, equivalente a um núcleo de um átomo de hélio (${}^4_2\text{He}$). Dado ter sido um dos primeiros tipos de radiação descoberto, a emissão de um núcleo de hélio é chamado de radiação alfa, e o núcleo de hélio emitido é denominado partícula alfa (figura 2.2) [5, 6]. Este processo pode ser representado pela reação nuclear [7]:



onde X é chamado de núcleo pai e Y de núcleo filho. O número atômico (Z) diminui para 2, a massa atômica (A) diminui para 4 e o número de neutrões diminui para 2.

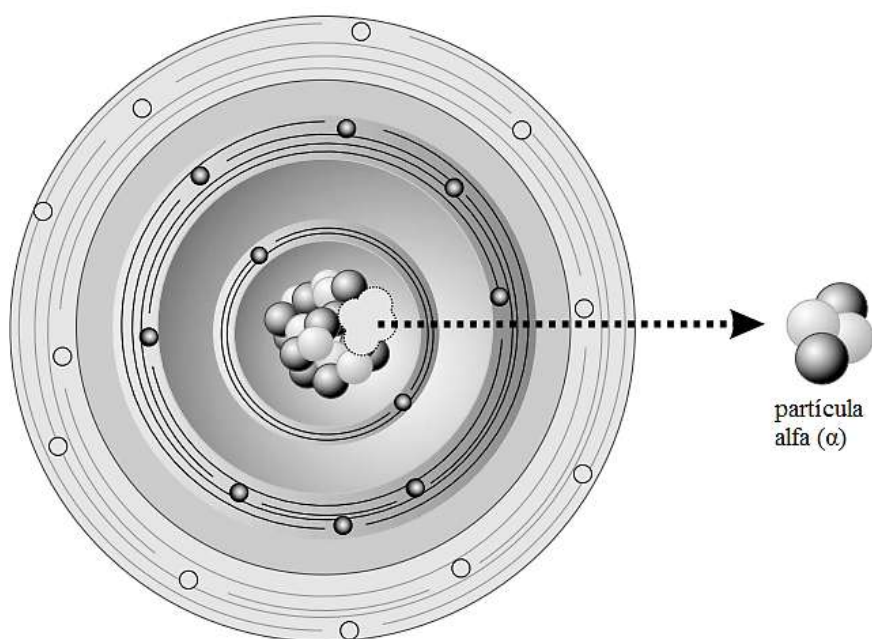


Figura 2.2: Decaimento α (adaptado de [6]).

As partículas α possuem um baixo poder de penetração, apenas conseguem percorrer alguns centímetros no ar, sendo em geral detidas por uma simples folha de papel. Tal fenómeno deve-se ao facto destas partículas interagirem fortemente com as moléculas do meio atravessado devido à sua carga eléctrica e massa, perdendo energia nas suas sucessivas colisões [8].

Esta radiação é detida pela camada exterior da pele, podendo causar, no máximo, pequenas queimaduras. No entanto, estas partículas apresentam maior risco quando ingeridas, inaladas, injetadas ou quando entram em contacto com uma ferida aberta, podendo danificar tecidos vivos. A forma como estas partículas causam danos torna-as mais perigosas do que as partículas beta e gama [9].

2.2.2 Radiação beta (β)

A radiação β caracteriza-se pela conversão de um neutrão num próton ou vice-versa. O decaimento por emissão β^- é um processo que corresponde à conversão de um neutrão no núcleo num próton, acompanhado pela emissão de uma partícula β^- (elétron) e de um antineutrino ($n \rightarrow p^+ + e^- + \bar{\nu}$). O próton permanece no núcleo, mas o electrão e o antineu-

trino são emitidos do núcleo. No decaimento por emissão β^+ , um próton no núcleo é convertido num neutrão, acompanhado pela emissão de uma partícula β^+ (positrão) e de um neutrino ($p^+ \rightarrow n + e^+ + \nu$). O positrão e o neutrino são ejetados do núcleo [6, 10]. Na figura 2.3 representa-se o modelo de decaimento β^- e β^+ .

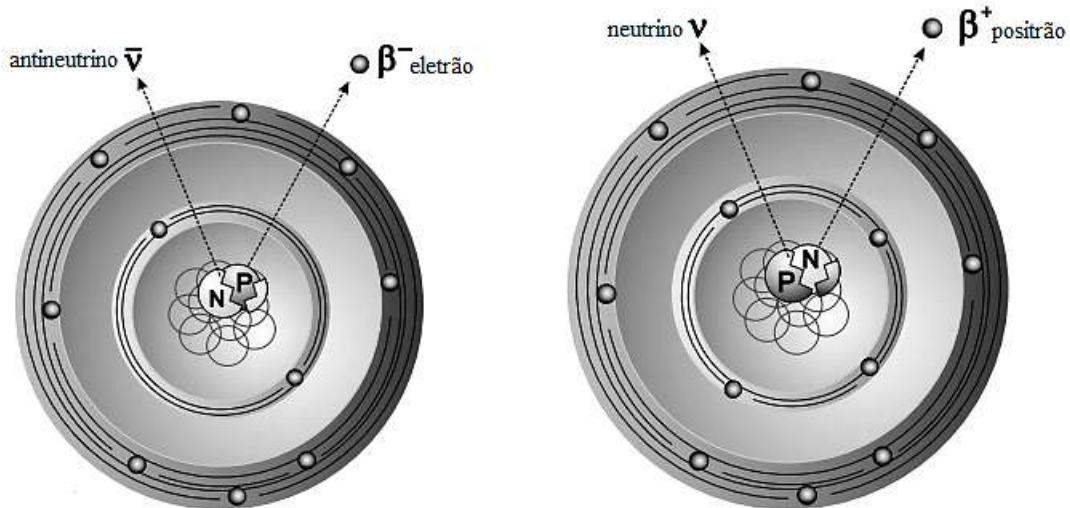


Figura 2.3: Decaimento β^- e β^+ (adaptado de [6]).

As partículas β são mais penetrantes que as α , tendo um alcance no ar até 3m, no entanto, no tecido humano atinge no máximo 4cm de profundidade. Igualmente à radiação alfa, a radiação beta representa perigo quando entra no organismo através da inalação ou da ingestão. A radiação β é travada com folhas de alumínio de poucos milímetros de espessura [5, 9, 11].

2.2.3 Radiação gama (γ)

Este tipo de radiação caracteriza-se por um núcleo instável com excesso de energia e a sua transformação num estado mais estável. Neste processo, o excesso de energia nuclear é emitido sob a forma de um raio gama, que é formado por fotões (figura 2.4). Os raios gama são altamente penetrantes e, para os absorver ou atenuar, é necessária a utilização de materiais de elevada densidade. O nome gama foi atribuído a esta radiação, dado ter sido o terceiro (alfa, beta, gama) tipo de radiação descoberto [6, 12]. A reação nuclear que traduz este processo é a seguinte [7]:



onde X^* indica um núcleo num estado instável.

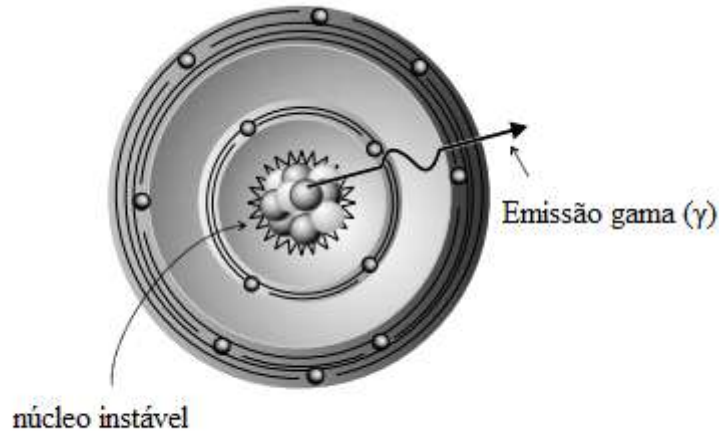


Figura 2.4: Emissão da radiação γ (adaptado [6]).

2.3 Lei da Desintegração Radioativa

As substâncias radioativas desintegram-se espontaneamente. A atividade de uma substância radioativa decresce em função do tempo num ritmo característico para cada núclídeo e que não é modificado por nenhum processo químico ou físico (à exceção de reações nucleares).

Como dados de experiências, sabe-se que a desintegração radioativa é um processo sujeito às leis do acaso e que a velocidade de desintegração ou atividade é proporcional, em cada instante, ao número de átomos radioativos presentes.

A taxa de desintegração é o número de átomos radioativos que se desintegram por unidade de tempo. Designando por N o número de átomos e t o tempo, vem [5]:

$$\frac{-\Delta N}{\Delta t} = \lambda N \quad (2.3)$$

onde $-\Delta N$ é o número de átomos que se desintegram em Δt e λ é uma constante de proporcionalidade que se designa por constante de desintegração ou constante de decaimento (s^{-1}).

O limite da expressão anterior quando $\Delta t \rightarrow 0$ reflete rigorosamente o que atrás se mencionou como dado de experiência [5].

$$\lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{-\Delta N}{\Delta t} = -\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad (2.4)$$

A função $N(t)$ é decrescente tendo a sua derivada um valor negativo, N e λ são obviamente positivos. À igualdade anterior pode-se dar a forma [5]:

$$-\frac{dN}{N dt} = \lambda \quad (2.5)$$

e concluir que a fração do número total de átomos que sofre a desintegração, por unidade de tempo, é constante.

A equação $\frac{dN}{dt} = -\lambda N$, é uma equação diferencial, que integrada conduz à igualdade [5]:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.6)$$

onde N_0 é o valor de N , para $t = 0$ e e é a base dos logaritmos neperianos.

Esta expressão mostra que o número de átomos radioativos é uma função exponencial do tempo, de expoente negativo.

2.4 Período de Semidesintegração

Cada radionuclídeo caracteriza-se por um período de semidesintegração, $T_{1/2}$, definido como o tempo necessário para que uma dada quantidade desse nuclídeo se reduza a metade, por desintegração. Então, para $t = T_{1/2}$, tem-se [5]:

$$N = \frac{N_0}{2}$$

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda t}$$

$$\frac{1}{2} = e^{-\lambda t}$$

Aplicando algoritmos naturais, vem

$$-\ln 2 = -\lambda T_{1/2}$$

$$T_{1/2} = \frac{0.693}{\lambda}$$

ou

$$\lambda = \frac{0.693}{T_{1/2}} \quad (2.7)$$

2.5 Tempo de Vida Média

Outra constante característica de um radionuclídeo, e que ocasionalmente é necessário utilizar, é o tempo de vida média. O tempo de vida média (τ) é o tempo médio de vida provável para um radionuclídeo, antes de sofrer desintegração. Demonstra-se que [5]:

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{T_{1/2}}{0.693} = 1.443 T_{1/2} \quad (2.8)$$

2.6 Grandezas e Unidades da Radiação

Após a descoberta dos raios X tornou-se importante quantificar a radiação, e desta forma definir as unidades e grandezas da radiação. Existem vários tipos de grandezas cada uma descrevendo situações distintas. Na figura 2.5 encontram-se representadas as grandezas que relacionam a radiação.

Na União Europeia (EU) existe uma organização que regula toda a atividade à volta das radiações ionizantes definindo diretrizes que são adotados pelos estados membros, a EURATOM (Comunidade Europeia de Energia Atómica). Ao longo deste trabalho, as grandezas da radiação definem-se, segundo o disposto no artigo 2.º do Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de novembro, à exceção da grandeza atividade que se define segundo o disposto no artigo 4.º da Diretiva 2013/59/EURATOM do Conselho, de 5 de dezembro de 2013.

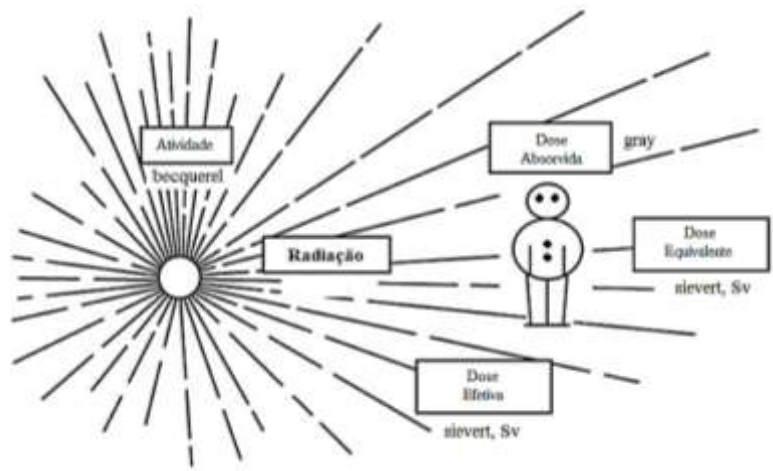


Figura 2.5: Grandezas da radiação com as respectivas unidades (adaptado de [1]).

2.6.1 Atividade (A)

A atividade corresponde a uma certa quantidade de um radionuclídeo num determinado estado energético e num dado momento. É o quociente de dN por dt , em que dN é o valor esperado do número de transições nucleares a partir desse estado energético no intervalo de tempo dt . A atividade pode ser expressa por:

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (2.9)$$

A unidade tradicional da atividade é o Curie (Ci), sendo definida como o número de desintegrações por segundo de 1g do ^{226}Ra (isótopo do rádio). O Curie equivale a [13, 14]:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ desintegração/s} \quad (2.10)$$

A unidade de atividade do sistema internacional (SI) é o Becquerel (Bq), definida como [12]:

$$\begin{aligned} 1 \text{ Bq} &= 1 \text{ desintegração/s} \\ 1 \text{ Bq} &= 2.703 \times 10^{-11} \text{ Ci} \\ 10 \text{ mCi} &= 370 \text{ MBq} \end{aligned} \quad (2.11)$$

2.6.2 Dose Absorvida (D)

A dose absorvida representa a quantidade de energia de radiação absorvida por unidade de massa do meio absorvente.

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (2.12)$$

sendo $d\bar{E}$ a energia média cedida pelas radiações ionizantes à matéria num elemento de volume e dm é a massa da matéria contida nesse elemento de volume.

A dose absorvida designa a dose média num tecido ou num órgão. A unidade de dose absorvida no SI é o gray (Gy) que equivale a um joule de energia por quilograma (1 J/kg). A dose absorvida não depende da fonte de radiação mas, sim, do meio absorvente que é colocado no campo de radiação, por isso, tanto o meio absorvente como a sua localização devem ser especificados [15].

2.6.3 Dose Equivalente (H_T)

A dose equivalente total corresponde à dose absorvida no tecido ou órgão T, ponderada em função do tipo e qualidade de radiação R. É definida pela fórmula:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.13)$$

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 da radiação. Os valores de w_R variam consoante o tipo de radiação, valendo 1 para as radiações β e γ e 20 para as radiações α (ver anexo A).

A dose equivalente quantifica os danos biológicos resultantes da deposição da radiação ionizante nos tecidos e é usada principalmente na proteção radiológica [15]. A antiga unidade de dose equivalente foi o rem (Roentgen equivalente man), sendo a unidade do SI o Sievert (Sv). Estas unidades relacionam-se da seguinte forma [13]:

$$\begin{aligned} 1 \text{ rem} &= 10^{-2} \text{ Sv} \\ 1 \text{ Sv} &= 100 \text{ rem} \\ 1 \text{ mSv} &= 100 \text{ mrem} \end{aligned} \quad (2.14)$$

2.6.4 Dose Efetiva (E)

Em qualquer irradiação diversos órgãos ou tecidos recebem energia, apresentando diferentes radios sensibilidades. A grandeza que toma em consideração estes factos é a dose efetiva que representa soma das doses equivalentes ponderadas em todos os tecidos e órgãos do corpo e resultantes da exposição interna e externa. É definida pela fórmula:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.15)$$

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 e w_T representa o fator de ponderação tecidular para o tecido ou órgão T. Os valores de w_T para cada tecido ou órgão encontram-se especificados na tabela 2.1.

Tabela 2.1: Fatores de ponderação (risco) para diferentes tecidos ou órgãos T.

Tecido ou Órgão	Fatores de ponderação tecidular, w_T
Gónadas	0.20
Medula óssea	0.12
Cólon	0.12
Pulmão	0.12
Estômago	0.12
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 ¹

¹ Para efeitos de cálculo, o restante organismo é constituído pelos seguintes tecidos e órgãos: glândulas suprarrenais, cérebro, porção superior do intestino grosso, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero.

2.7 Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante

Todos os efeitos da radiação – tanto os que beneficiam a saúde como os que são ameaça à mesma – resultam da capacidade da radiação em ionizar a matéria dos tecidos por onde passa. As interações da radiação com tecidos biológicos levam à libertação de energia na matéria viva através de processos que aumentam a entropia do sistema biológico, por vezes para além dos limites que as estruturas podem suportar, conduzindo a efeitos adversos da radiação. Esta perturbação da organização da matéria e energia pode originar uma grande variedade de consequências biológicas que variam desde situações locais recuperáveis a modificações irreversíveis profundas, podendo ser classificadas pelo risco apresentado [4].

Os efeitos biológicos, quando ocorrem, são precedidos de efeitos físicos e químicos. Os efeitos físicos ocorrem nos primeiros 10^{-15} s. Entre os 10^{-11} s e 10^{-6} s ocorrem os efeitos químicos, onde são produzidos e difundidos radicais livres (figura 2.6), moléculas e iões que alteram as reações químicas regulares no interior das células expostas à radiação [16].

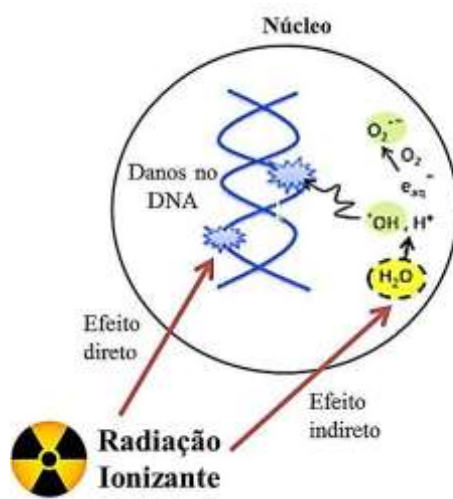


Figura 2.6: Formação de radicais livres no interior do núcleo da célula (adaptado de [17]).

Os efeitos biológicos da radiação ionizante podem ser classificados segundo a dose absorvida em efeitos estocásticos e efeitos determinísticos [1, 4]:

- Os efeitos determinísticos ocorrem quando o número de células mortas ultrapassa a capacidade da sua substituição, ou seja, quando o estado de equilíbrio entre produção e morte é perturbado por excesso da última. Existe um limiar de dose, que indica que o efeito não é observado abaixo de um valor. Na figura 2.7 (curva B) mostra que abaixo de 20 rem (mSv) os sinais ou sintomas da doença não são observados. A partir deste limiar, a gravidade aumenta com a dose. Estes efeitos são diagnosticados em exame médico nas semanas seguintes a uma exposição à radiação, e são exemplos as queimaduras da pele ou redução dos níveis das células sanguíneas, os quais, em situações extremas podem ser fatais dentro de períodos de tempo que podem ir de semanas a alguns meses.
- Os efeitos estocásticos levam à transformação celular. A sua causa deve-se à alteração aleatória no DNA de uma única célula que irá transmitir às células filhas. O ponto de vista aceite é que a probabilidade de observar o efeito aumenta linearmente com a dose, não existindo um limiar, como se demonstra na figura 2.7 (curva A). De acordo com alguns estudos, há um aumento no número de mutações genéticas com o aumento da dose. No entanto, é de notar que uma parte da curva é representada por uma linha interrompida, para indicar que os dados são incompletos ou inconclusivos.

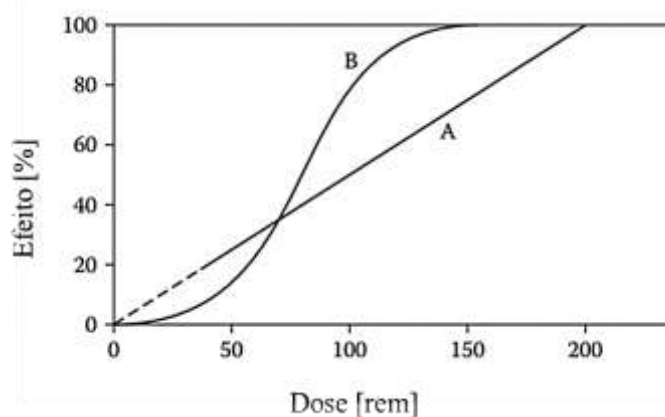


Figura 2.7: (A) Efeitos estocásticos. (B) Efeitos determinísticos [1].

2.8 Radioproteção em Medicina Nuclear

Conhecendo os efeitos da radiação ionizante nos seres humanos, tornou-se necessário definir regras de proteção de forma a evitar esses efeitos. Desta forma surgiu a Radioproteção. A finalidade da proteção contra as radiações ionizantes traduz-se no estudo das regras e no desenvolvimento e otimização dos métodos que permitem controlar a utilização das fontes de radiação, de modo a que utilizadores e população em geral não sejam irradiados acima de limites supostos aceitáveis. Os principais objetivos da proteção contra as radiações são evitar a ocorrência de efeitos determinísticos e limitar a ocorrência dos efeitos estocásticos a níveis aceitáveis [18].

2.8.1 Conceitos Básicos em Radioproteção

Quando se manipulam fontes não seladas (fontes radioativas), podem ocorrer derrames acidentais. A presença de um material radioativo indesejável num determinado local denomina-se de contaminação. As contaminações podem ser classificadas em duas categorias: menor e maior importância, dependendo do radionuclídeo, da atividade e da quantidade derramada. Um indivíduo contaminado é uma fonte potencial de exposição à radiação para pacientes e funcionários do hospital (figura 2.8 b)). A irradiação é a exposição de um objeto ou de um corpo à radiação ionizante, podendo ocorrer à distância, sem necessidade de um contacto direto com a fonte radioativa. Um indivíduo irradiado não é uma fonte de exposição para os outros (figura 2.8 a)) [6, 11].

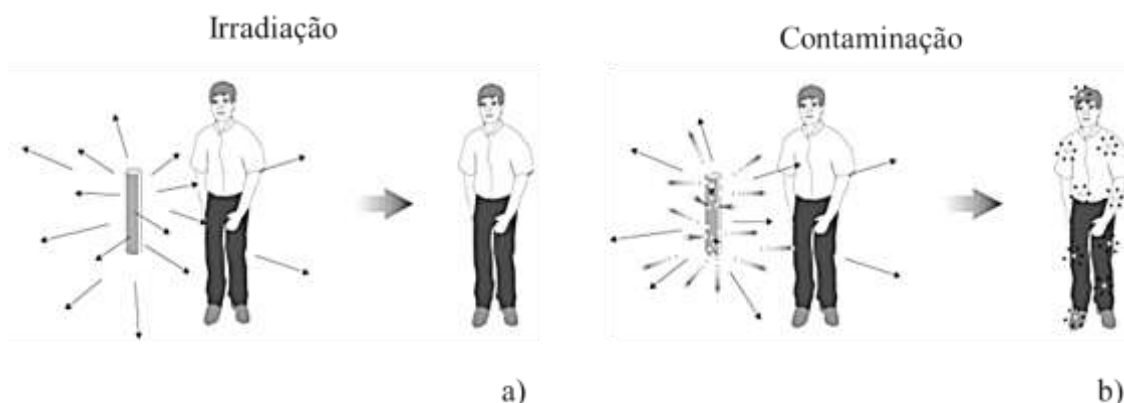


Figura 2.8: Irradiação e contaminação. a) Paciente irradiado, mas não contaminado; b) Paciente irradiado e contaminado (adaptado de [6]).

Pode-se observar que, o paciente contaminado comporta-se como uma fonte de radiação, produzindo emissão de radiação, ao passo que, o paciente que está sendo irradiado, apenas recebe a radiação, não ficando contaminado. Irradiar, portanto, não significa contaminar.

2.8.2 Princípios da Radioproteção

Segundo o artigo 5.º da Diretiva 2013/59/EURATOM do Conselho, estabelecem-se requisitos legais e um regime adequado de controlo regulador que, para todas as situações de exposição, reflitam um sistema de proteção contra radiações baseado nos princípios da justificação, da otimização e da limitação de dose:

- **Justificação:** qualquer decisão que altere a situação de exposição à radiação deve fazer mais bem que mal. Isto significa que, qualquer prática, que envolva exposição às radiações, deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um claro benefício positivo para a sociedade, contrabalançando o dano causado pela radiação.
- **Otimização (ALARA):** relativamente a qualquer prática, a probabilidade de ocorrerem exposições, o número de pessoas expostas e a magnitude das doses individuais devem ser mantidos tão baixos quanto razoavelmente possível, tendo em consideração fatores económicos e sociais. Este princípio é conhecido como conceito ALARA (As Low As Reasonably Achievable).
- **Limitação de Dose:** em situações de exposição planeadas, a soma das doses administradas a um indivíduo não pode exceder os limites de dose estabelecidos para a exposição profissional ou para a exposição da população. Os limites de dose não se aplicam às exposições médicas.

2.9 Exposição Profissional

O Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de novembro, abrange todas as situações de exposição, a saber, a exposição dos membros do público às radiações ionizantes de origem artificial, bem como aos trabalhadores profissionalmente expostos e aprendizes/estudantes, sendo estabelecidos uma série de critérios específicos para a proteção

dos mesmos. No âmbito deste trabalho a categoria de interesse é a exposição profissional.

Um trabalhador exposto define-se como alguém que pela sua atividade profissional possa receber doses superiores a qualquer um dos limites de dose fixados para os membros do público.

Para efeitos de monitorização e vigilância dos trabalhadores, devem considerar -se duas categorias diferentes de trabalhadores expostos:

- **Categoria A:** os trabalhadores expostos que são suscetíveis de receber uma dose efetiva superior a 6 mSv por ano, ou uma dose equivalente superior a três décimas de um dos limites anuais de exposição.
- **Categoria B:** todos os restantes trabalhadores expostos não classificados como sendo da Categoria A.

Para efeitos da proteção contra radiações, devem ser tomadas medidas relativamente a todos os locais de trabalho onde a exposição a radiações ionizantes resulte na possibilidade de os trabalhadores receberem uma dose efetiva superior a 1 mSv por ano, ou uma dose equivalente superior a uma décima dos limites de dose para o cristalino, para a pele e para as extremidades. Deste modo, consideram-se dois tipos de zonas, de acordo com a seguinte classificação:

- **Zona Controlada:** área em que, por virtude das condições de trabalho existentes, seja possível que a exposição a que os trabalhadores estão sujeitos durante um ano possa ultrapassar três décimas de um dos limites de dose. A radiofarmácia, zonas de armazenamento de materiais ou lixo radioativos e a sala de administração de radiofármacos são consideradas zonas controladas.
- **Zona Viguada:** área em que, por virtude das condições de trabalho existentes, seja provável que a exposição a que os trabalhadores estão sujeitos durante um ano possa ultrapassar uma décima dos limites de dose, mas que não ultrapasse as três décimas dos limites de dose. As salas de espera e as salas de aquisição de imagem são consideradas zonas vigiadas.

2.9.1 Legislação de Limites de Dose

Dependendo das áreas anatómicas a controlar, os limites de dose vão alterando dado o risco associado a cada uma no que toca ao coeficiente de absorção da radiação aos órgãos expostos. Na tabela 2.2 encontram-se descritos os limites de dose em várias regiões do corpo, para trabalhadores expostos, membros do público e aprendizes/estudantes, tendo em conta os artigos 4.º, 5.º e 6.º do Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de novembro.

Tabela 2.2: Limites de dose anual recomendados de acordo com o Decreto-lei 222/2008 de 17 de novembro.

Tecido ou órgão	Trabalhadores	Aprendizes/Estudantes (16-18 anos)	Público
Dose Efetiva			
Corpo Inteiro	20 mSv	6 mSv	1 mSv
Dose Equivalente			
Cristalino	150 mSv	50 mSv	15 mSv
Pele	500 mSv	150 mSv	50 mSv
Extremidades (Mãos e pés)	500 mSv	150 mSv	–

Para trabalhadores expostos, a autoridade competente pode autorizar uma dose efetiva superior que pode atingir 50 mSv num mesmo ano, desde que a dose média anual ao longo de cinco anos consecutivos, incluindo os anos em que o limite foi excedido, não seja superior a 20 mSv.

Na exposição de membros do público, foi estabelecido uma dose efetiva para o corpo inteiro de 1 mSv por ano. Este valor pode ser excedido num determinado ano, desde que a dose média ao longo de cinco anos consecutivos não exceda 1 mSv por ano.

Nas três categorias de exposição, o limite de dose equivalente para a pele aplica-se à dose média numa superfície de 1cm², independentemente da superfície exposta.

2.10 Proteção Contra as Radiações Ionizantes

A proteção dos trabalhadores expostos à radiação ionizante é essencial para minimizar o surgimento de efeitos deletérios das radiações. A proteção adequada é obtida recorrendo a uma combinação de três variáveis: a distância dos trabalhadores à fonte de radiação, o tempo de exposição e as barreiras de proteção (blindagens).

O aumento da distância é frequentemente empregue de forma simples e eficaz. Uma vez que quanto mais distante da fonte de radiação, menor a intensidade do feixe. A dose recebida pelo profissional de saúde é inversamente proporcional ao quadrado da distância à fonte. A fim de minimizar a dose para as mãos e para o resto do corpo, por vezes, usam-se pinças para manusear fontes radioativas.

A limitação significativa da duração da exposição nem sempre é viável, porque normalmente é necessário um certo período de tempo para realizar uma determinada tarefa. Desta forma, o tempo de exposição pode ser diminuído trabalhando-se o mais rápido possível próximo a fontes de radiação e na manipulação das mesmas, o que pode ser conseguido através do treino adequado e do planeamento da tarefa a ser realizada. Apenas devem estar na área o número de trabalhadores necessários para realizar a tarefa [14, 19].

É com base nos diferentes alcances, associados às características de cada tipo de radiação ionizante (α , β e γ) que se implementa um programa de segurança radiológica, recorrendo fortemente à utilização de blindagens (interposição de distintos materiais entre a radiação e o alvo a proteger). Na figura 2.9 esquematiza-se a comparação do poder de penetração dos três tipos de radiação ionizante e a blindagem associada.

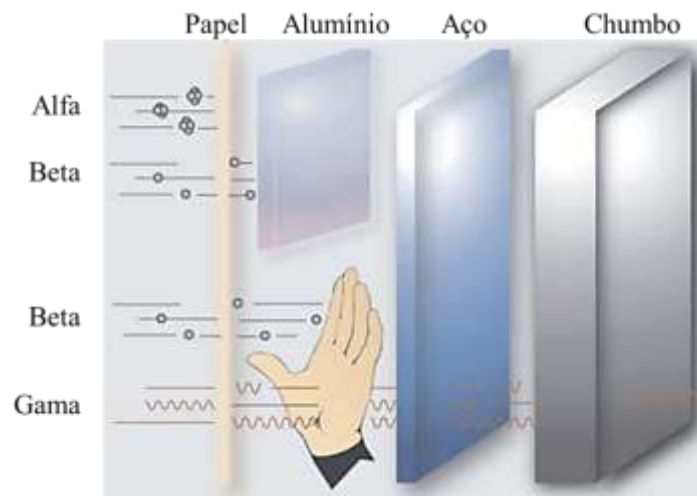


Figura 2.9: Representação das diversas blindagens para os diferentes tipos de radiação ionizante (adaptado de [20]).

A blindagem proporciona uma maneira mais confiável de limitar a exposição pessoal, limitando o débito de dose. Teoricamente, a blindagem deve ser usada para reduzir os débitos de dose para os níveis desejados. Na prática, porém, a quantidade de blindagem utilizada dependerá de um equilíbrio entre as necessidades práticas, tais como custos e benefícios esperados [14].

A adoção de outras medidas e procedimentos apresentam-se igualmente como meios adicionais na promoção da proteção contra a radiação. O uso de EPI (equipamento de proteção individual) é fundamental para minimizar os riscos de exposição (aventais de chumbo, luvas, óculos com chumbo e protetores da tireoide) [19].

Outros exemplos de blindagem são os protetores de chumbo para armazenamento de geradores. Os frascos e as seringas são alguns dos objetos-alvo que requerem proteção adequada. Assim, o armazenamento de frascos contendo material radioativo é feito através de protetores específicos. Recorre-se aos transportadores de seringa sempre que for feito o transporte de doses e usa-se o protetor de seringas para a injeção do radiofármaco no paciente (figura 2.10 a)). O material radioativo deve ser manipulado atrás da blindagem em ‘L’ (figura 2.10 b)), de forma a proteger os profissionais das altas energias [10, 19].



Figura 2.10: Exemplos de blindagens usados em MN. a) Protetor de seringas; b) Blindagem em ‘L’ [10].

2.11 Monitorização Individual

A manipulação de fontes não seladas em MN envolve altas doses de radiação para a pele e mãos dos técnicos durante a preparação (marcação/ partição/ distribuição) e administração dos radiofármacos. O grau de risco envolvido nestas atividades levou à necessidade de controlar o nível de exposição individual dos trabalhadores expostos. Este controlo pode ser realizado por dosímetros eletrónicos individuais que permitem uma leitura direta da dose de radiação recebida [21, 22].

Para avaliar a dose de radiação recebida pelos trabalhadores expostos recorre-se a dosímetros de corpo inteiro (figura 2.11 a)), usados no tronco (região superior esquerda do tórax). Por outro lado, na possibilidade de existir maior exposição nas mãos, recorre-se ao uso de dosímetros de extremidades (figura 2.11 b)). Um método adequado para a monitorização das extremidades é a colocação do dosímetro de anel no dedo indicador da mão não dominante do trabalhador exposto, com o sensor virado para a palma da mão. O uso do dosímetro é fundamental para avaliar os níveis de dose acumulada por cada trabalhador, permitindo uma comparação aos limites de dose estabelecidos pela legislação [21].

Segundo o artigo 14.º do Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de novembro, os trabalhadores expostos têm o direito de aceder a todos os dados referentes à monitorização individual das doses de radiação, incluindo os resultados das medições, individuais ou de área, que levaram à estimação das doses recebidas. No anexo A exemplifica-se um registo do qual constam os resultados da respetiva monitorização individual.

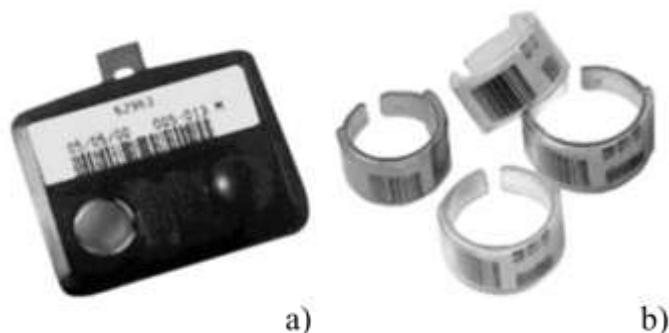


Figura 2.11: Exemplos de dosímetros pessoais. a) Dosímetro de tronco; b) Dosímetro de extremidades [10].

Os dosímetros termoluminescentes (TLD's) apresentam-se dentro do grupo dos mais utilizados. Estes dispositivos são compostos por cristais com propriedades termoluminescentes que quando são aquecidos emitem luz, cuja intensidade é proporcional à dose de radiação incidente. Quando são expostos à radiação, esses cristais acumulam a energia da radiação incidente durante longos períodos de tempo [23].

Capítulo 3. Conceitos em Radiofarmácia. Fases de Preparação de Radiofármacos

A preparação de radiofármacos é feita manualmente pelos técnicos de MN ou radiofarmacêuticos. Para a preparação dos radiofármacos são realizadas diversas fases, as quais foram classificadas da seguinte forma: eluição (fase I), marcação de *Kits* (fase intermédia) e partição (fase II). Todas estas fases devem respeitar parâmetros de qualidade e eficácia. A realização das fases de preparação de radiofármacos decorre numa zona de acesso reservado nas instalações de MN, a fim de impedir a propagação descontrolada de contaminação radioativa.

Introduz-se este capítulo com uma breve abordagem de determinados conceitos em radiofarmácia. De seguida, descreve-se as fases relacionadas com a preparação de radiofármacos e mencionam-se os equipamentos utilizados.

3.1 Conceitos em Radiofarmácia

O elemento chave para o sucesso de um exame em MN é a seleção apropriada do radiofármaco. O radiofármaco é constituído por dois componentes: um fármaco (ou molécula traçadora) e um radionuclídeo (ou radioisótopo). Sendo que, o fármaco é selecionado consoante o tipo de processo fisiológico que se pretenda analisar. As características físico-químicas deste permitem mapear o processo em causa. O fármaco usualmente não possui efeito farmacológico, porque é utilizado como um traçador, não mostrando nenhuma relação dose-resposta. A molécula é então marcada com um nuclídeo emissor apropriado que permite a realização dos estudos *in vivo* que conduzem, caso sejam bem-sucedidos, à produção de uma imagem, que permite esclarecer a situação clínica. A escolha do radionuclídeo também requer grande cuidado. Pretende-se que a radiomarcação interfira o menos possível com as características físico-químicas da molécula, de forma a não comprometer o sucesso do radiofármaco [4, 11].

Os radiofármacos podem ser administrados ao paciente por via intravenosa, oral ou por inalação. E, tem como objetivo, traduzir uma determinada função fisiológica do organismo humano. Estas substâncias radioativas contribuem para o diagnóstico clínico de uma variada gama de patologias, mas também podem ser usadas em aplicações terapêuticas [24, 25].

3.1.1 Isótopos Utilizados em Medicina Nuclear

Embora, o ^{99m}Tc seja, hoje em dia, o radioisótopo mais utilizado em MN, um grande número de radioisótopos têm encontrado aplicação quer em diagnóstico quer em terapia. O período, o modo de decaimento, a energia de radiação emitida, o custo e a facilidade de obtenção, encontram-se entre as características mais importantes na escolha de um radioisótopo a ser utilizado. O período de semidesintegração de um radionuclídeo deve ser suficientemente longo de modo a permitir a produção do radiofármaco e a obtenção da imagem, mas não tão longo que torne a sua dosimetria desfavorável para o paciente. Na tabela 3.1 encontram-se alguns exemplos de radionuclídeos, as suas características físicas e modos de produção [4].

Tabela 3.1: Principais radionuclídeos utilizados em MN [4].

Nuclídeo	Símbolo	$T_{1/2}$	Principais emissões (keV)	Produção
Tecnécio-99m	^{99m}Tc	6,01 h	γ 140	Gerador ($^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$)
Iodo-123	^{123}I	13,2 h	γ 159	Ciclotrão ($^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$)
Iodo-131	^{131}I	8,04 d	γ 364, β 606	Fissão Nuclear
Tálio-201	^{201}Tl	73,1 h	γ 167, 135; X 68-82	$^{203}\text{Tl}(p,3n)^{201}\text{Pb} \rightarrow ^{201}\text{Tl}$
Gálio-67	^{67}Ga	78,3 h	γ 300, 181, 93	Ciclotrão ($^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$)
Índio-111	^{111}In	2,81 d	γ 245, 171	Ciclotrão $^{111}\text{Cd}(p,n)^{111}\text{In}$

3.1.2 Produção de Tecnécio-99m

Na tabela periódica o tecnécio (Tc) é o elemento 43, um metal de transição. Este nome deriva do grego *technetos* que significa artificial. Todos os isótopos do tecnécio são radioativos.

O tecnécio na forma de um dos seus isótopos, ^{99m}Tc (tecnécio-99m) é o radioisótopo mais utilizado em MN, sendo que o *m* advém do facto de ser meta-estável. O facto de ser utilizado em larga escala deve-se não só às suas excelentes propriedades nucleares, mas também ao facto de poder ser produzido diariamente *in situ* através de um gerador e por ter um período de semidesintegração curto.

Os geradores de radionuclídeos baseiam-se na existência de um núcleo radioativo “pai” de período de semidesintegração longo que decai para um radionuclídeo “filho” com um período de semidesintegração pequeno. Para que este sistema “pai/filho” possa ser utilizado diariamente é necessário que se conheça um método expedito de separar o radionuclídeo “filho” do seu “pai”. O gerador mais comum, utilizado diariamente nos Serviços de Medicina Nuclear (SMN) de todo o mundo, é o sistema $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$, mas existem outros exemplos de geradores tais como $^{81}\text{Rb}/^{81}\text{Kr}$, $^{82}\text{Sr}/^{82}\text{Rb}$ e o $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$. Na figura 3.1 apresenta-se o gerador $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ e o processo de produção do ^{99m}Tc [4].

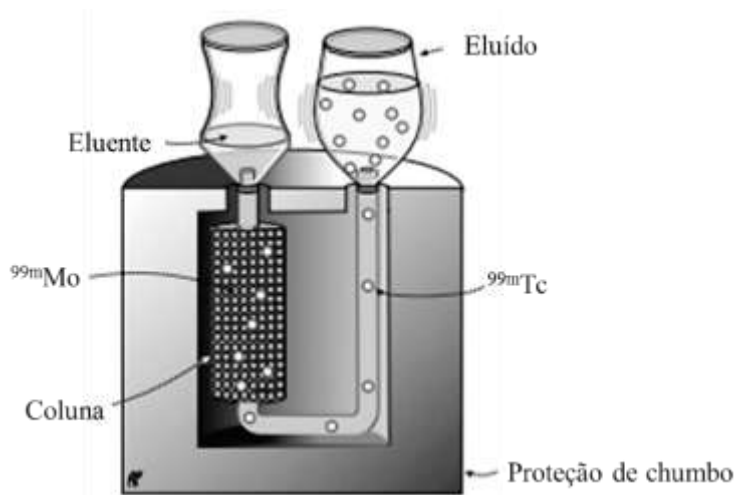


Figura 3.1: Representação do gerador $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ [6].

Os geradores comerciais $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ contêm molibdato radioativo (na forma de moli-
bdato de sódio), absorvido numa coluna de óxido de alumínio. O $^{99\text{m}}\text{Tc}$ que se vai for-
mando continuamente na coluna não tem a mesma afinidade química para a alumina
que o molibdato, pelo que pode ser extraído por eluição com soro fisiológico. A reação
na coluna é a seguinte [4]:



Tendo em conta a relação entre o período do ^{99}Mo ($t_{1/2} = 66\text{h}$) e do $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ($t_{1/2} = 6\text{h}$) po-
de-se facilmente concluir que a situação é de equilíbrio transitório. As curvas ativida-
de/tempo dos radionuclídeos “pai” e “filho” apresentam o comportamento descrito na
figura 3.2.

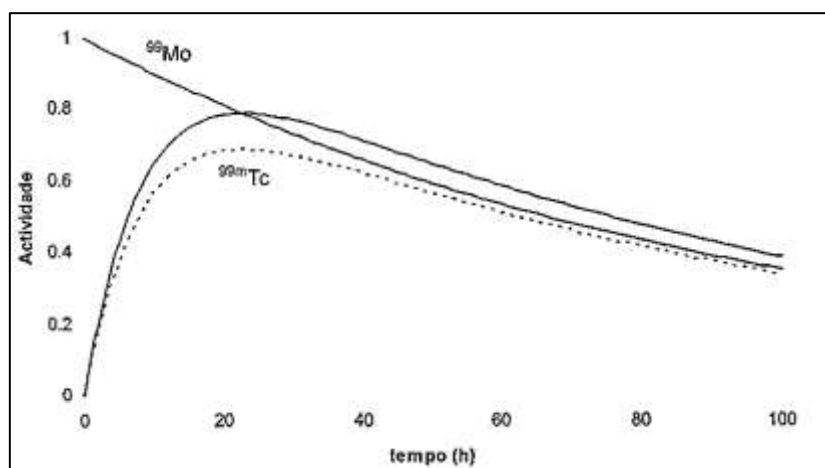


Figura 3.2: Curvas atividade/tempo para o ^{99}Mo e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ no gerador $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ [4].

A partir da curva atividade/tempo para o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ é possível provar que o tempo após o
qual a atividade do tecnécio é máxima corresponde a cerca de 22,8 h. É por este motivo
que os geradores $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ são normalmente eluídos todos os dias à mesma hora per-
mitindo um período quase ideal de acumulação de pertecnetato. Este processo, aliado ao
modo de decaimento do radioisótopo, permite que se obtenha um máximo de atividade
de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (com quantidades mínimas de ^{99}Tc). Na figura 3.3 apresenta-se o esquema de
formação e decaimento do $^{99\text{m}}\text{Tc}$ [4].

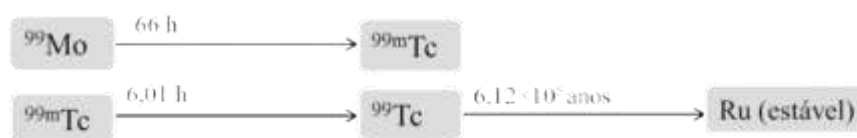


Figura 3.3: Esquema de formação e decaimento do ^{99m}Tc [4].

O ^{99m}Tc decai por transição isomérica emitindo radiação γ de 140 keV numa abundância de 89%, características quase ideais, quer do ponto de vista de qualidade de imagem, quer do ponto de vista da dose de radiação para o paciente. O ^{99m}Tc tem um período de semidesintegração de 6,01 h, o que facilita a preparação e controlo de qualidade dos seus radiofármacos.

A obtenção de radiofármacos de ^{99m}Tc é facilitada pela existência de *Kits* comerciais frios liofilizados contendo a formulação adequada à rápida formação dos complexos por adição de ^{99m}Tc na forma de pertecnetato ($^{99m}\text{TcO}_4^-$). No anexo A encontram-se alguns exemplos de radiofármacos com aplicações diagnósticas e terapêuticas, com os respetivos estudos [4, 18].

3.2 Equipamentos na Área da Radiofarmácia

3.2.1 Hot Cell

O processamento de materiais radioativos requer um sistema fechado e blindado chamado Hot Cell, também designado de Hotte, representado na figura 3.4. Todos os trabalhos de preparação e manipulação de radiofármacos são executados dentro da Hot Cell. Este equipamento é projetado de modo a cumprir os requisitos de proteção radiológica do operador e a assepsia do produto a administrar.



Figura 3.4: Hotte de preparação/manipulação de radiofármacos.

3.2.2 *Calibrador de Dose*

No interior da Hotte encontra-se o calibrador de dose, sendo um equipamento fundamental nos SMN. O calibrador de dose é um equipamento que tem como função determinar a atividade de radionuclídeos. Este equipamento (figura 3.5) consiste essencialmente de uma câmara de ionização do tipo poço e de um eletrómetro que permite uma leitura direta em unidades de atividade (Becquerel ou Curie). Esta medição é realizada em termos de uma corrente de ionização, produzida no processo de interação da radiação emitida pelo conteúdo radioativo com o gás contido na câmara de ionização, geralmente árgon. No circuito eletrónico associado, a corrente de ionização é convertida numa diferença de potencial (kVp), que é amplificada, processada e, finalmente convertida na forma digital.

Para otimizar as medidas a efetuar, antes de iniciar as medições deve-se medir a radiação de fundo, para garantir que essa componente não esteja incluída nos valores medidos.

Os calibradores de dose apresentam uma aceitação geral, devido à sua simplicidade de operação, estabilidade a curto e longo prazo e à sua versatilidade, permitindo a medição da atividade de material radioativo em frascos e seringas [26].

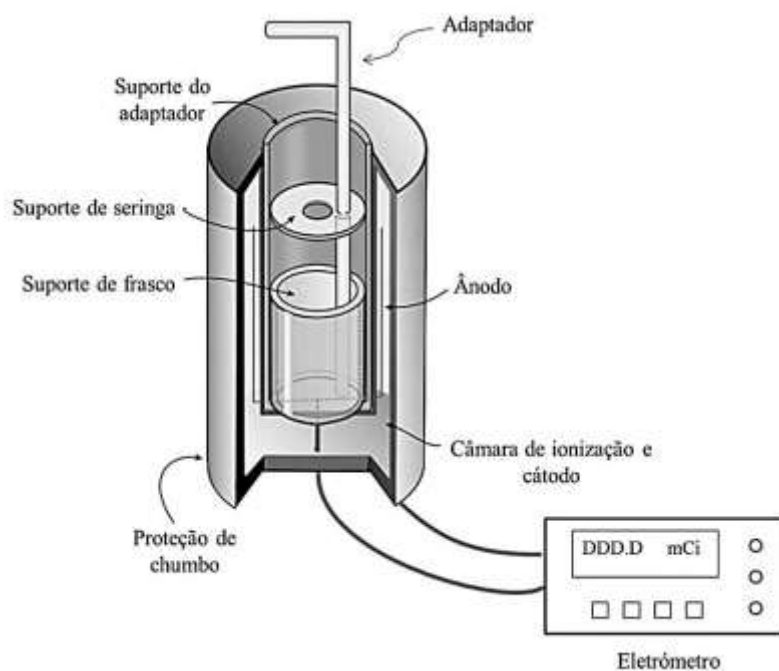


Figura 3.5: Calibrador de dose (adaptado de [6]).

A câmara de ionização é envolvida por uma blindagem externa de chumbo com a finalidade de proteger o operador da exposição a radiações intensas, durante a realização das medidas, bem como reduzir a interferência na medida realizada em função de fontes radioativas próximas ao local [26].

Os calibradores de dose são normalmente calibrados pelo fabricante utilizando soluções padrões dos radionuclídeos (calibração direta) de um laboratório nacional de padrões, ou por comparação com um instrumento de referência (calibração indireta) [27].

3.3 Fases de Preparação de Radiofármacos

De forma a ter uma melhor percepção do procedimento executado para a preparação de radiofármacos pelos técnicos de MN, optou-se por dividir em três fases: eluição (fase I), marcação de *Kits* (fase intermédia) e partição (fase II).

3.3.1 Fase I – Eluição

Nos SMN é feita diariamente a eluição do gerador de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ de forma a obter o $^{99\text{m}}\text{Tc}$, produto radioativo. Como foi referido em subcapítulos anteriores, o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ está continuamente a ser produzido a partir do molibdato radioativo. O princípio do gerador estéril de tecnécio consiste na separação e extração do pertecnetato de sódio.

Para proceder à eluição, o técnico coloca sob o gerador, um frasco de solução injetável de cloreto de sódio no gerador. A recolha do eluato (produto eluído do gerador) de solução injetável de pertecnetato de sódio é efetuada através da colocação de um frasco de vidro estéril que se encontra sob vácuo com a ajuda de uma agulha de colecta. São fornecidos com o gerador, frascos de solução salina com o volume necessário para obter volumes de 5ml, 10ml e 20ml de eluato [28]. Ao longo deste trabalho o frasco utilizado é o de 20ml. Na figura 3.6 apresenta-se um exemplo em frio, de um gerador DRYTEC a realizar a eluição.



Figura 3.6: Gerador DRYTEC a realizar a eluição.

A quantidade de pertecnetato de sódio que pode ser eluído a partir do gerador num determinado momento depende da atividade inicial do gerador, da quantidade de molibdato de sódio presente, do volume do eluato obtido e do tempo que passou desde a última eluição [28].

Após a eluição, é necessário conhecer a atividade do produto radioativo contido no frasco. O técnico coloca o frasco no calibrador de dose, recorrendo a um adaptador que permite um correto posicionamento, garantindo que não ocorrem contaminações.

Simultaneamente, o técnico seleciona no eletrómetro do calibrador de dose certos parâmetros para poder efetuar a medição corretamente, nomeadamente o radionuclídeo e o recipiente utilizado. Se estes parâmetros não forem levados em consideração, a atividade medida será incorreta, dado que, cada radionuclídeo apresenta as suas características, assim como o recipiente utilizado. Os fatores de correção dos recipientes para cada radionuclídeo devem estar previamente determinados para que a atividade lida no calibrador seja a correta. Os fatores de correção são tratados no capítulo 5, mostrando a importância de os determinar por forma a reduzir o erro associado à medição. Na figura 3.7 visualiza-se o eletrómetro com as opções dos recipientes e dos radionuclídeos, assim como o momento da medição da atividade do tecnécio.



Figura 3.7: Exemplo de um eletrómetro.

3.3.2 Fase Intermédia – Marcação de Kits

Diariamente, o SMN recebe pacientes para a realização de exames. Todos os pacientes são registados numa base de dados, onde se insere informação útil do paciente e do exame a realizar. Por vezes, alguns exames requerem a adição de um determinado fármaco à dose de radionuclídeo previamente preparada.

Os técnicos consultam a lista de pacientes do dia, verificando quais os exames que requerem a adição de um fármaco. Os fármacos utilizados têm uma composição em pó e encontram-se em frascos devidamente identificados com o nome do produto, sendo distintos entre eles. Esta fase implica a “mistura” do radionuclídeo eluído com o fármaco necessário, sendo este procedimento designado por marcação de *Kits* de fármacos. Tanto o frasco da eluição como o frasco contendo o fármaco devem estar o mais próximo possível, para facilitar a diluição de ambos.

Inicialmente, os técnicos efetuam a eluição do gerador, como descrito na fase anterior, tendo a informação da quantidade de atividade total disponível para a realização de todos os exames agendados para o dia. De salientar que as marcações de exames num SMN encontra-se diretamente associado ao valor máximo de eluição permitido por dia, por gerador.

Tendo o conhecimento da dose a preparar para todos os pacientes, e atendendo ao valor da atividade volúmica total eluída do dia (mCi/ml), determina-se o volume de tecnécio necessário extrair do frasco, para realizar a diluição com o fármaco, recorrendo a uma regra de correspondência direta.

A extração é realizada com seringas de 5ml ou 10ml, dependendo da quantidade de eluato a extrair. Após a extração, torna-se fundamental conhecer a atividade da porção radioativa, para saber se é a pretendida. Para tal, utiliza-se o calibrador de dose para efetuar a medição, acertando-se os parâmetros no eletrómetro. Se a atividade medida for menor que o valor pretendido, extrai-se novamente uma porção com a seringa, para completar a atividade em falta. Quando a atividade medida corresponde à pretendida, a porção radioativa da seringa é depositada no frasco. O técnico agita ligeiramente o frasco para que ocorra a mistura uniforme, e sucede-se a medição da atividade do frasco para obter a atividade final. Desta forma, o conteúdo do frasco de fármaco marcado corresponde à dose final preparada e encontra-se pronto para entrar na fase seguinte, a partição. Na figura 3.8 ilustra-se o processo de preparação/marcação de *Kits*.

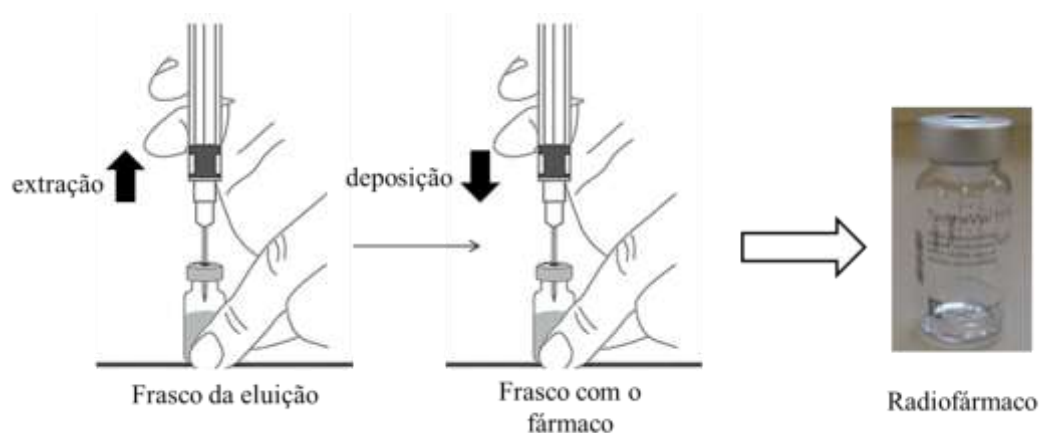


Figura 3.8: Preparação/marcação de *Kits*.

3.3.3 Fase II – Partição

Tal como indica o nome, esta fase pretende preparar a dose a administrar a cada paciente, a partir do frasco contendo o radiofármaco (preparado na fase intermédia).

Atendendo a que a dose a administrar a cada paciente é determinada em função do peso, da idade e do tipo de exame a realizar, os técnicos recorrem aos protocolos que se encontram publicados no *site* da Associação Europeia de Medicina Nuclear [29].

Sabendo a atividade volúmica de preparação do radiofármaco, determinam o volume necessário de extração do radiofármaco. Esta operação é realizada com seringas de 5ml ou 10ml, consoante a dose a administrar. Tal como aconteceu na etapa anterior, após obter o conteúdo na seringa torna-se fundamental efetuar a medição, para saber se a quantidade de atividade é a pretendida. Se for em défice, extrai-se novamente a porção do líquido, para compensar a atividade em falta; se for em excesso, repõe-se o líquido desnecessário no frasco marcado. Estando correta a atividade a preparar, a seringa encontra-se pronta a administrar ao paciente. Na figura 3.9 esquematiza-se o processo da partição, a partir do frasco da marcação de *Kits*.

No caso de pacientes que não necessitem de atividade misturada com fármaco para a realização do exame, extrai-se o volume necessário do frasco da eluição e, verifica-se se a atividade é a pretendida. Caso seja, a seringa está pronta a ser administrada ao paciente.

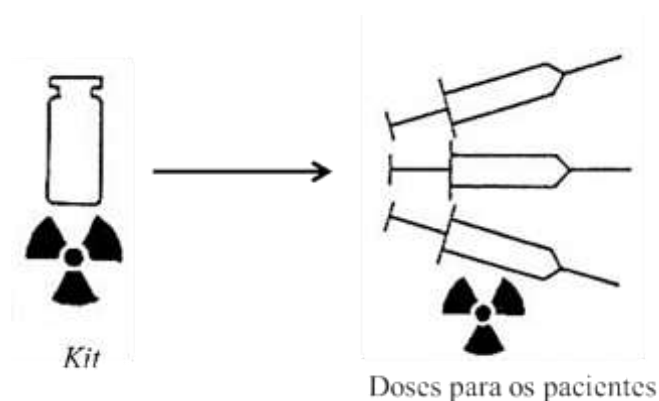


Figura 3.9: Partição.

3.4 Riscos Associados à Preparação de Radiofármacos

Os passos executados pelos técnicos para a preparação de radiofármacos requerem a manipulação direta de fontes radioativas, o que implica uma exposição constante nas extremidades (mãos). A proximidade das extremidades ao frasco da eluição e frascos de *Kits* marcados é o principal fator de exposição. Através da descrição de cada fase é possível perceber que todas as etapas exigem algum tempo para serem executadas, sendo uma forma de aumentar o risco à exposição. A constante exposição às radiações provoca efeitos biológicos indesejáveis, como os referidos no capítulo 2.

Capítulo 4. Aplicação SinaDix

Este trabalho tem como objetivo fundamental a criação de uma aplicação denominada SinaDix, capaz de comunicar com o calibrador de dose (CURIEMENTOR 3) registrando a atividade de radionuclídeos destinados ao diagnóstico ou terapia. Os valores registrados são arquivados numa base de dados, associando-os aos respectivos pacientes. Paralelamente pretende-se que a aplicação comunique com um protótipo simulador – projeto RoboDix. Este projeto tem como objetivo desenvolver um sistema robotizado que permita realizar todas as fases de preparação dos radiofármacos, de forma similar ao efetuado atualmente pelos técnicos de MN. Neste capítulo abordam-se os aspetos fundamentais do desenvolvimento da aplicação e a interligação desta com os diversos sistemas, bem como os testes realizados para validação da operacionalidade da mesma.

4.1 Consultório Dr. Campos Costa

O desenvolvimento de uma aplicação informática para registar as leituras de atividade, foi realizado em parceria com o Departamento de Física Médica da Dr. Campos Costa S.A – Consultório de Tomografia Computorizada.

4.1.1 Princípios de Orientação do Consultório Dr. Campos Costa

- Prestar um serviço de elevada qualidade em todas as circunstâncias, orientando as atividades em função das necessidades e expectativas dos clientes;
- Adotar práticas que busquem a melhoria contínua dos serviços prestados, gerir os recursos de forma eficiente e criar valor para os doentes, colaboradores, titular e sociedade em geral;
- Proporcionar satisfação e realização profissional a todos os colaboradores.

4.1.2 Valores da instituição

- **Dignidade:** Ter comportamento ético e de respeito pelo paciente. Cada pessoa tem um valor único e direito a ser respeitada pela sua privacidade, crenças e valores;
- **Integridade:** Aceitar responsabilidade pelas suas ações, dizendo o que fazem e fazendo o que dizem;
- **Serviço:** Desejo de ter um papel positivo na vida das pessoas e orientando todas as atividades em função das necessidades e expectativas dos pacientes;
- **Excelência:** Empenho em prestar serviços de elevada qualidade técnica e humana e em melhorar o seu desempenho de forma contínua.

4.1.3 Segurança da Informação

A proteção da informação, como suporte à eficiência do serviço prestado aos pacientes, assenta na integridade, disponibilidade dos sistemas e infraestruturas de informação e na confidencialidade dos dados.

- **Confidencialidade:** Toda a informação deve ser protegida de acordo com o grau de sigilo do seu conteúdo, visando à limitação do seu acesso.
- **Integridade:** Toda a informação deve ser mantida na mesma condição em que foi disponibilizada, protegendo-a contra alterações indevidas, intencionais ou acidentais.
- **Disponibilidade:** Toda a informação gerada ou adquirida por um indivíduo ou instituição deve estar disponível aos seus utilizadores, no momento em que os mesmos necessitem.

4.2 Visão Geral

Na figura 4.1 apresenta-se a visão geral da comunicação da aplicação e o modo de interligação com os sistemas. A aplicação comunica com o CURIEMOTOR 3 (interface RS232), com o protótipo simulador desenvolvido no ambiente V-Rep (interface UDP),

com a base de dados MySQL, com o programa de agendamento de exames, WinCli, tecnicamente designado por RIS (*Radiology Information System*) e com o utilizador.

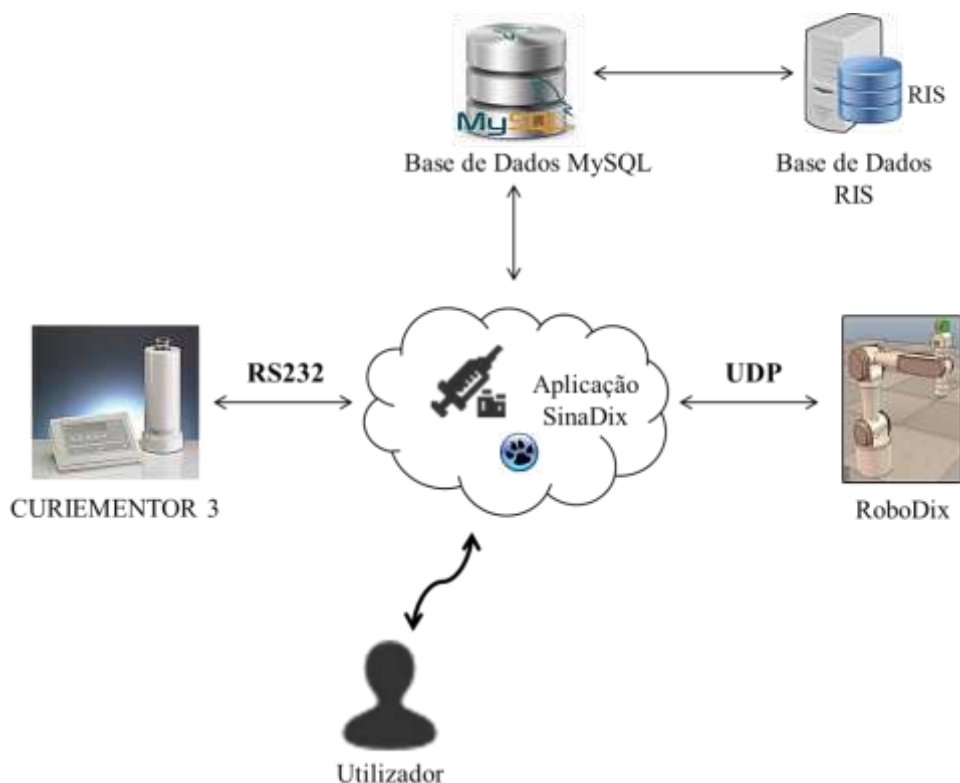


Figura 4.1: Comunicação da aplicação SinaDix com os diversos sistemas.

Em termos de *hardware*, importa referir que a aplicação foi desenvolvida num computador. Contudo, devido à falta de espaço no SMN, onde está instalado o CURIEMOTOR 3, a aplicação será instalada e executada num *tablet*. O *tablet* utilizado para a instalação e execução de testes foi o ViewPad 10 da ViewSonic®. As características resumidas do ViewPad 10, ilustrado na figura 4.2, são [30]:

- **Resolução máxima do ecrã:** 1024×600
- **Sistema operativo:** Windows 7
- **Funcionamento em rede:** Wi-Fi (802.11 b/g/n)
- Ligação USB (Universal Serial Bus)



Figura 4.2: ViewPad 10 [30].

4.3 Desenvolvimento da Aplicação SinaDix

Para o desenvolvimento da aplicação SinaDix recorreu-se ao ambiente de desenvolvimento Lazarus. O Lazarus é um *software* desenvolvido a partir do compilador *Free Pascal Compiler* (ou FPC), com a grande vantagem de ser *open source*, ou seja, a sua licença permite desenvolver aplicações comerciais [31]. Além disso, este ambiente oferece uma interface interativa e de fácil compreensão, que possibilita o desenvolvimento de uma aplicação capaz de cumprir o objetivo deste trabalho.

4.3.1 Interface com o Utilizador

A interface desenvolvida para a aplicação tem como base a simplicidade e facilidade de manuseio para o utilizador, indo ao encontro do objetivo de obter uma aplicação simples e intuitiva. A interface gráfica com o utilizador pode ser observada na figura 4.3.



Figura 4.3: SinaDix no ViewPad 10.

No Anexo B encontra-se o manual de instruções da aplicação SinaDix, onde descreve todas as fases para a preparação dos radiofármacos e como devem ser executadas, assim como cada funcionalidade da aplicação.

4.4 Metodologia da Aplicação SinaDix

O desenvolvimento de uma aplicação na área da medicina nuclear requer um conjunto de questões, englobando todo o problema em estudo. Para contornar todas as questões, a opção metodológica coloca-se sob a forma de um modelo (paradigma) cíclico (figura 4.4), através do qual se projeta e estuda todas as fases. Esta metodologia oferece uma estrutura padronizada do desenvolvimento, com todas as fases a seguirem esta norma. Para uma iniciação ao problema do projeto, primeiramente foi efetuada uma análise ao método manual realizado pelos profissionais de MN.

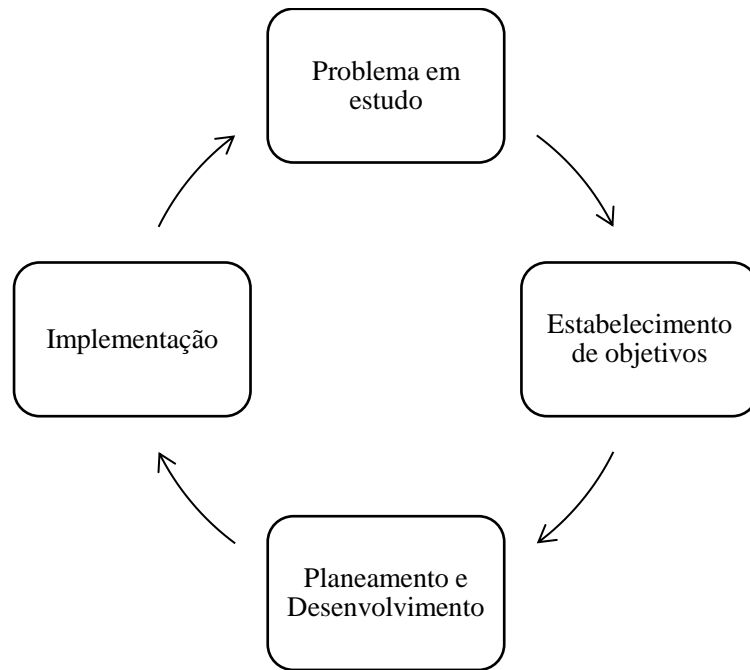


Figura 4.4: Principais etapas para o desenvolvimento do projeto.

4.4.1 Diagrama de Casos de Uso

Na figura 4.5 está representado o diagrama de casos de uso da aplicação de uma forma resumida, respondendo aos requisitos solicitados e demonstrando a forma como a aplicação foi desenvolvida.

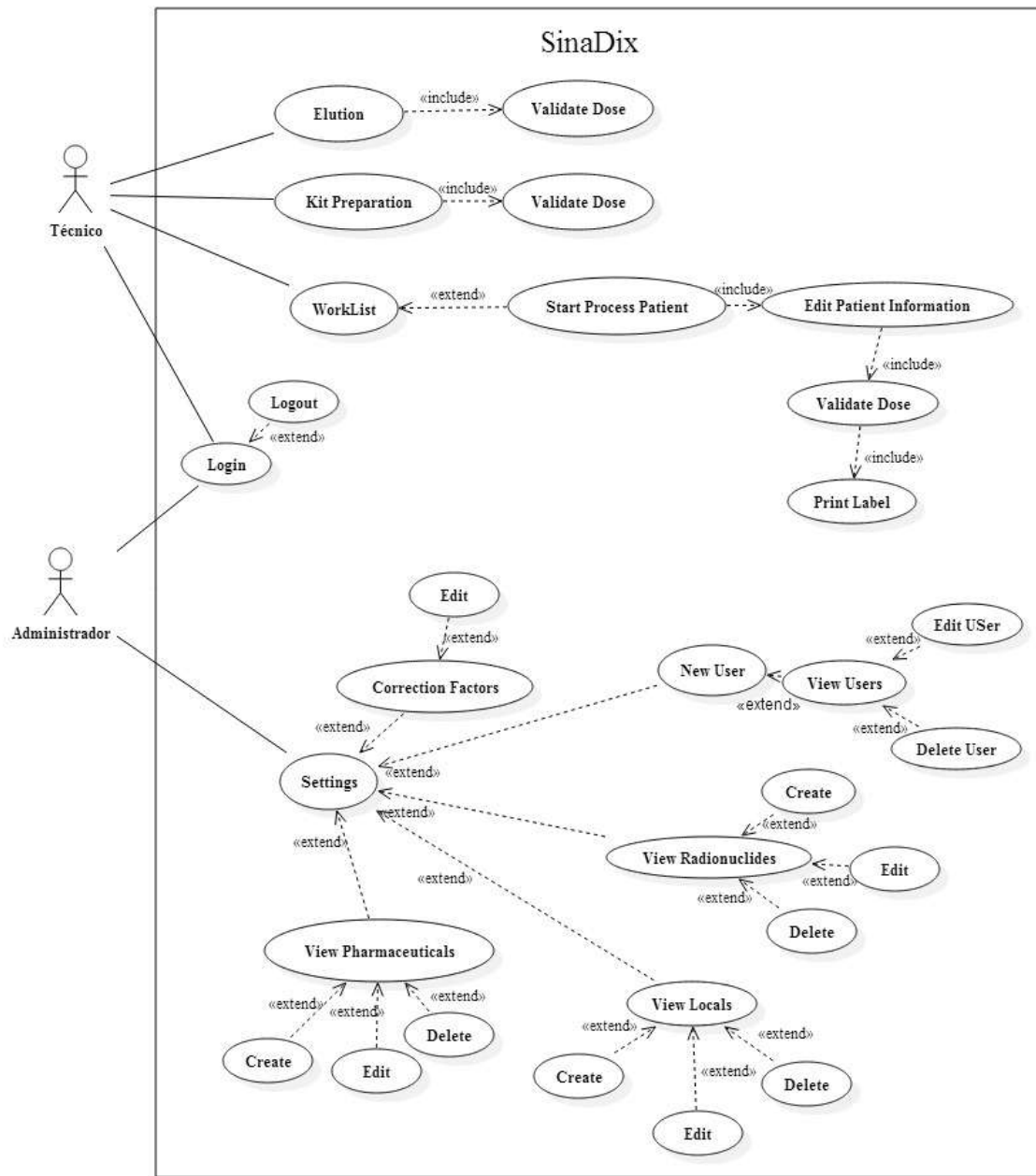


Figura 4.5: Diagrama de casos de uso.

4.4.2 Descrição dos Casos de Uso

Nesta etapa apresenta-se a descrição de todos os casos de uso representados no diagrama da figura 4.5.

Tabela 4.1: Caso de uso – Login.

Login	
Pré-Condição	Aceder ao menu principal.
Descrição	Aceder à aplicação e às suas funcionalidades.

Tabela 4.2: Caso de uso – Logout.

Logout	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação.
Descrição	Sair da aplicação e terminar sessão.

Tabela 4.3: Caso de uso – View Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals/ Users.

View Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals/ Users	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação.
Descrição	Visualizar os fármacos/ radionuclídeos/ locais/ utilizadores usados na aplicação.

Tabela 4.4: Caso de Uso – Create Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.

Create Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação e aceder a View Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.
Descrição	Permite criar novos fármacos/ radionuclídeos/ locais.

Tabela 4.5: Caso de uso – Edit Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.

Edit Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação e aceder a View Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.
Descrição	Editar a sigla do fármaco/ radionuclídeo/ local.

Tabela 4.6: Caso de uso – Delete Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.

Delete Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação e aceder a View Pharmaceuticals/ Radionuclides/ Locals.
Descrição	Eliminar algum fármaco/ radionuclídeo/ local.

Tabela 4.7: Caso de uso – New User.

New User	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação.
Descrição	Permite criar novos utilizadores que terão acesso à aplicação.

Tabela 4.8: Caso de uso – Edit User.

Edit User	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação e aceder a New User.
Descrição	Após escolhido o utilizador a editar é possível editar a informação relativa a esse utilizador.

Tabela 4.9: Caso de uso – Delete User.

Delete User	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação e aceder a New User.
Descrição	Após escolhido o utilizador a eliminar é perguntado ao utilizador para confirmar a sua escolha.

Tabela 4.10: Caso de uso – Elution/ Kit Preparation.

Elution/ Kit Preparation	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação.
Descrição	Efetuar a eluição e a marcação dos <i>Kits</i> necessários.

Tabela 4.11: Caso de uso – WorkList.

WorkList	
Pré-Condição	Estar autenticado na aplicação.
Descrição	Visualizar todos os pacientes com exame agendado para esse dia.

Tabela 4.12: Caso de uso – Validate Dose.

Validate Dose	
Pré-Condição	Ter efetuado as fases eluição, marcação de <i>Kits</i> e partição.
Descrição	Efetuar a medição de atividade de uma dose e validar.

Tabela 4.13: Caso de uso – Start Process Patient.

Start Process Patient	
Pré-Condição	Ter efetuado as fases de eluição e marcação de <i>Kits</i> .
Descrição	Iniciar o estudo de cada paciente da WorkList.

Tabela 4.14: Caso de uso – Edit Patient Information.

Edit Patient Information	
Pré-Condição	Ter efetuado as fases de eluição e marcação de <i>Kits</i> .
Descrição	Aceder à informação relativa ao paciente e editar os dados do paciente de forma a poder preparar a dose correta para administrar.

Tabela 4.15: Caso de uso – Print Label.

Print Label	
Pré-Condição	Ter efetuado a partição.
Descrição	Imprimir uma etiqueta com a informação que identifica o paciente.

4.5 Integração da Aplicação SinaDix com o CURIEMENTOR 3

O CURIEMENTOR 3 [32] é um equipamento fabricado pela PTW-Freiburg, de acordo com a norma IEC 60950. Os objetivos principais da norma são o de estabelecer requisitos de performance satisfatórios para este tipo de equipamento padronizando.

4.5.1 Protocolo de Transmissão RS232

Uma das potencialidades do CURIEMENTOR 3 é a possibilidade de ligação a um computador, através da interface RS232 (Recommended Standard 232).

A interface RS232 segue um padrão desenvolvido nos anos 60 pela EIA (Electronic Industries Association), que promove a comunicação série entre diferentes dispositivos. Este padrão define-se como um conjunto de regras que descrevem a interface física e a transmissão de dados em comunicações série de baixa velocidade [33].

4.5.2 Parâmetros de Comunicação

Para se estabelecer a ligação entre a aplicação SinaDix e o CURIEMENTOR 3 é necessário efetuar algumas configurações, segundo o padrão RS232 [32]:

- **Taxa de Transmissão (Baud Rate):** 9600 bits
- **Código:** 8 bits
- **Bit de Paragem:** 1
- **Paridade:** Nenhuma
- **Conector:** 9 pinos

De forma a entender melhor o funcionamento do protocolo RS232, as suas características abordam-se em detalhe no anexo C.

A fim de conseguir uma transmissão fiável e em tempo real é utilizado o cabo Direct Connect RS232 (saída com 9 pinos). Como o computador não possui uma porta série é necessário acoplar um conversor porta USB em porta série. Na tabela 4.1 apresenta-se o modo de relacionamento entre as portas séries e a configuração de cada pino é apresentada no anexo C.

Tabela 4.16: Relacionamento das portas séries entre o CURIEMENTOR 3 e o computador [32].

Pinos do CURIEMENTOR 3	Função		Pinos do Computador	Função
2	TxD	→	2	RxD
3	RxD	←	3	TxD
4	DTR	←	4	DTR
5	SGND	↔	5	SGND
6	DSR	→	6	DSR
7	CTS	←	7	RTS
8	RTS	→	8	CTS

Entre o CURIEMENTOR 3 e a aplicação, as informações são trocadas por meio de telegramas ASCII terminando com os caracteres especiais CR (Carriage Return) e LF (Line Feed) [32].

O CURIEMENTOR 3 apenas responde a telegramas enviados pela aplicação, sendo que não irá enviar telegramas espontaneamente. No manual do protocolo do CURIEMENTOR 3 estão definidos os telegramas que permitem efetuar diversas ações. Isto permite um total controle do CURIEMENTOR 3 através do computador. Neste trabalho, para efetuar a aquisição de dados de leituras de doses recorrem-se aos telegramas apresentados na tabela 4.2. Após a conexão dos dois dispositivos, para iniciar a medição da atividade do radionuclídeo, envia-se o telegrama STA. Se o valor medido for exibido no CURIEMENTOR 3, envia-se o telegrama MV para realizar a leitura dos dados.

Tabela 4.17: Telegramas utilizados para realizar a comunicação [32].

Telegrama	Resposta	Descrição
STA	STA	Iniciar a medição
MV	MV; FL; V; eeeee; ±m.mmmE±ee; a; bbbbb	Ler o valor medido

No anexo C apresentam-se os restantes telegramas com as respectivas funções, que podem ser utilizados para cumprir outras operações.

4.6 Estrutura da Base de Dados

Diariamente a Dr. Campos Costa e o Instituto CUF recebem pacientes para a realização de exames no campo da MN. Todos os pacientes são registados no RIS, onde se insere a informação do paciente e do exame a realizar.

Neste trabalho o tipo de base de dados escolhido foi o MySQL, dado ser um sistema robusto capaz de dar uma boa resposta em situações de elevada emergência, e ser o tipo de base de dados usada pelo Departamento de Física Médica, no seu arquivo de informação. Assim, com esta escolha, será simplificada a integração do sistema em ambas as bases de dados. Para criar a estrutura da base de dados utilizou-se a ferramenta MySQL Workbench. Durante a fase de desenvolvimento da aplicação, a base de dados criada permite inserir dados de pacientes fictícios, e executar em tempo real a aplicação testando a sua funcionalidade.

Quando se insere um paciente no RIS cria-se um ficheiro em .msi, contendo a informação útil. A base de dados RIS armazena toda a informação das diferentes bases de dados locais instaladas nos diferentes centros clínicos. Na figura 4.16 apresenta-se as tabelas usadas pela aplicação.

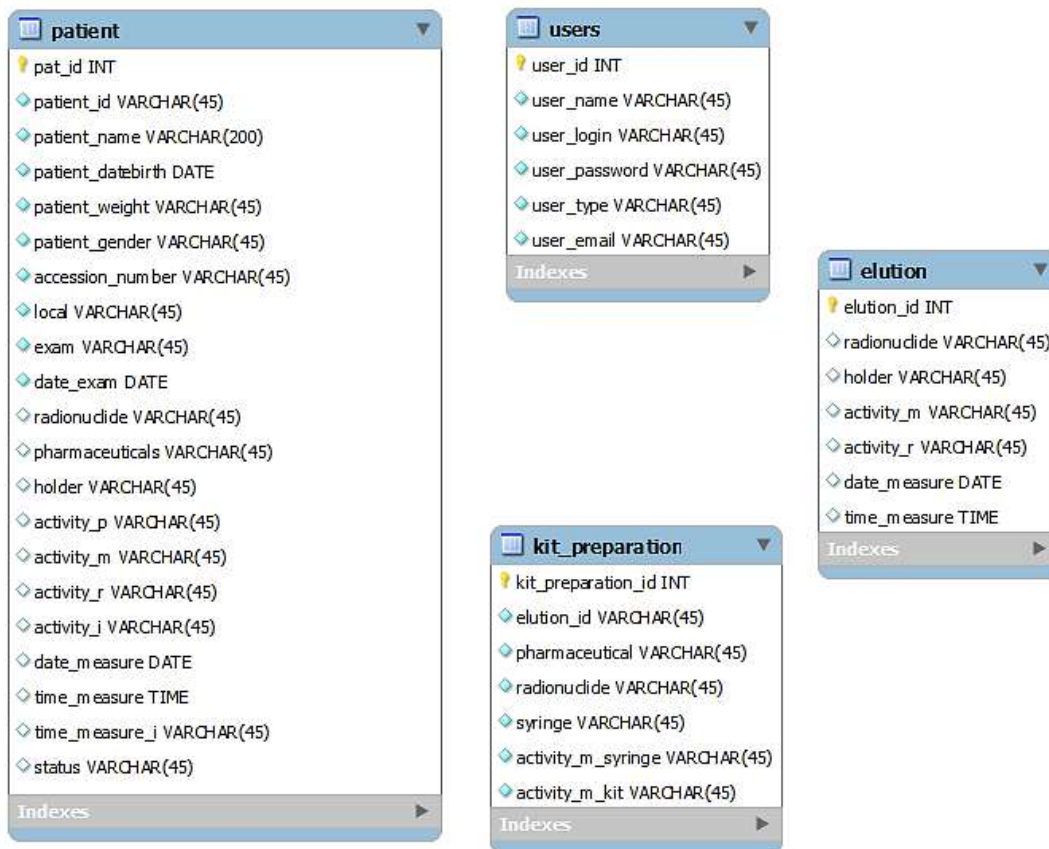


Figura 4.6: Estrutura da base de dados.

Sendo um dos objetivos da aplicação registar e armazenar os valores das atividades medidas e preparadas para injetar a um determinado paciente, a tabela *patient*, torna-se uma das tabelas principais da base de dados.

A tabela *patient* contém a chave primária *pat_id*, sendo um inteiro auto incrementável. Os campos *patient_id*, *patient_name*, *patient_datebirth*, *patient_weight*, *patient_gender*, *accession_number*, *local*, *exam* e *date_exam* são de preenchimento obrigatório. Estes campos identificam o paciente e indicam ao utilizador o tipo de exame e a data da realização que são fundamentais para o correto funcionamento da aplicação e da preparação do radiofármaco. Os restantes campos são preenchidos quando se efetua a medição da atividade do radiofármaco, à exceção dos campos *activity_i* e *time_m_i*. Estes campos não são preenchidos quando se executa a aplicação. Serão campos preenchidos fora do âmbito deste trabalho, à hora de injeção da dose preparada ao paciente. O campo *status* surge na necessidade de poder validar o estado do paciente, dado haver a possibilidade

de algum paciente não comparecer ou se a sua situação clínica no momento não permitir a realização do exame, bem como validar os doentes já realizados.

Como a aplicação é utilizada por diferentes utilizadores com diferentes permissões, é importante registar os utilizadores que poderão utilizar a aplicação e todas as ações feitas pelos mesmos. A tabela responsável pelos utilizadores tem o nome de *users*.

Como diariamente é realizada a eluição do gerador, a tabela *elution* surge no sentido de arquivar o valor da atividade de cada eluição. O valor registado da atividade tem um papel fundamental para determinar o decaimento do radionuclídeo ao longo do tempo. Como a atividade vai diminuindo exponencialmente com o tempo, o conhecimento deste parâmetro é importante na hora de efetuar a preparação de *Kits*.

Alguns exames requerem a adição de fármacos, como foi explicado no capítulo 3, ao efetuar a marcação dos *Kits* é importante arquivar os valores medidos. Quando se inicia a preparação de cada *Kit*, é criado um registo na tabela *kit_preparation*.

4.7 Integração da Aplicação SinaDix com o RoboDix

O simulador de robôs V-Rep (Virtual Robot Experimentation Platform) é um *software* versátil, e com um conjunto de características que o tornam adequado a aplicações multi-robôs [34]. A comunicação entre o V-Rep e o Lazarus é conseguida através de rede *ethernet*, utilizando o protocolo UDP.

Como já foi referido no capítulo 3, para preparar radiofármacos são necessárias cumprir diversas fases. De modo a realizar estas fases, inicialmente definiu-se um protocolo para permitir a comunicação entre a aplicação SinaDix e o simulador RoboDix, garantindo fiavelmente que todos os passos serão executados com sucesso. A estrutura de cada telegrama é apresentada na figura 4.17, sendo formados por uma palavra-chave e um ou mais parâmetros opcionais. A palavra-chave e os parâmetros são separados por ponto e vírgula.

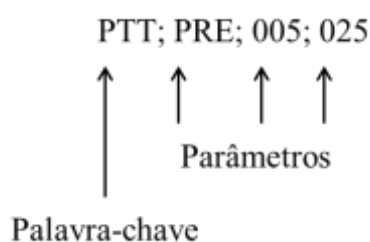


Figura 4.7: Exemplo de um telegrama.

Na tabela 4.3 são apresentados os telegramas utilizados para efetuar cada passo na preparação dos radiofármacos, sendo que cada telegrama tem uma função específica.

Tabela 4.18: Telegramas utilizados para efetuar a preparação de radiofármacos.

Telegrama	Resposta	Descrição	Parâmetros
ELT	ELT	Iniciar eluição	-
CTN	CTN	Continuar eluição	-
FNE	FNE	Fim da eluição	-
PTT; xxx; yyy; zzz	PTT	Iniciar partição	xxx: PRE – puro PHA – fármaco yyy: Tipo de seringa: 005 – seringa 5mL 010 – seringa 10mL zzz: Distância em milímetros
FNP	FNP	Fim da partição	-
MSR	MSR	Efetuar medição	-

À exceção da partição, todos os telegramas são constituídos somente pela palavra-chave. A partição exige a informação de mais parâmetros, em que: ‘xxx’ representa a utilização de um radionuclídeo puro (PRE) ou de um radiofármaco (PHA); ‘yyy’ diz respeito ao tipo de seringa a ser utilizada de 5ml ou 10ml; e, por último, ‘zzz’ corresponde à distância em milímetros do volume ocupado pelo material radioativo.

Na figura 4.18 esquematiza-se o modo como os telegramas são trocados entre a aplicação SinaDix e o RoboDix. As setas a traço interrompido indicam a resposta que é retornada após ser enviado um telegrama. Por exemplo, para iniciar a eluição a aplicação

SinaDix envia ‘ELT’, o RoboDix responde ‘ELT’ para informar à aplicação que recebeu o telegrama. No caso de ocorrer algum erro durante a comunicação, nenhuma resposta é obtida, pelo que a fase não é executada.

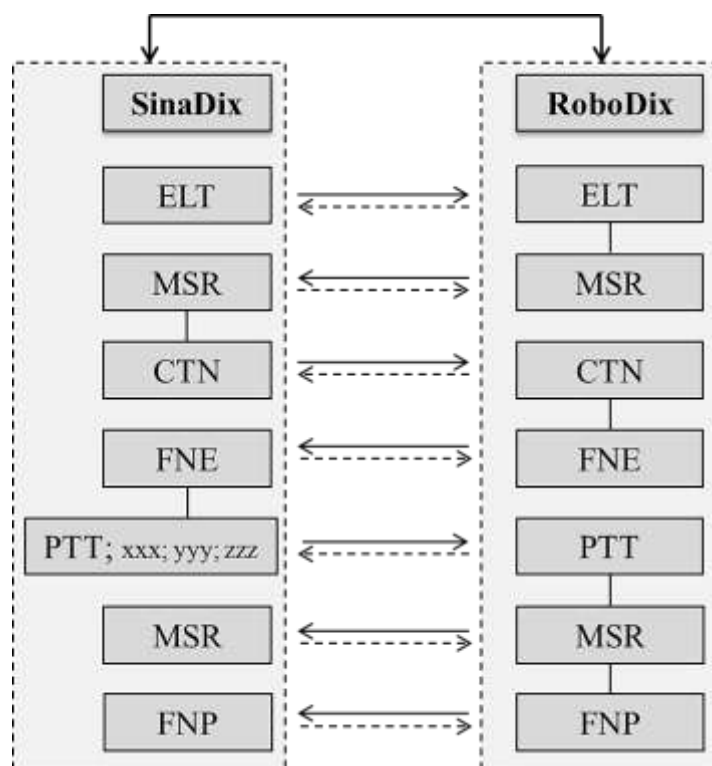


Figura 4.8: Telegramas trocados entre a aplicação SinaDix e o RoboDix.

4.8 Implementação, Testes e Validação

Os testes, a validação e a criação da estrutura da base de dados de uma aplicação são passos importantes para o desenvolvimento de qualquer tipo de *software*. Estruturar corretamente a base de dados permitirá trabalhar de uma maneira mais rápida e prática, facilitando a sua manutenção.

Os testes realizados à aplicação incidiram nas funcionalidades, verificando se existe algum erro que impeça o natural funcionamento da aplicação e afete diretamente o dia-a-dia do SMN. Estes testes permitiram validar a aplicação em termos de operacionalidade.

Os testes da aplicação recaíram em três etapas. A primeira etapa consistiu em testar a comunicação entre a aplicação e o CURIEMENTOR 3. Simulou-se a leitura de valores

de atividade, enviando os respectivos telegramas do protocolo RS232, e verificando se a resposta obtida era o esperado. Depois de várias tentativas, conseguiu-se estabelecer a comunicação entre ambos, sendo o ponto de partida para o correto funcionamento da aplicação.

A segunda etapa consistiu em verificar a comunicação da aplicação com o projeto RoboDix, testando os telegramas definidos para a fase da eluição e da partição. Desta forma, garantiu-se que estas fases são executadas corretamente e que os dois projetos estão em sintonia.

A última etapa consistiu em instalar a aplicação no ViewPad 10 e ligar à base de dados do sistema de marcação de exames RIS. Esta fase decorreu com o acompanhamento do Departamento de Física da Dr. Campos Costa. Para instalar a aplicação é necessário o utilizador ter o executável e os ficheiros de texto que contém os fatores de correção, a lista de radionuclídeos, de fármacos, dos locais e do IP. Nesta etapa, testou-se a comunicação da aplicação com a base de dados, simulando-se as diversas fases efetuadas no SMN e cada fase foi arquivada na base de dados RIS. A aplicação foi testada a partir do computador usado para o desenvolvimento, tentando reproduzir o mais possível as condições espectáveis na fase de produção. Mais tarde no SMN do ICUF, a aplicação será testada com o ViewPad 10 ligado ao CURIEMENTOR 3, validando a aplicação.

Durante este último teste foram detetadas algumas falhas, as quais foram imediatamente corrigidas. Até à realização dos testes não era possível efetuar a fase intermédia, ou seja, efetuar a preparação e marcação de *Kits*, como se verifica na figura 4.19, em que só é possível realizar a eluição e a partição. Imediatamente, esta fase foi inserida com os respetivos passos, para que a aplicação funcionasse corretamente e não perturbasse o fluxo de trabalho dos técnicos.

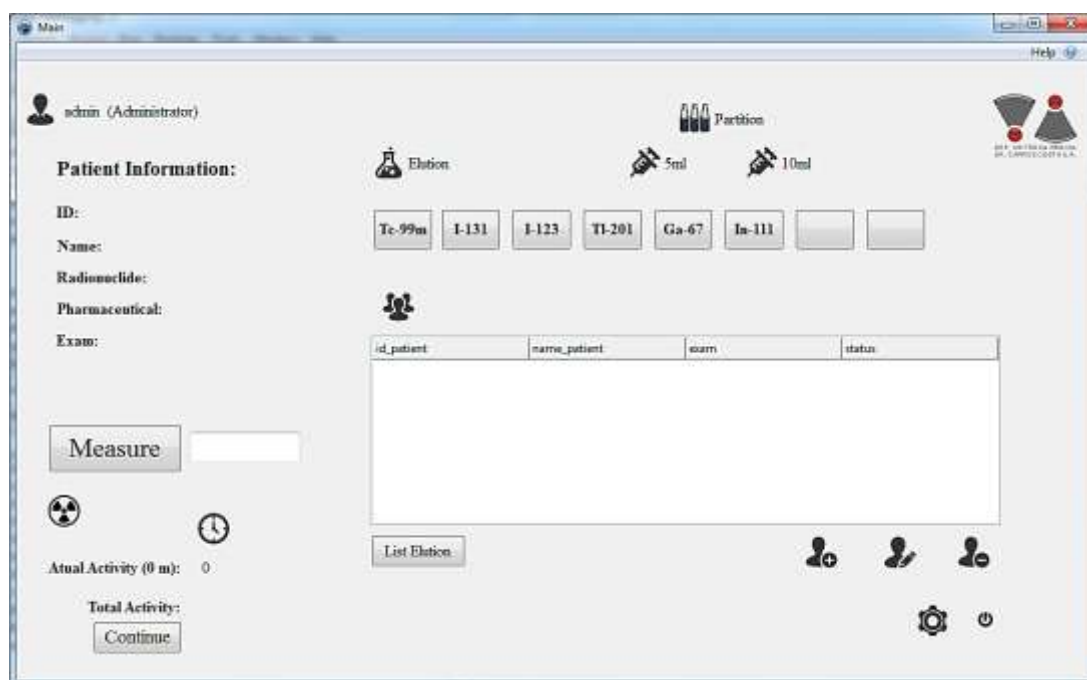
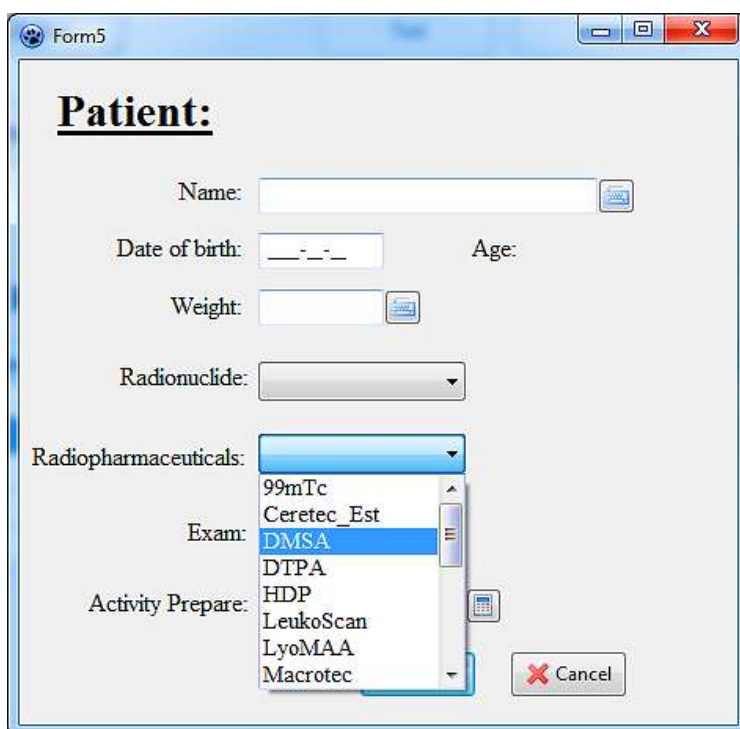


Figura 4.9: Interface SinaDix em fase de testes.

Além disso, foi dada a oportunidade de fazer diversas alterações, otimizando a aplicação e melhorando a flexibilidade para o utilizador. As alterações efetuadas foram a nível da disposição da escolha do radionuclídeo e do fármaco. Inicialmente, o técnico acedia a uma lista escolhendo o radionuclídeo ou o fármaco, figura 4.20. Dado que, a aplicação irá funcionar em sistema *touch screen*, concluiu-se que esta não seria a melhor forma e optou-se por criar janelas com botões grandes, onde cada botão corresponde a um fármaco ou a um radionuclídeo, diminuindo a probabilidade de a opção escolhida ser a errada.



The screenshot shows a window titled "Form5" with a "Patient:" section. The form includes the following fields and controls:

- Name:** A text input field with a calendar icon on the right.
- Date of birth:** A date selection field (format: __-__-__).
- Age:** A text input field.
- Weight:** A text input field with a calendar icon on the right.
- Radionuclide:** A dropdown menu.
- Radiopharmaceuticals:** A dropdown menu.
- Exam:** A dropdown menu with a list of options: 99mTc, Ceretec_Est, DMSA (highlighted), DTPA, HDP, LeukoScan, LyoMAA, and Macrotec.
- Activity Prepare:** A text input field with a calendar icon on the right.
- Cancel:** A button with a red 'X' icon.

Figura 4.10: Interface SinaDix em fase de testes.

Verificou-se, também, que faltavam alguns campos para identificar o paciente, que são preenchidos na base de dados RIS. Portanto, as janelas que permitem editar e inserir pacientes foram completadas com os respectivos campos, assim com a *WorkList*.

Para a aplicação ser intuitiva e de fácil compreensão, optou-se por inserir ícones em todas as fases, ficando mais apelativa para os técnicos.

Capítulo 5. Controlo de Qualidade aos Calibradores de Dose: Procedimentos Experimentais e Resultados

Em MN torna-se fundamental conhecer a atividade e a incerteza associada à medição da atividade do radionuclídeo antes de ser administrado ao paciente, independentemente da aplicação. Esta tarefa é determinante, dado que a administração de doses demasiado baixas ou altas resulta em tratamentos/diagnósticos ineficazes, que conduzem a doses de radiação insuficientes ou desnecessárias, respetivamente. Por estas razões, é de grande importância obter uma medida exata, com as devidas incertezas conhecidas, da medição de atividades injetadas em diagnósticos ou terapias. Tudo isto obriga à monitorização e ao controlo de qualidade dos equipamentos. A implementação de um programa de controlo de qualidade assegura que as medidas da radiação e aferição de parâmetros nos SMN sejam consistentes e efetuadas em condições de segurança e qualidade.

5.1 Testes de Controlo de Qualidade

Uma vez que o calibrador de dose é usado para determinar a atividade do radionuclídeo para administrar ao paciente é de grande importância que este esteja em perfeito funcionamento. Desta forma, determinados procedimentos de garantia de qualidade têm de ser seguidos, para garantir um desempenho satisfatório. Assim, estabelece-se que estes equipamentos sejam submetidos a testes de exatidão, precisão, linearidade e de reprodutibilidade, cada qual com uma periodicidade pré-definida de execução. Embora não seja exigido pela legislação nacional, recomenda-se a realização do teste de geometria na instalação dos calibradores de dose, como garantia de boas práticas e correção aos valores medidos em suportes distintos, como referido no capítulo anterior [26, 27].

5.1.1 Teste de Exatidão e Precisão

A exatidão descreve o grau de concordância ou proximidade entre o resultado de uma medição e um valor teórico da grandeza medida, onde no nosso caso será a atividade. O limite de aceitação é de $\pm 10\%$ [27, 35], sendo determinado através da equação:

$$E(\%) = 100 \times \frac{(A_m - C)}{C} \quad (5.1)$$

onde A_m é a média das atividades medidas no dia e C a atividade da fonte padrão de referência, ou seja, a atividade teórica.

A precisão indica o grau de concordância entre os resultados de medições sucessivas de atividade, efetuadas sob as mesmas condições, e repetidas num curto período de tempo [27]. Segundo o disposto no artigo 73.º do Decreto-Lei n.º 180/2002 de 8 de Agosto, este teste possui como limite de aceitação $\pm 10\%$ para baixas energias e $\pm 5\%$ para altas energias. Para calcular o limite de aceitação aplica-se a equação:

$$P(\%) = 100 \times \frac{(A_i - A_m)}{A_m} \quad (5.2)$$

onde A_i corresponde à medida da atividade individual e A_m à média das atividades medidas, ambas realizadas no mesmo dia.

Os testes são realizados com fontes de referência de ^{57}Co , ^{133}Ba ou ^{137}Cs devido à energia de cada uma delas. Estas três fontes cobrem a faixa de utilização de um calibrador de dose e são designadas para simular a geometria de um radionuclídeo com um período de semidesintegração curto em solução num frasco similar. A fonte de ^{57}Co simula uma fonte de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, a fonte de ^{133}Ba simula uma fonte de ^{131}I , e a fonte de ^{137}Cs simula uma fonte de ^{99}Mo . Quando a exatidão ou precisão de um calibrador de dose é verificada utilizando-se uma fonte de ^{57}Co , por exemplo, é selecionada a condição operacional apropriada para o ^{57}Co e não para o $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Deste modo, o equipamento não é testado para aquela porção do seu circuito eletrónico exclusiva para a medição da atividade do $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Esta omissão geralmente ocorre para todas as fontes de radionuclídeos com utilização clínica. Portanto, é possível que erros significativos possam surgir nas medições

de atividade utilizando as condições operacionais dos calibradores de dose que não são diretamente testadas para exatidão e precisão [27, 35].

5.1.2 Teste de Linearidade

Tem como função determinar a resposta do calibrador numa faixa de variação de atividades conhecidas. A forma mais comum de realização é utilizar uma amostra de ^{99m}Tc e fazer medições sequenciais, durante o seu decaimento. Como a variação da atividade em função do tempo é um parâmetro físico conhecido, qualquer variação nas medições indica que o equipamento não está com uma resposta linear [11]. Segundo o disposto no artigo 73.º do Decreto-Lei n.º 180/2002, de 8 de Agosto, o teste de linearidade apresenta como limite de aceitação $\pm 5\%$, sendo calculado através:

$$L(\%) = 100 \times \frac{(A_m - A_t)}{A_m} \quad (5.3)$$

onde A_m corresponde à atividade medida e A_t à atividade teórica.

5.1.3 Teste de Reprodutibilidade

A reprodutibilidade testa a estabilidade a longo prazo do calibrador de dose. Este teste verifica o desempenho de todo o sistema de medição (câmara de ionização e eletrómetro), permitindo identificar a presença de possíveis variações na resposta do equipamento ao longo do tempo. Recomenda-se que este teste seja realizado com fontes radioativas que possuam período de semidesintegração longa e ausência de qualquer impureza radioativa [1], daí recorrer ao uso das mesmas fontes de referência de ^{57}Co , ^{133}Ba ou ^{137}Cs . Segundo o disposto no artigo 73.º do Decreto-Lei n.º 180/2002 de 8 de Agosto, no teste de reprodutibilidade o limite de aceitação é $\pm 5\%$.

5.1.4 Teste de Geometria

Quando ocorre a calibração original de um calibrador de dose, os fabricantes geralmente utilizam soluções de radionuclídeos num determinado recipiente. Outros recipientes utilizados nos SMN, como seringas de plástico ou de vidro, podem ter volumes e geo-

metrias diferentes, e para estes devem ser determinados outros fatores de correção, consistindo no teste de geometria dos equipamentos [27].

A medição da atividade de material radioativo pode ser realizada em diferentes recipientes. Os mais utilizados são os frascos de vidro e seringas de plástico com diferentes volumes. As diferenças em volume, geometria e composição exigem uma necessidade de determinação de fatores de correção de calibração originais dos calibradores. Antes de ser administrado ao paciente, a atividade do radiofármaco contido num frasco de vidro é medido no calibrador. Posteriormente, uma parte deste radiofármaco é transferida para uma seringa de plástico e a sua atividade é medida novamente. Tendo alterado o suporte do radiofármaco é importante ter determinado o respetivo fator de correção geométrico, por forma a poder ser considerado nas medições da respetiva atividade. Este último valor corrigido é considerado como sendo a atividade administrada ao paciente.

Este processo leva a que o líquido radioativo seja preparado em recipientes distintos, com diferentes geometrias, volumes e composições. Se estas diferenças não forem levadas em consideração e os seus fatores de correção não estiverem previamente determinados para correção da atividade lida no calibrador, o paciente provavelmente irá receber o radiofármaco com uma atividade incorreta [36]. No entanto, a determinação dos valores dos fatores de correção correspondem a uma boa prática e não a uma exigência legal, podendo afirmar-se que a correção aplicada será refletida em baixas variações de atividade.

Pretende-se determinar os fatores de correção geométrica por forma a reduzir o erro associado à medição da atividade em recipientes distintos, ao longo das distintas fases de preparação da dose a administrar ao paciente.

5.2 Resultados e Tratamento dos Dados dos Testes de Controlo de Qualidade

Os resultados dos testes de controlo de qualidade realizados ao calibrador de dose são apresentados seguidamente, bem como o tratamento dos mesmos. Apresenta-se apenas os resultados do calibrador de dose instalado na unidade do Instituto CUF, dado os testes serem reprodutíveis nos restantes dispositivos das outras unidades.

Atendendo ao programa de Controlo de Qualidade implementado pelo Departamento de Física Médica nas unidades de MN, foi possível, por cedência de dados, a apresentação dos resultados dos testes seguidamente apresentados.

O *timing* e objetivo principal deste trabalho, não recaindo sobre a implementação e validação de um programa de controlo de qualidade, levou a que optássemos por recorrer a dados existentes no serviço.

Através da base de dados do Departamento de Física Médica, e usando a plataforma *online* do mesmo [37], foram retirados os resultados que são apresentados nesta etapa.

Considera-se para o tratamento de dados, os valores medidos em testes de controlo de qualidade entre o período de 02-01-2014 e 06-03-2014. Apenas se apresentam aos valores até esta data, dado o equipamento ter sido enviado para fábrica para a calibração do mesmo. O grupo técnico do Instituto CUF apenas efetua os testes de controlo de qualidade de: exatidão e reprodutibilidade. Os restantes testes são realizados pelo Departamento de Física Médica, com uma periodicidade mais alargada.

Os testes de exatidão e reprodutibilidade foram verificados com as fontes padrões de referência de ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs . As características destas fontes apresentam-se na tabela 5.1.

Tabela 5.1: Fontes padrão utilizadas [37].

Radionuclídeo	Símbolo	Energia (MeV)	Período de Semidesintegração	Atividade inicial (μCi @ 02-01-2014)
Cs- 137	^{137}Cs	1.176	30.0 a	171.2
Ba- 133	^{133}Ba	0.517	10.7 a	184.6
Co- 57	^{57}Co	0.836	271 d	108.8

5.2.1 Testes de Exatidão

O teste da exatidão descreve o grau de concordância ou proximidade entre o resultado de uma medição e um valor teórico da grandeza medida. Para verificar este teste, efetuaram-se várias medidas entre o período referido e compararam-se com o valor do decaimento teórico. Este foi calculado a partir da atividade inicial prática e tendo em conta a

hora e o dia da medição. O valor de cada atividade medida e da teórica para as fontes ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs encontra-se no anexo D.

Nas figuras 5.1, 5.2 e 5.3 representa-se graficamente o decaimento teórico e o experimental. A partir do qual é possível averiguar que os resultados estão em concordância, traduzindo uma boa performance do equipamento.

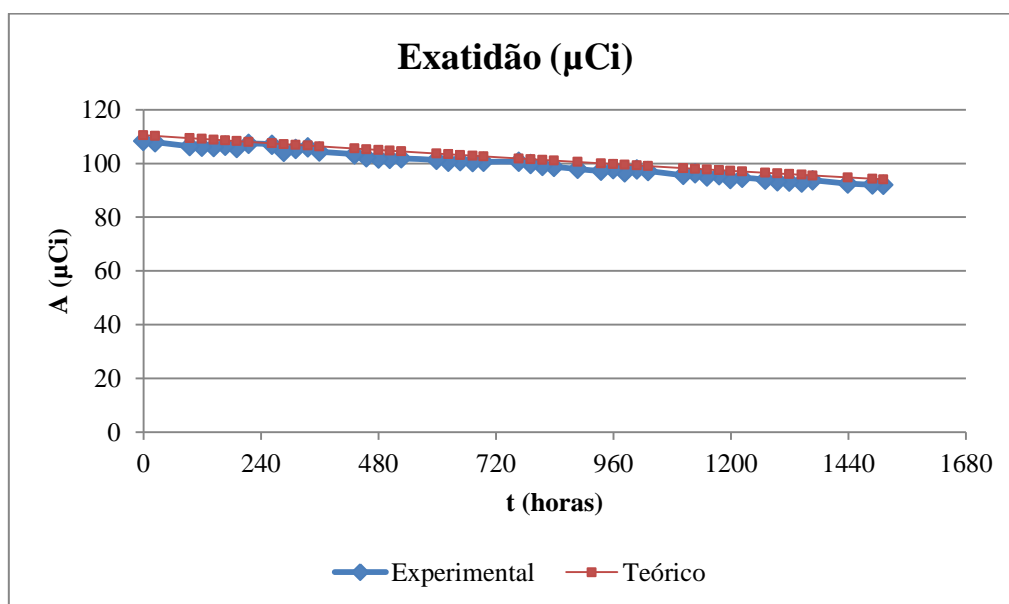


Figura 5.1: Decaimento teórico e experimental com a fonte padrão ^{57}Co .

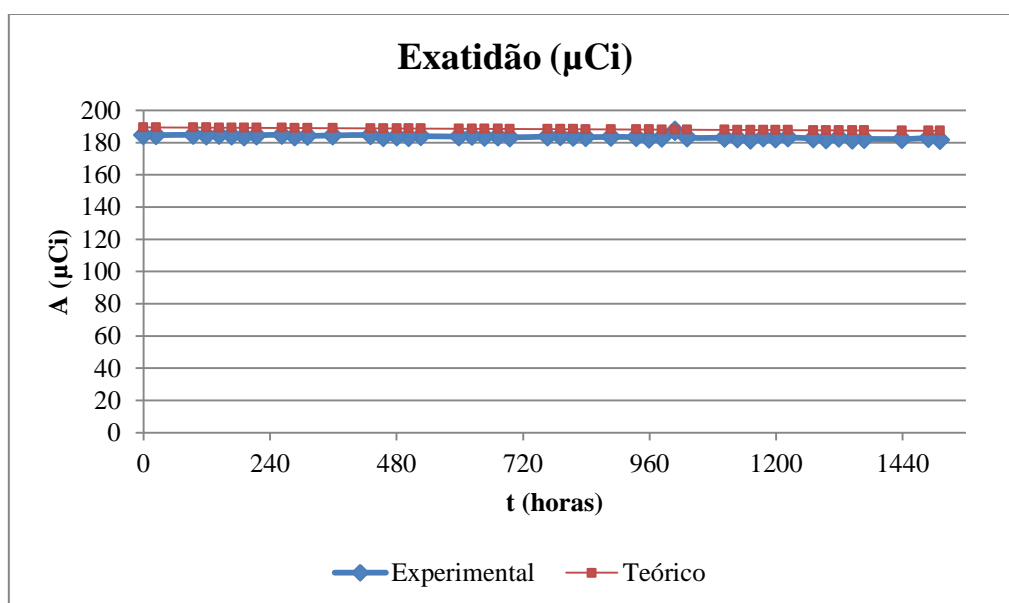


Figura 5.2: Decaimento teórico e experimental com a fonte padrão ^{133}Ba .

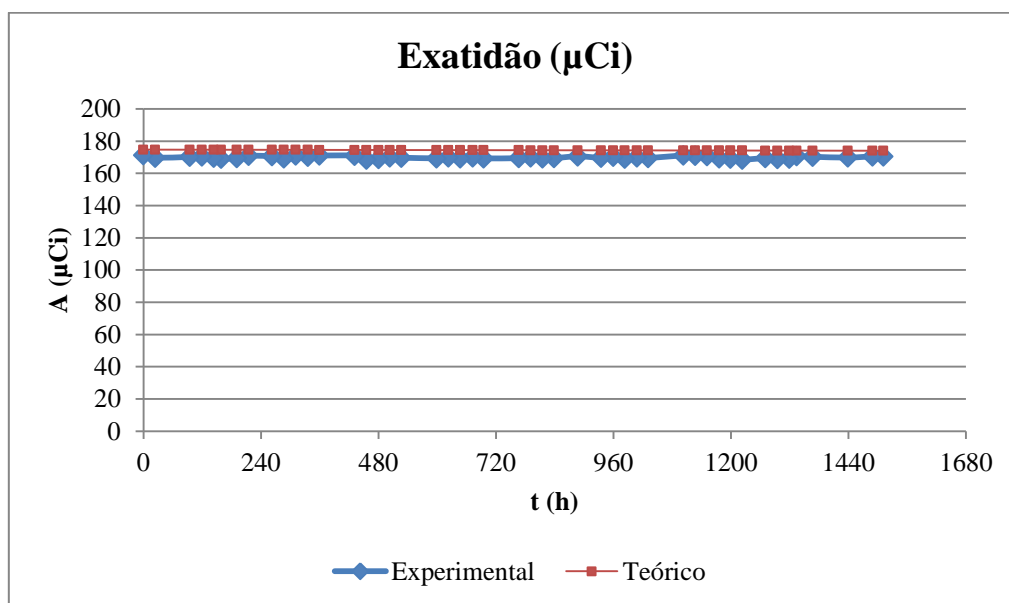


Figura 5.3: Decaimento teórico e experimental com a fonte padrão ^{137}Cs .

Para verificar o desvio percentual foram efetuados os gráficos representados na figura 5.4, 5.5 e 5.6, para as fontes ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs . Todas as medições de atividade apresentaram um desvio percentual, que está dentro do limite de aceitação para este teste, observando-se por vezes situações pontuais de registos fora dos limites legais. Dado serem valores registados pontualmente e não contínuos, não são tidos em consideração no diagnóstico de mau funcionamento do equipamento. O resultado do desvio percentual do teste de exatidão para as fontes ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs encontra-se no anexo D.

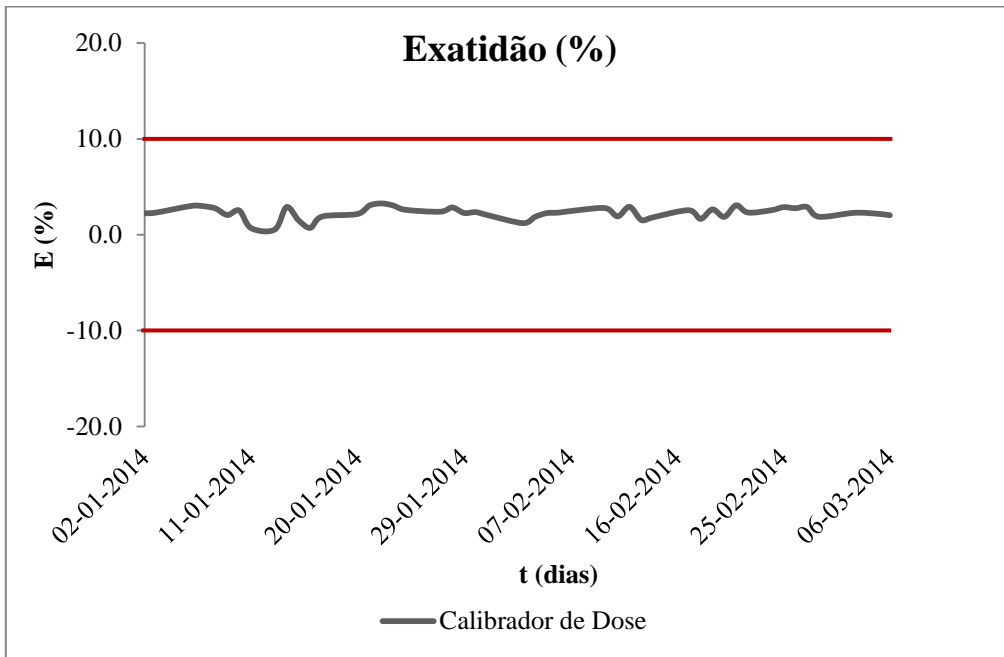


Figura 5.4: Teste de exatidão utilizando a fonte padrão de ^{57}Co .

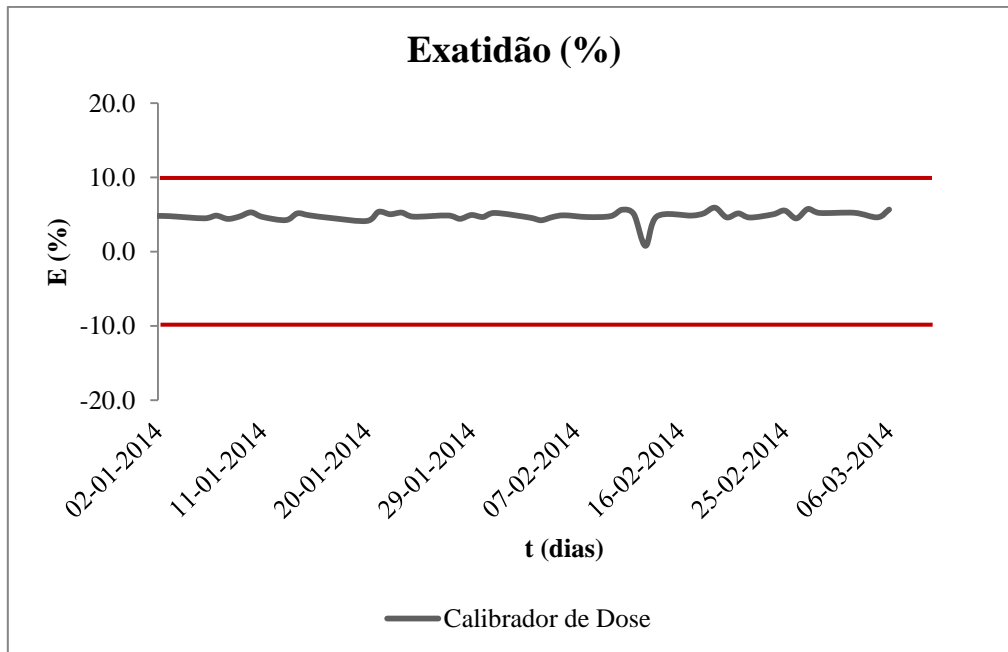


Figura 5.5: Teste de exatidão utilizando a fonte padrão de ^{133}Ba .

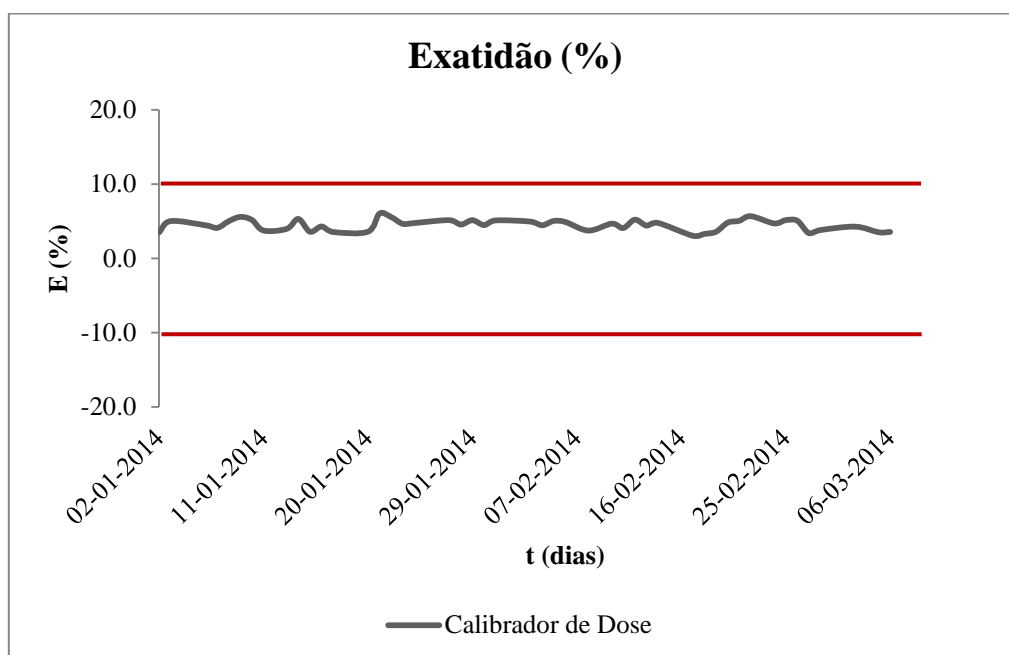


Figura 5.6: Teste de exatidão utilizando a fonte padrão de ^{137}Cs .

5.2.3 Teste de Reprodutibilidade

Os resultados do teste de reprodutibilidade efetuado no SMN do ICUF apresentam-se graficamente na figura 5.7, 5.8 e 5.9, para as fontes ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs , respetivamente. Os limites de aceitação delimitam os resultados obtidos, traduzindo uma boa performance do equipamento. O resultado do desvio percentual do teste de reprodutibilidade para as fontes ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs encontra-se no anexo D.

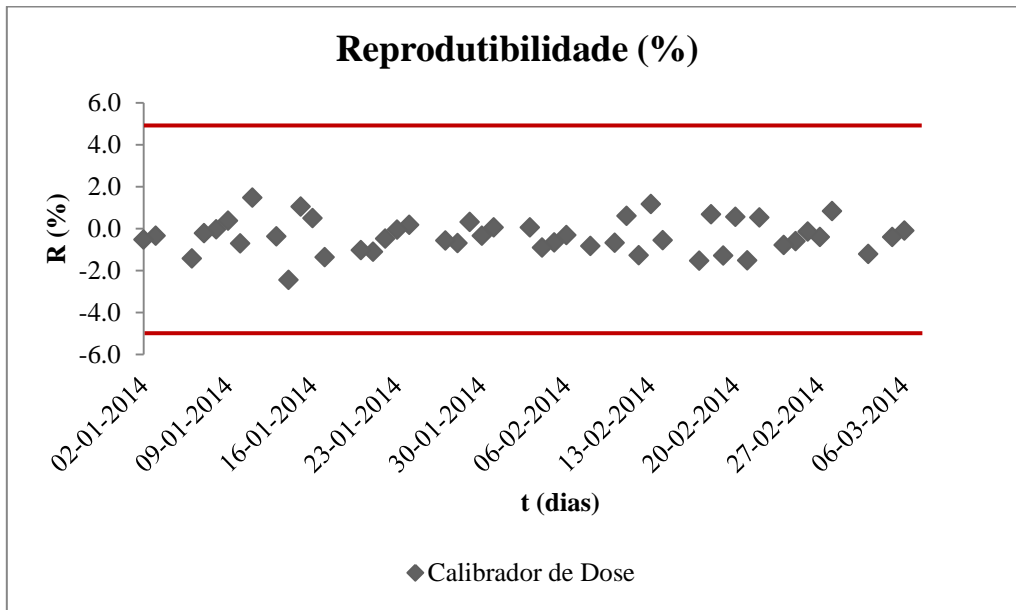


Figura 5.7: Teste de reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{57}Co .

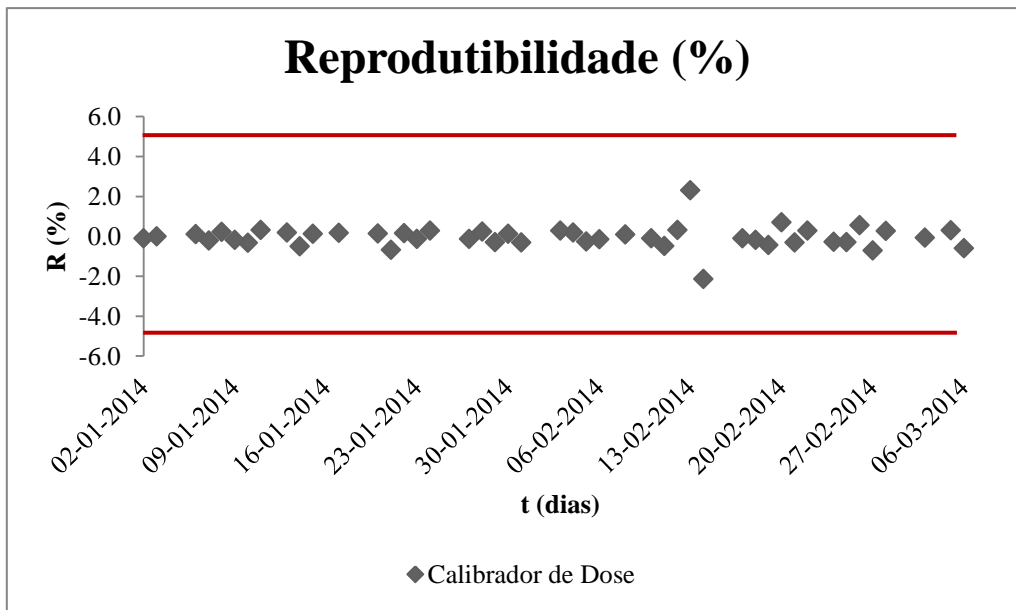


Figura 5.8: Teste de reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{133}Ba .

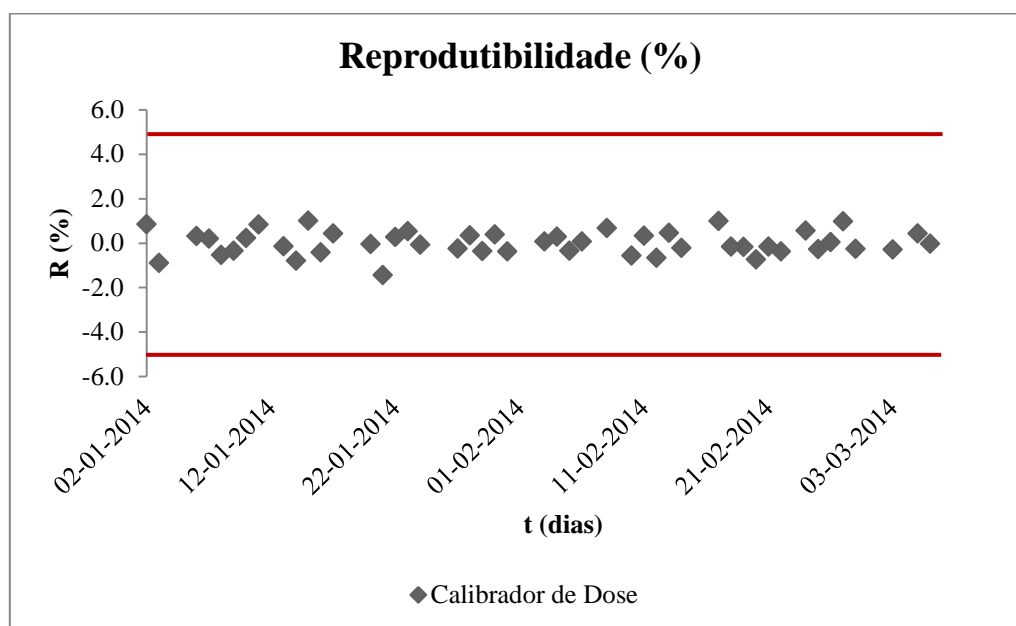


Figura 5.9: Teste de reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{137}Cs .

5.2.4 Determinação da constante de decaimento, λ

Na tabela dos fatores de correção utilizada pela aplicação SinaDix, apresentam-se os valores das constantes de decaimento de cada radionuclídeo, para poder efetuar o cálculo do decaimento de um produto radioativo.

Para determinar a constante de decaimento dos radionuclídeos usados neste trabalho, recorreu-se à literatura para encontrar o período de semidesintegração dos mesmos. A partir do período de semidesintegração e aplicando a equação tratada no capítulo 2 determina-se a constante de decaimento teórica. Lembrando que, a equação é:

$$\lambda = \frac{0.693}{T_{1/2}} \quad (5.4)$$

Na tabela 5.2 apresentam-se os períodos de semidesintegração de cada radionuclídeo e a respetiva constante de decaimento teórica.

Tabela 5.2: Período de semidesintegração ($T_{1/2}$) e a constante de decaimento (λ) [4].

Radionuclídeo	$T_{1/2}$	λ
^{99m}Tc	6.01 h	0.1151 h^{-1}
^{131}I	8.04 d	0.0864 d^{-1}
^{67}Ga	78.3 h	0.0089 h^{-1}
^{123}I	13.2 h	0.0525 h^{-1}
^{201}Tl	73.1 h	0.0095 h^{-1}
^{111}In	2.81 d	0.2467 d^{-1}

No entanto, por forma a validar a informação assumida para a aplicação, determinou-se as constantes de decaimento para os radionuclídeos ^{99m}Tc , ^{131}I e ^{67}Ga , sendo que para os restantes radionuclídeos aplicaram-se as constantes de decaimento teórico.

Para determinar a constante de decaimento do ^{99m}Tc , ^{131}I e ^{67}Ga foram efetuadas várias medições da atividade no calibrador de dose do Instituto CUF. O valor de cada medição da atividade para as três fontes encontra-se no anexo D.

A partir destes dados, realizaram-se gráficos ilustrativos da atividade em função do tempo. Adicionando a linha de tendência obtém-se a equação respetiva à atividade de um radionuclídeo, sendo possível obter a atividade inicial e a constante de decaimento prática.

Na figura 5.10, 5.11 e 5.12 encontram-se os gráficos das medições efetuadas ao longo do tempo para o ^{99m}Tc , ^{131}I e ^{67}Ga , respetivamente.

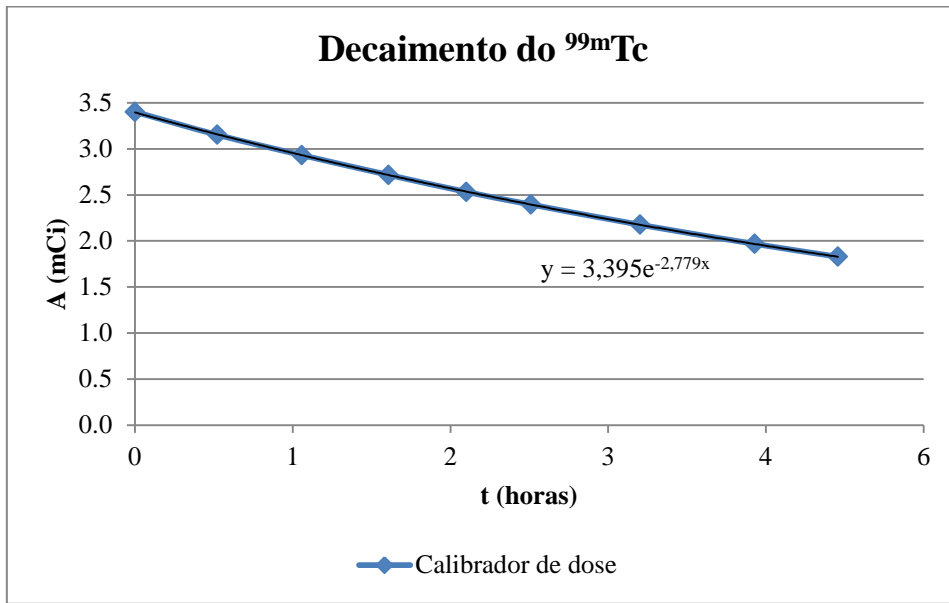


Figura 5.10: Decaimento experimental do ^{99m}Tc .

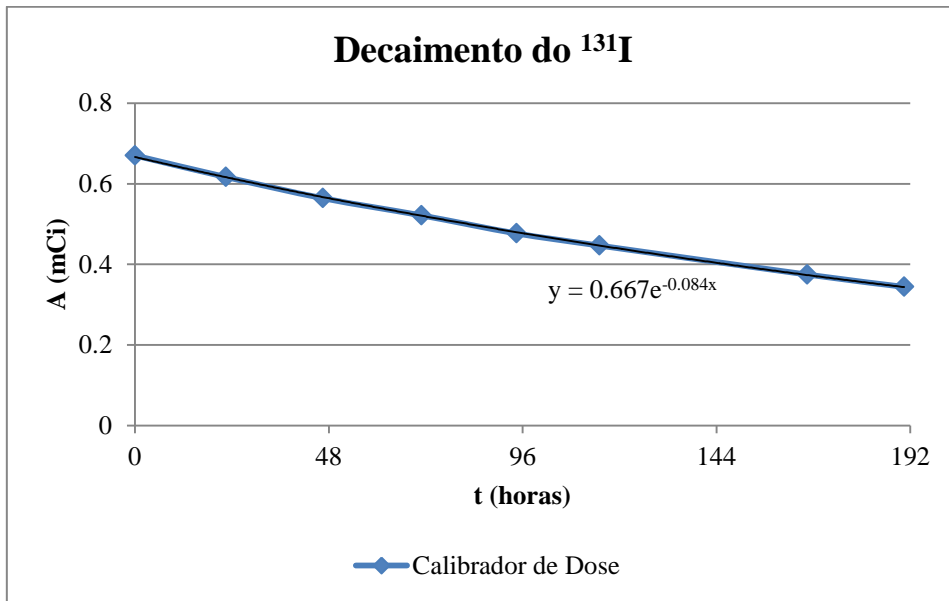


Figura 5.11: Decaimento experimental do ^{131}I .

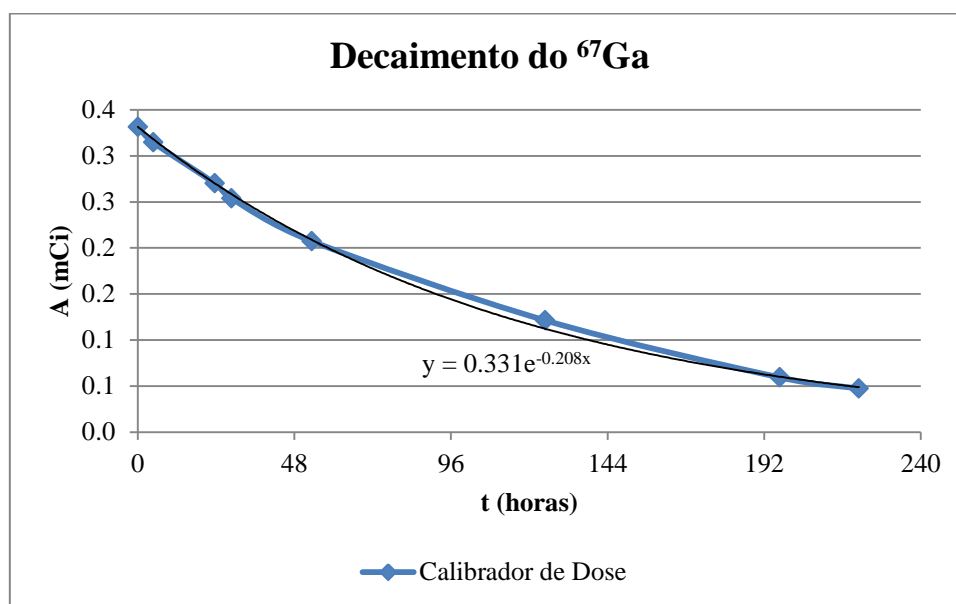


Figura 5.12: Decaimento experimental do ^{67}Ga .

Os valores tabelados e experimentais, bem como o erro associado são mostrados na tabela 5.3. Os valores experimentais obtidos estão de acordo com a literatura, apesar do desvio mínimo, este pode ser justificado pelo grau de sensibilidade de cada calibrador e, devido à influência da radiação de fundo que está presente onde são realizadas as medições.

Tabela 5.3: Constante de decaimento e o período de semidesintegração experimental, com o erro associado aos valores tabelados.

	$^{99\text{m}}\text{Tc}$		^{131}I		^{67}Ga	
	$T_{1/2}$	λ	$T_{1/2}$	λ	$T_{1/2}$	λ
Teórico	6.01 h	0.115 h^{-1}	8.04 d	0.086 d^{-1}	78.3 h	0.009 h^{-1}
Experimental	5.99 h	0.116 h^{-1}	8.25 d	0.084 d^{-1}	79.9 h	0.009 h^{-1}
± Erro (%)	0.40	0.60	2.63	2.78	2.07	2.55

Capítulo 6. Conclusões

Neste último capítulo são extraídas algumas conclusões e descritas possíveis desenvolvimentos futuros que permitirão melhorar a performance deste trabalho.

6.1 Conclusões

Desde cedo, que se percebeu que seria necessário avaliar os efeitos secundários das radiações ionizantes, por estas se terem tornado uma ferramenta essencial ao ser humano. Isto reporta-nos à questão da importância que as radiações ionizantes têm na prática médica.

O trabalho desenvolvido permitiu adquirir conhecimentos na área da radioproteção, entendendo a sua importância. Apesar de ainda ser um protótipo a aplicação SinaDix, provou ser de grande utilidade na preparação/marcação/partição das doses a administrar aos pacientes, tornando-se uma ferramenta indispensável no dia-a-dia dos técnicos que desenvolvem a sua atividade na Medicina Nuclear. A aplicação permite efetuar todos os registos de atividade de eluição, de preparação e marcação de *Kits* armazenando esta informação na base de dados. Além disso, permite ainda arquivar o valor da atividade a administrar a um paciente. A comunicação com o projeto RoboDix e com o CURIE-MENTOR 3 foi estabelecida, permitindo um correto funcionamento da aplicação. Desta forma, podemos afirmar que os objetivos estabelecidos foram cumpridos.

Durante a fase de testes foi possível verificar que a aplicação não contém erros a nível de programação que a impeçam de ser uma excelente ajuda na realização de todas as fases de preparação e partição dos radiofármacos. Apesar de algumas modificações, a aplicação encontra-se pronta para funcionar em ambiente real, independentemente da ligação ao projeto RoboDix. A aplicação foi otimizada por forma a poder funcionar separada e individualmente, apresentando a mais-valia de arquivo de informação de ativi-

dades medidas na radiofarmácia, podendo posteriormente integrar com projetos distintos, nomeadamente na área da dosimetria ao paciente, entre outras.

Com a realização deste trabalho e com o conhecimento adquirido nos contactos frequentes com especialistas técnicos, conclui-se que o desenvolvimento de uma aplicação para o auxílio na área da radiofarmácia é um meio promissor para a otimização de um Serviço de Medicina Nuclear e para a diminuição da exposição à radiação por parte dos profissionais de saúde, quando integrado ao braço robótico.

6.2 Trabalhos Futuros

Embora a aplicação tenha sido desenvolvida e projetada consoante os requisitos solicitados pelo Departamento de Física Médica, na medida de a tornar o mais “user-friendly” possível, bem como de implementação imediata, existem algumas funcionalidades que poderão ser desenvolvidas para a tonar mais robusta e funcional, nomeadamente:

- ✓ Complementar a comunicação ao projeto RoboDix, com a programação de telegramas, associados à fase intermédia, de marcação de *Kits*;
- ✓ Implementar a distribuição da informação arquivada em impressão de etiquetas para identificação das doses individuais, reduzindo a probabilidade de erro humano, na introdução manual dessa informação;
- ✓ Determinar os fatores de correção geométrica por forma a reduzir o erro associado à medição da atividade em recipientes distintos, ao longo das distintas fases de preparação da dose a administrar ao paciente;
- ✓ Validar a aplicação com os profissionais de MN, adicionando novas funcionalidades, caso sejam encontradas necessidades adicionais que complementem a utilidade da aplicação;
- ✓ Avaliar o desempenho da aplicação, para assegurar a estabilidade do sistema e evitar problemas relacionados com a sua utilização;
- ✓ Tornar a base de dados mais robusta;
- ✓ Determinar a constante de decaimento e o período de semidesintegração experimental para o ^{123}I , ^{111}In e ^{201}Tl .

Bibliografia

- [1] M. Lombardi, Radiation Safety in Nuclear Medicine, 2º ed., Boca Raton - Florida: Taylor & Francis, 2007.
- [2] W. Leslie e I. Greenberg, Nuclear Medicine, U.S.A Texas: Landes Bioscience, 2003.
- [3] B. W. Clements, Disasters and Public Health - Planning and Response, Butterworth Heinemann, 2009.
- [4] J. J. P. d. Lima, Física em Medicina Nuclear: Temas e Aplicações, 1º ed., Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra, 2008.
- [5] J. J. P. d. Lima, Biofísica Médica, 2º ed., Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra, 2005.
- [6] R. Powsner e E. Powsner, Essential Nuclear Medicine Physics, 2º ed., Blackwell Publishing, 2006.
- [7] R. Serway, C. Moses e C. Moyer, Modern Physics, 3º ed., USA: Brooks/Cole - Thomson Learning, 2005.
- [8] K. Leopold, “Chemical types of bounding of natural radionuclides in TENORM (Technologically Enhanced Naturally Occurring Radioactive Materials),” Department of Biology and Geography of the University Duisburg-Essen, Wuppertal-Heckinghausen, 2007.
- [9] D. VeARRIER, J. Curtis e M. Greenberg, Technologically enhanced naturally occurring radioactive materials, vol. 47, Clinical toxicology, 2009, pp. 393-406.
- [10] S. Cherry, J. Sorenson e M. Phelps, Physics in Nuclear Medicine, 4º ed., Philadelphia: Saunders , 2012.
- [11] A. Moraes, Manual de Medicina Nuclear, São Paulo: Atheneu: Centro Universitário São Camilo, 2007.
- [12] R. Zimmermann, Nuclear Medicine: Radioactivity for Diagnosis and Therapy, France: EDP Sciences, 2006.

- [13] C. Guy e D. ffytche, *An Introduction to The Principles of Medical Imaging*, Revised Edition ed., London, UK: Imperial College Press, 2005, pp. 89-174.
- [14] J. Turner, *Atoms, Radiation and Radiation Protection*, 3^o ed., Oak Ridge: Wiley- VCH, 2007.
- [15] J. Pisco, *Imagiologia Básica - Texto e Atlas*, 2^o ed., Lisboa: Lidel, 2009, pp. 3-8.
- [16] H. Wright, J. Magee, R. Hamm, A. Chaterjee, J. Turner e C. Klots, "Calculations of Physical and Chemical Reactions Produced in Irradiated Water Containing DNA," *Radiat. Prot. Dosim.*, vol. 13, n.º 1-4, pp. 133-136, 1985.
- [17] E. Azzam, J. Gerin e D. Pain, "Ionizing radiation-induced metabolic oxidative stress and prolonged cell injury," *Cancer Letters*, vol. 327, pp. 48-60, 2012.
- [18] J. J. P. d. Lima, *Técnicas de Diagnóstico com Raios X - Aspectos Físicos e Biofísicos*, 2^o ed., Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009.
- [19] M. Machado, V. Menezes, C. Queiroz, D. Silva, L. Sampaio e A. Almeida, "Revisão: radioproteção aplicada à Medicina Nuclear," *Revista Brasileira de Física Médica*, vol. 4, n.º 3, pp. 47-52, 2011.
- [20] I. A. E. A. *Radiation, People and Environment*, Austria: IAEA, 2004.
- [21] A. Carnicer, M. Sans-Merce, S. Baechler, I. Barth, L. Donadille, P. Ferrari, M. Fulop, M. Ginjaume, G. Gualdrini, S. Krim, M. Mariotti, X. Ortega, A. Rimpler, N. Ruiz e F. Vanhavere, "Hand exposure in diagnostic nuclear medicine with 18F- and 99mTc-labelled radiopharmaceuticals - Results of the ORAMED project," *Radiation Measurements*, vol. 46, pp. 1277-1282, 2011.
- [22] D. Duarte, J. Cardoso, L. Santos, C. Oliveira e L. Vieira, "Estudo da resposta de um dosímetro eletrônico individual," *Saúde & Tecnologia*, pp. 33-38, 2012.
- [23] C. Cunha e D. Souza, "Construção de Monitores de Pulso para Dosimetria de Extremidades Superiores em Medicina Nuclear," *Scientia Plena*, vol. 1, n.º 5, pp. 153-157, 2005.
- [24] R. Oliveira, C. Benevides, S. Hwang, R. Salvi e I. Freitas, "Radiofarmácia e radiofármacos no Brasil: aspectos sanitários e fabris para a construção de uma linha de produção de radiofármacos PET," *Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas*, vol. 44, n.º 2, pp. 181-184, 2008.
- [25] R. Oliveira, D. Santos, D. Ferreira, P. Coelho e F. Veiga, "Preparações radiofarmacêuticas e suas aplicações," *Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas*, vol. 42, n.º 2, pp. 152-165, 2006.
- [26] A. Costa e L. Caldas, "Intercomparação e Calibração de Medidores de Atividade Utilizados em Serviços de Medicina Nuclear," *Radiol. Bras.*, vol. 36, n.º 5, pp. 293-297, 2003.

- [27] A. Bessa, A. Costa e L. Caldas, “Survey on quality control of radiopharmaceutical dose calibrators in nuclear medicine units in the city of São Paulo, SP, Brazil,” *Radiol. Bras.*, vol. 41, n.º 2, pp. 115-118, 2008.
- [28] “infarmed,” Autoridade Nacional do Medicamento e Produtos de Saúde I. P.. <http://www.infarmed.pt/>. [Acedido em maio 2014].
- [29] “EANM: European Association of Nuclear Medicine,” vokativ. <http://www.eanm.org/>. [Acedido em Junho 2014].
- [30] “ViewSonic,” ViewSonic Corporation. <http://www.viewsoniceurope.com/uk/index.htm>. [Acedido em julho 2014].
- [31] “Lazarus,” Lazarus and Free Pascal Team. <http://www.lazarus.freepascal.org/>. [Acedido em março 2014].
- [32] PTW-Freiburg, User Manual - CURIEMENTOR 374 RS232 Interface, Freiburg, Germany, 2006.
- [33] E. Canzian, *MINICURSO Comunicação Serial - RS232*, São Paulo, Brasil: CNZ Engenharia e Informática Ltda, 2005.
- [34] “v-rep: virtual robot experimentation platform,” COPPELIA ROBOTICS. <http://www.coppeliarobotics.com/>. [Acedido em abril 2014].
- [35] M. Fragoso, A. Albuquerque, M. Oliveira, R. Lima e F. Lima, “Controlo da qualidade dos calibradores de radionuclídeos nos serviços de medicina nuclear na região Nordeste do Brasil,” *Revista Brasileira de Física Médica*, vol. 4, n.º 3, pp. 43-46, 2011.
- [36] A. Correia, A. Iwahara, L. Tauhata, E. Rezende, T. Chaves, A. Oliveira e E. Oliveira, “Fatores de correção volumétrica na medição de atividade de ^{99m}Tc e ^{123}I em calibradores de radionuclídeos,” *Radiol. Bras.*, vol. 45, n.º 2, pp. 93-97, 2012.
- [37] Departamento de Física Médica da Dr. Campos Costa – Consultório de Tomografia Computorizada S.A, “Departamento de Física Médica”. Disponível: <http://dfm.drcamposcosta.pt/dfm/>. [Acedido em junho 2014].

Anexos

Anexo A. Definições de Grandezas, Monitorização Individual e Radionuclídeos

Na tabela A.1 apresentam-se os fatores de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia.

Tabela A.1: Fatores de ponderação da radiação.

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

Na figura A.1 exemplifica-se um registo da monitorização individual.

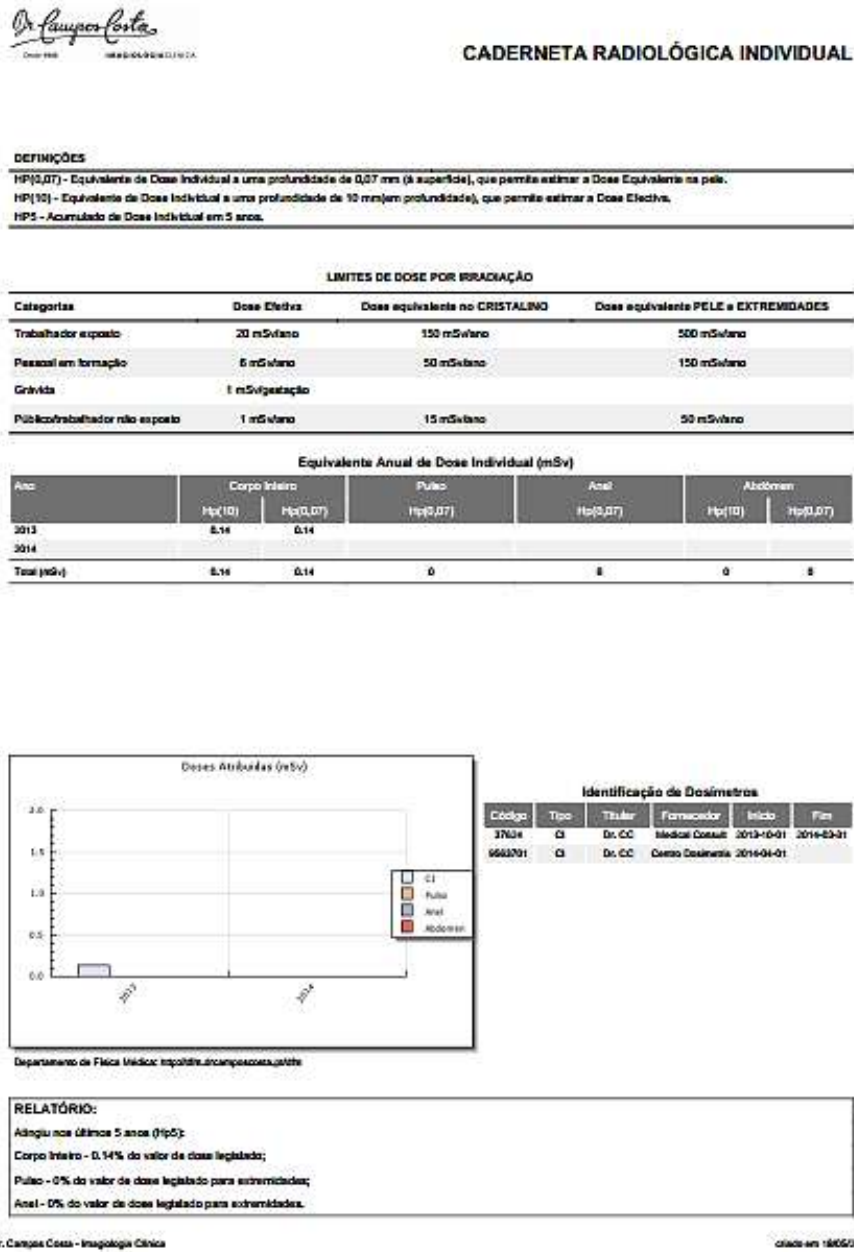


Figura A.1: Registo da monitorização individual.

Na tabela A.2 apresentam-se exemplos de radiofármacos importantes e os estudos em MN em que são mais frequentemente utilizados.

Tabela A.2: Radiofármacos para aplicações diagnósticas e terapêuticas.

Radionuclídeo	Forma Química	Estudo
Aplicações Diagnósticas		
^{99m} Tc	Pertecnetato	Cintig. tireoide; Barreira hem. –cerb.; Espaço sangue
	DTPA, DMSA, MAG3	Função renal, visualização renal, GFR
	Coloide	Sist. ret. –end. Do fígado e baço; visualização linfática
	Deriv. ácido iminodiacético	Gamagrafia hepatobiliar
	HMPAO, ECD	Caudal sanguíneo cerebral; Perfusão
	Difosfonatos (MDP, EHDP)	Gamagrafia esqueleto; metástases ósseas; fraturas
	MIBI, Tetrofosmina	Visualização do miocárdio
	MAA	Perfusão pulmonar
¹²³ I	aerosóis	Ventilação pulmonar
	Iodeto de sódio	Função tireoideia
	IBZM, iodolisuride	Estudos dos recetores D2
	MIBG	Tumores neuroendócrinos
⁶⁷ Ga	ocreótido	Visualização tumoral
	Citrato	Infeção, inflamação; sarcoidose; linfoma
²⁰¹ Tl	Cloreto	Perfusão do miocárdio; Visualização tumoral
¹¹¹ In	Anticorpos; Péptidos	Visualização tumoral (próstata, cólon)
Aplicação terapêutica		
¹³¹ I	Iodeto de sódio	Tirotoxicose; cancro tiroide e metástases tireoideias

Anexo B. Manual do Utilizador da Aplicação SinaDix

SinaDix

A aplicação denominada de SinaDix pretende ser uma ferramenta auxiliar na área da Radiofarmácia do SMN (Serviço de Medicina Nuclear) das unidades da Dr. Campos Costa.

A aplicação SinaDix permite efetuar todos os registos de atividade de eluição, de preparação e marcação de *Kits* armazenando esta informação na base de dados RIS (*Radiology Information System*). Além disso, permite ainda arquivar o valor da atividade a administrar a um paciente.

Em termos de objetivos, a aplicação permite ler os valores de atividade de dispositivos medidores de atividade e guardar esses valores numa base de dados projetada exclusivamente para esse fim. Além disso, apresenta uma interface que permite a comunicação com o sistema robotizado, que efetua a preparação e partição de produtos radioativos, diminuindo a exposição à radiação por parte dos profissionais de saúde.

Instalação e Alguns Conceitos da Aplicação

A aplicação será instalada e executada num *tablet* idêntico ao da figura B.1. O *tablet* utilizado para a instalação e execução de testes foi o ViewPad 10 da ViewSonic[®]. As características resumidas do ViewPad 10, ilustrado na figura 1, são:

- **Resolução máxima do ecrã:** 1024×600
- **Sistema operativo:** Windows 7
- **Funcionamento em rede:** Wi-Fi (802.11 b/g/n)
- Ligação USB (Universal Serial Bus)

Ainda na figura B.1 é possível visualizar a aplicação a funcionar no ViewPad 10. Para instalar a aplicação é necessário o utilizador ter o executável e os ficheiros de texto que contém os fatores de correção, a lista de radionuclídeos, de fármacos, dos locais e do IP.

Nome e logótipo da aplicação

Fases

Radionuclídeos

Utilizador autenticado



Figura B.1: SinaDix no ViewPad 10.

Na parte superior esquerda encontra-se o logótipo do Departamento de Física Médica da Dr. Campos Costa S.A e do Instituto Politécnico de Bragança, o nome da aplicação e o logótipo da mesma. Na parte inferior esquerda apresenta-se a informação do utilizador autenticado na aplicação. O manual de instruções encontra-se no ícone *help*, na parte superior direita. O menu das funcionalidades é baseado em botões, para facilitar a aplicação no sistema em *touch screen*.

Atualmente, os radionuclídeos utilizados são os que se apresentam (Tc-99m, I-131, I-123, Tl-201, Ga-67 e In-111), contudo no caso de se pretender adicionar novos radionuclídeos, os botões sem nome surgem nesse sentido, de forma a aplicação poder responder aos requisitos impostos.

O botão *Continue* representado pelo ícone ► pretende enviar uma mensagem, quando integrado ao braço robótico, indicando que pode continuar a eluição.

Caso a aplicação não esteja a ser utilizada ou caso se pretenda mudar de utilizador deve-se efetuar o ‘logoff’ através do botão *Logoff*, representado pelo ícone ☹.

Durante o desenvolvimento da aplicação foram usados apenas dados de pacientes fictícios, qualquer semelhança com a realidade constitui apenas coincidência.

SinaDix – Login

A aplicação inicia-se com o menu login, como se representa na figura B.2, sendo necessário o utilizador preencher os campos deste formulário. Caso as credenciais estejam incorretas, a aplicação alerta o utilizador com a mensagem ‘*Check your credentials*’.

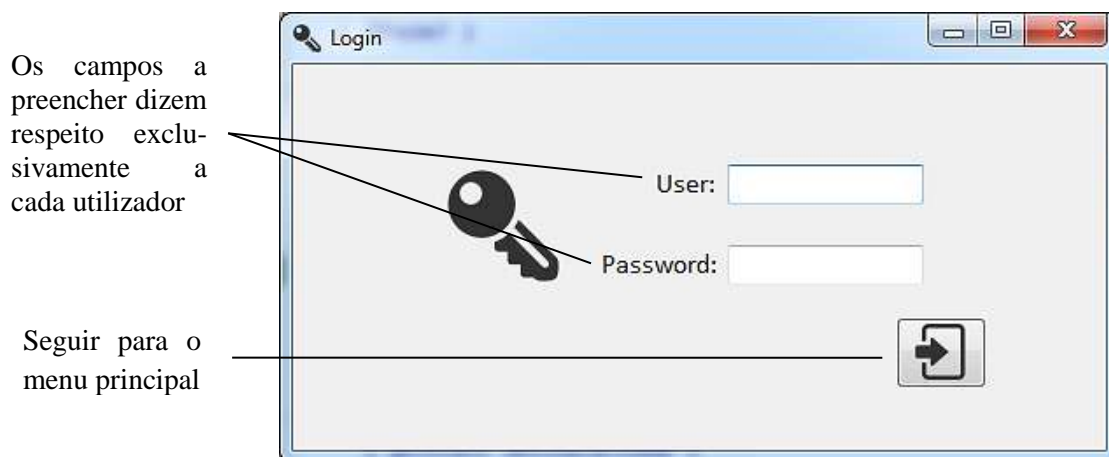


Figura B.2: Interface SinaDix – Menu Login.

Dependendo do tipo de utilizador este terá distintos privilégios, podendo realizar diferentes operações, depois de autenticado. Se o utilizador é do tipo técnico, este será automaticamente encaminhado para o menu principal da aplicação, com permissão para a realização das medidas. Se for do tipo administrador, este terá acesso ao menu principal da aplicação e às definições da aplicação.

SinaDix – Eluição

Após iniciar a aplicação SinaDix, a primeira fase do dia consiste em efetuar a eluição e a respetiva medição da atividade. Assim, o utilizador pressiona o botão *Elution* e automaticamente é ativado o radionuclídeo tecnécio. Para efetuar a medição o utilizador pressiona o botão *Measure*. Os passos descritos para a realização da primeira fase ilustram-se na figura B.3.

Durante a execução da eluição as restantes opções da aplicação estão bloqueadas, ficando ativa a preparação de *Kits*, após a medição da atividade da eluição.



Botão
Measure

Figura B.3: Menu SinaDix – Eluição.

De seguida, a aplicação alerta o utilizador com uma mensagem contendo o valor da atividade medido e perguntando se realmente deseja aceitar esse valor, como se exemplifica na figura B.4. Se o utilizador aceitar o valor medido, automaticamente é criado um ficheiro na base de dados com a informação do valor da atividade da eluição, o radionuclídeo, o suporte utilizado (frasco), a data e hora da medição.

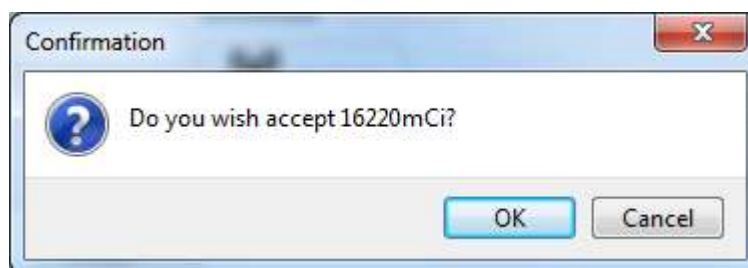


Figura B.4: Mensagem de alerta.

De acordo com a lei do decaimento radioativo, a atividade de um radionuclídeo decai exponencialmente, segundo a equação:

$$A(t) = A_0 \times e^{-\lambda t} \quad (\text{B.1})$$

onde, A_0 representa a atividade num dado tempo de referência $t = t_0$, $A(t)$ corresponde à atividade no momento em que se efetua a medição, λ é a constante de decaimento (s^{-1}) e t a diferença entre o tempo de referência fixado e o tempo em que se efetuou a medida.

Para que o técnico possa visualizar constantemente o valor da atividade da eluição restante foi criado um parâmetro na aplicação com cálculo do decaimento da atividade (*Remain Activity*), apresentando sempre o valor da atividade total eluída (*Activity Eluted*) e o tempo que passou desde o início da eluição, como se pode visualizar na figura B.5.

A partir da data da eluição, o algoritmo seleciona na base de dados RIS, apenas os pacientes com exame marcado para esse dia. Os pacientes surgem na *Work List* do menu SinaDix, com as informações pertinentes, de forma a garantir a correta identificação dos mesmos.



Figura B.5: Interface SinaDix, após a eluição.

SinaDix – Marcação de Kits

Os técnicos consultam a *Work List*, verificando quais os exames que requerem a adição de um fármaco. Para dar início à preparação de *Kits*, o técnico acede ao botão *Kit Preparation*, surgindo a janela para escolher o fármaco para a preparação do *Kit*, como ilustrado na figura B.6. Atualmente, os fármacos utilizados são os que se apresentam, contudo no caso de se pretender adicionar novos fármacos os botões sem nome surgem nesse sentido, de forma a aplicação poder responder aos requisitos impostos.

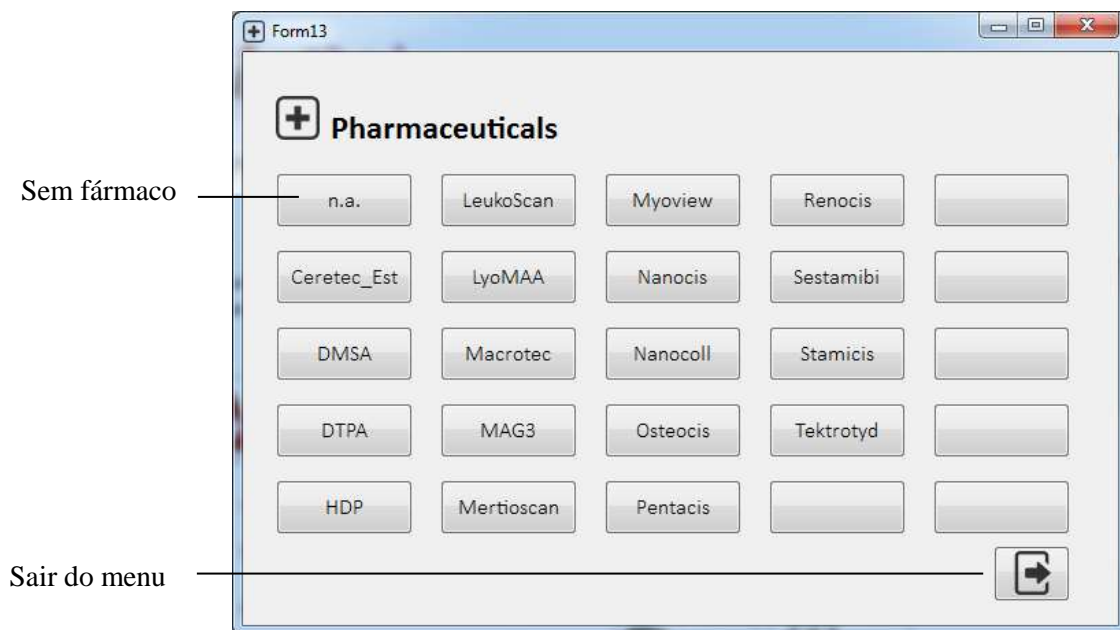


Figura B.6: Interface SindaDix – Fármacos.

A preparação de *Kits* envolve duas etapas, após a escolha do fármaco, o técnico tem de efetuar a medição da atividade da seringa, a qual foi utilizada para extração da porção radioativa do frasco da eluição. Num segunda etapa, o técnico coloca o conteúdo radioativo no frasco contendo o fármaco, e para finalizar esta etapa deve efetuar a medição do frasco do *kit* marcado.

Sempre que o técnico escolhe o fármaco, a aplicação desbloqueia apenas as seringas (5ml e 10ml), ficando o frasco bloqueado, de forma a seguir o procedimento. O técnico escolhe a seringa adequada e o radionuclídeo, de seguida efetua a medição da atividade a partir do botão *Measure*. Tal como na fase anterior, a aplicação alerta o técnico se pretende validar o valor medido da atividade. Se o técnico consentir com o valor medido, automaticamente é criado um ficheiro na base de dados com a informação do fármaco escolhido, o tipo de seringa e a atividade medida na seringa. A aplicação desbloqueia o botão *Vial*, ficando as seringas bloqueadas e atualiza o valor da atividade atendendo ao decaimento radioativo. A figura B.7 demonstra a transição de uma etapa para a outra. Para terminar esta fase, o técnico seleciona o frasco e a aplicação mantém o radionuclídeo ativo, podendo proceder à medição da atividade do *Kit* marcado. Quando o técnico valida o valor medido da atividade do *Kit* marcado, na base de dados atualiza-se o valor desta medição.

Botão *Unlock*



Figura B.7: Interface SinaDix - Fase intermédia.

O técnico pode efetuar a preparação dos *Kits* todos seguidos, no entanto, no caso de proceder para a partição ou se pressionar algum botão sem ser o desejado, a aplicação bloqueia a fase da preparação de *Kits*. Para poder efetuar uma nova marcação de *Kits*, o técnico tem de recorrer ao botão *Unlock*, desbloqueando toda a aplicação. Este botão permite ao técnico desbloquear todos os botões, se por algum motivo aceder a uma área não desejada, ou pretender alterar o fluxo de preparação de produtos, dado que, a aplicação está programada para desbloqueios sequenciais, em ordem crescente de fases.

SinaDix – Partição

Para iniciar o estudo de cada paciente, o técnico tem de obrigatoriamente inserir alguns dados. O técnico seleciona o paciente na *Work List* e as informações preenchidas na base de dados são atualizadas na parte relativa à informação do paciente – *Patient Information*, como se exemplifica na figura B.8.

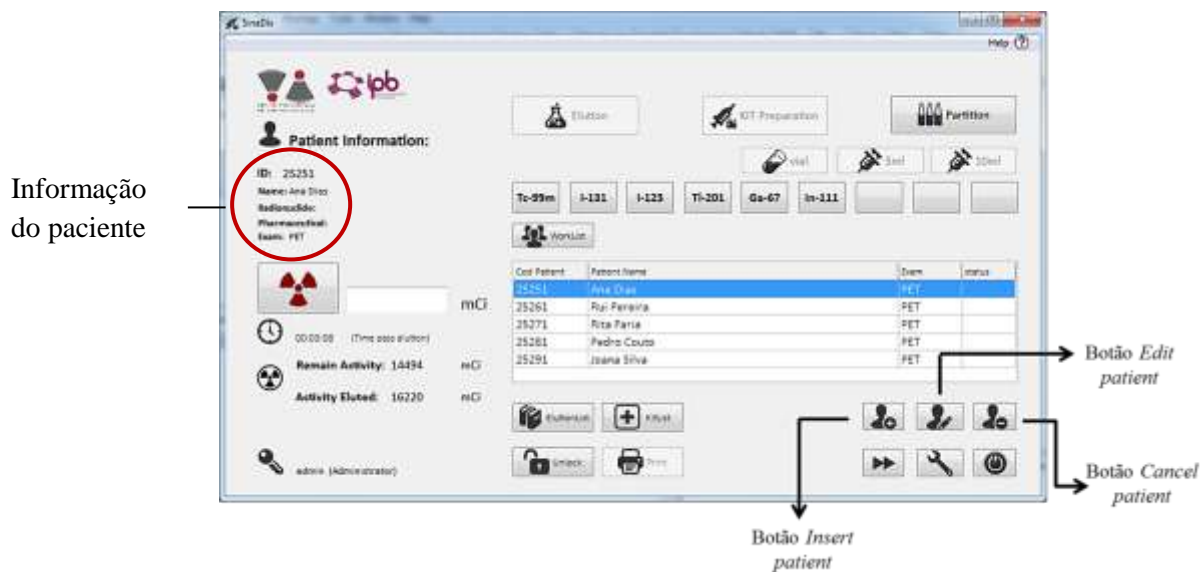


Figura B.8: Interface SinaDix – *Patient Information*.

O radionuclídeo e o fármaco só são preenchidos nesta etapa, assim como a atividade que se pretende preparar para posteriormente administrar ao paciente. O técnico ao selecionar o paciente na *Work List* acede, através do botão *Edit Patient*, ao menu *Edit Patient* que lhe apresenta as informações preenchidas na base de dados, tal como exemplificado na figura B.9. Para indicar o radionuclídeo e o fármaco acede aos botões correspondentes e surgem as janelas com as devidas opções. Tal se sucede para editar o local da realização do exame. A janela da escolha do fármaco é igual à utilizada na fase intermédia.

O peso do paciente deve no dia do exame ser validado para poder calcular corretamente o valor da dose a administrar. Caso a data de nascimento esteja incorreta, isto é, se for superior ao ano presente, a aplicação alerta o utilizador com a mensagem '*Check date of birth*'.

Edit Patient
EditPatient
 Cod. Patient: 25251
 Name: Ana Dias
 Date of birth: 1950-10-03 Age: 63
 Weight: 70
 Gender: M F
 Access Number: 515151
 Local:
 Radionuclide:
 Pharmaceuticals:
 Exam: PET
 Activity Prepare: (mCi)
 Validar alterações
 Cancelar alterações

Figura B.9: Interface SinaDix - Menu Edit Patient.

Se algum campo não for preenchido, a aplicação alerta o utilizador com a mensagem ‘*Complete the form*’, não permitindo que este prosiga com o registo das alterações.

Acedendo ao botão *Local*, surge a janela representada na figura B.10, contendo os locais onde atualmente se podem realizar os exames e o local selecionado onde o paciente realizará o exame. Os botões sem nome surgem na eventualidade de ser criada uma nova unidade da Dr. Campos Costa, permitindo que a aplicação funcione em qualquer unidade de MN.



Figura B.10: Local.

Acedendo ao botão *Radionuclide*, surge a janela representada na figura B.11, que apresenta os radionuclídeos utilizados atualmente pelo Instituto CUF, uma unidade da Dr. Campos Costa. Contudo no caso de se pretender adicionar novos radionuclídeos, os botões sem nome surgem nesse sentido, de forma a aplicação poder responder aos requisitos impostos.

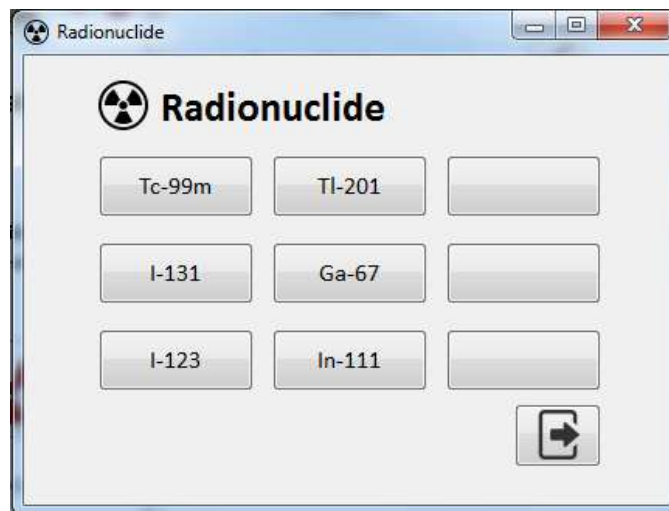


Figura B.11: Radionuclídeos.

Após editar os dados do paciente, no menu SinaDix atualizam-se os dados do paciente – *Patient Information*, sendo uma mais-valia para o técnico, dado que indica o paciente para o qual se vai efetuar a partição. O radionuclídeo escolhido para a realização do exame fica automaticamente ativo, como representa a figura B.12.

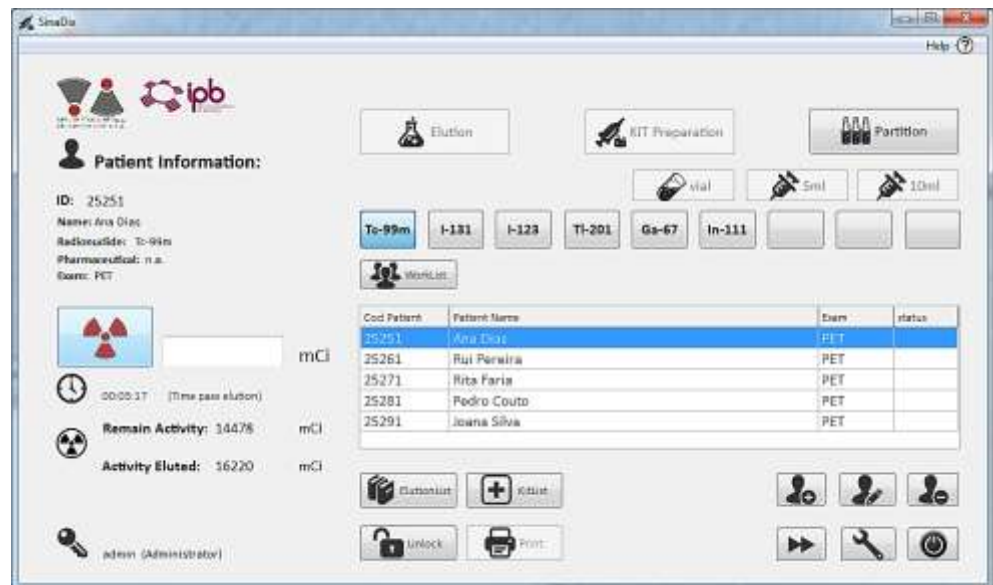




Figura B.12: Interface SinaDix – Partition.

O técnico deve pressionar o botão *Partition* e escolher a seringa adequada. Tendo estes parâmetros definidos, o técnico pode efetuar a medição da atividade, através do botão *Measure*. Tal como nas fases anteriores, a aplicação alerta o utilizador se realmente deseja aceitar o valor medido. Caso o valor seja duvidoso ou incoerente, o técnico deve cancelar e repetir este procedimento. Caso o valor seja o correto, o técnico tem a possibilidade de imprimir uma etiqueta, através do botão *Print*, que contém o ID e o nome do paciente, o radionuclídeo e o fármaco usados para a realização do exame, bem como o valor da atividade preparada e a hora da medição/preparação. O botão *Print* só fica ativo após efetuar a medição da dose a administrar de cada paciente.

O botão *Cancel Patient* permite ao utilizador anular um paciente, se este não comparecer ou se por algum motivo não poder realizar o exame. Quando um paciente é anulado, na *Work List* o campo *status* é atualizado com o ícone , caso contrário o campo é atualizado com o ícone .

No caso de algum paciente não constar na lista de pacientes é possível inseri-lo através do botão *Insert Patient*, surgindo o menu apresentado na figura B.13.

Validar registo

Cancelar registo

Figura B.13: Menu New Patient.

Ao criar um novo paciente é necessário introduzir os dados referentes ao mesmo, bem como os dados referentes à realização do exame. Os dados a preencher são exatamente os mesmos que os facultados pela base de dados à data de agendamento do exame. A data marcada para a realização do exame é automaticamente preenchida pela aplicação, através das definições da data definidas no sistema onde a aplicação se encontra instalada. Desta forma, minimiza-se o tempo gasto no registo do paciente. Quando o utilizador guarda a informação do paciente registado, este é automaticamente atualizado na *Work List*. Se algum campo não for preenchido, a aplicação alerta o utilizador com a mensagem *'Complete the form'*.

O técnico pode consultar a lista onde constam todos os pacientes, através do botão *Work List* presente no menu SinaDix. Para visualizar a lista onde constam as eluições ou os *Kits* preparados, o técnico pode

fazê-lo através dos botões *ElutionList* e *KitList* presentes no menu SinaDix, respetivamente. Na figura B.14 destacam-se estes botões.

Consultar lista de pacientes, da eluição e do *Kit* preparado.

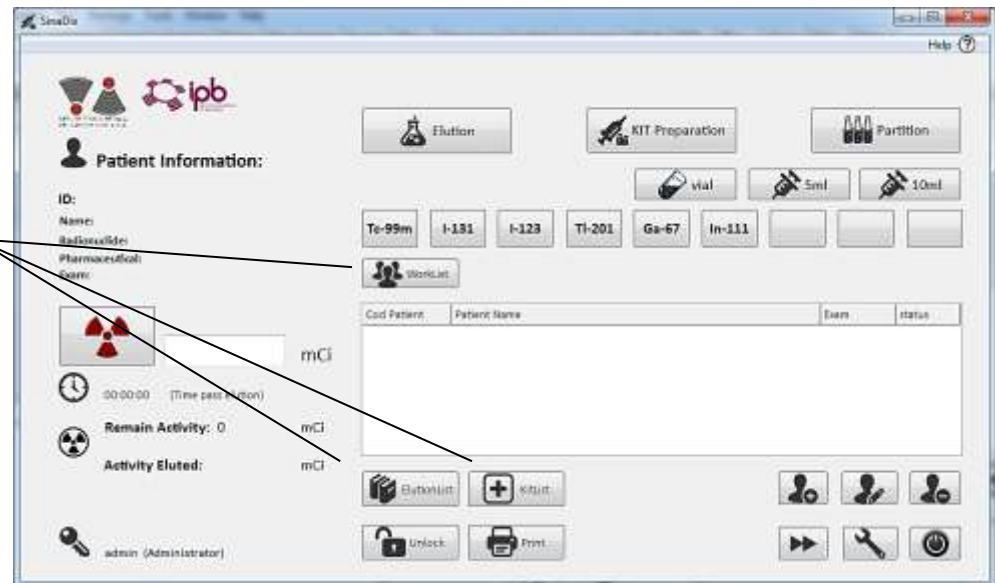


Figura B.14: MenuSinaDix.

O técnico pode consultar a lista onde constam todos os pacientes, no botão *Work List*, surgindo o menu representada na figura B.15. Caso o técnico pretenda consultar os pacientes agendados para uma data específica ou num intervalo de datas, pode fazê-lo através de um calendário facilitando a introdução das datas e validando através do botão ✓. Caso a data inicial seja superior à final a aplicação alerta o utilizador com a mensagem '*Check the date range*'. O botão *All* permite visualizar todos os pacientes registados na base de dados.

Escolha do intervalo de datas ou para uma data específica

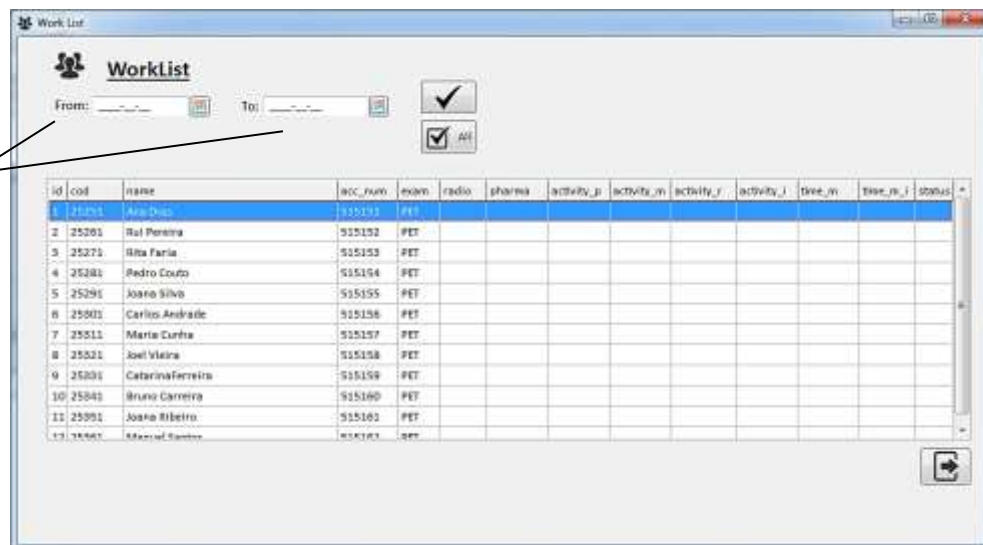


Figura B.15: Interface SinaDix – Work List.


A designação de cada campo do menu WorkList é a seguinte:

- *id* – Identificador único do paciente
- *cod* – Código único do paciente
- *name* – Nome do paciente
- *acc_number* – Número do exame do paciente
- *radio* – Radionuclídeo usado para o exame
- *pharma* – Fármaco usado para o exame
- *exam* – Nome do exame a realizar
- *activity_p* – Atividade a preparar
- *activity_m* – Atividade medida
- *activity_r* – Atividade restante
- *activity_i* – Atividade a injetar ao paciente
- *time_m* – Hora da medição da atividade
- *time_m_i* – Hora da medição da atividade a injetar no paciente
- *status* – Estado do paciente

Os campos *id*, *cod*, *name*, *acc_number*, *local*, *exam* e *date_exam* são de preenchimento obrigatório pela base de dados. Estes campos identificam o paciente e indicam ao utilizador o tipo de exame e a data da realização que são fundamentais para o correto funcionamento da aplicação e da preparação do radiofármaco. Os restantes campos são preenchidos quando se efetua a medição da atividade do radiofármaco, à exceção dos campos *activity_i* e *time_m_i*. Estes campos não são preenchidos quando se executa a aplicação. Serão campos preenchidos

fora do âmbito deste trabalho, à hora de injeção da dose preparada ao paciente. O campo *status* surge na necessidade de poder validar o estado do paciente, dado haver a possibilidade de algum paciente não comparecer ou se a sua situação clínica no momento não permitir a realização do exame, bem como validar os doentes já realizados.

SinaDix – Definições

Apenas o utilizador do tipo administrador terá acesso a todas as definições da aplicação. Estas definições permitem ao administrador adaptar a aplicação à situação real em que será utilizada. Estas informações são arquivadas em ficheiros de texto do tipo TXT, à exceção de inserir novos utilizadores, que são armazenados na base de dados. As definições possíveis de alterar apresentam-se no menu Settings (figura B.16). Acede-se a este menu através do botão *Settings* representado pelo ícone , presente no menu SinaDix.

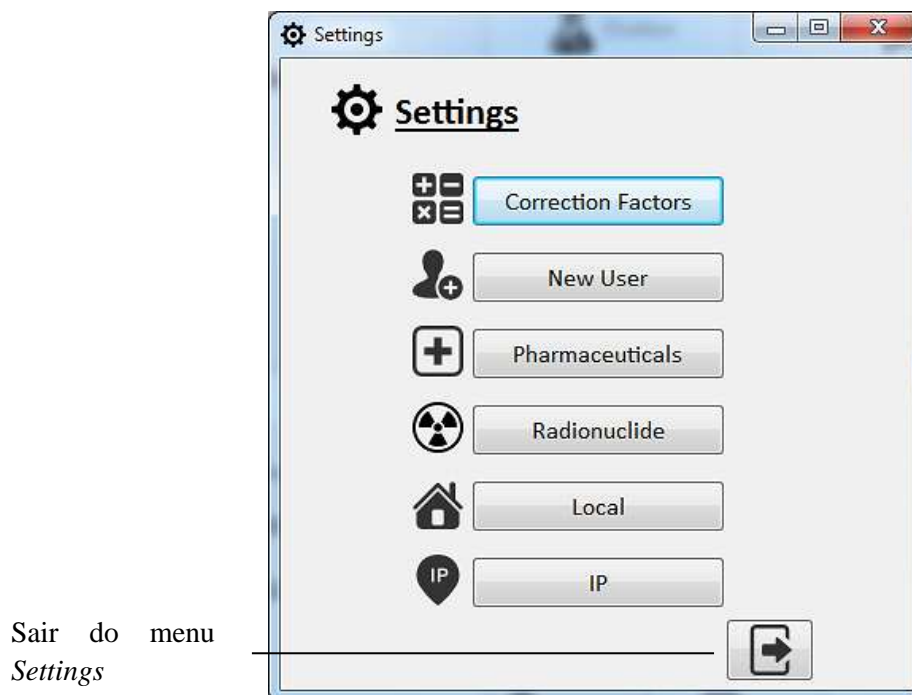


Figura B.16: Interface SinaDix - Menu Settings.

O botão *Correction Factors* apresenta os fatores de correção para cada radionuclídeo tendo em conta o recipiente a ser utilizado, determinados em programa de controlo de qualidade, e os valores das constantes de decaimento (figura B.17). Posteriormente, estes valores podem so-

frer alterações, onde através do botão *Edit* pode ser efetuada a edição dos mesmos.

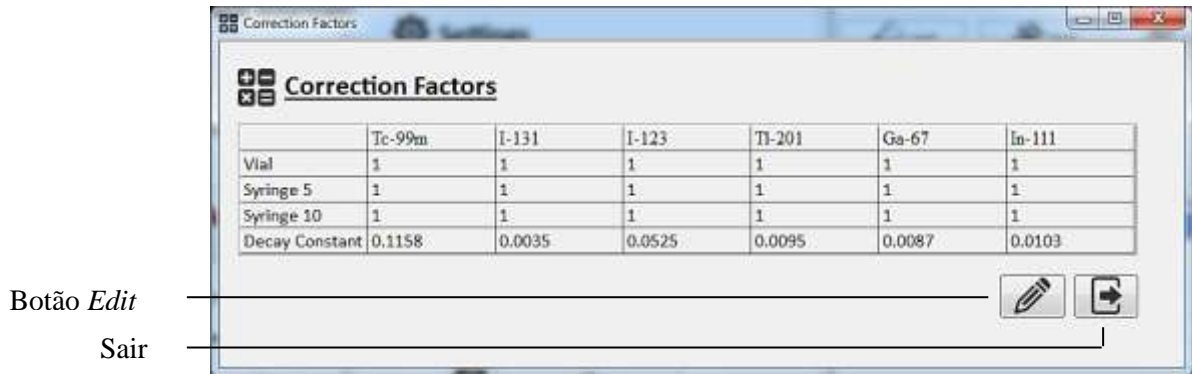


Figura B.17: Interface SinaDix – Menu Correction Factors.

Para criar um novo utilizador recorre-se ao botão *New User* do menu Settings, surgindo o menu representado na figura B.18.



Figura B.18: Interface SinaDix - Menu New User.

A designação de cada campo a preencher do novo utilizador é a seguinte:

- *Name* – Nome do utilizador
- *Login* – login de acesso à aplicação
- *E-mail* do utilizador
- *Type* – Tipo do utilizador, lembrando que existem dois tipos:

Administrator: Com acesso a todas as funcionalidades da aplicação.
Technician: Com acesso à lista de pacientes e permissão para realizar os estudos.

- *Password* – Palavra chave de acesso à aplicação

A aplicação pede para preencher duas vezes a *password*, por uma questão de segurança. Se a aplicação detetar que estas não coincidem, faz o alerta dessa diferença.

Para listar os utilizadores criados que têm acesso à aplicação e os seus dados, permitindo que estes sejam alterados ou eliminados, recorre-se ao botão *List Users*. A partir deste botão surge a lista de utilizadores (figura B.19), onde é possível editar os dados, bem como eliminar algum utilizador.

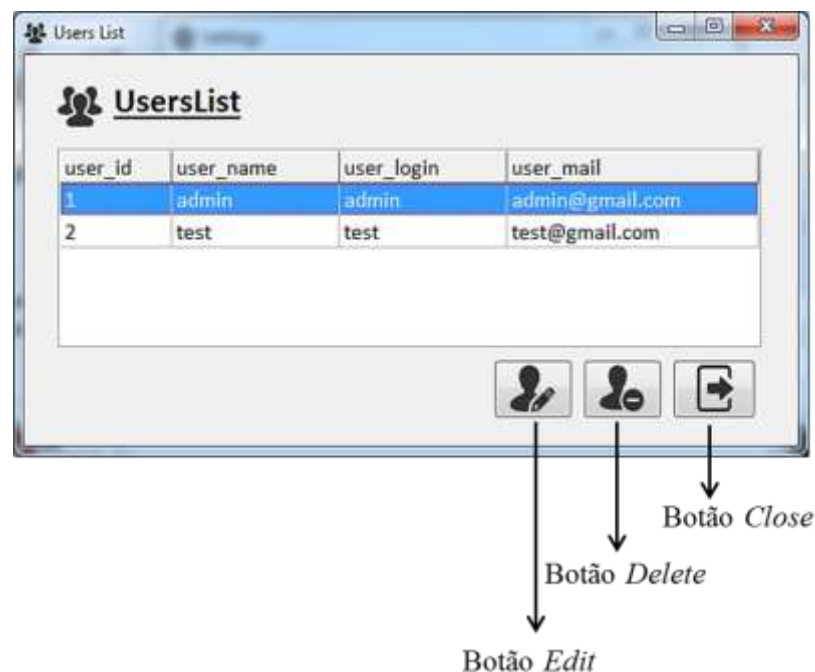


Figura B.19: Interface SinaDix – Menu List Users.

A edição dos utilizadores é idêntica à da criação, sendo que o formulário é preenchido automaticamente com os dados do utilizador selecionado na lista de utilizadores. Para apagar utilizadores criados basta pressionar o botão *Delete*. Antes de apagar o utilizador escolhido a aplicação alerta o administrador com a mensagem “*Delete user! Are you sure you wish to continue?*”.

Os botões *Pharmaceuticals*, *Radionuclide* apresentam uma lista de radiofármacos, radionuclídeos, atualmente utilizados no SMN do Instituto CUF, uma unidade da Dr. Campos Costa. Estes botões permitem

atualizar essas listas, inserindo ou removendo fármacos e radionuclídeos, após a instalação da aplicação nos SMN. O botão *Local* contém os locais onde atualmente se podem realizar os exames, na eventualidade de ser criada uma nova unidade da Dr. Campos Costa é possível inserir o local através deste botão, permitindo que aplicação funcione em qualquer unidade de MN. O botão *IP* permite alterar o IP do computador, para que este seja identificado corretamente em rede, independentemente do local onde se pretende instalar a aplicação.

Após efetuar as alterações, o administrador tem de fechar a aplicação e voltar a iniciá-la, para que as alterações sejam atualizadas.

Anexo C. Parâmetros e Telegramas de Comunicação com o CURIE-MENTOR 3

Transmissão de Dados

- Canais de Comunicação de Dados

Um canal de comunicação é um caminho sobre o qual a informação pode circular, pode ser definido como uma linha física que conecta diferentes dispositivos de comunicação. Na comunicação entre estes dispositivos, a informação é representada por bits de dados individuais. Um byte (conjunto de 8 bits) é um exemplo de uma unidade de mensagem que pode ser trocada através de um canal de comunicação.

Os canais de comunicação de dados podem ser classificados em três tipos (figura C.1): canal simplex (a direção de transmissão de dados é inalterada), canal half-duplex (as mensagens podem ser trocadas em duas direções, mas nunca ao mesmo tempo) e canal full-duplex (os dados podem ser trocados simultaneamente em ambas as direções).

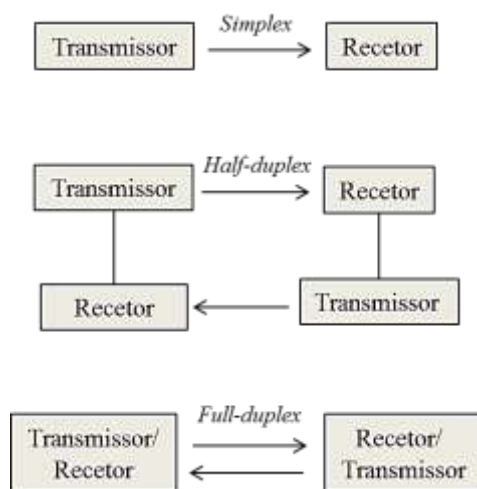


Figura C.1: Canais de comunicação.

- Temporização

Normalmente, os dados não são enviados de maneira uniforme pelo canal de comunicação, mas sim através de pacotes com informações regulares seguidos de uma pausa. Caso surjam falhas de mau sincronismo durante a transmissão é muito provável que ocorra perda de dados. Para contornar esta situação foram desenvolvidas duas técnicas,

de forma a garantir uma sincronização correta. No caso de sistemas síncronos, diferentes canais de comunicação são usados para transmitir dados e informação de tempo. O canal de temporização transmite impulsos de 'clock' para o recetor. Através da receção de um impulso de 'clock', o recetor lê o canal de dados e armazena o valor do bit encontrado naquele momento.

Por outro lado, em sistemas assíncronos, a informação circula por um único canal de comunicação. O sistema transmissor e o recetor devem ser configurados para que a comunicação seja estabelecida. Um 'clock' preciso no recetor irá gerar um sinal interno que deverá ser igual (ou próximo) ao do transmissor. Os dados são enviados em pequenos pacotes de bits. Na figura C.2 exemplifica-se o modo como circula a informação, com um pacote de 11 bits, dos quais 8 bits constituem a mensagem. A transmissão de dados começa sempre com um 'start bit' que indica ao sistema recetor o início da transmissão. Segue-se o envio de 8 bits de dados na taxa de transferência definida. O pacote de dados é concluído com os bits de paridade e de paragem ('stop bit').

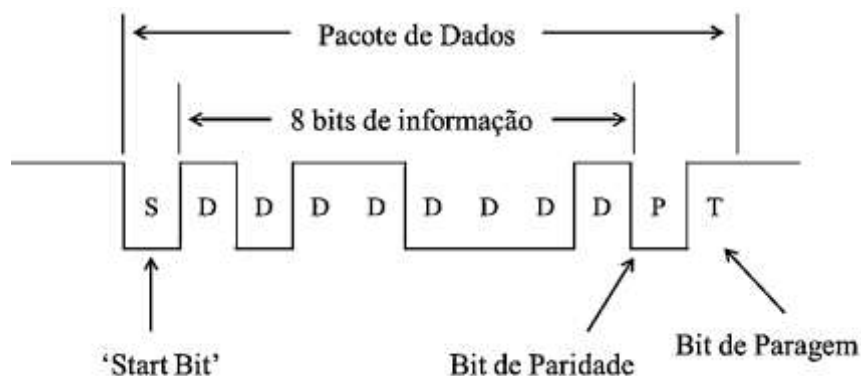


Figura C.2: Esquema de envio de dados.

Taxa de Transferência (Baud Rate)

A taxa de transferência, conhecida como Baud Rate, refere-se à velocidade com que os dados são enviados através de um canal de comunicação, ou seja, a quantidade de bits que se conseguem transmitir por segundo. No caso de uma taxa de 9600 bauds significa que ocorre uma transferência de 9600 dados por segundo, ou um período de aproximadamente $104 \mu\text{s}$ ($1/9600 \text{ s}$).

Código ASCII

As informações enviadas por uma interface série seguem normalmente o padrão ASCII (American Standard Code for Information Interchange) de 7 bits.

O ASCII é um código numérico que representa os caracteres, usando uma escala decimal de 0 a 127. Alguns dos caracteres não são imprimíveis (código de 00 a 31), pois representam comandos para computadores antigos. Estes caracteres são utilizados por diversos protocolos de comunicação. Na tabela C.1 apresenta-se a nomenclatura dos caracteres utilizados ao longo do trabalho.

Tabela C.1: Nomenclatura dos caracteres.

DEC	CHR	Nome
10	LF	Line Feed
13	CR	Carriage Return

Paridade

Quando estão a ser transmitidos dados pelos canais de comunicação, estes podem sofrer alterações por ruídos e distúrbios elétricos. Se o sistema recetor não detetar estas alterações, leva a que a mensagem recebida seja incorreta. Para evitar este problema, adiciona-se o bit de paridade ao pacote de dados com o intuito de deteção de erro. Na técnica paridade-par ('even-parity'), o valor do bit de paridade é escolhido de tal forma que o número total de dígitos '1' dos dados adicionado ao bit de paridade do pacote seja sempre um número par. Na receção do pacote, a paridade dos dados precisa ser recalculada pelo *hardware* local e comparada com o bit de paridade recebido com os dados. Assim, se algum bit mudar de estado, a paridade não irá coincidir, pelo que será detetado um erro. Na figura C.3 encontra-se representado um exemplo do uso do bit de paridade.

Dado	Bit de Paridade
1 0 1 1 0 0 1 0	0
1 0 0 0 1 0 1 0	1

Figura C.3: Bit de Paridade.

Na tabela C.2 apresenta-se a configuração dos pinos, segundo o Manual do CURIE-MENTOR 3/4.

Tabela C.2: Configuração dos pinos.

Pinos CURIEMEN-TOR 3	Pinos computa-dor	Função	Descrição
1	1	–	Sem conexão
2	3	TxD	Transmissão de dados
3	2	RxD	Receção de dados
4	4	DTR	Ligado internamente
5	5	SGND	Sinal de terra
6	6	DSR	Ligado internamente
7	8	CTS	Sem função
8	7	RTS	Sem função
9	9	–	Sem conexão

Na tabela C.3 apresenta-se a lista de telegramas, segundo o Manual do CURIEMEN-TOR 3/4 Interface RS232. Os telegramas são listados por ordem alfabética; ii é o número de isótopos, facultados no Manual, e não a massa atômica.

Tabela C.3: Lista de telegramas.

Telegram	Response	Description
BKG	BKG	Start a background measurement
CDF	CDF; ...	Read/Write chamber calibration factor
CDD	CDD; yyyy; mm; dd	Read/Write calibration date
CRF; ii; q	CRF; ...	Read/Set calibration factor q of isotope ii
CRN; ii	CRN; ii; iname	Read name of isotope ii
CRW; x	CRW; ...	Read/Set password protection setting for calibration factors
DAL	DAL; xxxx	Read/Set Auto Start level
DAP	DAP; x	Read/Set Auto Print setting
DAR	DAR; xx	Read/Set Auto Reset time
DFL	DFL; x	Read/Set vial setting
DBG	DBG; ...	Read background value/ Set it to zero
DBL	DBL; xxxx	Read/Set maximum background
DBM	DBM; x	Read/Set background hint setting
DLE	DLE; x	Read/Set lead shield setting
DTD	DTD; yyyy; mm; dd	Read/Set date
DTT	DTT; hh; mm; ss	Read/Set time
ISO	ISSO; ii	Read/Set isotope setting
KEY; x	KEY; x	Enable/Disable keyboard
LAN	LAN; X	Read/Set language setting
MVA	MVA; ...	Read measured value (all information)
NEW	NEW	Reinitialize measurement
NUL	NUL	Start a zero adjustment
NUT	NUT; xxx	Read remaining stabilization time
PHA	PHA; xx	Read/Set pharmacon setting
PHN; xx	PHN; xx; s1	Read name of pharmacon xx
PRH	PRH; s1; s2	Read/Set Print Header string
PRN; xx	PRN; x	Print measured value (optional: store it in EEPROM)
PRT	PRT; x	Read/Set Printout type setting
S	S; sss	Read device status
SC	SC; s	Read calibration status
SD	SD; ddddd	Read hardware protection state
SE	SE; eeeee	Read device error state
SER	SER; ssssss	Read serial number of device
SVC; 1	SVC; 1	Clear all stored measurement results
SVN	SVN; xxx	Read number of stored measurement results
SVR; xxx	SVR; ...	Read stored measurement result of number xxx
URE	URE; xx	Read/Set measurement unit

Anexo D. Resultados dos Testes de Controlo de Qualidade

Os valores das atividades medidas e teóricas, da exatidão e da reprodutibilidade para as fontes padrão ^{57}Co , ^{133}Ba e ^{137}Cs , encontram-se nas tabelas D.1, D.2 e D.3, respetivamente.

Tabela D.1: Valores das atividades medidas e teóricas, da exatidão e da reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{57}Co .

Calibrador de Dose					
Data	Hora	Atividade medida (μCi)	Atividade Teórica (μCi)	E (%)	R (%)
94.09	94.09	92.050	94.085	2.035	-0.098
94.33	94.33	92.140	94.326	2.186	-0.411
94.81	94.81	92.520	94.810	2.290	-1.217
95.54	95.54	93.660	95.541	1.881	0.829
95.79	95.79	92.890	95.786	2.896	-0.397
96.03	96.03	93.260	96.031	2.771	-0.150
96.28	96.28	93.400	96.277	2.877	-0.596
96.52	96.52	93.960	96.524	2.564	-0.781
97.02	97.02	94.700	97.019	2.319	0.531
97.27	97.27	94.200	97.268	3.068	-1.516
97.52	97.52	95.650	97.517	1.867	0.557
97.77	97.77	95.120	97.767	2.647	-1.287
98.02	98.02	96.360	98.017	1.657	0.679
98.27	98.27	95.710	98.268	2.558	-1.533
99.03	99.03	97.200	99.025	1.825	-0.563
99.28	99.28	97.750	99.279	1.529	1.170
99.53	99.53	96.620	99.534	2.914	-1.277
99.79	99.79	97.870	99.789	1.919	0.606
100.04	100.04	97.280	100.044	2.764	-0.674
100.56	100.56	97.940	100.557	2.617	-0.830
101.07	101.07	98.760	101.073	2.313	-0.313
101.33	101.33	99.070	101.332	2.262	-0.662
101.59	101.59	99.730	101.592	1.862	-0.904
101.85	101.85	100.640	101.852	1.212	0.050
102.64	102.64	100.590	102.637	2.047	0.050
102.90	102.90	100.540	102.900	2.360	-0.347
103.16	103.16	100.890	103.164	2.274	0.308
103.43	103.43	100.580	103.428	2.848	-0.701
103.69	103.69	101.290	103.693	2.403	-0.579
104.49	104.49	101.880	104.492	2.612	0.177
104.76	104.76	101.700	104.760	3.060	-0.059
105.03	105.03	101.760	105.028	3.268	-0.479
105.30	105.30	102.250	105.297	3.047	-1.112
105.57	105.57	103.400	105.567	2.167	-1.034
106.38	106.38	104.480	106.380	1.900	-1.369
106.65	106.65	105.930	106.653	0.723	0.503
106.93	106.93	105.400	106.926	1.526	1.045
107.20	107.20	104.310	107.200	2.890	-2.450
107.48	107.48	106.930	107.475	0.545	-0.373
108.03	108.03	107.330	108.026	0.696	1.475

108.30	108.30	105.770	108.303	2.533	-0.704
108.58	108.58	106.520	108.580	2.060	0.377
108.86	108.86	106.120	108.858	2.738	-0.038
109.14	109.14	106.160	109.137	2.977	-0.226
109.42	109.42	106.400	109.417	3.017	-1.427
110.26	110.26	107.940	110.260	2.320	-0.342
110.54	110.54	108.310	110.543	2.233	-0.524

Tabela D.2: Valores das atividades medidas e teóricas, da exatidão e da reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{133}Ba .

Calibrador de Dose					
Data	Hora	Atividade medida (μCi)	Atividade Teórica (μCi)	E (%)	R (%)
06-03-2014	09:00:00	181.610	187.275	5.665	-0.591
05-03-2014	10:45:00	182.690	187.309	4.619	0.296
03-03-2014	08:20:00	182.150	187.377	5.227	-0.066
28-02-2014	08:30:00	182.270	187.479	5.209	0.275
27-02-2014	10:15:00	181.770	187.513	5.743	-0.710
26-02-2014	08:40:00	183.070	187.546	4.476	0.560
25-02-2014	08:40:00	182.050	187.580	5.530	-0.296
24-02-2014	08:12:00	182.590	187.614	5.024	-0.273
22-02-2014	08:30:00	183.090	187.682	4.592	0.285
21-02-2014	08:41:00	182.570	187.716	5.146	-0.311
20-02-2014	09:38:00	183.140	187.750	4.610	0.698
19-02-2014	09:00:00	181.870	187.784	5.914	-0.443
18-02-2014	08:35:00	182.680	187.818	5.138	-0.175
17-02-2014	08:15:00	183.000	187.852	4.852	-0.109
14-02-2014	08:50:00	183.200	187.953	4.753	-2.142
13-02-2014	09:50:00	187.210	187.987	0.777	2.312
12-02-2014	08:55:00	182.980	188.021	5.041	0.312
11-02-2014	09:00:00	182.410	188.055	5.645	-0.491
10-02-2014	08:10:00	183.310	188.089	4.779	-0.104
08-02-2014	08:40:00	183.500	188.157	4.657	0.087
06-02-2014	08:28:00	183.340	188.225	4.885	-0.142
05-02-2014	08:50:00	183.600	188.259	4.659	-0.255
04-02-2014	08:31:00	184.070	188.293	4.223	0.180
03-02-2014	08:25:00	183.740	188.327	4.587	0.284
31-01-2014	08:40:00	183.220	188.430	5.210	-0.316
30-01-2014	10:15:00	183.800	188.464	4.664	0.125
29-01-2014	08:45:00	183.570	188.498	4.928	-0.299
28-01-2014	08:40:00	184.120	188.532	4.412	0.229
27-01-2014	08:10:00	183.700	188.566	4.866	-0.141
24-01-2014	08:05:00	183.960	188.668	4.708	0.278
23-01-2014	09:00:00	183.450	188.702	5.252	-0.136
22-01-2014	10:15:00	183.700	188.736	5.036	0.158
21-01-2014	08:50:00	183.410	188.770	5.360	-0.682
20-01-2014	08:45:00	184.670	188.804	4.134	0.146
17-01-2014	08:40:00	184.400	188.907	4.507	0.174
15-01-2014	08:40:00	184.080	188.975	4.895	0.120
14-01-2014	08:20:00	183.860	189.009	5.149	-0.509

13-01-2014	08:20:00	184.800	189.043	4.243	0.195
11-01-2014	08:35:00	184.440	189.112	4.672	0.315
10-01-2014	08:35:00	183.860	189.146	5.286	-0.325
09-01-2014	08:40:00	184.460	189.180	4.720	-0.189
08-01-2014	09:05:00	184.810	189.214	4.404	0.222
07-01-2014	08:40:00	184.400	189.248	4.848	-0.216
06-01-2014	08:05:00	184.800	189.283	4.483	0.103
03-01-2014	09:40:00	184.610	189.385	4.775	0.000
02-01-2014	09:35:00	184.610	189.420	4.810	-0.103

Tabela D.3: Valores das atividades medidas e teóricas, da exatidão e da reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{137}Cs .

Calibrador de Dose					
Data	Hora	Atividade medida (μCi)	Atividade Teórica (μCi)	E (%)	R (%)
06-03-2014	09:00:00	170.460	174.013	3.553	-0.029
05-03-2014	10:45:00	170.510	174.024	3.514	0.430
03-03-2014	08:20:00	169.780	174.046	4.266	-0.288
28-02-2014	08:30:00	170.270	174.079	3.809	-0.252
27-02-2014	10:15:00	170.700	174.090	3.390	0.982
26-02-2014	08:40:00	169.040	174.101	5.061	0.041
25-02-2014	08:40:00	168.970	174.112	5.142	-0.266
24-02-2014	08:12:00	169.420	174.123	4.703	0.564
22-02-2014	08:30:00	168.470	174.145	5.675	-0.373
21-02-2014	08:41:00	169.100	174.156	5.056	-0.154
20-02-2014	09:38:00	169.360	174.167	4.807	-0.727
19-02-2014	09:00:00	170.600	174.178	3.578	-0.176
18-02-2014	08:35:00	170.901	174.189	3.288	-0.151
17-02-2014	08:15:00	171.160	174.200	3.040	0.997
14-02-2014	08:40:00	169.470	174.233	4.763	-0.212
13-02-2014	09:50:00	169.830	174.243	4.413	0.461
12-02-2014	08:55:00	169.050	174.254	5.204	-0.664
11-02-2014	09:00:00	170.180	174.265	4.085	0.336
10-02-2014	08:10:00	169.610	174.276	4.666	-0.557
08-02-2014	08:40:00	170.560	174.298	3.738	0.673
06-02-2014	08:28:00	169.420	174.320	4.900	0.071
05-02-2014	08:50:00	169.300	174.331	5.031	-0.347
04-02-2014	08:31:00	169.890	174.342	4.452	0.283
03-02-2014	08:25:00	169.410	174.353	4.943	0.077
31-01-2014	08:40:00	169.280	174.386	5.106	-0.377
30-01-2014	10:15:00	169.920	174.397	4.477	0.384
29-01-2014	08:45:00	169.270	174.408	5.138	-0.353
28-01-2014	08:40:00	169.870	174.419	4.549	0.343
27-01-2014	08:10:00	169.290	174.430	5.140	-0.247
24-01-2014	08:05:00	169.710	174.463	4.753	-0.071
23-01-2014	09:00:00	169.830	174.474	4.644	0.533
22-01-2014	10:15:00	168.930	174.485	5.555	0.279
21-01-2014	08:50:00	168.460	174.496	6.036	-1.439
20-01-2014	08:45:00	170.920	174.507	3.587	-0.041
17-01-2014	08:40:00	170.990	174.540	3.550	0.429

16-01-2014	09:42:00	170.260	174.551	4.291	-0.421
15-01-2014	08:40:00	170.980	174.562	3.582	1.010
14-01-2014	08:20:00	169.270	174.573	5.303	-0.785
13-01-2014	08:20:00	170.610	174.584	3.974	-0.146
11-01-2014	08:35:00	170.860	174.606	3.746	0.832
10-01-2014	08:35:00	169.450	174.617	5.167	0.237
09-01-2014	08:40:00	169.050	174.628	5.578	-0.348
08-01-2014	09:05:00	169.640	174.639	4.999	-0.534
07-01-2014	08:40:00	170.550	174.650	4.100	0.200
06-01-2014	08:05:00	170.210	174.661	4.451	0.312
03-01-2014	09:40:00	169.680	174.694	5.014	-0.888
02-01-2014	09:35:00	171.200	174.705	3.505	0.854

Os valores das medições obtidas para a amostra de ^{99m}Tc , ^{131}I e ^{67}Ga encontram-se nas tabelas D.4, D.5 e D.6, respetivamente.

Tabela D.4: Valores das atividades medidas e teóricas, da exatidão e da reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{99m}Tc .

Calibrador de Dose		
Hora da medição	Tempo (t)	Atividade (A)
09:47:39	00:00:00	3.401
10:25:12	00:37:33	3.152
11:03:50	01:16:11	2.931
11:43:29	01:55:50	2.716
12:19:00	02:31:21	2.532
12:48:30	03:00:51	2.395
13:38:19	03:50:40	2.175
14:30:38	04:42:59	1.967
15:08:35	04:42:59	1.828

Tabela D.5: Valores das atividades medidas e teóricas, da exatidão e da reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{131}I .

Calibrador de Dose			
Data da medição	Hora da medição	Tempo (t)	Atividade (A)
25-11-2013	18:00:00	0:00:00	0.670
26-11-2013	16:35:00	22:35:00	0.616
27-11-2013	16:33:00	46:33:00	0.564
28-11-2013	17:00:00	71:00:00	0.521
29-11-2013	16:30:00	94:30:00	0.477
30-11-2013	13:05:00	115:05:00	0.446
02-12-2013	16:30:00	166:30:00	0.375
03-12-2013	16:30:00	190:30:00	0.344

Tabela D.6: Valores das atividades medidas e teóricas, da exatidão e da reprodutibilidade utilizando a fonte padrão ^{67}Ga .

Calibrador de Dose			
Data da medição	Hora da medição	Tempo (t)	Atividade (A)
18-12-2013	11:41:00	00:00:00	0.332
18-12-2013	16:26:00	04:45:00	0.315
19-12-2013	11:18:00	23:37:00	0.270
19-12-2013	16:25:00	28:44:00	0.254
20-12-2013	17:00:00	53:19:00	0.207
23-12-2013	16:30:00	124:49:00	0.121
26-12-2013	16:30:00	196:49:00	0.059
27-12-2013	16:45:00	221:04:00	0.047