

Desenvolvimento de protótipo robotizado de preparação e partição de produtos radioativos

Gabriela de Miranda Guevara

Trabalho de Projeto apresentado 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 Paulo Leitão

MSc. Maria do Carmo Baptista

Coorientador:

Professor José Lima

Este trabalho de projeto inclui as críticas e sugestões feitas pelo Júri

Junho 2014

Agradecimentos

A realização desta dissertação de mestrado contou com apoios e incentivos sem os quais não se teria tornado uma realidade.

Ao professor Paulo Leitão pelo seu incentivo e motivação durante as suas lições, orientação e disponibilidade para oferecer a sua opinião e colaboração para resolver as dúvidas que surgiram ao longo deste projeto.

Ao professor José Lima pelo apoio, pela total disponibilidade na resolução de problemas ao longo do percurso deste trabalho, pelas opiniões e críticas que foram um fator motivador para ampliar os meus conhecimentos.

À MSc. Maria do Carmo Baptista pelo apoio e motivação para ampliar novos horizontes e procurar dar o nosso melhor, pela sua disponibilidade e incentivo para a aquisição de novos conhecimentos na área da medicina nuclear e fornecer a sua inspiração na proteção da comunidade que a integra.

À empresa Dr. Campos Costa por abrir as suas portas e permitir o desenvolvimento científico e integral dos nossos conhecimentos. A sua disponibilidade para permitir-nos o acesso as suas instalações.

À todos os técnicos especialistas na área da medicina nuclear que integram as instalações de medicina nuclear da Dr. Campos Costa pela sua disponibilidade de responder a todas as questões que surgiram, essenciais para a elaboração deste trabalho e pela dedicação diária na execução da sua labor.

À MSc. Margarida Prozil da Vieita pelo apoio e disponibilidade no esclarecimento de dúvidas surgidas durante as visitas as instalações na Dr. Campos Costa.

Aos docentes, pela sua participação e colaboração, porque sem eles não seria possível a realização deste trabalho.

Às minhas amigas pelo seu apoio em todo momento, pelo companheirismo que compartilhamos nos bons e maus momentos.

Por último, à minha família que me motiva a dar o melhor de mim em cada momento. Aos meus pais pela força e coragem, pelo apoio incondicional, pela educação recebida e por me ensinar que não existem limites inquebráveis nem fronteiras não ultrapassáveis. Ao meu irmão que está sempre presente para me apoiar e proteger. À minha avó que me dá forças e me demonstra diariamente que os obstáculos são parte da vida e que a única eleição aceitável é seguir em frente. Dedico este trabalho à família que me faz sentir querida e apoiada em todos os momentos.

Resumo

A área da imagiologia está continuamente em crescimento tecnológico desenvolvendo novas técnicas de diagnóstico médico, de forma a fornecer ao médico uma imagem visual das diversas partes do corpo humano e das suas funcionalidades. Na área da medicina nuclear os exames de diagnóstico minimamente invasivos requerem a administração intravenosa de um radiofármaco. A preparação das doses radioativas é realizada por técnicos especializados na área de medicina nuclear. Durante a preparação das doses são aplicadas técnicas de radioproteção, com o propósito de minimizar a exposição dos técnicos à radiação ionizante.

Este estudo tem como principal objetivo a projeção de um ambiente virtual que realize a simulação das fases necessárias para a partição dos radionuclídeos, tendo por base a utilização de um braço robótico, o qual será utilizado em cada um dos processos. Durante este trabalho irá ser realizada a análise dos processos de preparação das dosagens administradas nos exames de diagnóstico. As fases estudadas irão ser traduzidas a processos mecânicos para a sua melhor perceção. Os materiais e equipamentos necessários foram projetados em modelos virtuais a 3D, tendo posteriormente os modelos desenvolvidos sido importados através da interface de simulação para serem distribuídos e programados para uma maior aproximação à realidade. Este estudo foi desenvolvido em colaboração com a empresa Dr. Campos Costa.

Palavras-chave: radiação, radiofármaco, radioproteção, simulação, robótica.

Abstract

The medical imaging is an area of knowledge with a continuous technological growing, developing new techniques for the medical diagnosis, in order to provide a visual image of the various parts of the human body and its functions. In the field of the nuclear medicine, the minimally invasive diagnosis requires the intravenous administration of a radiopharmaceutical. The preparation of the radioactive doses is performed by specialists in the field of nuclear medicine. During the preparation of the doses are applied protection techniques in order to minimize the exposure of these technicians to the ionizing radiation.

The main objective of this work is to design a virtual environment to carry out the simulation of the required stages for the partition of radionuclides, based on the use of a robotic arm which will simulate each one of the processes. During this study, the process of preparation the dosages administrated in the diagnostic exams was analyzed, being posteriorly translated into mechanical processes for a better perception. The materials and equipment needed were designed in virtual 3D models, and subsequently, the developed models were imported into the simulation platform in order to be distributed and programmed to achieve a closest approximation to reality. This study was developed in collaboration with the company Dr. Campos Costa.

Keywords: radiation, radiopharmaceutical, radioprotection, simulation, robotic.

Conteúdo

Lista de Símbolos.....	x
Lista de Acrónimos.....	xi
Índice de Tabelas.....	xii
Índice de Figuras.....	xiii
Capítulo 1. Introdução.....	1
1.1 Contextualização.....	1
1.2 Principais objetivos.....	3
1.3 Organização do documento.....	4
Capítulo 2. Fundamentos teóricos: conceitos em radiação e radioproteção.....	6
2.1 Radiações ionizantes.....	6
2.1.1 Tipos de radiação radioisotópicas.....	7
2.1.2 Decaimento radioativo.....	9
2.1.3 Decaimento alfa.....	12
2.1.4 Decaimento beta.....	13
2.1.5 Reações nucleares.....	14
2.1.6 Grandezas relacionadas à reações nucleares.....	14
2.1.7 Radioproteção.....	15
2.1.8 Conceitos de exposição, contaminação e irradiação.....	15
2.1.9 Grandezas de proteção radiológica.....	18
2.1.10 Degradação da energia na matéria.....	21
2.1.11 Efeitos determinísticos e efeitos estocásticos.....	24
2.1.12 Patologia associada à exposição à radiação ionizante.....	26

2.2	Riscos associados à preparação de radiofármacos	28
2.2.1	Isótopos utilizados em medicina nuclear e as suas propriedades	29
2.2.2	Tecnécio-99m: produção química de coordenação e radiofármacos....	30
2.2.3	Medidas de proteção utilizadas nos serviços de medicina nuclear. Equipamentos de Proteção Individual (EPI) e equipamentos de monitorização....	33
Capítulo 3.	Introdução à robótica.....	37
3.1	Definições.....	37
3.2	Robótica	39
3.3	Tipos de robô.....	39
3.4	Robôs manipuladores ou industriais	40
3.4.1	Mecanismo e cinemática.....	41
3.4.2	Espaço de trabalho de um robô.....	43
3.4.3	Dinâmica e elementos de atuação	43
3.4.4	Elementos sensitivos.....	45
3.4.5	Controlo	45
3.5	Simuladores utilizados na robótica	46
3.5.1	V-REP.....	46
3.5.2	SimTwo.....	46
3.5.3	Gazebo	47
3.5.4	Webots	47
Capítulo 4.	Processo de preparação de radioisótopos em medicina nuclear.....	48
4.1	Equipamento e materiais	48
4.2	Descrição do processo convencional.....	52
4.2.1	Primeira fase (eluição)	53
4.2.2	Segunda fase (partição).....	55
4.2.3	Fase intermédia (marcação de <i>kits</i>).....	56

Capítulo 5.	Desenvolvimento do sistema robotizado virtual	60
5.1	Conceção dos modelos 3D utilizados no ambiente virtual	62
5.2	Elaboração do modelo virtual do sistema robotizado	68
5.2.1	Criação e importação dos objetos 3D utilizados no ambiente virtual...	68
5.2.2	Adição dos componentes necessários para a dinâmica do braço robótico e dos suportes auxiliares	72
5.3	Programação da cinemática para a movimentação do robô	75
5.3.1	Primeira fase ou eluição.....	78
5.3.2	Segunda fase – parte 1	81
5.3.3	Fase intermedia – preparação de <i>kits</i>	82
5.3.4	Segunda fase – parte 2	82
Capítulo 6.	Desenvolvimento da interface de comunicação	87
Capítulo 7.	Conclusão	94
Capítulo 8.	Bibliografia.....	96
ANEXO I.	Grandezas e conceitos	100
	Definição de grandezas e conceitos	100
	Radionuclídeos.....	101
ANEXO II.	Visitas à empresa Dr. Campos Costa	104
ANEXO III.	Tutorial de V-REP	107
ANEXO IV.	Programação em V-REP	114

Lista de Símbolos

D	Dose absorvida (1 rad = 100 erg/g = 10 ⁻² Gray (J/Kg))
D_E	Dose equivalente (1 Sv= 100 rem)
$H(\tau)$	Dose equivalente comprometida (Sievert, Sv)
E	Dose efetiva (1 Sv = 100 rem)
$E(\tau)$	Dose efetiva comprometida (Sievert, Sv)
W_R	Fator de ponderação da radiação
W_T	Fator de ponderação dos tecidos ou tecidular
R	Decaimento radioativo
$T_{1/2}$	Período de semidesintegração
λ	Constante de desintegração ou constante de decaimento
τ	Vida média

Lista de Acrónimos

PET	Positron Emission Tomography
NUMDAB	NUclear Medicine DAtaBase
IAEA	International Atomic Energy Agency
CT	Tomografia Computorizada
IDE	Integrated Development Environment
FCP	Free Pascal Compiler
DNA	Ácido desoxirribonucleico
GI	Gastrointestinal
ICRP	International Commission on Radiological Protection
TLE	Coefficiente de transferência linear de energia
LET	Linear Energy Transfer
DAR	Doença Aguda por Radiação
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
EPI	Equipamentos de Proteção Individual
ODE	Open Dynamics Engine
UDP	User Datagram Protocol

Índice de Tabelas

Tabela 1 Principais nuclídeos utilizados em medicina nuclear (Pedroso de Lima, 2008).....	30
Tabela 2 Limites de doses estabelecidos no Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de Novembro.....	34
Tabela 3 Propriedade da função de velocidade da junta.....	77
Tabela 4 Tipos de mensagens utilizadas durante a simulação.....	88
Tabela 5 Fator de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia.....	100
Tabela 6 Fatores de ponderação tecidual para diferentes tecidos ou órgãos (Diretiva 2013/59/Euratom do Conselho de 5 de Dezembro de 2013).....	101
Tabela 7 Radionuclídeos que causam contaminação interna: propriedades e tratamento (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).	102
Tabela 8 Constantes de decaimento e períodos de semidesintegração.	105
Tabela 9 Erros dos valores práticos obtidos.	106

Índice de Figuras

Figura 1 Representação de uma partícula alfa (Aillón, 2014).	7
Figura 2 Representação de uma partícula beta (Fogaça, 2014).	8
Figura 3 Representação de uma partícula gama (Abdalla & Villela, 2007).	9
Figura 4 Fatores externos que produzem a deterioração das células (Cavalcante, 2011).	9
Figura 5 Gráfico dos núclídeos conhecidos (Walker, 2009).	10
Figura 6 Partes que compõem o sistema respiratório do corpo humano (Manuel, 2001).	17
Figura 7 Gráfico da probabilidade do efeito biológico resultante em função da dose total absorvida (Barros Esteves, Zuliani de Oliveira, & de Andrade Feijó, 2004).	23
Figura 8 Efeitos estocásticos e determinísticos da radiação, (Pedroso de Lima, 2008).	25
Figura 9 Efeitos biológicos das radiações (morbidade). Entre parêntesis: limiar de doses (Edwards & Lloyd, 1998).	26
Figura 10 Principais etapas de um estudo de imagiologia molecular (Pedroso de Lima, 2008).	29
Figura 11 Representação esquemática do gerador ^{99}Mo - ^{99m}Tc (Pedroso de Lima, 2008).	31
Figura 12 Curvas atividade/tempo para o ^{99}Mo e ^{99m}Tc no gerador ^{99}Mo - ^{99m}Tc	32
Figura 13 Resultados obtidos após análise de diagnóstico SPECT com a utilização do Tecnécio 99m , (Evolution for Bone, 2011).	33
Figura 14 Exemplo de um robô manipulador ABB (Toor, 2009).	40
Figura 15 Partes que compõem um braço robótico (Signorini, 2011).	42
Figura 16 Abordagens na cinemática de um robô.	42
Figura 17 Tipos de juntas (Gomes, 2014).	43

Figura 18 Representação de uma <i>Hot Cells</i> Safeflow.	49
Figura 19 Exemplo de um gerador estéril de ^{99m}Tc DRYTEC, (The Wolfmet solution to radiation shielding, 2008).	49
Figura 20 Exemplo do calibrador de dose CURIEMENTOR 3, (PTW Source Calibrators and SourceCheck systems for Brachytherapy, 2014).	50
Figura 21 Exemplo do modelo de barreira de proteção GLK-101, (Radiofarmácia).	51
Figura 22 Exemplo do transportador de seringas, (Radiofarmácia).	51
Figura 23 Protetor de seringas de volumes (2, 3 e 5 ml.), (Radiofarmácia).	52
Figura 24 Protetor de frasco modelo VC, (Radiofarmácia).	52
Figura 25 Processo de eluição.	54
Figura 26 Calibrador de dose.	54
Figura 27 Processo de partição esquematizado.	56
Figura 28 Preparação de <i>kits</i>	57
Figura 29 Processo de marcação de <i>kits</i>	58
Figura 30 Comunicação entre a interface do utilizador e o programa de simulação.	61
Figura 31 Distribuição do ambiente virtual.	61
Figura 32 Modelo 3D do adaptador do calibrador de dose criado em SolidWorks... ..	63
Figura 33 Frasco de 20 ml GE Healthcare.	63
Figura 34 Modelo 3D do frasco.	64
Figura 35 Modelo 3D de uma seringa de 10 ml criado em SolidWorks.	64
Figura 36 Cálculo do comprimento da agulha.	65
Figura 37 Inclinação do frasco durante a extração de material radioativo.	65
Figura 38 Protótipo de agulha desenvolvido em SolidWorks.	66
Figura 39 Protótipo de tampa de agulha.	66
Figura 40 Suporte de seringas de 10 ml.	67
Figura 41 Suporte de fixação para frasco e seringa.	67
Figura 42 Modelo ' <i>7 DoF Manipulator</i> ' do V-REP.	69
Figura 43 Comparação entre um braço humano e um braço robótico (Rojas, 2012).	70
Figura 44 Adição do braço robótico ao ambiente virtual.	70
Figura 45 Como importar um ficheiro STL no V-REP.	71

Figura 46 Distribuição do ambiente virtual.	71
Figura 47 Criação de figuras com a utilização da matriz triangular.	72
Figura 48 Relação hierárquica entre objetos.	72
Figura 49 Juntas que integram o manipulador em estudo.	73
Figura 50 Ponto de referência do robô.	73
Figura 51 Juntas de rotação no suporte de seringas.	74
Figura 52 Juntas que conformam o suporte de frasco/seringa.	75
Figura 53 Propriedades das juntas.	76
Figura 54 Propriedades da cinemática inversa.	78
Figura 55 Pontos de referência para a fase de eluição.	79
Figura 56 Processo de simulação da posição de repouso P0.	79
Figura 57 Processo de fechar as garras na posição P2.	80
Figura 58 Representação gráfica da posição P4.	80
Figura 59 Processo esquematizado da primeira parte da segunda fase.	81
Figura 60 Processo esquematizado do processo de partição.	82
Figura 61 Braço robótico na posição P18.	83
Figura 62 Braço robótico na posição P13.	84
Figura 63 Fixação da seringa no suporte frasco/seringa.	84
Figura 64 Extração do material radioativo.	85
Figura 65 Representação do processo de partição pós-extração do material radioativo.	85
Figura 66 Encapsulação da agulha.	86
Figura 67 Exemplo de uma mensagem.	87
Figura 68 Interface auxiliar.	89
Figura 69 Componentes de comunicação utilizados.	89
Figura 70 Ligação entre o V-REP e a aplicação de interface.	91
Figura 71 Resposta do simulador após receber a mensagem da interface.	92
Figura 72 Resposta do simulador após receber a primeira mensagem.	92
Figura 73 Mensagem de retorno da aplicação de interface.	93
Figura 74 Curva de decaimento do Tecnécio-99m.	105
Figura 75 Criação de objetos no V-REP.	108

Figura 76 Propriedades geométricas dos objetos.....	108
Figura 77 Estrutura do modelo de estudo.	109
Figura 78 Criação de juntas (' <i>joint</i> ')......	109
Figura 79 Distribuição das juntas no modelo.	110
Figura 80 Árvore hierárquica no V-REP.	111
Figura 81 Distribuição das juntas e do ponto de referência.....	111
Figura 82 Criação de uma folha de cálculo no V-REP.....	112
Figura 83 Definição dos objetos na folha de cálculo.....	112
Figura 84 Propriedades dinâmicas das juntas.	113

Capítulo 1. Introdução

1.1 Contextualização

Ao longo do tempo o desenvolvimento de novas tecnologias tem vindo a aumentar significativamente, sendo a imagiologia médica uma das áreas de grande importância nas ciências da saúde. O desenvolvimento desta área é obtido com o melhoramento das técnicas de diagnóstico médico, de forma a fornecer ao médico uma imagem visual das diversas partes do corpo humano e das suas funcionalidades. Com este propósito têm sido desenvolvidos instrumentos com o objetivo de adquirir imagens com uma gama de informação cada vez maior.

Ainda no início do último século as ferramentas de investigação na medicina clínica eram compostas pelo microscópio, o termómetro, o bisturi e o estetoscópio. A única forma de extrair informação sobre a anatomia e funcionalidades do corpo humano durante vários séculos foi o estudo de defuntos e a observação de pessoas com patologias associadas. A descoberta dos poderes de penetração dos raios-X, realizada por Röntgen em 1896, inicia a revolução da imagiologia médica.

Hoje em dia são utilizados exames de diagnóstico que permitem a obtenção de imagens com informações detalhadas sobre o funcionamento de um determinado órgão. Um desses exames é o PET (*Positron Emission Tomography*), que permite detetar com precisão quando uma determinada parte do corpo apresenta uma alteração de metabolismo. Este tipo de exames forma parte da área da medicina nuclear, a qual é caracterizada pela utilização de métodos complementares de diagnóstico minimamente invasivos que requerem a administração intravenosa de um radiofármaco.

Segundo a NUMDAB (*NUclear Medicine DAtaBase*), existem em Portugal 17 instituições de medicina nuclear registadas, das quais 12 encontram-se ativas. Segundo registos obtidos pela IAEA (*International Atomic Energy Agency*) foram registados em Portugal 7435 exames anuais de PET e PET-CT, sendo este valor inferior a 2% do total

de exames realizados no mundo. Estes dados permitem concluir que de forma generalizada são diariamente realizados em média 20 exames (PET e PET-CT). Como referido anteriormente, para executar estes exames é necessária a manipulação de componentes radioativos, os quais podem ser obtidos na natureza ou criados por meios artificiais. Para realizar a preparação e partição dos isótopos radioativos é necessária a intervenção de técnicos especializados na área da medicina nuclear. Através desta relação observa-se que os trabalhadores desta área sofrem de uma grande exposição à radiação.

Quando é agendado um exame que exige a administração de um componente radioativo, este é registado tendo em conta as características do paciente e o tipo de diagnóstico que irá ser executado. Os técnicos especializados na área da medicina nuclear tomam em consideração os dados do registo e realizam o cálculo da dose necessária de modo a assegurar bons resultados, recorrendo por vezes às *guidelines* publicadas na Associação Europeia de Medicina Nuclear. Ao preparar as doses dos radioisótopos, os técnicos encontram-se expostos à radiação ionizante, exposição que segundo normativas de segurança encontram-se em valores reduzidos mas não nulos.

A capacidade de inovação do ser humano oferece uma variável ilimitada de possibilidades, onde cada pensamento dá origem a uma nova gama de criações. A necessidade humana pela invenção é uma característica que impulsiona a utilização do conhecimento em conjunto com a criatividade, sendo esta muitas vezes impulsionada pela necessidade do criador. Este desempenho levou ao homem a uma fase de inovação que incluía a capacidade de elaborar o mesmo objeto através de diversos processos, aumentando progressivamente a complexidade, as propriedades e a escala da produção. É desta forma que surge a criação de sistemas robotizados projetados com o único propósito de cumprir de forma precisa cada uma das tarefas que lhe são sinalizadas.

Atualmente a utilização de robôs industriais é um tema de peso dentro das grandes empresas. Os impactos observados na utilização de robôs industriais são positivos na indústria de manufatura em termos de produtividade, flexibilidade, qualidade dos produtos, qualidade da vida humana e como disciplina científica. A automação realizada com a utilização de robôs modificou o labor dos humanos de uma interação direta a um processo de interação indireta.

Através desta abordagem pretende-se projetar um ambiente mais seguro e controlado para evitar a todo custo a exposição à radiação ionizante sofrida pelos técnicos na área de medicina nuclear.

1.2 Principais objetivos

O objetivo principal deste trabalho visa diminuir a taxa de exposição dos técnicos de medicina nuclear, através do desenvolvimento de um sistema robotizado que permita realizar os procedimentos de partição e preparação de produtos radioativos de forma eficaz e similar aos efetuados pelos técnicos especializados.

Este trabalho foi elaborado com a colaboração do Departamento de Física Médica do consultório Dr. Campos Costa, que graças à sua disponibilidade permitiu a recolha de dados necessários para o desenvolvimento deste projeto. Nomeadamente, foi realizada uma análise detalhada *in loco* do conjunto de procedimentos que compõem os processos de eluição e partição do componente radioativo.

Com o propósito de elaborar um ambiente que obedeça às necessidades e expectativas dos colaboradores e da empresa, a recriação da área de trabalho teve em consideração uma abordagem efetiva do ponto de vista mecânico e eficiente do ponto de vista de utilização para os técnicos de medicina nuclear. O espaço de trabalho para a realização da preparação de produtos radioativos irá ser desenvolvido num ambiente virtual o qual proporcionará as características dinâmicas necessárias para definir a melhor forma para desenvolver o ambiente desejado.

Para a realização deste projeto foram utilizadas diversas ferramentas computacionais. A plataforma robotizada foi desenvolvida utilizando o simulador de robots V-REP que possui um ambiente integrado onde cada objeto ou modelo pode ser controlado de forma independente. A criação e representação de modelos 3D, necessários para o desenvolvimento da plataforma de simulação, foi realizada utilizando o *software* SolidWorks® CAD, que é uma aplicação computacional de desenho mecânico que permite aos seus desenhadores a delineação rápida das suas ideias, experiências com diversas figuras e dimensões, e a produção de modelos e desenhos detalhados. Por fim, o desenvolvimento da aplicação de comunicação entre a plataforma robotizada (RoboDix) e o

sistema de aquisição de dados da instalação de medicina nuclear (SinaDix), foi realizado utilizando a ferramenta de programação Lazarus, que fornece um ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) para a linguagem Free Pascal (FPC).

1.3 Organização do documento

Este documento contém 6 capítulos. No capítulo 2 deste trabalho, intitulado “Fundamentos teóricos: conceitos em radiação e radioproteção”, apresentam-se os conceitos físicos em radiação e radioproteção. Ao longo do capítulo 3, denominado por “Introdução à robótica”, são apresentados conceitos introdutórios à matéria, os tipos de robôs existentes e a importância dos robôs manipuladores hoje em dia. No capítulo 4, denominado por “Processo de preparação de radioisótopos em medicina nuclear”, irão ser referidos os materiais e equipamentos fundamentais para a realização do processo de eluição e partição e descrever-se-á o processo de preparação de radioisótopos de forma convencional realizados nos departamentos de medicina nuclear. O capítulo 5, designado por “Criação do ambiente virtual robotizado”, descreve o desenvolvimento do sistema mecânico robotizado efetuado no simulador V-REP, incluindo a elaboração em ambiente computacional dos modelos 3D dos vários objetos utilizados, como sejam as ferramentas utilizadas, e a programação da cinemática da movimentação do sistema robotizado. No capítulo 6, intitulado “Comunicação com a interface do utilizador e o simulador”, descreve a interface de comunicação do sistema mecânico robotizado e o sistema de envio de mensagens, e em particular o protocolo e parâmetros de comunicação. Por fim, o capítulo 7, denominado por “Conclusão”, apresenta as conclusões do trabalho realizado e aponta algumas linhas orientadoras para trabalho futuro.

Em anexo, são incluídas algumas definições e ferramentas utilizadas para a elaboração deste trabalho. No anexo I apresenta-se definições de grandezas e conceitos relacionados à radiação, e são apresentados os radionuclídeos que causam contaminação interna no corpo humano, suas propriedades e tratamento. No anexo II apresenta-se um resumo das atividades desenvolvidas nas visitas realizadas nas instalações da empresa Dr. Campos Costa. No anexo III, encontra-se um tutorial do V-REP, onde se apresentam de forma detalhada as funcionalidades básicas da ferramenta de simulação, desde a criação de objetos até uma introdução na programação dos objetos que o integram. No anexo

IV, encontra-se o código utilizado no V-REP relacionado a cada equipamento que cumpre uma ação dinâmica, assim como o código utilizado na interface de teste desenvolvida em Lazarus.

Capítulo 2. Fundamentos teóricos: conceitos em radiação e radioproteção

Todos os componentes que constituem a medicina nuclear, incluindo as imagens de diagnóstico gama, tornaram-se uma possibilidade em 1942 por Fermi que dirigiu e controlou a primeira reação nuclear em cadeia. Todas as tecnologias que se encontram atualmente a ser utilizadas em clínicas foram criadas em laboratórios de física, com o propósito de investigar as propriedades dos átomos e os núcleos atômicos em matérias inanimadas. De modo a perceber os processos físicos que compõem os equipamentos utilizados na área da medicina nuclear foram assinalados neste capítulo conceitos básicos de radiação.

2.1 Radiações ionizantes

A matéria é constituída por átomos que correspondem às unidades estruturais dos elementos químicos conhecidos. Os átomos são entidades que resultam da associação de três tipos de partículas: *protão*, *neutrão* e *eletrão*. Os prótons e neutrões encontram-se agregados no núcleo do átomo, ao passo que os eletrões se movem em torno do núcleo. De referir que o núcleo do átomo possui carga positiva e representa a maior parte da massa do átomo, ao passo que os eletrões são eletricamente negativos.

Se o número de eletrões periféricos de um átomo for igual ao número de prótons do respetivo núcleo, o átomo tem carga elétrica nula, tratando-se de um átomo em estado *neutro*. No caso contrário, o átomo encontra-se no estado *ionizado* se o átomo tiver excesso de eletrões, a sua carga elétrica é negativa e estamos perante um ião negativo; se o átomo tiver deficiência de eletrões, a carga do átomo é positiva, tratando-se assim de um ião positivo.

Oliveira e Mota (Oliveira & Mota, 1999) classificam as radiações ionizantes em “diretamente ionizante” e “indiretamente ionizante”. São consideradas diretamente ioni-

zantes, todas as partículas carregadas (alfa, beta, prótons, íons pesados), pois produzem ionizações ao perder energia. Nas radiações indiretamente ionizantes (raios X, gama e neutrões), a energia é transmitida para a matéria por meio das ionizações produzidas pelas partículas carregadas secundárias, geradas pela radiação primária.

2.1.1 Tipos de radiação radioisotópicas

Os isótopos dos átomos com número ímpar de prótons e/ou neutrões são tipicamente instáveis; esses isótopos libertam partículas ou energia para a matéria, processo que definimos por radiação. Os principais tipos de radiação são alfa, beta, gama e neutrões.

A *radiação alfa* (α) consiste em partículas pesadas carregadas positivamente, contendo dois prótons e dois neutrões. Em geral, as partículas alfa são emitidas pelos isótopos com números atômicos superior ou igual a 82, inclusive o urânio ou plutônio. Devido ao seu grande tamanho, as partículas alfa têm um poder de penetração baixo. Obstáculos finos como roupas ou a pele humana geralmente podem impedir a sua penetração no organismo. Este tipo de radiação apresenta um pequeno risco de exposição externa, atendendo à sua capacidade de penetração limitada. Se forem ingeridas de alguma forma, as partículas alfa podem causar danos celulares significativos nas estruturas mais próximas (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009). Na Figura 1 pode ser observado o resultado obtido quando é criada uma partícula alfa e a alteração resultante no núcleo.

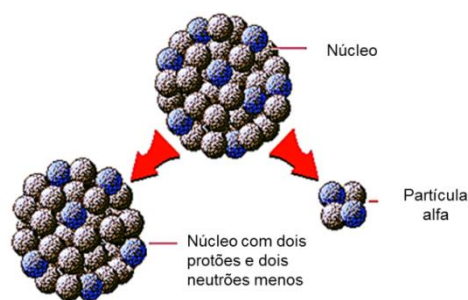


Figura 1 Representação de uma partícula alfa (Aillón, 2014).

A *radiação beta* (β) consiste em elétrons, que são partículas pequenas e leves carregadas negativamente ou positivamente (β^+ e β^- respectivamente) (cerca de 1/2.000 da massa de um neutrão ou um próton), pode ser observado através da Figura 2. Essas par-

tículas podem percorrer distâncias curtas e finitas nos tecidos, dependendo da sua energia. A exposição às partículas beta é comum em alguns acidentes com radiação. O iodo radioativo libertado nos acidentes de usinas nucleares é o membro mais conhecido deste grupo. Camadas de plástico e/ou roupas podem deter ou blindar a maior parte das partículas beta, e a sua penetração é de apenas alguns milímetros. Uma quantidade significativa de energia dispersa no estrato basal da pele pode causar queimaduras semelhantes a uma queimadura térmica, que são tratadas da mesma forma (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

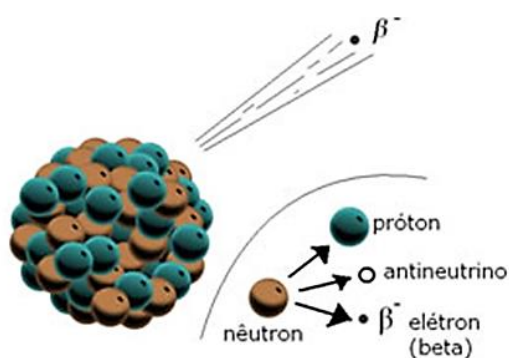


Figura 2 Representação de uma partícula beta (Fogaça, 2014).

Os *raios gama* (γ) e os *raios X* (ambos fótons) são semelhantes. Os raios gama são radiação eletromagnética sem carga, emitida por um núcleo, na forma de uma onda ou de fótons de energia, este efeito pode ser observado na Figura 3. Os raios X são o produto da desaceleração mecânica abrupta dos elétrons que chocam com um alvo pesado como o tungstênio. Os raios gama e X têm propriedades semelhantes, isto é, não possuem carga e massa, apenas energia. Ambos atravessam facilmente a matéria e são o principal tipo de radiação a causar exposição completa do corpo. Se a energia dos raios gama e dos raios X for a mesma, então os seus efeitos biológicos também serão os mesmos (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

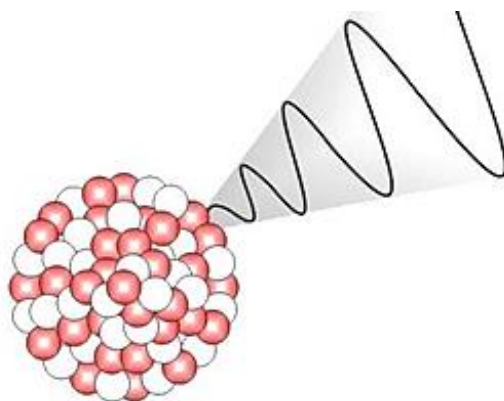


Figura 3 Representação de uma partícula gama (Abdalla & Villela, 2007).

Os neutrões (η) são partículas pesadas e sem carga, geralmente emitidas durante uma reação nuclear. Eles possuem uma ampla gama de energia e a sua capacidade de penetração nos tecidos é variável, dependendo da energia. Os neutrões são menos propensos a estar presentes na maioria das ocorrências radioativas (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

A ionização dos prótons, dos elétrons e dos raios gama provocam um efeito direto e indireto das partículas ou dos fótons no DNA (Ácido desoxirribonucleico), efeito que é apresentado na Figura 4. A ionização do DNA resultante dos neutrões é atribuída ao deslocamento dos elétrons para fora das suas órbitas atômicas e à formação dos radicais livres, que também podem danificar o material genético.

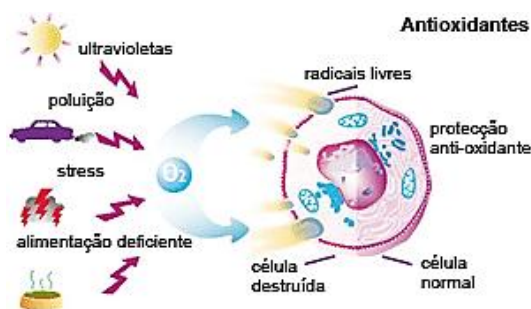


Figura 4 Fatores externos que produzem a deterioração das células (Cavalcante, 2011).

2.1.2 Decaimento radioativo

Os núcleos radioativos emitem espontaneamente uma ou mais partículas, transformando-se noutro núcleo, que ocupa um lugar diferente na carta de núclídeos. Como pode ser observado na Figura 5, a maioria dos núcleos conhecidos é radioativa, a

cor verde indica os nuclídeos estáveis; a cor amarela, os radionuclídeos. Os nuclídeos estáveis de pequena massa têm aproximadamente o mesmo número de neutrões e prótons, mas os nuclídeos pesados têm um excesso de neutrões. A figura mostra que não existem nuclídeos estáveis para um número de prótons superior a 83 (bismuto).

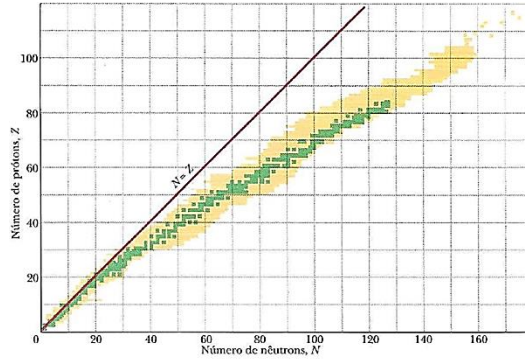


Figura 5 Gráfico dos nuclídeos conhecidos (Walker, 2009).

O decaimento radioativo foi a primeira indicação de que as leis que governam o mundo subatômico são as estatísticas.

Embora seja impossível prever quais irão ser os núcleos a decair, podemos dizer que se uma amostra contém N núcleos radioativos a taxa de decaimento dos núcleos, $-dN/dt$, é proporcional a N :

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N, \quad (1)$$

onde λ , a constante de desintegração (ou constante de decaimento), tem um valor diferente para cada radionuclídeo. A unidade de λ no SI é o inverso do segundo (s^{-1}).

Para determinar N em função do tempo t , separamos as variáveis da equação 1, escrevendo

$$\frac{dN}{N} = -\lambda dt \quad (2)$$

e integramos ambos os membros, obtendo

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\lambda \int_{t_0}^t dt,$$

ou
$$\ln N - \ln N_0 = -\lambda(t - t_0), \quad (3)$$

onde N_0 é o número de núcleos radioativos no instante inicial arbitrário t_0 . Fazendo $t_0=0$ e transformando a diferença de logaritmos no logaritmo de uma fração, temos:

$$\ln \frac{N}{N_0} = -\lambda t. \quad (4)$$

Aplicando a função exponencial em ambos os membros (a função exponencial é a função inversa do logaritmo neperiano), obtemos:

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

ou
$$N = N_0 e^{-\lambda t} \text{ (decaimento radioativo)} \quad (5)$$

onde N_0 é o número de núcleos radioativos no instante $t = 0$ e N é número de núcleos que restam na amostra no instante $t > 0$ (s).

Frequentemente existe um maior interesse na taxa de decaimento $R (= -dN/dt)$ do que no valor de N . Derivando a equação 5 em relação ao tempo, obtemos:

$$R = -\frac{dN}{dt} = \lambda N_0 e^{-\lambda t}$$

ou
$$R = R_0 e^{-\lambda t} \text{ (decaimento radioativo)} \quad (6)$$

Que pode ser considerada uma forma alternativa da lei do decaimento radioativo (equação 5). Na equação 6, R_0 é a taxa de decaimento no instante $t = 0$ e R é a taxa de decaimento no instante $t > 0$. Pode-se então escrever a equação 1 em termos da taxa de decaimento R da amostra:

$$R = \lambda N, \quad (7)$$

onde R e N , o número de núcleos radioativos que ainda não decaíram, devem ser calculados ou medidos para o mesmo valor de t .

A soma das taxas de decaimento R de todos os radionuclídeos presentes numa amostra é chamada de atividade de amostra. A unidade de atividade no SI recebe o nome de becquerel em homenagem a Henri Becquerel, o pai da radioatividade:

$$1 \text{ becquerel} = 1 \text{ Bq} = 1 \text{ decaimento por segundo.}$$

Uma unidade mais antiga, o curie, continua a ser usada nos dias de hoje, onde:

$$1 \text{ curie} = 1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq.}$$

Frequentemente uma amostra radioativa é colocada nas proximidades de um detector que, por razões de geometria ou de falta de sensibilidade, não registra todas as desintegrações ocorridas na amostra. Nesse caso, a leitura do detector é menor que a atividade da amostra, embora em muitos casos possa ser considerada proporcional à atividade. Medidas desse tipo não são expressas em becquerel, e sim em contagens por unidade de tempo.

Existem duas medidas principais do tempo de vida de um tipo radionuclídeo particular. Uma dessas medidas é o período de semidesintegração $T_{1/2}$ de um radionuclídeo, isto é, o tempo necessário para que N e R decaiam a $1/2$ do valor inicial, a outra é a vida média τ (ou tempo de decaimento), que é o tempo necessário para que N e R caiam a $1/e$ do valor inicial.

Para determinar a relação entre $T_{1/2}$ e a constante de desintegração λ fazemos $R = R_0/2$ na equação 6 e substituímos t por $T_{1/2}$, obtendo a seguinte equação:

$$\frac{1}{2}R_0 = R_0 e^{-\lambda T_{1/2}} \quad (8)$$

Tomando o logaritmo neperiano de ambos os membros e evidenciando $T_{1/2}$, obtemos:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (9)$$

Da mesma forma, para relacionar τ a λ fazemos $R = R_0/e$ na equação 6, substituímos t por τ e evidenciamos τ , obtendo

$$\tau = \frac{1}{\lambda} \quad (10)$$

Esses resultados podem ser resumidos da seguinte forma:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \tau \ln 2 \quad (11)$$

2.1.3 Decaimento alfa

Quando um núcleo sofre um decaimento alfa transforma-se num núcleo diferente emitindo uma partícula alfa (ou seja, um núcleo de hélio, ${}^4\text{He}$). Assim, por exemplo,

quando o isótopo do urânio ^{238}U sofre um decaimento alfa transforma-se em ^{234}Th , um isótopo do tório, através da reação



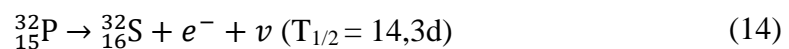
Esse decaimento alfa do ^{238}U pode ocorrer espontaneamente (na ausência de uma fonte de energia externa) porque a soma das massas dos produtos da reação, ^{234}Th e ^4He , é menor que a massa do nuclídeo original, ^{238}U . Assim, a energia de repouso dos produtos do decaimento é menor que a energia de repouso do nuclídeo original. Num processo desse tipo, a diferença entre a energia de repouso inicial e a energia de repouso final é chamada de Q da reação, onde

$$Q = -\Delta Mc^2 \quad (13)$$

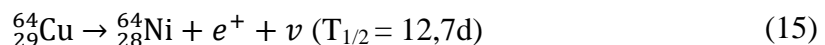
No caso do decaimento de um núcleo atômico dizemos que a diferença entre as energias de repouso inicial e final é a energia de desintegração Q do núcleo.

2.1.4 Decaimento beta

Quando um núcleo se transforma num núcleo diferente emitindo um elétron ou um positrão, dizemos que sofreu um decaimento *beta menos* ou *beta mais*, respectivamente. Tal como o decaimento alfa, trata-se de um processo espontâneo, com uma energia de desintegração e um período de semidesintegração bem definidos. Também como o decaimento alfa, o decaimento beta é um processo estatístico que pode ser descrito pelas equações 5 e 6. No decaimento *beta menos* (β^-) um elétron é emitido por um núcleo, como na reação



No decaimento *beta mais* (β^+) um positrão é emitido por um núcleo, como na reação



O símbolo ν representa o neutrino, uma partícula neutra, de massa nula, que é emitida pelo núcleo juntamente com o elétron ou positrão no processo de decaimento. Os neutrinos interagem muito pouco com a matéria, sendo tão difíceis de detetar que a sua presença/existência passou despercebida durante muito tempo.

A carga e o número de núcleos são conservados nos dois tipos de reação. No decaimento da equação 14, por exemplo, a carga total antes e depois da reação é a mesma:

$$(+15e) = (+16e) + (-e) + (0)$$

pois o ^{32}P possui 15 prótons, o ^{32}S possui 16 prótons e o neutrino tem carga zero. O número de nucleões antes e depois da reação também é o mesmo:

$$(32) = (32) + (0) + (0)$$

pois o ^{32}P e o ^{32}S possuem 32 nucleões e o elétron e o neutrino não são nucleões.

2.1.5 Reações nucleares

Os radionuclídeos que tornam possíveis as diferentes técnicas da medicina nuclear, quer os adquiridos na forma final de aplicação, quer os obtidos através de geradores, não se encontram disponíveis na natureza, sendo necessário proceder à sua produção por meios artificiais, recorrendo a reações nucleares (Pedroso de Lima, 2008).

Genericamente, o processo que envolve uma interação com um determinado núcleo e que conduz a uma alteração do seu estado, designa-se por reação nuclear.

Numa reação nuclear conservam-se a energia relativista total, a quantidade de movimento, o momento angular, a carga e o número de nucleões. Também se conserva a paridade, visto que a interação em causa é a interação nuclear forte, que não altera esta propriedade das funções de onda dos estados nucleares (Pedroso de Lima, 2008).

2.1.6 Grandezas relacionadas à reações nucleares

2.1.6.1 Seção eficaz

A grandeza que caracteriza a probabilidade, por unidade de densidade de corrente de projéteis, de acontecer uma dada reação nuclear é a secção eficaz. Quantitativamente, é definida a partir do número de reações nucleares induzidas quando um feixe constituído por projéteis (partículas em movimento), de uma determinada energia, que incide numa superfície em que existem núcleos-alvo por unidade de área (Pedroso de Lima, 2008).

2.1.6.2 Função excitação

Para cada determinada reação nuclear, a cada energia do feixe de projéteis incidentes no alvo corresponderá um valor de seção eficaz. Ao conjunto de valores da seção eficaz em função da energia do feixe de projéteis chama-se função excitação da reação nuclear em causa (Pedroso de Lima, 2008).

2.1.7 Radioproteção

Conjunto de medidas que visam proteger o homem, os seus descendentes e o seu meio-ambiente contra possíveis efeitos indevidos causados por radiação ionizante proveniente de fontes produzidas pelo homem e fontes naturais modificadas tecnologicamente.

A radioproteção tem como principais objetivos:

- **Minimizar** os riscos de efeitos biológicos no ser humano;
- **Limitar** a dose em atividades profissionais;
- **Diminuir** a probabilidade de efeitos de longo prazo (cancro, efeitos genéticos, etc.).

2.1.8 Conceitos de exposição, contaminação e irradiação

A *exposição de corpo inteiro* consiste na deposição da energia da radiação em todo corpo. As partículas alfa e beta têm pouca capacidade de penetração e não causam lesões extracutâneas significativas, a menos que a emissão resulte de uma fonte interna, ou seja, que implique ingestão das referidas partículas. A exposição de corpo inteiro aos raios gama, aos raios X ou aos neutrões, que conseguem penetrar no corpo (dependendo da sua energia) pode causar danos a vários órgãos e tecidos. A lesão dos tecidos é proporcional à exposição desse tecido ou órgão à radiação (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

É muito comum os conceitos de contaminação e irradiação confundirem-se mutuamente, mas a sua relação pode partir das suas próprias definições.

A contaminação é caracterizada pela presença de um material indesejável em determinado local, enquanto a irradiação é a exposição de um objeto ou de um corpo à radiação.

Assim, pode haver irradiação sem existir contaminação, ou seja, sem que exista contato entre a fonte radiativa e o objeto ou corpo irradiado. No entanto, havendo contaminação radiativa, é claro que haverá irradiação do meio adjacente (Cardoso, 2008).

Especificamente a contaminação pode encontrar-se dividida em contaminação externa e contaminação interna.

A *contaminação externa* resulta da precipitação de partículas radioativas depositadas na superfície do corpo, nas roupas, na pele e nos cabelos. Os contaminantes comuns emitem principalmente radiações alfa, beta e gama. As partículas beta não penetram além da pele e, deste modo, produzem efeitos sistemáticos mínimos. Os emissores beta podem causar queimaduras cutâneas e retrações fibróticas significativas. Os emissores gama podem não causar apenas danos locais, como também exposição de corpo inteiro à radiação e lesões generalizadas. O tratamento consiste basicamente na descontaminação do corpo, inclusive das feridas e das queimaduras, para evitar que a contaminação seja interiorizada. A remoção das roupas contaminadas reduz expressivamente a contaminação, e é o primeiro passo do processo de descontaminação. Qualquer dano aos profissionais da saúde dependerá diretamente da duração da exposição e será inversamente proporcional ao quadrado da distância de qualquer fonte radioativa. Os aventais, que podem ser facilmente removidos, são essenciais à proteção dos profissionais de saúde, pois oferecem barreiras de proteção resultando na atenuação da radiação a que estes, por motivos das tarefas a desenvolverem, têm de se submeter.

A *contaminação interna* ocorre quando o material radioativo é inalado, ingerido ou consegue penetrar no corpo por meio de feridas abertas ou queimaduras, ou por via de absorção cutânea. Em princípio, todas as vítimas de contaminação externa devem ser avaliadas quando à possibilidade de contaminação interna. Devido às suas propriedades químicas, alguns tipos de isótopos podem produzir efeitos tóxicos em órgãos-alvo específicos, além das lesões radiológicas. O sistema respiratório é a principal porta de entrada para a contaminação interna e os pulmões são os órgãos com maior risco (na Figura 6 pode observa-se o sistema respiratório do corpo humano). As partículas suspensas em aerossol ($<5\mu\text{m}$) podem chegar aos alvéolos, enquanto as partículas maiores ficam retidas nas vias respiratórias próximas. Partículas minúsculas podem ser absorvidas pelo

sistema linfático ou pela corrente sanguínea e continuam a emitir radiação (dependendo do seu período de semidesintegração biologicamente ativa) até que sejam exaladas.

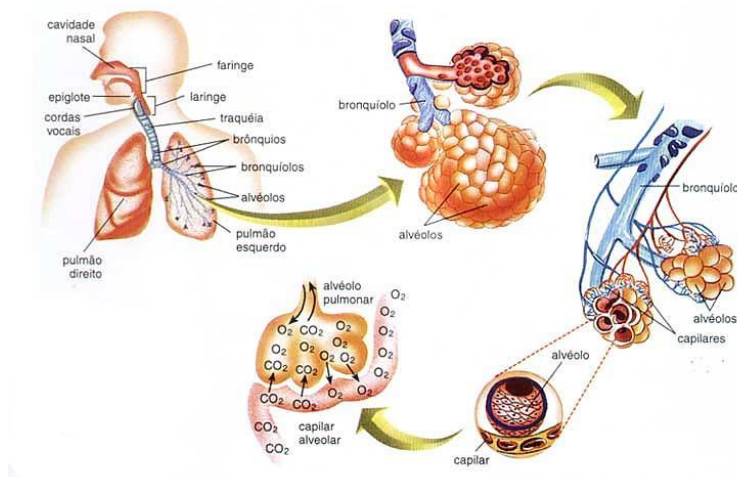


Figura 6 Partes que compõem o sistema respiratório do corpo humano (Manuel, 2001).

A lavagem brônquica é geralmente uma medida terapêutica útil nesses casos. O material radioativo que entra no trato intestinal (GI) é absorvido de acordo com sua estrutura química e sua solubilidade. Os radionuclídeos insolúveis podem afetar o trato intestinal inferior. A pele intata normalmente constitui uma boa barreira para a maioria dos radionuclídeos. A penetração da pele geralmente ocorre quando feridas ou queimaduras alteram essa barreira cutânea. Por esta razão, todas as erosões cutâneas devem ser limpas e descontaminadas imediatamente (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

Os materiais radioativos absorvidos circulam por todo o corpo. Fígado, rins, tecido adiposo e osso tendem a ligar e a reter o material radioativo mais que outros tecidos. O tratamento médico consiste em evitar a absorção, reduzir a incorporação e acelerar a eliminação.

A expressão *exposição localizada* refere-se ao contato direto entre uma fonte altamente radioativa e uma parte do corpo, causando lesões bem delimitadas da pele e dos tecidos mais profundos, semelhante a uma queimadura térmica. Os sinais mais tardios incluem queda de pelos, eritema, descamação húmida, ulceração, formação de bolhas ou necrose, dependendo da gravidade da exposição. A alopecia transitória ou permanente,

que corresponde à redução parcial ou total de pelos ou cabelos numa determinada área de pele, é dependente da dose e começa com doses cutâneas superiores a 3 Gy. A lesão tecidual aberta pode demorar semana e até meses para se desenvolver, e o processo de cicatrização também pode ser muito lento e estender-se por vários meses (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

2.1.9 Grandezas de proteção radiológica

Com o desenvolvimento de novas técnicas de aquisição de dados referentes a dose administrada num determinado meio, as grandezas e unidades definidas das experiências iniciais com radiação ionizante, tendem hoje a ser substituídas por unidades do SI, ainda que a história do seu aparecimento seja fundamental para a compreensão dos conceitos hoje utilizados.

2.1.9.1 Atividade, A

Segundo disposto no artigo 4.º da Diretiva 2013/59/ Euratom do Concelho, de 5 de Dezembro de 2013, esta grandeza define a atividade de 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 .

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (16)$$

A unidade de atividade é o becquerel (Bq).

2.1.9.2 Dose absorvida, D

A grandeza que exprime a dose absorvida foi concebida com o propósito de criar uma grandeza generalizada que revela a energia que é diretamente absorvida, independentemente do meio e do tipo de radiação. É a dose absorvida, que se define como a energia cedida por unidade de massa de material irradiado, para qualquer radiação ionizante e qualquer material irradiado.

A unidade de dose absorvida inicialmente foi o rad, que equivale à libertação de 100 erg por grama do material sujeito à irradiação. A unidade SI atualmente utilizada é o Gray, que equivale a 1 J/Kg.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g} = 10^2 \text{ Gray (J/Kg)}$$

Posteriormente a dose absorvida foi definida como a grandeza que caracteriza a energia absorvida por unidade de massa, nas vizinhanças de um ponto. Partindo do princípio que temos um feixe homogêneo de fótons com uma determinada energia, ao incidir com um corpo de volume esférico são alteradas as trajetórias dos elétrons no interior do corpo. A energia total cedida pelos elétrons ao elemento de massa é definida como o somatório das energias transferidas, que resultam dos íons produzidos das interações primárias e secundárias que ocorrem no interior e no exterior do corpo (Pedroso de Lima, 2008). A dose absorvida pode ser representada pela seguinte equação:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (17)$$

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

2.1.9.3 Dose equivalente, D_E

Em 1991 foi definida uma dose absorvida ponderada, a qual caracteriza o efeito biológico tomando em conta o tecido ou órgão e o tipo de radiação em causa. Foram assim definidos pela ICRP fatores de ponderação w_R obtidos matematicamente tendo em conta o TLE (coeficiente de transferência linear de energia) da radiação em KeV/mm, na água e nas vizinhanças da região de interesse e valorizando fatores biológicos dependentes do tecido em estudo. Posteriormente foram considerados fatores que relacionavam o modo de como a dose era administrada, quantidade de dose e a própria velocidade da dose durante a administração.

O fator de ponderação w_R representa o valor determinado pelo tipo e energia da radiação incidente no corpo e pelas características da irradiação. A dose absorvida ponderada ou dose equivalente é o produto entre o fator de ponderação da dose da radiação w_R e a dose absorvida média no tecido ou órgão (D).

$$D_E = w_R D \quad (18)$$

Em proteção radiológica onde um órgão ou tecido pode ser irradiado por diversos tipos de radiação, é utilizada a equação da dose absorvida ponderada generalizada. A

dose absorvida generalizada representa a soma das doses absorvidas num órgão ou tecido, multiplicadas pelos fatores de ponderação das diferentes radiações.

Finalizando, a dose equivalente é uma dose de radiação ionizante medida em mSv absorvida por uma parte específica do corpo e ajustada para o nível de energia e tipo de radiação em jogo (Pedroso de Lima, 2008).

2.1.9.4 Dose equivalente comprometida, $H(\tau)$

A dose equivalente comprometida é definida pelo integral em função do tempo (t), do débito de dose equivalente no tecido ou órgão T que é recebida por um indivíduo, em resultado de uma incorporação, definida por:

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} H_T(t) dt \quad (19)$$

em que $H_T(t)$ é o débito de dose equivalente no órgão ou tecido T no instante t , e τ é o período durante o qual se realiza a integração. O $H_T(\tau)$ (t) é dado em anos.

Quando T não é dado, pressupõe-se um período de 50 anos para adultos e de 70 anos para crianças. A unidade de dose equivalente comprometida é o Sievert.

2.1.9.5 Dose efetiva, E

Quando é aplicada radiação num órgão em específico, acontece que os órgãos e tecidos circundantes recebem energia desta radiação. Estes órgãos têm diferentes radiosensibilidades e os fatores de risco também variam.

A dose efetiva representa assim uma dose de radiação ionizante, medida em mSv, absorvida pela totalidade do corpo da pessoa irradiada ajustada para a energia e tipo de radiação e para as diferentes sensibilidades dos órgãos e tecidos irradiados, e se só uma parte do corpo é irradiada a dose efetiva é a soma das doses equivalentes (D_E) ponderadas em todos os tecidos e órgãos irradiados. A unidade da dose efetiva é o Sievert.

$$E = \sum W_T \times D_E \quad (20)$$

onde, E representa a nossa dose efetiva ponderada e W_T o fator de ponderação do tecido (risco) para o órgão o tecido T .

A dose efetiva também pode ser medida em rem, onde:

1 Sievert = 100 rem

A dose efetiva é usada para comparar o risco potencial para níveis de irradiação abaixo dos 1-2 Sv (limiar determinístico), tomando em conta a sensibilidade à radiação dos diversos órgãos.

2.1.9.6 Dose efetiva comprometida, $E(\tau)$

É descrita pela soma das doses equivalente resultantes nos tecidos ou órgãos [$H(\tau)$] decorrentes de uma incorporação, cada uma delas multiplicadas pelo fator de ponderação tecidual W_T adequado, definida pela fórmula:

$$E(\tau) = \sum_T W_T H_T(\tau) \quad (21)$$

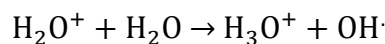
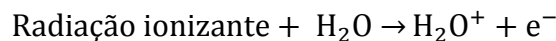
Em $E(\tau)$, τ representa o número de anos em que se faz a integração.

A unidade de dose efetiva comprometida é o Sievert.

2.1.10 Degradação da energia na matéria

A exposição à radiação ionizante é constante. A radiação vem do sol e de outras fontes cósmicas, do solo e do ar que respiramos, do alimento que ingerimos e de dentro do nosso corpo. A radiação causa rotura do DNA e gera radicais livres a partir da água celular que podem lesionar as membranas celulares, proteínas e organelos. O dano causado pela radiação depende da quantidade de oxigénio. O aumento do oxigénio é a base para a sensibilização à radiação (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

A maior parte do dano celular induzido pela radiação deve-se à formação de radicais de hidroxila:



As características que tornam determinada célula mais sensível ou mais resistentes aos efeitos biológicos da radiação ainda não foram completamente definidas.

A intensidade da radiação de qualquer fonte diminui como uma função do quadrado da distância da fonte (lei do quadrado inverso) (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

Os raios X e γ são as formas de radiação usadas mais comumente. Ambos consistem em ondas eletromagnéticas não-particuladas que causam a expulsão de um elétron orbital quando absorvidas. Essa ejeção de um elétron orbital denomina-se de ionização. Os raios X são gerados por aceleradores lineares; os raios γ são gerados a partir do decaimento de núcleos atômicos em radioisótopos como o cobalto e o rádio. Essas ondas comportam-se biologicamente como pacotes de energia, denominados fótons (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

Vários parâmetros influenciam o dano tecidual causado pela radiação. As células hipóxicas são relativamente resistentes. As células que não estão em divisão são mais resistentes comparativamente com as restantes. Além desses parâmetros biológicos, os parâmetros físicos da radiação também são cruciais. A energia de radiação determina a sua capacidade de penetrar nos tecidos (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

Médicos especialistas em medicina nuclear podem administrar radionuclídeos com efeitos terapêuticos. Usa-se o iodo 131 para tratar o cancro da tiroide porque o iodo é captado naturalmente, de modo preferencial, por esta glândula; ele emite raios γ que destroem a tiroide normal e o tumor. O estrôncio 89 e o samário 153 são dois radionuclídeos captados preferencialmente nos ossos, em particular nos locais de neoformação óssea. Ambos são capazes de controlar metástases ósseas e a dor associada a elas (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

O osso situa-se entre os órgãos mais radorresistente, onde os efeitos da radiação se manifestam principalmente em crianças, mediante a fusão prematura da placa de crescimento epifisária. Contrariamente, os testículos, os ovários e a medula óssea são os órgãos mais sensíveis. Os órgãos com menor necessidade de renovação celular, como o coração, a musculatura esquelética e os nervos, são mais resistentes aos efeitos da radiação (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

As interações físicas com a matéria ocorrem nos primeiros 10^{-15} s. Entre 10^{-11} s e 10^{-6} s são produzidos e difundidos radicais livres, moléculas e iões que alteram as reações

químicas regulares no interior das células expostas à radiação. Mesmo após alguns anos é possível o aparecimento de efeitos biológicos (Wright, et al., 1985).

O objetivo da dosimetria das radiações é quantificar a energia depositada (“energy imparted”) pela radiação nos tecidos biológicos através da principal grandeza da proteção radiológica: a dose absorvida. Dependendo do seu valor os efeitos biológicos classificam-se como estocásticos ou determinísticos (Pedroso de Lima, 2008).

Os efeitos biológicos são muitas vezes relacionados com a dose absorvida nos tecidos ou células em risco, contudo existem outros fatores também importantes tais como o tipo de radiação, o espectro de energia, a distribuição espaço-temporal da energia depositada, o número total de células expostas ou a sua rádio-sensibilidade. Na tentativa de fazer previsões dos efeitos biológicos, tais como a carcinogénese ou morte das células, assume-se frequentemente que o risco é proporcional à dose absorvida, contudo, desde há muito que se reconhece que algumas experiências de radiobiologia revelam relações mais complexas (Mayneord, 1975). Na Figura 7 é possível observar a representação gráfica da janela terapêutica, a qual encontra-se compreendida entre a dose mínima para controlo tumoral e a dose máxima tolerável, como é de esperar através das linhas curvas representadas no gráfico, a probabilidade de um efeito biológico secundário aumenta ao aumentar a dose total radioativa.

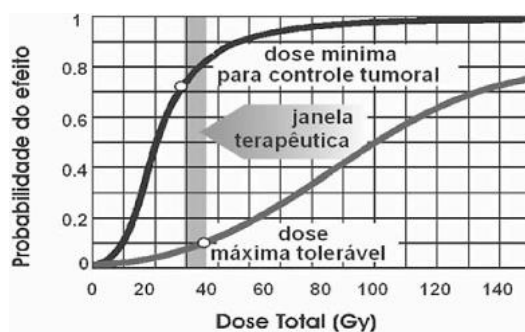


Figura 7 Gráfico da probabilidade do efeito biológico resultante em função da dose total absorvida (Barros Esteves, Zuliani de Oliveira, & de Andrade Feijó, 2004).

A dosimetria das radiações e a proteção radiológica estão diretamente relacionados com a hierarquia da vida: desde as moléculas, passando pelas células até o organismo e continuando para a população, comunidade, ecossistema e biosfera. No que diz respeito ao nível dos ecossistemas devem ser realizados estudos de radioatividade no ambiente,

enquanto para escalas menores, por exemplo a dose absorvida ao nível dos órgãos diz respeito, por exemplo, a aplicações médicas tais como radiodiagnóstico ou radioterapia. A radiobiologia lida com os efeitos nos tecidos, células ou estruturas sub-celulares e no alvo principal das radiações, o ADN (Pedroso de Lima, 2008).

2.1.11 Efeitos determinísticos e efeitos estocásticos

A substituição das células mortas é um processo natural de manutenção do tecido. Através de mecanismos sofisticados de *feedback* as taxas de produção de novas células são modificadas de modo a compensar as taxas de perda das células maduras. O corpo tem capacidade de tolerar a morte adicional de algumas células provocada por agentes externos, tais como a radiação ou agentes químicos, porque consegue as células com maior rapidez do que em situações normais (Pedroso de Lima, 2008).

Um parâmetro importante é a taxa de dose. Para radiação de baixo LET (“Linear Energy Transfer”), a dose recebida a baixa taxa ou em frações separadas no tempo tem consequências diferentes quando a mesma dose é recebida a alta taxa, num curto espaço de tempo (Pedroso de Lima, 2008).

Qualquer modelo sobre a resposta biológica deve ter em atenção os aspetos físicos, químicos e biológicos. Os aspetos físicos estão, entre outros, associados com o padrão espacial do conjunto de pontos de deposição de energia, a uma escala espacial da ordem do nanómetro. Para além da ação direta, os aspetos químicos estão relacionados com a capacidade de produção de radicais livres, designadamente da água, na vizinhança da molécula de DNA. Biologicamente devem considerar-se a capacidade de reparação e a probabilidade de as lesões no DNA serem ou não letais (Leenhouts & Chadwick, 1985).

As investigações a nível biológico e molecular ainda não alteraram a prática em exprimir os efeitos biológicos como função da dose absorvida. Muitos modelos para a resposta biológica são definidos através de uma relação designada dose-efeito. Os estudos demonstram que a sobrevivência das células é função da dose absorvida e pode ser descrita por “curvas de sobrevivência”.

Considera-se a existência de dois tipos distintos de efeitos biológicos resultantes da radiação (ver Figura 8): efeitos determinísticos e efeitos estocásticos. Edwards and Lloyd e Doll (Doll, 1998) publicaram dois artigos de revisão sobre efeitos determinísti-

cos e efeitos estocásticos, respetivamente. Os efeitos que são diagnosticados em exame médico nas semanas seguintes a uma exposição a radiação, são certamente efeitos determinísticos, tais como 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 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. Os órgãos e tecidos atingidos deixam de funcionar capazmente podendo ocorrer alterações biológicas com consequências nefastas (Pedroso de Lima, 2008).

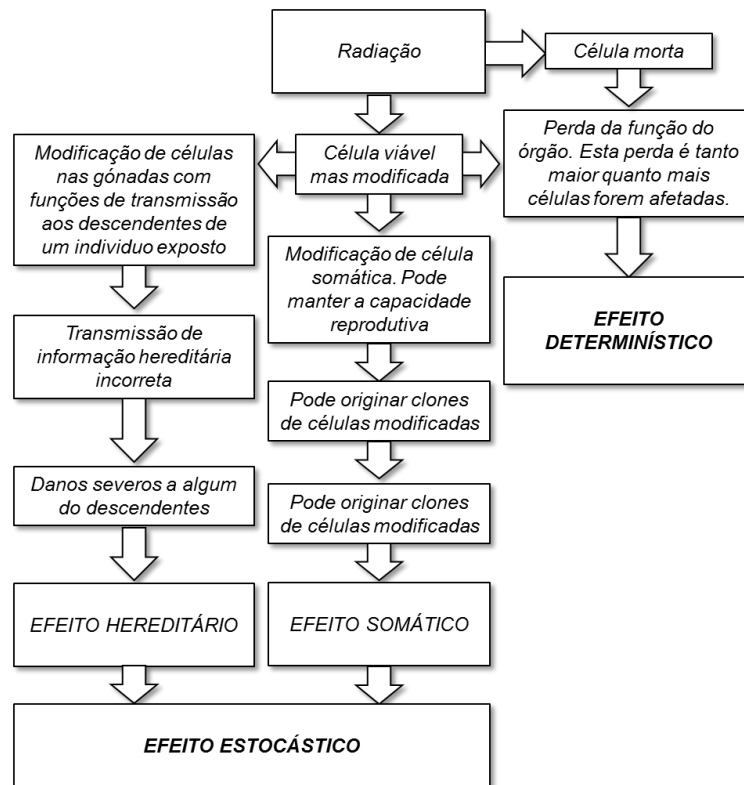


Figura 8 Efeitos estocásticos e determinísticos da radiação, (Pedroso de Lima, 2008).

Os efeitos estocásticos são efeitos para os quais não existe limiar de dose para a sua ocorrência e cuja probabilidade de ocorrência é uma função da dose. A gravidade destes efeitos é independente da dose.

A ocorrência e proliferação de células modificadas podem ter a influência de outras alterações provocadas nas células devido a outros agentes que atuam antes ou depois da radiação. Estas influências são comuns e podem incluir exposição a outros agentes cancerígenos.

A dosimetria das radiações é fundamental para o estudo dos efeitos biológicos, por isso, é natural que se desenvolva tendo em conta as necessidades da biologia. A Figura 9 foi construída a partir dos dados de Edwards and Loyd.

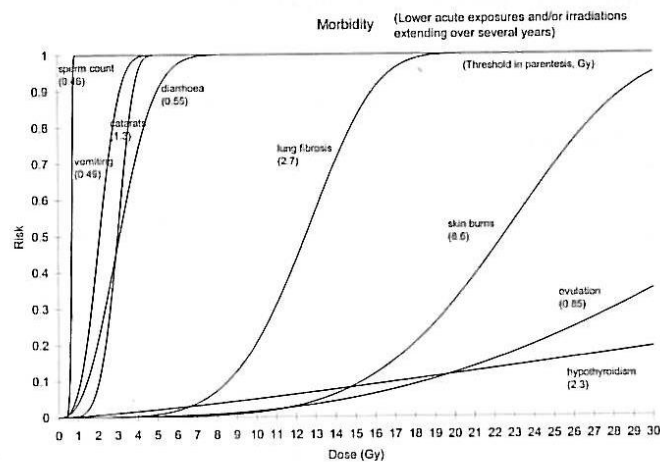


Figura 9 Efeitos biológicos das radiações (morbidade). Entre parêntesis: limiar de doses (Edwards & Lloyd, 1998).

Através das contínuas pesquisas na área da Física Nuclear, têm sido estipulados limites de doses de modo a prevenir e regularizar as exposições.

2.1.12 Patologia associada à exposição à radiação ionizante

2.1.12.1 Doença aguda por radiação (DAR)

As infeções por radiação com os átomos podem causar ionização e formação de radicais livres, que danificam os tecidos porque rompem as ligações químicas e as estruturas moleculares das células, inclusive o DNA. Os danos provocados pela radiação podem levar a célula à morte e as células que se recuperam podem sofrer mutações com alto risco de câncer subsequente. A sensibilidade das células aumenta à medida que a taxa de replicação é acelerada e a diferenciação celular diminui. A medula óssea e as superfícies mucosas do trato gastrointestinal, que apresentam atividade mitótica acelera-

da, são significativamente mais sensíveis à radiação do que os tecidos que se reproduzem lentamente, inclusive os ossos dos músculos. Depois da exposição de todo o corpo ou de sua maior parte à radiação ionizante, o paciente pode desenvolver DAR. As manifestações clínicas dessa doença dependem da dose e do tipo de radiação, assim como da parte do corpo exposta (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

Manifestações clínicas – A DAR evidencia-se por três grupos principais de sinais e sintomas: hematopoiéticos, gastrintestinais e neurovasculares. Os quatro estágios principais desta doença são pródromo (fase de início), fase de latência, doença e recuperação ou morte. Quanto maior for a dose de radiação, mais curtos e graves são os estágios. O pródromo começa de poucos minutos até poucos dias depois da exposição, dura algumas horas ou dias e pode incluir enjoos, vômitos, anorexia e diarreia. No final do pródromo, a DAR progride para a fase de latência. Durante essa fase, que geralmente demora até 2 semanas e meia mas pode estender-se por até 6 semanas, os sinais e sintomas são mínimos. A duração dessa fase depende da dose de radiação, da saúde do paciente e das doenças ou lesões coexistentes. Depois da fase de latência, o indivíduo exposto desenvolve a doença propriamente dita, que pode resultar em recuperação ou levar a morte (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

Com a exposição a doses inferiores a 1 Gy, a DAR geralmente é branda. Com essas doses, os sinais e sintomas podem ser mínimos ou inexistentes, mesmo depois da exposição do corpo inteiro a radiação penetrante. O quadro clínico caracteriza-se basicamente por depressão transitória da medula óssea, que persiste por até 2 a 3 semanas e depois regride.

A DAR é significativamente mais aguda e grave depois de exposições a doses muito altas, isto é superiores a 30 Gy. Com essa dose, o pródromo começa em alguns minutos e é seguido de uma fase de latência de 4 a 6 h antes que ocorra colapso cardiovascular secundário à lesão irreversível da microcirculação.

O tipo e a dose de radiação e a parte do corpo exposta determinam não apenas a duração dos diferentes estágios da DAR, como também o quadro clínico predominante. Com doses baixas de radiação (0,7 a 4 Gy), a depressão hematopoiética causada pela

supressão da medula óssea ocorre e predomina no quadro clínico. O paciente pode desenvolver infecções e hemorragias secundárias a contagem baixas de leucócitos e plaquetas, respetivamente. Por fim, a medula óssea recupera-se em quase todos os pacientes, desde que eles sejam mantidos com transfusões e líquidos; os antibióticos geralmente também são necessários. Com exposições de 6 a 8 Gy, o quadro clínico é significativamente mais complicado. Com essas doses, a medula óssea nem sempre se recupera e o paciente pode morrer. A síndrome GI também pode acompanhar as manifestações hematopoiéticas e agravar ainda mais o estado do paciente. A destruição da camada absorptiva do intestino altera a absorção de líquidos, eletrólitos e nutrientes. A lesão do trato gastrintestinal pode causar vômitos, diarreia, sangramento GI, sepse e distúrbios hidreletrolíticos nos pacientes com contagens hematológicas deprimidas a varias semanas e isto frequentemente leva à morte. As exposições de corpo inteiro a doses superiores a 9 a 10 Gy são quase sempre fatais. Os elementos cruciais da medula óssea simplesmente não se recuperam. Colapso vascular, convulsões, confusão e morte geralmente ocorrem em alguns dias (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

2.2 Riscos associados à preparação de radiofármacos

Várias reações nucleares podem dar origem a um mesmo nuclídeo, naturalmente o conhecimento das respetivas funções de excitação será determinante na escolha da reação de melhor rendimento. Na prática, as condições experimentais concretas limitam a escolha às reações induzidas pelos projéteis disponíveis e a gama de energias a que os é possível acelerar (Pedroso de Lima, 2008).

As funções de excitação são um importante critério de seleção, pelo que a sua seleção é determinada pelas suas fases. Numa primeira fase, para eliminar a possibilidade de escolha de toda e qualquer reação para a qual a função de excitação seja nula ao longo da gama de energias a que é possível acelerar o feixe. Numa segunda fase, na hierarquização das reações restantes em termos de eficiência na produção do nuclídeo desejado (Pedroso de Lima, 2008).

A capacidade de produzir moléculas que são capazes de agir como marcadores seletivos de processos biofísicos, bioquímicos ou farmacológicos levou ao aparecimento de uma nova área científica, denominada radiofarmácia. O processo pelo qual é elaborado

um estudo de imagiologia molecular da medicina nuclear pode ser descrito pelo esquema representado na Figura 10.

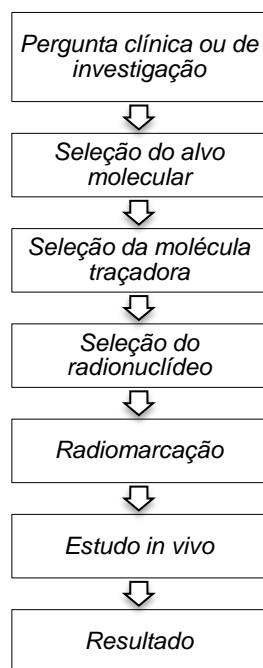


Figura 10 Principais etapas de um estudo de imagiologia molecular (Pedroso de Lima, 2008).

Um estudo de imagiologia molecular com radiofármacos tem normalmente o seu início numa pergunta clínica ou de investigação colocada sob a forma de um modelo, que é depois confrontado com os resultados experimentais. Para fazer face a essa questão é necessário seleccionar um alvo molecular, ou seja, um processo fisiológico que se encontra alterado pela patologia que se pretende estudar. Para esse alvo molecular é seleccionada uma molécula traçadora que pelas suas características físico-químicas permite mapear o processo em causa. A molécula é então marcada com um nuclídeo emissor que permite a realização dos estudos *in vivo* que conduzem, se bem-sucedidos, à produção de uma imagem final ou de um resultado paramétrico que permita esclarecer a questão inicialmente colocada (Pedroso de Lima, 2008).

2.2.1 Isótopos utilizados em medicina nuclear e as suas propriedades

Embora o ^{99m}Tc seja, hoje em dia, o radioisótopo mais utilizados na medicina nuclear, um grande número de radioisótopos têm encontrado aplicação quer no diagnóstico quer na terapia. Na Tabela 1 encontram-se sumariados alguns desses radionuclídeos, as suas características físicas e modo de produção.

As características mais importantes de um radioisótopo a ser utilizado em imagem são: o tempo de decaimento do radioisótopo, a energia de radiação emitida e o custo e facilidade de obtenção do radionuclídeo. O período de semidesintegração $T_{1/2}$ de um radionuclídeo deve ser suficiente longo de modo a permitir a produção do radiofármaco e obtenção da imagem, mas não tão longo que torne a sua dosimetria desfavorável para o doente. A energia deve ser adequada ao sistema de deteção a ser utilizado, no caso das câmaras utilizadas em SPECT os raios γ devem ter valores de energia entre 100 e 250 keV (Pedroso de Lima, 2008).

Tabela 1 Principais nuclídeos utilizados em medicina nuclear (Pedroso de Lima, 2008).

Nuclídeo	$T_{1/2}$	Principais emissões (keV)	Produção
Tecnécio-99m	6,01 h	γ 141	Gerador ($^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$)
Iodo-123	13,2 h	γ 159	Ciclotrão ($^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$)
Iodo-131	8,04 h	γ 364, β 606	Fissão Nuclear
Tálio-201	73,01 h	γ 167, 135; X 68-82	$^{203}\text{Tl}(p,3n)^{201}\text{Pb} \rightarrow ^{201}\text{Tl}$
Gálio-67	78,3 h	γ 300, 181, 93	Ciclotrão ($^{68}\text{Zn}(p,2n)^{67}\text{Ga}$)
Índio-111	2,81 h	γ 245, 171	Ciclotrão $^{111}\text{Cd}(p,n)^{111}\text{In}$
Xénon-133	5,25 h	γ 81; β 346; X 30-36	Fissão Nuclear
Kripton-81m	13,3 s	γ 190	Gerador ($^{81}\text{Rb}/^{81}\text{Kr}$)

Cada um dos radionuclídeos mencionados anteriormente é selecionado segundo as suas características e tendo em consideração o melhor resultado final após a sua aplicação.

2.2.2 Tecnécio-99m: produção química de coordenação e radiofármacos.

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

O tecnécio na forma de um dos seus isótopos, ^{99m}Tc é o radioisótopo mais utilizado em medicina nuclear e isso deve-se às suas propriedades nucleares e ao facto de poder

ser produzido diariamente *in situ* através de um gerador. Os geradores de radionuclídeos baseiam-se na existência de um “pai” com período de semidesintegração longo que decai para um radionuclídeo “filho” com um período de semidesintegração pequeno. Para 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 de todo o mundo, é o sistema $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$, mas existem outros exemplos de geradores, tais como $^{81}\text{Rb}/^{81m}\text{Kr}$, $^{82}\text{Sr}/^{82}\text{Rb}$ (Pedroso de Lima, 2008). Na Figura 11 apresenta-se de forma simplificada os componentes que formam parte do processo de produção de Tecnécio.

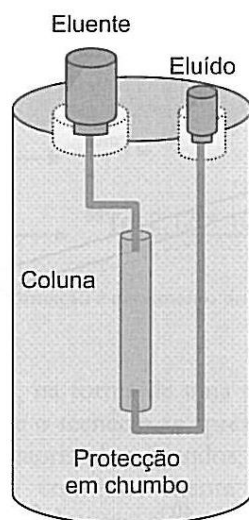


Figura 11 Representação esquemática do gerador $^{99}\text{Mo} - ^{99m}\text{Tc}$ (Pedroso de Lima, 2008).

Os geradores comerciais $^{99}\text{Mo} - ^{99m}\text{Tc}$ contêm molibdato radioativo (na forma de molibdato de sódio), absorvido numa coluna de óxido de alumínio. O ^{99m}Tc que se vai formando 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 definida pela reação:



As curvas de atividade-tempo dos nuclídeos “pai” e “filho” podem ser representadas graficamente pela Figura 12.

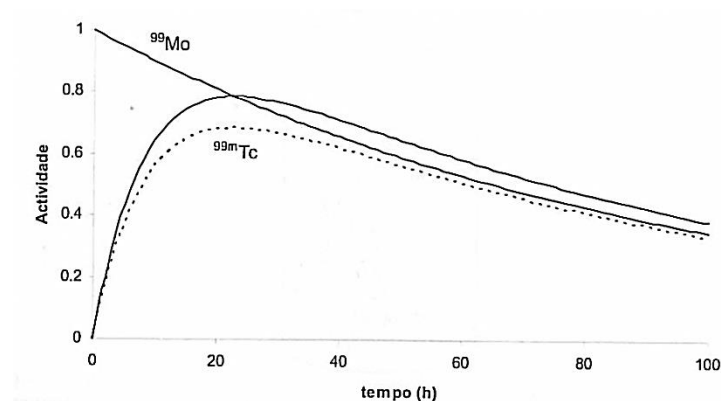


Figura 12 Curvas atividade/tempo para o ^{99}Mo e ^{99m}Tc no gerador $^{99}\text{Mo} - ^{99m}\text{Tc}$.

O ^{99m}Tc tem um período de semidesintegração (período de semidesintegração) de 6,01 h, o que facilita a preparação e controlo de qualidade dos seus radiofármacos, e subsequente aquisição de imagem, mesmo que em protocolos complexos.

Outra característica importante dos compostos de tecnécio é a possibilidade de nestes existirem estruturas isoméricas: isómeros geométricos, epímeros, enantiómeros e diastereoisómeros.

O pertecnetato de sódio [^{99m}Tc] é um radiofarmaco utilizado para ajudar a fazer um diagnóstico. Quando injetado, acumula-se temporariamente num órgão ou numa área de tecido particular. Pode também ser utilizado em associação com outros medicamentos para preparar outros radiofármacos que são usados de modo semelhante. Uma vez que a substância contém uma pequena quantidade de radioatividade pode ser detetada no exterior do corpo utilizando câmaras especiais e uma imagem, conhecida como varrimento, pode ser obtida. Este varrimento irá mostrar a distribuição exata da radioatividade dentro do órgão e do corpo. Isto pode fornecer informação valiosa acerca da estrutura e função desse órgão (INFARMED, 2013). Na Figura 13 podem ser observados os resultados obtidos após de um exame de SPECT.

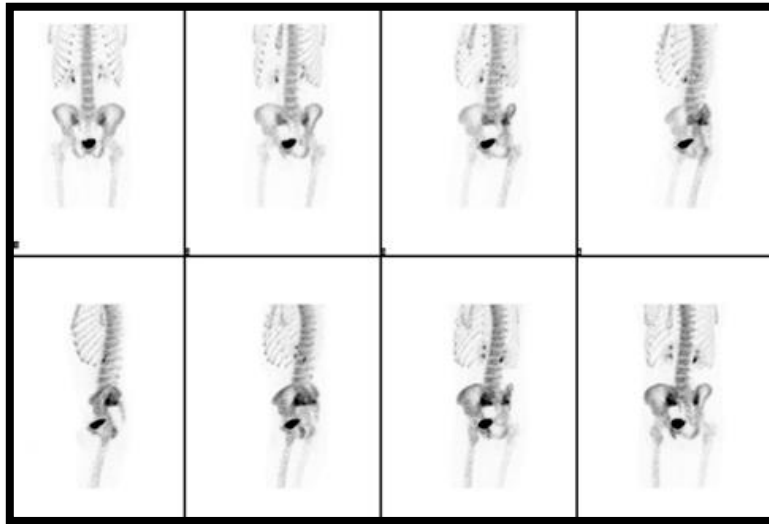


Figura 13 Resultados obtidos após análise de diagnóstico SPECT com a utilização do Tecnécio 99m, (Evolution for Bone, 2011).

2.2.3 Medidas de proteção utilizadas nos serviços de medicina nuclear. Equipamentos de Proteção Individual (EPI) e equipamentos de monitorização

A intensidade da radiação diminui com o quadrado da distância à fonte e os princípios básicos de segurança radioativa refletem-se no aumento da distância à fonte e na redução do tempo em que permanece nas suas proximidades. Coberturas de chumbo podem ser utilizadas como proteção para pequenas fontes de radiação gama. Contadores Geiger podem detetar radiações gama e beta. Os dosímetros de câmara de bolso, os dispositivos com películas e os dosímetros com termoluminescência podem medir a exposição acumulativa à radiação gama. A radiação alfa é mais difícil de detetar porque tem pouca capacidade de penetração (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

2.2.3.1 Monitorização das radiações ionizantes

Segundo disposto no artigo 9.º do Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de Novembro, para efeitos de monitorização e vigilância dos trabalhadores, devem considerar-se duas categorias distintas de trabalhadores expostos:

- a) 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.

b) Categoria B- os restantes trabalhadores expostos não classificados como sendo de categoria A.

As condições de exposição e a proteção operacional de aprendizes e estudantes são idênticas as aplicáveis aos trabalhadores expostos, sendo aplicáveis todos os requisitos correspondentes. Aos aprendizes e estudantes com idade igual ou superior a 18 anos é atribuída a classificação de categoria, enquanto aos aprendizes e estudantes com idade entre os 16 e os 18 é atribuída a classificação de categoria B.

O limite de dose efetiva para os trabalhadores expostos é fixado em 100mSv por um período de cinco anos consecutivos, na condição de esse valor não ultrapassar uma dose efetiva máxima de 50 mSv em cada ano. O limite de dose efetiva para membros do público é fixado em 1mSv por ano. E por último, o limite de dose efetiva para aprendizes ou estudantes com idade igual ou superior a 18 anos que, no âmbito dos seus estudos, sejam obrigados a utilizar fontes de radiação, é igual ao limite de dose fixado para trabalhadores expostos, no termo do artigo 4º. O limite de dose efetiva para aprendizes e estudantes com idades compreendidas entre os 16 e os 18 anos é fixado em 6 mSv por ano. Estes dados encontram-se dispostos no artigo 4º, 5º e 6º respetivamente, do Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de Novembro.

Tabela 2 Limites de doses estabelecidos no Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de Novembro.

		Ocupacional Ou Aprendizes (≥18 anos)	Aprendizes (16-18 anos)	Público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	50 mSv/ anos; 100 mSv/5 anos consecutivos	6 mSv/ano	1 mSv/ano
	Cristalino	150 mSv/ano	50 mSv/ano	15 mSv/ano
	Pele	500 mSv/ano	150 mSv/ano	50 mSv/ano
	Extremidades	500 mSv/ano	150 mSv/ano	

2.2.3.2 Monitorização dos locais de trabalho

Para efeitos 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.

Com este propósito são definidos dois tipos de zonas, zonas controladas e zonas vigiadas.

- a) 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 fixados na tabela anteriormente apresentada.

As zonas controladas são classificadas como áreas de acesso reservado, devidamente delimitadas, e cujo controlo de acesso deve ser objeto de regulamento interno. No caso de haver risco significativo de dispersão de contaminação radioativa, devem ser tomadas medidas de monitorização radiológica de controlo à entrada e saída de pessoas e de mercadorias.

Os resultados de todas as monitorizações devem ser registados e utilizados para estimativa da dose efetiva recebida pelos trabalhadores, devendo ser comunicados trimestralmente ao registro central de doses. Além de serem estipulados parâmetros para a monitorização, também deve haver sinalização indicativa do tipo de área, da natureza das fontes de radiação presentes, e dos riscos que lhe são inerentes. A utilização de dosímetros individuais é obrigatória.

- b) Zona vigiada – 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 fixados na Tabela 2.

Nas zonas vigiadas deve existir uma monitorização do local, à semelhança das condições necessárias na zona controladas, devidamente adaptada tendo em conta a natureza e a importância dos riscos radiológicos associados. Se for considerado adequado, deve haver sinalização indicativa do tipo de área, da natureza das fontes de radiação presentes, e dos riscos que lhe são inerentes.

Para efeitos de monitorização dos locais de trabalho, o titular da instalação radiológica deve consultar peritos qualificados em proteção radiológica, ou os serviços de medicina ocupacional, no que diz respeito ao exame e ensaio dos dispositivos de proteção e dos instrumentos de medição, os quais incluem:

- Um exame crítico prévio dos projetos de instalações, do ponto de vista da proteção contra radiações;
- A receção, antes da entrada em serviço, de fontes novas ou modificadas, do ponto de vista da proteção contra radiações;
- Uma verificação periódica da eficácia dos dispositivos e técnicas de proteção;
- Uma calibragem periódica dos instrumentos de medição e de verificação periódica do seu estado e funcionamento e correta utilização.

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 estimativa das doses recebidas.

2.2.3.3 Uso do dosímetro

Os dosímetros são equipamentos que têm como função registrar a dose recebida por um indivíduo ocupacionalmente exposto e desta forma monitorizá-lo. Os dosímetros também podem ser utilizados para monitorizar o ambiente avaliando o nível de radiação no local bem como possibilitar a determinação de estimativas de doses acumuladas em situações de visitantes que podem ser expostos. O uso do dosímetro é fundamental para informar ao responsável pela proteção radiológica da instituição quais os níveis de dose acumulada de cada trabalhador, permitindo uma análise atualizada relativa aos limites de dose estabelecidos pela legislação nacional. Compete ao trabalhador exposto utilizar o dosímetro bem como recorrer a equipamentos de Proteção Individual (EPI), como forma de redução ao risco de exposição. É importante ressaltar que o dosímetro é um equipamento de monitorização e não um EPI, pois ele apenas regista a dose, ao contrário do avental de chumbo que permite a proteção contra a radiação. Os dosímetros mais comuns são: os filmes dosimétricos, os dosímetros termoluminescentes (TLD's) e as canetas dosimétricas (Luiz & Oliveira, 2010).

Capítulo 3. Introdução à robótica

O processo de manufatura desde os seus inícios foi considerado um processo de criação manual, sendo a sua origem a combinação de duas palavras latinas *manus* (mão) e *factus* (criar). Desde os antigos tempos, o homem tem vindo a desenvolver a sua criatividade e engenho na elaboração de ferramentas com a utilização das mãos. Este desempenho levou ao homem a uma fase de inovação que incluía a capacidade de elaborar o mesmo objeto através de diversos processos, desta forma foram aumentando progressivamente a complexidade, as propriedades e a escala da produção. Inicialmente o processo de criação era utilizado com o único objetivo de saldar as necessidades dos seus criadores, mas rapidamente o processo de manufaturação entrou numa fase comercial, onde o estímulo provinha das necessidades das pessoas e das nações ao redor.

3.1 Definições

O processo de manufatura consiste na interação entre o trabalho, equipamento e os materiais ou componentes. Mas esta interação resulta no consumo de energia mecânica, térmica, química ou elétrica. No campo da automação a interação mais comum é a conversão de energia elétrica em energia mecânica. A manifestação da energia nos domínios mecânicos toma forma de movimento o qual pode ser controlado com a utilização de mecanismos. O mecanismo pode ser definido como o conjunto de elementos (mecânicos) dispostos numa determinada configuração com o propósito de transmitir movimento de uma forma predeterminada (Xie, 2003).

O movimento é a representação física da energia mecânica. O elemento que converte a energia em movimento é denominado de motor elétrico ou de atuador. Se o sistema inclui pelo menos um sistema de conversão de energia, este sistema é denominado de máquina. Na matemática o movimento é definido pelos seguintes parâmetros: posição (p), velocidade (v) e aceleração (a). Os parâmetros do movimento (p, v, a) são variáveis

de entradas importantes para a execução de inúmeros processos de manufatura (Xie, 2003).

A palavra *robot* é derivada da palavra checa *robota*, a qual significa ‘trabalho forçado’, tendo sido introduzida em 1921 pelo escritor checo Karel Kapek na sua peça “Rossum’s Universal Robots”.

Entre outros escritores de ficção científica, Isaac Asimov contribuiu com inúmeras histórias sobre robôs, a partir de 1939. A figura do robô apresentada no seu trabalho é de uma máquina bem projetada, à prova de falhas, que atua de acordo com três princípios, denominados por Asimov de as *Três Leis da Robótica*:

1. Um robô não pode ferir um humano ou por negligência das suas ações, permitir que um ser humano venha a ser ferido.
2. Um robô deve obedecer às ordens dada por humanos, exceto quando essas ordens estiverem em conflito com a Primeira Lei.
3. Um robô deve proteger sua própria existência, excetuando quando contrariar a Primeira ou Segunda Lei.

Desde o ponto de vista da engenharia, um robô é a personificação de um sistema manipulativo, perceptivo, comunicativo e cognitivo num corpo artificial, que pode ou não ter forma humana. Por exemplo, os robôs industriais são meramente a combinação de um braço e uma mão. De acordo com o Robot Institute of America, a definição formal do robô industrial é a seguinte:

“Um robô é um manipulador programável, multifuncional, projetado para a movimentação de materiais, peças ou dispositivos especializados através de movimentos programados para o desempenho de diversas tarefas”

Contudo, tendo em consideração a evolução do robô num sistema sofisticado do ponto de vista mecânico, eletrônico, informativo, perceptivo e cognitivo, a nova definição de robô é a seguinte:

“Um robô é a personificação das habilidades manipulativas, locomotivas, perceptivas, comunicativas e cognitivas em um corpo artificial, que pode ou não ter forma humana. E pode de forma vantajosa ser utilizado como uma ferramenta para a elaboração de diversas tarefas em vários ambientes”, (Xie, 2003).

3.2 Robótica

A robótica é uma disciplina da engenharia que estuda os robôs. Funcionalmente, o robô é um agente físico capaz de executar a movimentação necessária para a realização da tarefa. A liberdade do robô depende da sua habilidade em executar de forma organizada a sequência de percepção, toma de decisão e ação.

A dinâmica do movimento dos robôs é executada segundo o consumo da energia mecânica em conexão com as restrições cinemáticas impostas pela mecânica do robô. A cinemática é definida como o estudo do movimento sem ter em consideração a força e a torção, enquanto a dinâmica é o estudo do movimento em relação a força e a torção.

3.3 Tipos de robô

Os tipos de robôs existentes segundo a sua mobilidade são: os robôs manipuladores ou industriais, robôs móveis e autônomos e os humanoides.

Os robôs manipuladores são caracterizados pela sua base fixa o que lhe proporciona capacidade de mobilidade limitada. Os manipuladores possuem uma ampla gama de aplicações ou multifuncionalidades, onde em cada um dos seus âmbitos pode ser programado para efetuar uma determinada tarefa em específico. Geralmente este tipo de robôs é utilizado para a realização de tarefas repetitivas. Na Figura 14 pode ser observado um exemplo de um braço robótico industrial.



Figura 14 Exemplo de um robô manipulador ABB (Toor, 2009).

Os robôs móveis ou autônomos caracterizam-se pela sua base móvel o que lhe atribui a capacidade de mobilidade. A autonomia deste robô permite-lhe a realização das suas próprias decisões, utilizando o *feedback* que recebe do seu ambiente.

Os robôs humanoides possuem uma aparência antropomórfica (similar aos humanos). Devido a sua similitude com a anatomia humana, o seu deslocamento é realizado com a utilização de pernas.

3.4 Robôs manipuladores ou industriais

O robô industrial é a combinação de um braço e uma mão, e têm a vantagem de serem implantados nas indústrias de manufatura para a automação de vários processos, com a utilização dos parâmetros de movimento. A automação realizada com a utilização de robôs modificou o labor dos humanos de uma interação direta a um processo de interação indireta.

Os impactos observados na utilização de robôs industriais são positivos na indústria da manufatura em termos de produtividade, flexibilidade, qualidade dos produtos, e qualidade da vida humana. É impossível alcançar um alto rendimento de produção utilizando o trabalho humano, devido a que o sistema biológico não pode estar sujeito a uma linha contínua de esforço sem descanso. Não existem dúvidas que a automação com robôs irá aumentar a produtividade.

Hoje em dia as características vencedoras na fabricação são o volume, preço, qualidade e serviço. A automação com robôs acrescentará uma quinta característica: escolha. Entre outras palavras, a habilidade de fornecer produto e serviços customizados em tempo hábil. Uma empresa que deseja oferecer opções aos seus clientes devem ter flexibilidade na configuração e operação na sua linha de produção. No âmbito da qualidade do produto os seres humanos não são capazes de fazer as coisas com um grau consistente de precisão. Robôs não só podem executar movimentos precisos repetidamente, mas são imunes aos estados emocionais que afetam o desempenho do ser humano. Com a utilização de robôs os humanos ficam livres de executar trabalhos sujos, perigosos e difíceis.

A proliferação de robôs na indústria revela a importância da robótica, o estudo de robôs como uma disciplina científica para a educação e pesquisa.

3.4.1 Mecanismo e cinemática

Desde um ponto de vista mecânico, um mecanismo é um conjunto de ligações sem um atuador. O objetivo de um mecanismo é impor restrições na cinemática nos diversos tipos de movimentos que o mecanismo pode proporcionar desde um ponto em particular (Xie, 2003).

Em geral, um mecanismo consiste em juntas e ligações. Maior parte dos robôs utilizados hoje em dia nas fábricas, encontram-se afixados no solo. Na robótica, uma ligação é um corpo rígido dentro de um mecanismo, enquanto a junta é o ponto de interseção entre qualquer par de ligações adjacentes. Na extremidade do braço está o pulso. O pulso consiste em inúmeros componentes que lhe permitem orientação numa diversidade de posições. Na Figura 15 podem ser observadas cada uma das peças que compõem um manipulador industrial.

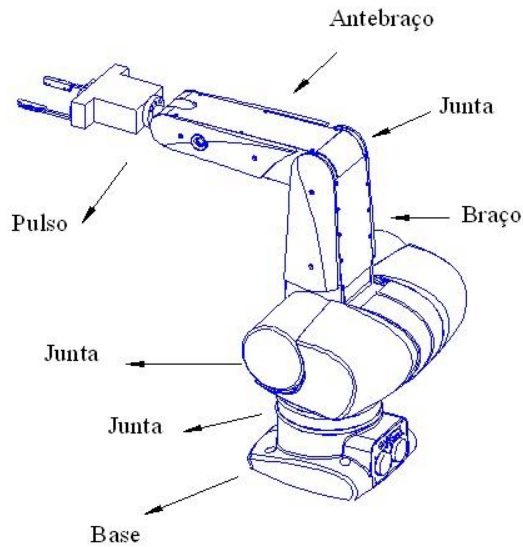


Figura 15 Partes que compõem um braço robótico (Signorini, 2011).

Qualquer alteração na geometria relativa entre as ligações irá induzir um tipo específico de movimento. Portanto, é importante estudar a relação entre os parâmetros de movimento das articulações e os parâmetros de movimento de um ponto específico sobre o mecanismo. Este estudo é o objetivo da cinemática do robô. Existem duas abordagens na cinemática de um robô: a cinemática direta e a cinemática inversa (Figura 16).

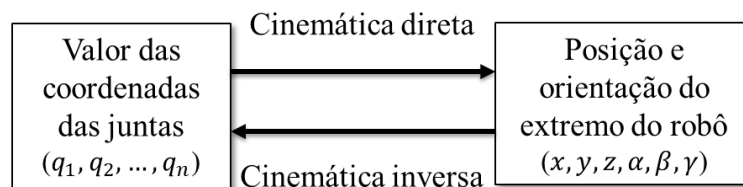


Figura 16 Abordagens na cinemática de um robô.

A cinemática direta permite o cálculo da posição e orientação da ferramenta em relação à base do robô, quando os valores das juntas são conhecidos. Enquanto a cinemática inversa permite o cálculo dos valores das juntas para obter uma determinada posição da ferramenta.

Na área da robótica existem diversos tipos de juntas (Figura 17), denominadas:

- Junta linear (tipo L), permite o movimento das ligações de uma forma linear;

- Junta rotacional (tipo R), realiza o movimento de rotação em relação ao eixo perpendicular à junção das duas ligações;
- Junta de torção (tipo T), executa o movimento de rotação em relação ao eixo paralelo à junção das duas ligações;
- Junta revolvente (tipo V), permite o movimento de rotação com eixo paralelo à ligação de entrada e perpendicular à de saída.

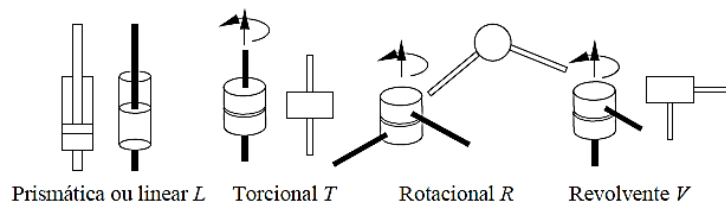


Figura 17 Tipos de juntas (Gomes, 2014).

3.4.2 Espaço de trabalho de um robô

O espaço de trabalho é o volume dentro do qual o robô pode manipular a extremidade do seu pulso. A convenção de usar a extremidade do pulso para definir o volume de trabalho do robô é adotada para evitar a complicação de diferentes tamanhos de ferramentas terminais que possam ser afixados no pulso do robô (Groover, Weiss, Nagel, & Odrey, 1989).

O volume de trabalho é determinado pelas seguintes características físicas do robô:

- a configuração física do robô;
- os tamanhos dos componentes do corpo, braço e pulso;
- os limites dos movimentos das juntas do robô.

3.4.3 Dinâmica e elementos de atuação

No domínio da mecânica todo o movimento é produzido pela conversão da energia mecânica. O estudo da relação entre os parâmetros do movimento e a força/torção é objetivo da dinâmica do robô.

A capacidade do robô de mover seu corpo, braço e pulso é propiciada pelo sistema usado para acionar um robô. O sistema de acionamento determina a velocidade dos movimentos do braço, a força do robô e seu desempenho dinâmico.

Os robôs industriais disponíveis são acionados por um dos três tipos de sistemas de acionamento:

1. Acionamento hidráulico
2. Acionamento elétrico
3. Acionamento pneumático

Hoje em dia a fonte de energia mais disponível é a energia elétrica. Por essa razão é importante o estudo da conversão de energia elétrica em energia mecânica. Ser capaz de converter energia elétrica em energia mecânica é importante, mas não suficiente. Também tem-se que ser capaz de modular a produção de energia mecânica.

Para operar um mecanismo, um robô deve ter meios de controlar o seu sistema de acionamento a fim de regular adequadamente os seus movimentos. Os robôs industriais podem ser classificados em quatro categorias, de acordo com o seu sistema de controle:

1. Robôs de sequência fixa
2. Robôs de repetição com controle ponto a ponto
3. Robôs de repetição com controle de trajetória contínua
4. Robôs inteligentes

Robôs de sequência fixa são controlados mediante ligações de chaves-limites e/ou batentes mecânicos para estabelecer os pontos extremos de deslocamento para uma das suas juntas. Com este método de controle, as juntas individuais somente podem ser movidas para os seus limites extremos de deslocamento, o que restringe seriamente o número de pontos distintos que podem ser especificados num programa para estes robôs (Groover, Weiss, Nagel, & Odrey, 1989).

Nos robôs de repetição uma série de posições ou movimentos são instruídos ao robô, registados na memória e, em seguida, repetidas pelo robô sob o seu próprio controle. O

processo de instruir e guardar na memória do robô é denominado de programação do robô. Os robôs de repetição podem ser classificados em duas categorias: robôs ponto a ponto (PTP) e robôs por trajetória contínua (CP). Os robôs ponto a ponto podem executar ciclos de movimentos que consistem em uma série de localizações desejadas. Durante a repetição, o robô é controlado para mover-se de um ponto a outro na sequência adequada (Groover, Weiss, Nagel, & Odrey, 1989).

Os robôs de trajetória contínua podem realizar ciclos de movimentos em que a trajetória seguida pelo robô é controlada. Geralmente faz-se com que o robô se desloque através de uma série de pontos intimamente espaçados que descrevem a trajetória desejada. Os pontos individuais são definidos pela unidade de controle e não pelo programador. O movimento linear é uma forma comum de controle por trajetórias contínuas para robôs industriais (Groover, Weiss, Nagel, & Odrey, 1989).

Robôs inteligentes constituem uma classe crescente de robôs industriais que possuem capacidade não apenas de repetir um ciclo de movimento programado, mas também interagir com o ambiente que o rodeia. Os robôs inteligentes podem alterar seu ciclo programado em resposta a condições que ocorrem no local de trabalho.

3.4.4 Elementos sensitivos

Na robótica os sensores são utilizados para converter quantidades físicas tais como os parâmetros do movimento de atuadores em correspondentes sinais elétricos. A informação de saída de um sensor fornece um *feedback* nos parâmetros de movimento sobre as ligações no interior do mecanismo do robô.

3.4.5 Controle

A dinâmica intrínseca de um robô é descrita como a relação entre os parâmetros de movimento do efetuador do robô e a força/torção aplicadas no mecanismo do robô. Uma vez que o robô é projetado para executar tarefas através da execução de movimentos, a dinâmica do robô deve acompanhar a dinâmica imposta pela tarefa. Pode-se alterar a dinâmica intrínseca de um sistema através de um elemento de controle em um ciclo de *feedback* fechado, para que a dinâmica real do sistema possa atender a uma ampla gama

de especificações, em termos de estabilidade, capacidade de resposta no tempo e precisão dos valores de saída.

3.5 Simuladores utilizados na robótica

Os custos e riscos associados a manipulação de robôs para experiências científicas de inovação são na sua maioria muito elevados. Com o propósito de diminuir o custo e o tempo de pesquisa no desenvolvimento de robôs, grupos de investigação têm investido na criação de aplicações desenvolvidas para o robô sem depender fisicamente do mesmo. A forma mais comum de realizar esta interação é por meio de simulações computacionais.

3.5.1 V-REP

O simulador de robôs V-REP (*Virtual Robot Experimentation Platform*) possui um ambiente integrado, assente numa arquitetura de controlo distribuída no qual cada objeto ou modelo pode ser controlado de forma independente através de um *script*, um *plugin*, entre outros. Isto faz do V-REP uma ferramenta ideal e versátil para aplicações multi-robôs. Os controladores podem ser escritos em várias linguagens, nomeadamente em C/C++, Python, Java, Lua, Matlab ou Urbi.

Algumas aplicações que podem ser executadas pelo V-REP são a simulação de sistemas de automação fabril, a monitorização remota, o controlo de *hardware*, a verificação e prototipagem rápida e a monitorização segura.

3.5.2 SimTwo

O simulador SimTwo é um sistema de simulação realístico o qual pode suportar vários tipos de robôs. O principal objetivo do SimTwo é a simulação de robôs móveis compostos por rodas ou pernas, e não só, este simulador também trabalha com robôs industriais, correias transportadoras e veículos superligeiros. Em resumo, este simulador pode trabalhar com qualquer tipo de robô terrestre já definido composto por juntas rotativas e rodas.

A dinâmica realista imposta pelo SimTwo é obtida pela descomposição do robô em corpos rígidos e motores elétricos. O comportamento de cada um dos corpos é numericamente simulado utilizando as suas características físicas: forma, massa e momentos de

inercia, o atrito nas superfícies e a elasticidade. A utilização de sensores também é uma das vantagens adquirida pela utilização deste simulador (Costa, Gonçalves, Lima, & Malheiros, 2011).

3.5.3 Gazebo

O simulador Gazebo oferece a capacidade de precisão e eficiência ao simular populações de robôs em ambientes interiores e exteriores complexos (Open Source Robotics Foundation, 2014). O Gazebo realiza a simulação de robôs em três dimensões tendo em conta a dinâmica dos objetos simulados.

O Gazebo utiliza a ferramenta Open Dynamics Engine (ODE), a qual é uma ferramenta utilizada para simular a dinâmica dos movimentos associados a corpos rígidos articulados.

3.5.4 Webots

O Webots é um simulador robótico profissional utilizado para propósitos comerciais e educacionais. O Webots inclui um conjunto de sensores e atuadores frequentemente utilizados em experiências robóticas, além de um conjunto de modelos de robôs que podem ser livremente modificados. No simulador também podem ser construídos novos modelos onde podem ser definidas as suas propriedades gráficas que incluem o formato, dimensões, cores, texturas e as suas propriedades físicas que consistem em massa, fatores de fricção, entre outros. O Webots também utiliza o Open Dynamics Engine (ODE) para a simulação de corpos rígidos (Becker, 2010).

Capítulo 4. Processo de preparação de radioisótopos em medicina nuclear

Atualmente o procedimento utilizado para a preparação de radionuclídeos é o método convencional, que consiste num grupo de subprocessos realizados com o auxílio de técnicos especializados na área de medicina nuclear. Os técnicos encarregues desta tarefa devem possuir um grau de estudo adequado à importância e riscos dos processos.

O processo de preparação de componentes radioativos atualmente utilizado compreende a execução de vários processos os quais foram divididos em fases, nomeadamente a eluição do radioisótopo, a partição das dosagens radioativas pretendidas para cada paciente e em alguns casos a adição de fármacos a solução de radionuclídeo puro. Além de descrever os processos realizados pelos técnicos de medicina nuclear irão ser mencionados e descritos os principais equipamentos e materiais que intervêm em cada uma das etapas.

4.1 Equipamento e materiais

A realização das várias fases ou processos durante a preparação do radioisótopo requer a existência de equipamentos e materiais específicos para este propósito. Entre os componentes prioritários numa sala de processos de preparação, ou seja, na radiofarmácia, temos a cabina, o gerador de Tecnécio, o calibrador de dose, entre outros.

A cabina apresentada na Figura 18, comercialmente denominada *Hot Cells* tem como objetivo principal a preparação manual de produtos na área da medicina nuclear. Este produto é concebido de modo a cumprir os requisitos necessários para obter uma boa preparação e permitir o melhor manuseamento dos produtos, tanto no aspeto radioativo, estéril, seguro e ergonómico.



Figura 18 Representação de uma *Hot Cells Safeflow*.

O gerador de Tecnécio (Tc-99m) ($^{99}\text{Mo} - ^{99m}\text{Tc}$), como mencionado no capítulo 2, consistem em recipientes com pequenas esferas de alumina sobre as quais o Molibdénio (Mo-99), produzido num reator nuclear, liga-se firmemente. Desta forma é produzido o Tecnécio (Tc-99m). Na Figura 19 pode ser observado um exemplo de um gerador DRYTEC.



Figura 19 Exemplo de um gerador estéril de ^{99m}Tc DRYTEC, (The Wolfmet solution to radiation shielding, 2008).

O calibrador de dose é um equipamento fundamental num serviço de medicina nuclear, utilizado para a determinação da atividade de radionuclídeos e fármacos marcados com radionuclídeos, emissores de raios gama e beta que serão administrados aos pacientes, tanto para diagnóstico como para terapia. Consiste, basicamente, numa câmara de

ionização do tipo poço acoplada a um circuito eletrónico especial que permite que a resposta do instrumento seja mostrada diretamente em unidades de atividade (mCi). Este pode ser observado na Figura 20. Se o instrumento indicar um valor de atividade menor do que o valor real, isto acarretará a administração de radiofármacos com atividade maior que a prescrita para o paciente, sem que haja benefício dessa dose extra; sendo assim, o paciente será sobre-exposto desnecessariamente. Por outro lado, se o instrumento indicar um valor de atividade maior que o valor real, a atividade administrada poderá ser insuficiente para a finalidade a que se destina, acarretando repetição do procedimento, o que, mais uma vez, implicará aumento desnecessário da exposição à radiação para o paciente e para os indivíduos ocupacionalmente expostos envolvidos no processo (Bessa, Costa, & Caldas, 2008).



Figura 20 Exemplo do calibrador de dose CURIEMENTOR 3, (PTW Source Calibrators and SourceCheck systems for Brachytherapy, 2014).

As barreiras de proteção consistem numa barreira de chumbo em L, ou em material de densidade equivalente, composta também por uma janela de vidro plúmbeo, como pode ser observado na Figura 21.

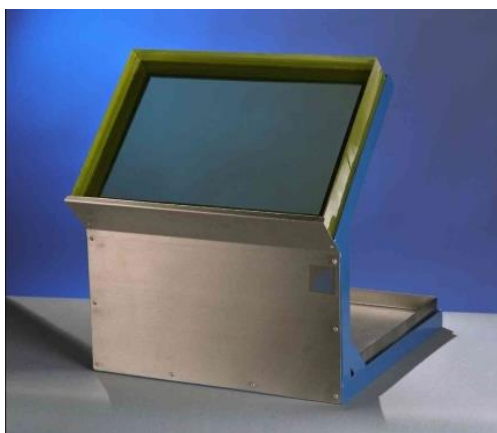


Figura 21 Exemplo do modelo de barreira de proteção GLK-101, (Radiofarmácia).

Outras ferramentas de proteção utilizadas são a caixa de transporte de seringas, o protetor de seringa e o protetor de frasco. A caixa de transporte de seringa consiste numa caixa de aço inoxidável com fechadura totalmente revestida em chumbo, que permite o transporte seguro desde a radiofarmácia até o local onde será administrado o produto radioativo no paciente. Um exemplo do modelo pode ser observado na Figura 22.



Figura 22 Exemplo do transportador de seringas, (Radiofarmácia).

Um exemplo do protetor de seringa é o modelo WH o qual pode ser observado na Figura 23, este elemento consiste num recipiente compacto com janela de vidro plúmbeo (completamente encapsulado em tungsténio) e com fecho em gancho. Além disso possui uma blindagem de 2.5 mm de tungsténio. Para casos de produtos radioativos emissores de radiação puros, os protetores de seringas são compostos de material plexiglass, de densidade aproximada ao plástico, atendendo às características das partículas libertadas pelo material radioativo a transportar.



Figura 23 Protetor de seringas de volumes (2, 3 e 5 ml.), (Radiofarmácia).

O protetor de frasco modelo VC é feito em aço inoxidável totalmente revestido com uma proteção de chumbo de 4 mm, como apresentado na Figura 24.



Figura 24 Protetor de frasco modelo VC, (Radiofarmácia).

Os transportadores de seringas e os protetores (frasco e seringa) têm como principal função isolar o material radioativo do ambiente, diminuindo consideravelmente a exposição dos técnicos especializados em medicina nuclear.

4.2 Descrição do processo convencional

De forma a realizar uma melhor análise e descrição do processo de eluição, partição e a preparação de *kits* dos isótopos radioativos atualmente utilizados, a sua apresentação irá ser dividida em três fases: primeira fase, segunda fase e fase intermédia.

4.2.1 Primeira fase (eluição)

Inicialmente o radioisótopo específico é produzido num gerador de radionuclídeos (em particular, este estudo estará centrado num radionuclídeo em específico, o ^{99m}Tc). Como foi referido no capítulo anterior para realizar a produção do tecnécio é necessária a intervenção de um gerador $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$.

O tecnécio [^{99m}Tc] está continuamente a ser produzido a partir do molibdénio [^{99}Mo] radioativo. O gerador estéril de tecnécio permite a separação e recolha de pertecnetato de sódio para a solução injetável. Os geradores fornecidos produzem pertecnetato de sódio [^{99m}Tc] para solução injetável resultante do decaimento radioativo de entre 2,5 e 100 GBq do Molibdénio-99.

Para proceder à eluição, é colocado um frasco de solução injetável de cloreto de sódio no gerador, perfurado por uma ponta de ferro interna ao gerador. A recolha do eluato de solução injetável de Pertecnetato de sódio [^{99m}Tc] é efetuada através desse frasco de vidro estéril, que se encontra sob vácuo com a ajuda de uma agulha de coleta. São fornecidos com o gerador, frascos de solução salina com o volume necessário para obter volumes de 5 ml, 10 ml e 20 ml de eluato (INFARMED, 2013).

A quantidade de Pertecnetato de Sódio [^{99m}Tc] que pode ser eluída a partir do gerador num determinado momento depende da quantidade de Molibdato de Sódio [^{99}Mo] presente, do volume do eluato obtido e do tempo que passou desde a última eluição. Na Figura 25 pode ser observado o processo anteriormente descrito.

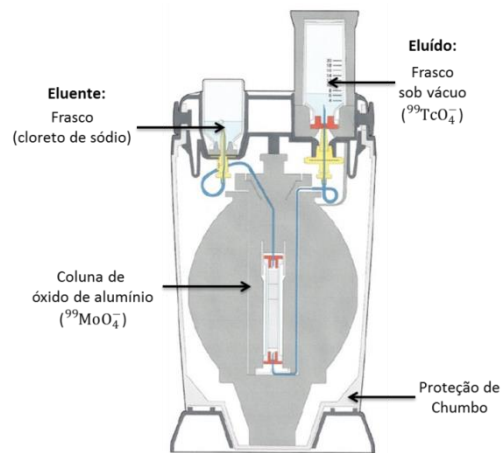


Figura 25 Processo de eluição.

Após a primeira eluição do radionuclídeo, o frasco é transportado para o calibrador de doses, o qual irá realizar a medição da atividade que possui a eluição do radionuclídeo no soro fisiológico. Esta medição tem por unidade de medida o Curie, unidade comumente expressa por mCi. Na Figura 26 pode ser observado o calibrador de dose, de modelo Curiementor com o respetivo valor de radiação de uma dada substância radioativa.



Figura 26 Calibrador de dose.

O calibrador de dose é composto por dois componentes, a câmara de ionização onde irá ser introduzido o material radioativo e o processador, constituído pelo ecrã e pelas diversas funcionalidades do equipamento. O calibrador de dose encontra-se situado no

interior da *Hot Cells*, mas em alguns casos o monitor pode estar posicionado do lado exterior.

Para realizar a medição do eluato (produto eluído no gerador) é necessária a utilização de um adaptador, de forma a garantir o correto posicionamento do suporte do material radioativo e a não contaminação do medidor de atividade (poço). Após inserir o frasco no adaptador, este irá ser introduzido no orifício presente no cilindro do calibrador de dose. Ao obtermos os valores da medição irão ser efetuados os respetivos cálculos para deduzir as posteriores partições, dependendo da quantidade de pacientes agendados para o dia de trabalho.

4.2.2 Segunda fase (partição)

Diariamente são agendados exames de diagnóstico, tanto em clínicas como em hospitais que são organizados em termos de um calendário de exames. No calendário de exames estão explícitos os pacientes e os respetivos estudos ao qual serão sujeitos, bem como outros dados pessoais, nomeadamente a idade e o peso do paciente. Com estes dados, são calculadas organizadamente as doses necessárias para cada paciente.

Tendo em atenção o conhecimento prévio da atividade possível eluir por dia, as marcações dos exames e a capacidade de agenda é regulada pela limitação da atividade das eluições permitidas pelo gerador, uma vez que pela lei do decaimento radioativo, a atividade total diária eluída vai diminuindo com o tempo. Posteriormente à medição da atividade total diária do frasco é validada a possibilidade de realização de todos os exames previstos para o dia. Por vezes, torna-se necessária a realização de eluições ou de diferentes geradores ou do mesmo gerador em horas distintas, por forma a dar resposta aos exames agendados.

Após a validação anterior, dá-se início às partições da atividade total de forma a poder preparar a dose de marcação de *kits* em caso de necessidade ou de doses a injetar a cada paciente, dependendo do tipo de exame a realizar. Para obter uma porção da atividade contida no frasco, uma parte do eluato é extraída para outro material portador, visto não ser viável a passagem do líquido contido no frasco para outro frasco. A extração é feita com a utilização de uma seringa. Após ter o conteúdo na seringa, esta deverá ser

medida no calibrador de doses e, segundo esta medição, saberemos se a quantidade de atividade extraída do frasco é a pretendida. Se for em excesso, o líquido da seringa irá ser recolocado no frasco inicial; se for em déficit, extrair-se-á outra porção do líquido com a seringa, de forma a compensar a atividade em falta. O processo descrito anteriormente pode ser observado pela Figura 27 de forma esquematizada.

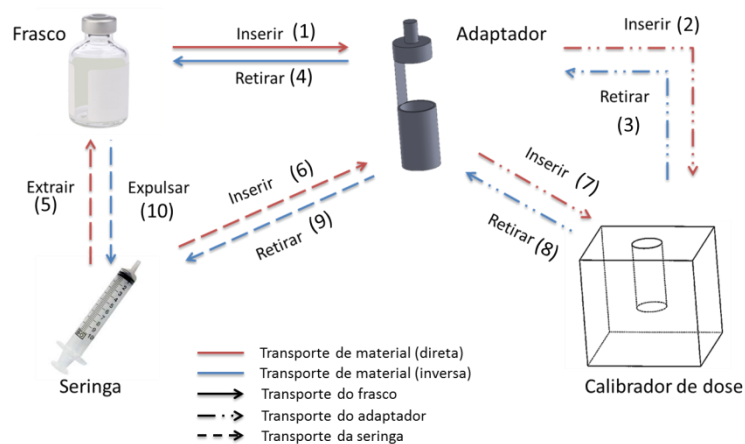


Figura 27 Processo de partição esquematizado.

São estes acertos de atividade preparada e/ou a preparar, que implicam uma exposição à radiação por parte do técnico de medicina nuclear. A proximidade das extremidades (mãos) ao frasco/seringa com eluato preparado é o principal fator de irradiação das extremidades.

4.2.3 Fase intermédia (marcação de kits)

Na base de dados onde é registada a marcação do paciente encontra-se especificado o tipo de exame ao qual irá ser sujeito e o tipo de radioisótopo que lhe irá ser administrado. Como mencionado em capítulos anteriores, o tecnécio é o radionuclídeo utilizado na grande maioria dos exames na área da medicina nuclear, e por vezes, dependendo do exame em questão é necessária a adição de um determinado fármaco à solução que irá ser administrada.

Este processo de adição do fármaco acontece após a eluição do tecnécio e depois de ser realizada a medição da sua atividade radioativa. Quando os técnicos especializados têm o conhecimento de que um ou mais pacientes irão realizar um determinado exame que requer a adição de um fármaco, têm em atenção o valor de atividade máxima permi-

tida para a marcação do *kit* desse respectivo fármaco bem como o número total de pacientes a realizar exame, sabendo qual o valor da atividade radioativa necessária. Com estes valores e tendo em consideração o decaimento radioativo do eluato, é determinado o volume de tecnécio necessário para realizar a diluição do fármaco, é de ressaltar que o fármaco utilizado tem uma constituição em pó. Estes cálculos são realizados a partir do frasco inicial de eluição, pois não só é registada a atividade total do dia, como também é sabido o volume de eluição, tendo a grandeza mCi/ml determinada (atividade volúmica).

Na Figura 28 pode ser observado o processo de mistura entre o tecnécio puro (líquido) e o fármaco (pó). Como demonstrado na figura, a transferência do material radioativo é realizada com o auxílio de uma seringa.

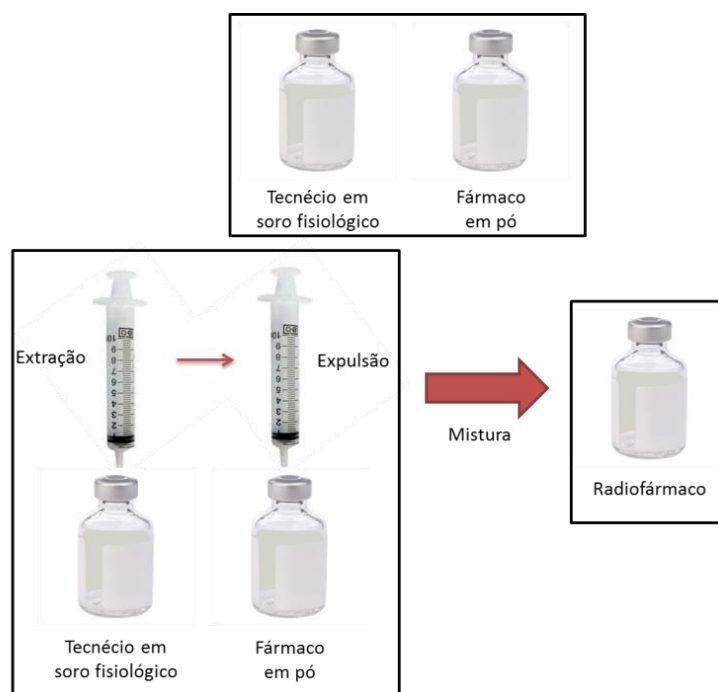


Figura 28 Preparação de *kits*.

Ao realizar a extração do líquido com a seringa, a seringa é levada ao calibrador de dose para realizar a medição da atividade radioativa e deste modo é realizada a comparação entre a atividade desejada e a atividade medida. Se o valor obtido na medição corresponde ao valor de atividade desejado o líquido contido na seringa é inserido no frasco do fármaco, caso contrário a seringa é levada novamente ao frasco que contém o tec-

nécio puro e é realizado outro processo de extração até obter a atividade radioativa desejada. Quando o radioisótopo é inserido no frasco do fármaco, o técnico mistura o conteúdo resultante agitando ligeiramente o frasco. Após de realizada a mistura entre os componentes, o frasco que contém a mistura é transportado para o calibrador de dose para obter a atividade radioativa final de fármaco marcado.

A Figura 29 apresenta de forma esquematizada o processo de marcação de *kits*. Observando-se que o processo de marcação de *kits* depende da atividade radioativa contida na seringa após a extração do líquido do frasco com o tecnécio puro. Se este valor medido não coincidir com o desejado, converte-se num processo cíclico até esta condição ser aceite. No entanto, dada a atividade necessária a marcar ser validada ainda na fase da seringa, a probabilidade de incongruências de atividades é muito reduzida, não sendo considerada a possibilidade de remarcação de *kits*.

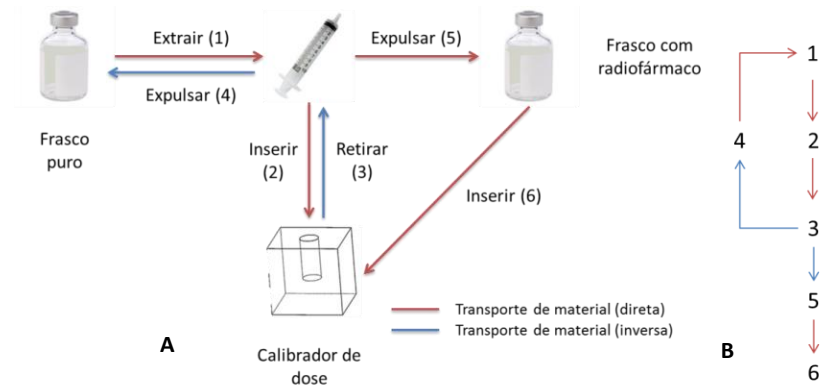


Figura 29 Processo de marcação de *kits*.

Através da descrição realizada ao longo deste capítulo sobre os processos necessários para a preparação da dose que passará a ser administrada nos pacientes, é possível perceber de forma clara e precisa cada um dos passos que os técnicos necessitam realizar para a obtenção da dose desejada. A manipulação dos objetos mencionados durante as diversas fases, é realizado atualmente de forma direta pelos técnicos, o qual revela uma exposição contínua às radiações ionizantes. Considerando os dados estatísticos obtidos pela NUMDAB, estes mostram a realização de mais de meio milhão de exames PET e PET-TC realizados anualmente pelas instalações de medicina nuclear distribuídas ao redor do mundo. Desta forma, é crucial o desenvolvimento de um sistema mecânico

robotizado que evite a exposição diária dos técnicos de medicina nuclear. Este projeto desenvolverá os mecanismos necessários para evitar a intervenção direta dos técnicos durante o manuseamento de componentes radioativos. Ao diminuir-se a taxa de exposição diária dos funcionários das instalações de medicina nuclear obtém-se um maior controlo dos limites de dose efetiva.

Após terminada a marcação de *kit* de fármaco, este frasco encontra-se pronto a entrar na segunda fase (partição) descrita anteriormente.

Capítulo 5. Desenvolvimento do sistema robotizado virtual

Com o propósito de elaborar um ambiente virtual que reproduza os processos realizados atualmente nos laboratórios de medicina nuclear, foram pesquisadas ferramentas de *software* necessárias para levar a cabo cada um dos objetivos propostos. Cada uma das ferramentas selecionadas irá ser aplicada para uma determinada tarefa, entre elas representar modelos em 3D, criar ambientes de simulação, estabelecer parâmetros de comunicação, entre outros.

O funcionamento das ações desenvolvidas no programa de simulação irá ser comandado por uma interface manipulada pelos técnicos capacitados. Esta interface não só permitirá a interação entre o simulador e o utilizador, mas também permitirá o acesso à base de dados que contém as marcações dos pacientes. A interface descrita irá ser desenvolvida pelo projeto denominado SinaDix (fora do âmbito deste trabalho), o qual interatua de forma direta com o programa de simulação desenvolvido ao longo deste trabalho. O projeto que abrange o desenvolvimento do simulador é denominado RoboDix e é apresentado neste documento.

O projeto RoboDix representará virtualmente os processos necessários para cada um dos botões ou conjunto de botões que constituem a interface com o utilizador, sendo cada ação automática e independente após receber o comando do SinaDix. Como pode ser observado na Figura 30, a comunicação entre os dois projetos (SinaDix/RoboDix) é realizada através do envio e a receção de mensagens, sendo estas específicas para cada uma das ações definidas no simulador.

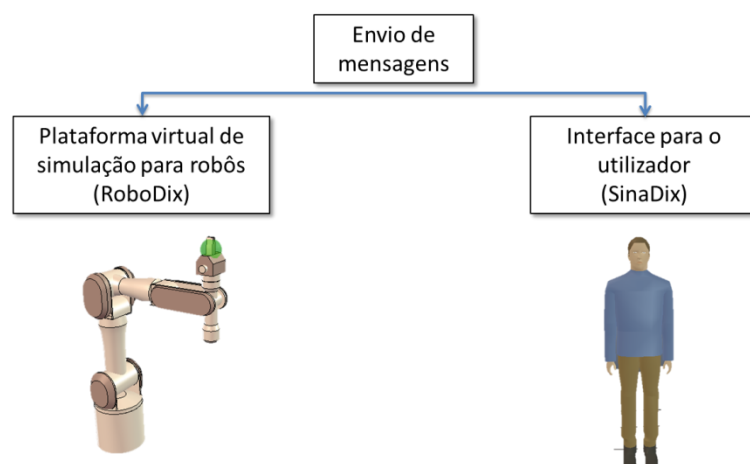


Figura 30 Comunicação entre a interface do utilizador e o programa de simulação.

O RoboDix é então baseado num ambiente que simula uma *hotte*, e neste ambiente encontram-se distribuídos cada um dos materiais e equipamentos necessários para cada uma das fases descritas anteriormente. Esta distribuição foi criada e alterada sucessivamente ao longo deste trabalho, até obter uma distribuição eficaz (dado o espaço disponível) e organizada, que pode ser observada na Figura 31.

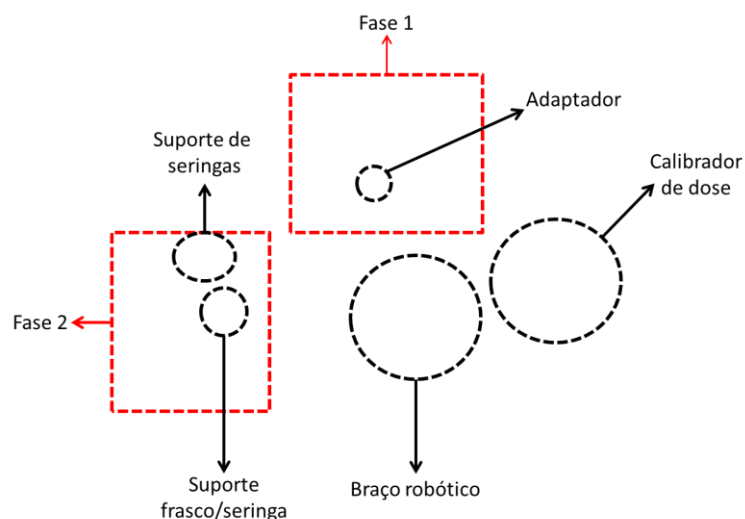


Figura 31 Distribuição do ambiente virtual.

A distribuição foi desenhada de forma a otimizar da melhor maneira o espaço utilizado, considerando-se que o manipulador deverá ter um papel central no ambiente virtual. Quando se posiciona o braço robótico no centro e os restantes equipamentos e ma-

teriais ao seu redor, está a ser economizado espaço e a diminuir o esforço que tem que ser realizado pelo robô.

5.1 Conceção dos modelos 3D utilizados no ambiente virtual

Na realização de um ambiente virtual que abarque as funcionalidades necessárias, não é só necessária a percepção das ações que se pretendem simular, mas também é necessário ter em consideração todos os materiais e equipamentos que intervêm na sua concretização.

O *software* SolidWorks[®] CAD é uma aplicação automática de desenho mecânico que permite aos seus desenhadorees a delineação rápida das suas ideias, experiências com diversas figuras e dimensões, e a produção de modelos e desenhos detalhados. A ferramenta de SolidWorks foi utilizada com o propósito de elaborar modelos 3D dos componentes que integram uma *hotte* e os quais serão necessários para integrar o ambiente virtual.

Entre os materiais que foram necessários reproduzir na plataforma do SolidWorks encontra-se compreendido o adaptador do calibrador de dose. Como foi descrito no capítulo anterior, o adaptador do calibrador de dose tem como propósito servir como base auxiliar para realizar a medição da atividade radioativa do frasco e da seringa.

Como foi estudado durante a observação dos processos de partição nas instalações da Dr. Campos Costa, para diferentes cilindros de medição de atividades (poços), são necessários diferentes adaptadores. Considerando as medidas dos calibradores para cada medidor observado nos consultórios foi desenhado um adaptador que se ajusta aos diversos parâmetros, tal como é ilustrado na Figura 32.

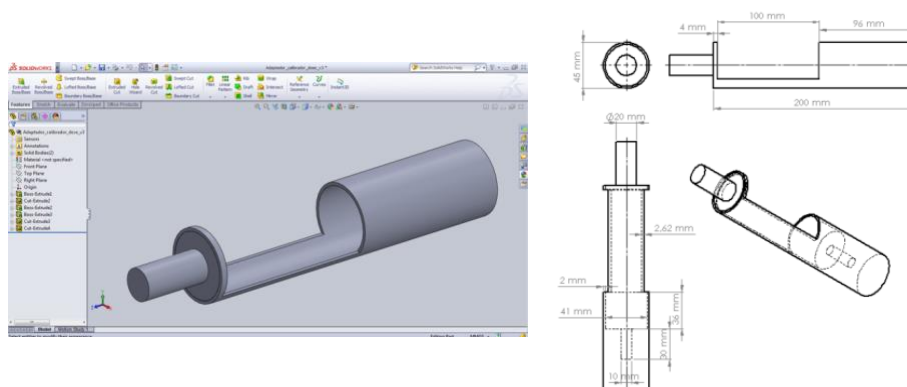


Figura 32 Modelo 3D do adaptador do calibrador de dose criado em SolidWorks.

Um componente de grande importância é o frasco, o qual tem um papel fundamental no transporte e contenção do material radioativo. O modelo de frasco utilizado neste projeto é fornecido pela empresa fornecedora dos geradores, com uma capacidade de armazenamento de 20 ml. Este frasco é utilizado especificamente para a evacuação estéril em vácuo do gerador de tecnécio (^{99m}Tc), como se pode observar na Figura 33.



Figura 33 Frasco de 20 ml GE Healthcare.

Na Figura 34 pode ser observado o modelo 3D reproduzido em SolidWorks e as suas respectivas dimensões.

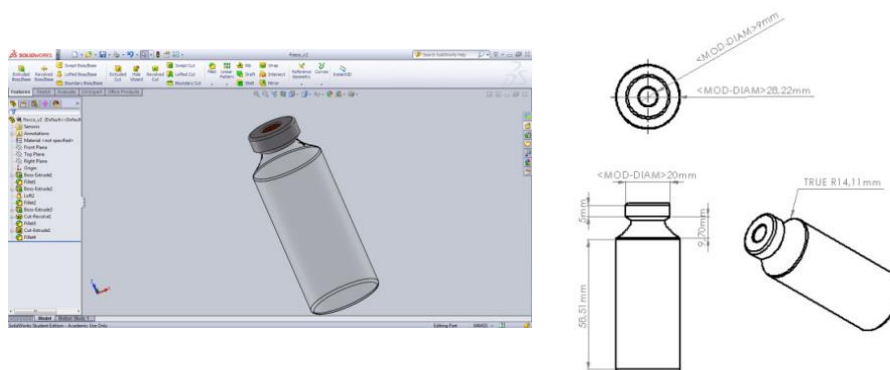


Figura 34 Modelo 3D do frasco.

Outro dos materiais a serem modelados é a seringa de 10 ml, a qual é necessária para realizar a partição do componente radioativo. Algumas imagens da seringa extraídas do SolidWorks podem ser observadas na Figura 35.

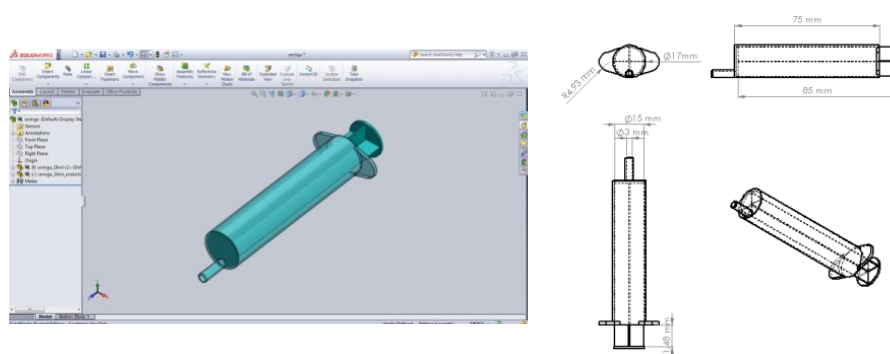


Figura 35 Modelo 3D de uma seringa de 10 ml criado em SolidWorks.

Segundo o consultório Dr. Campos Costa, a seringa utilizada nas instalações de medicina nuclear tem um alcance que permite a extração do material radioativo do frasco sem correr o risco de extravasamento. Para este projeto desenvolveu-se uma agulha de seringa considerando as características da agulha utilizada atualmente nas instalações de medicina nuclear. Está agulha foi criada com o propósito de evitar o possível derrame do líquido radioativo durante o processo de partição. Com este objetivo consideraram-se as medidas do frasco como parâmetros iniciais, tendo em conta que o objetivo é que quando a agulha penetre o frasco tenha alcance ao líquido do fundo bem como que na altura de enchimento da seringa, não seja introduzido ar na mesma, por falta de líquido. A Figura 36 apresenta as medidas do frasco necessárias para a criação do protótipo da

agulha. Através destas medidas foi obtido o comprimento mínimo que deverá ter a agulha para atingir um melhor alcance.

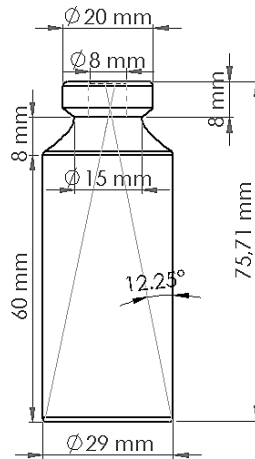


Figura 36 Cálculo do comprimento da agulha.

Para uma extração mais eficaz foi calculado o comprimento mínimo da agulha, mas como se observa na Figura 36, a agulha precisa de uma determinada inclinação para ter alcance ao líquido do fundo. Como não é viável a inclinação da agulha no processo de partição, o objeto que irá ser inclinado será o frasco como pode ser observado na Figura 37.

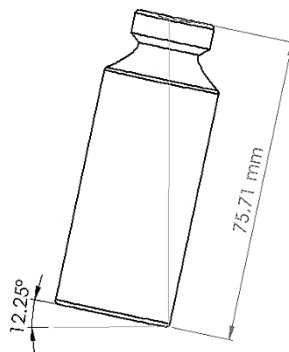


Figura 37 Inclinação do frasco durante a extração de material radioativo.

Segundo os parâmetros anteriores e a imagem de uma agulha normalizada desenvolveu-se o protótipo de agulha para a seringa, como se pode observar na Figura 38.

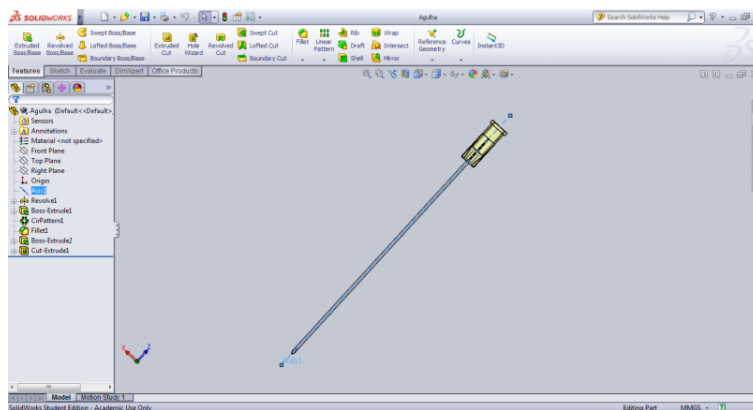


Figura 38 Protótipo de agulha desenvolvido em SolidWorks.

Na área da medicina nuclear a contaminação por radiação é um dos temas de maior importância, pelo que todos os materiais que tiveram ou têm contato com material radioativo são alvo de elevada restrição e proteção. Ao ser desenvolvido um protótipo de agulha é necessária a criação de uma tampa que previna o extravasamento (na Figura 39 é possível observar a tampa da agulha).

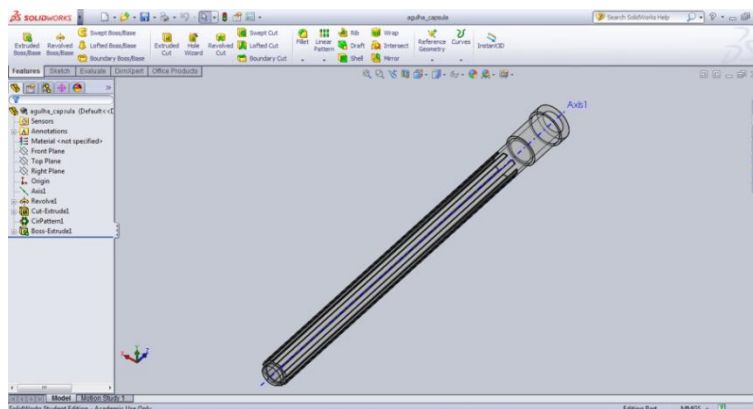


Figura 39 Protótipo de tampa de agulha.

Para facilitar a ação realizada durante a partição, que consiste na escolha da seringa a utilizar, desenvolveu-se um suporte de seringas. Considerando que a seringa a ser estudada neste projeto é a seringa de 10 ml, o suporte tenderá como parâmetros as dimensões da mesma. O suporte afixa a posição da seringa pelos suportes da base e da extremidade superior da agulha e evita que esta caia com ajuda de dois pares de garras nas mesmas localizações, como se apresenta na Figura 40.

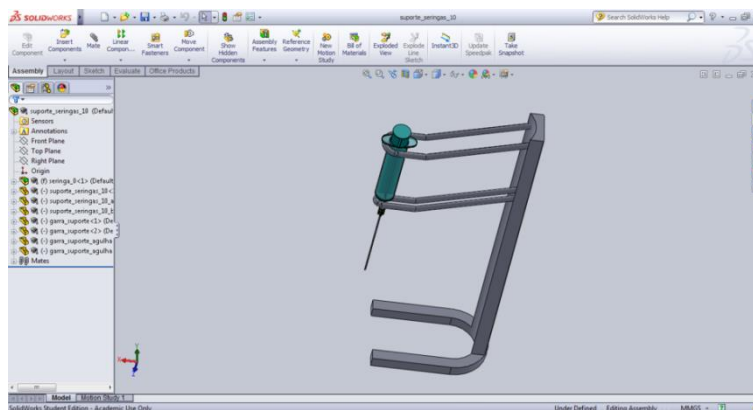


Figura 40 Suporte de seringas de 10 ml.

Durante a fase da partição observou-se a necessidade de um equipamento auxiliar para otimizar o processo de extração no ambiente virtual, o qual deve não só posicionar o frasco a inclinação referida anteriormente bem como evitar a sua movimentação durante a extração, além de segurar a seringa e permitir a penetração da agulha no frasco e a movimentação do êmbolo para retirar o líquido radioativo. Para levar a cabo estas condições criou-se um suporte que contém três pares de garras para a afixação da seringa e dois pares de garras para afixar o frasco, como se pode observar na Figura 41.

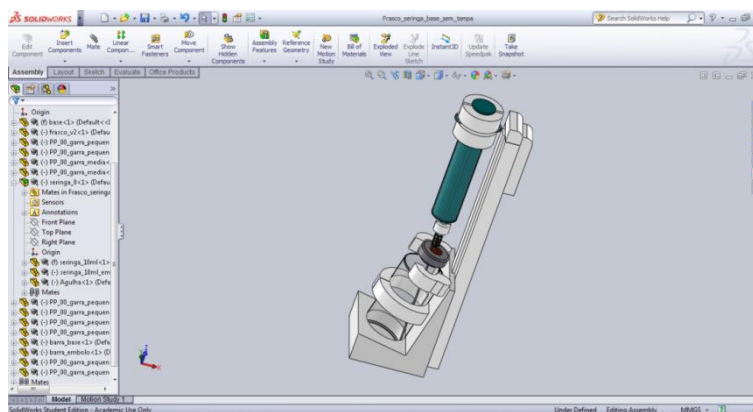


Figura 41 Suporte de fixação para frasco e seringa.

A fixação da seringa é realizada com a ajuda de três pares de garras. Um par de garras é posicionado na base da seringa e têm como objetivo, além de afixar, permitir a subida da seringa quando se retira a agulha do frasco; as garras situadas no extremo superior da agulha evitam que esta se desprenda pela pressão exercida quando a agulha é retirada do frasco. Por último, as garras que fixam o êmbolo têm o objetivo de ajudar

na descida da seringa quando a agulha é inserida no frasco, e permite a subida do êmbolo para levar a cabo o processo de extração. As garras posicionadas na base e no extremo superior do frasco têm como único objetivo evitar o movimento do frasco quando extrai-se o líquido do mesmo.

5.2 Elaboração do modelo virtual do sistema robotizado

Após a análise detalhada dos procedimentos necessários para a realização dos processos de eluição, partição e a preparação de *kits*, foi realizada a tradução dos processos manuais a ações mecânicas. Com esse propósito irá ser apresentada de forma detalhada e esquematizada os procedimentos mencionados anteriormente com uma abordagem utilizada na área da robótica automatizada. Após analisar e arquitetar cada um dos passos necessários para levar a cabo cada uma das tarefas descritas anteriormente, utilizou-se a ferramenta de simulação V-REP.

O simulador de robôs V-REP (*Virtual Robot Experimentation Platform*) possui um ambiente integrado, assente numa arquitetura de controlo distribuída no qual cada objeto ou modelo pode ser controlado de forma independente através de um *script*, um *plugin*, entre outros. Isto faz do V-REP uma ferramenta ideal e versátil para aplicações multi-robôs. Os controladores podem ser escritos em várias linguagens, nomeadamente em C/C++, Python, Java, Lua, Matlab ou Urbi.

Algumas aplicações que podem ser executadas pelo V-REP são a simulação de sistemas de automação fabril, a monitorização remota, o controlo de *hardware*, a verificação e prototipagem rápida e a monitorização segura.

5.2.1 Criação e importação dos objetos 3D utilizados no ambiente virtual

Quando é iniciada a elaboração de um ambiente virtual deve-se ter em consideração a percentagem real no ambiente, é necessário elaborar e estruturar a componente visual pois este é um dos parâmetros que irá definir o sucesso da simulação.

Para cada uma das fases é necessário uma série de diferentes passos para levar a cabo a sua execução. Com o objetivo de executar eficazmente todos os processos foram anexados ao ambiente virtual todos os equipamentos necessários, sendo que a ferramenta central do ambiente virtual que irá executar cada uma das fases de forma ativa é um

braço robotizado. O braço terá como objetivo o transporte e manuseamento dos materiais presentes no ambiente de trabalho, tendo em consideração o espaço ao seu redor e a sutilidade necessária neste tipo de tarefas.

Os processos elaborados atualmente nos laboratórios de medicina nuclear são executados por técnicos especializados, o que significa que a mobilidade utilizada nestes processos é muito abrangente desde o ponto de vista mecânico. Os componentes mecânicos principais que constituem um braço robótico são a sua base, ligações, juntas e punho. Enquanto a base se encarrega da fixação do manipulador, as juntas realizam a conexão entre a base, as ligações e o punho. O braço robótico foi escolhido dentro da biblioteca de modelos que integram a plataforma do V-REP, denominado '*7 DoF Manipulator*'. Na Figura 42 pode-se observar o modelo de robô manipulador utilizado assim como as partes que o compõem.

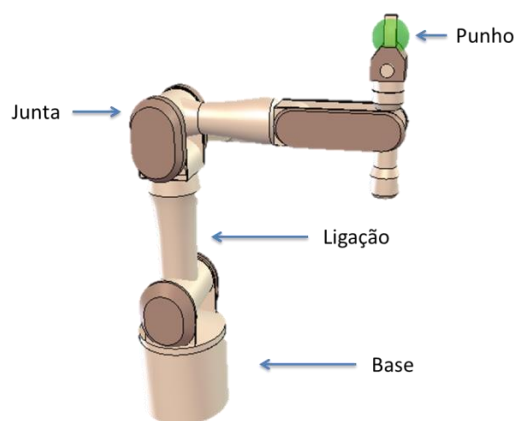


Figura 42 Modelo '*7 DoF Manipulator*' do V-REP.

O braço robótico escolhido para a realização deste projeto possui 7 graus de liberdade (DOF), os mesmos graus de liberdade que constituem o braço humano (do ombro até o pulso). Na Figura 43 pode-se observar de forma explícita a comparação entre as articulações do braço humano e as juntas de um braço robótico, onde os dois possuem os mesmos graus de liberdade.

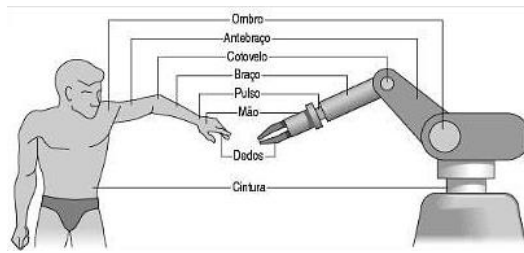


Figura 43 Comparação entre um braço humano e um braço robótico (Rojas, 2012).

O braço robótico é então adicionado no ambiente de trabalho, como se apresenta na Figura 44, como este componente faz parte da biblioteca do V-REP, os objetos que o compõem encontram-se já definidos. Como pode ser observado na Figura 44, o V-REP apresenta uma seção denominada ‘*Scene hierarchy*’, que apresenta os objetos que formam parte do ambiente do V-REP e a relação hierárquica entre os mesmos.

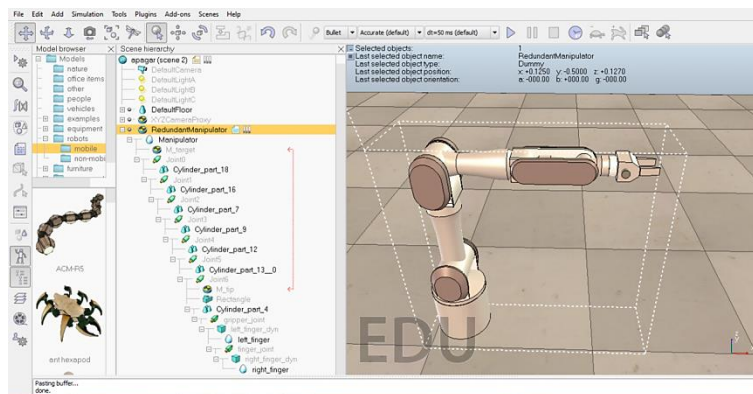


Figura 44 Adição do braço robótico ao ambiente virtual.

Após anexar o manipulador procedeu-se à criação e distribuição das fases e os materiais que intervêm nelas. Desta forma importaram-se os objetos criados na plataforma do SolidWorks, usando o formato STL. Quando se realiza a importação de um objeto para a plataforma do V-REP é necessário definir o fator de dimensão (uma vez que o SolidWorks utiliza dimensões em milímetros e o V-REP utiliza dimensões em metros, o fator de conversão é de 10^{-3}). Na Figura 45, observa-se a importação de vários objetos e como estes são apresentados na ‘*Scene hierarchy*’, para o caso do suporte de seringas.

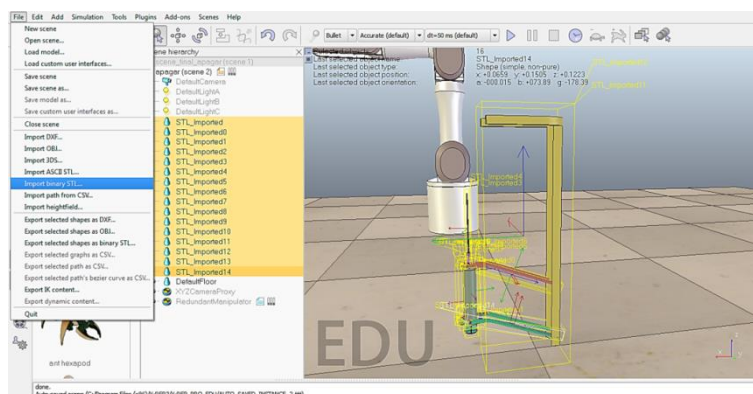


Figura 45 Como importar um ficheiro STL no V-REP.

Após a importação de todos os objetos criados no SolidWorks, é necessário realizar a sua distribuição, obtendo-se o ambiente apresentado na Figura 46.

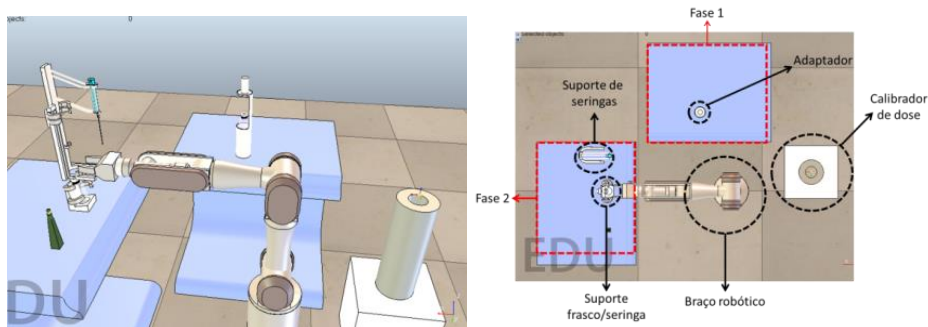


Figura 46 Distribuição do ambiente virtual.

O V-REP, devido à sua complexidade e capacidade de controlar diversos componentes de simulação, trabalha com objetos que permitam minimizar a dificuldade dos cálculos. Os objetos importados possuem uma complexidade elevada para ser possível programar no V-REP, pelo que o programa os reconhece como figuras sem propriedades dinâmicas (*'static shape'*). As figuras que o programa reconhece são: cubos, cilindros e esferas, também denominadas por *'pure shapes'*. Tendo em consideração esta condição, quando se deseja um comportamento dinâmico de um objeto, é necessário relacionar uma *'pure shape'* ao objeto estático. Para criar este objeto pode-se ir ao menu editar e criar uma determinada figura ou pode-se utilizar o menu para editar as figuras e criar a partir das mesmas, segundas figuras com a utilização duma matriz triangular, como se apresenta na Figura 47.

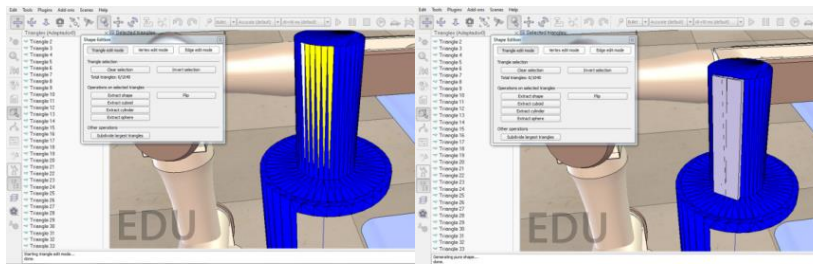


Figura 47 Criação de figuras com a utilização da matriz triangular.

Para o objeto estático (*'shape'*) acompanhar a cinemática do objeto dinâmico (*'pure shape'*), é necessário estabelecer uma relação de parentesco entre eles. Este processo é realizado selecionando o objeto estático e posteriormente o objeto dinâmico, e depois selecionar a opção *'Make last selected object parent'* no menu *'Edit'*. Após a realização desta relação de parentesco obtém-se uma árvore hierárquica que se apresenta na Figura 48.

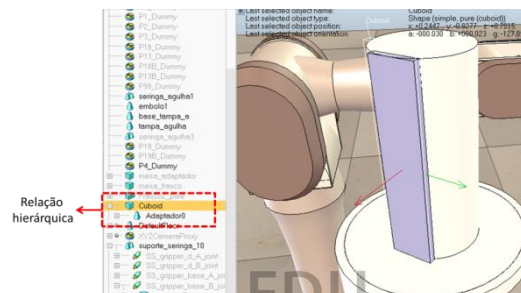


Figura 48 Relação hierárquica entre objetos.

Quando cada um dos objetos estáticos é relacionado aos objetos dinâmicos correspondentes, procede-se à inserção das juntas que irão permitir a locomoção dos objetos criados.

5.2.2 Adição dos componentes necessários para a dinâmica do braço robótico e dos suportes auxiliares

Quanto maior for o número de juntas maior serão os graus de liberdade do robô, o que significa que maior será o número de movimentos possíveis. O manipulador, como mencionado anteriormente possui 7 graus de liberdade, os quais são obtidos pela utilização das juntas que o constituem. Neste caso o braço é constituído por três juntas de rotação e quatro de torção, como se apresenta na Figura 49.

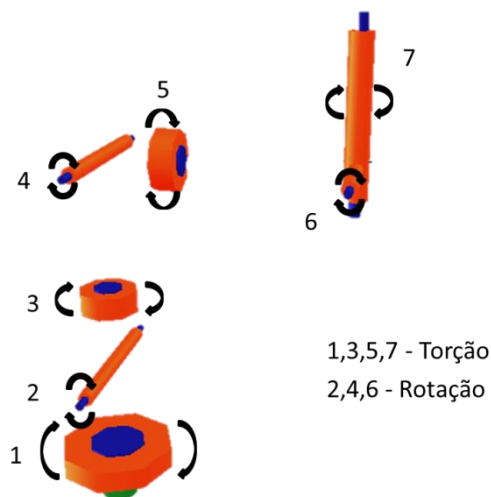


Figura 49 Juntas que integram o manipulador em estudo.

As juntas permitem desta forma a movimentação do robô através do espaço que o rodeia, mas tendo em consideração que o manipulador possui uma base fixa, o seu alcance encontra-se limitado. Para coordenar o robô de forma eficaz e precisa é necessária a utilização de um ponto de referência (*'target'*), que permite posicionar e orientar o braço para cada um dos pontos distribuídos ao longo do ambiente. Como pode ser observado na Figura 50, o ponto de referência do robô situa-se num ponto intermédio entre as duas garras.

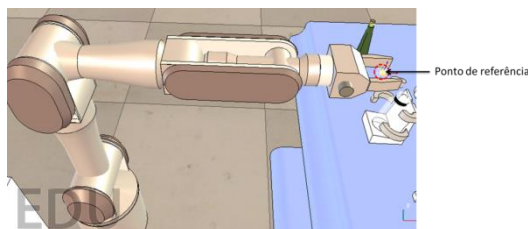


Figura 50 Ponto de referência do robô.

Os técnicos especialistas na área de medicina nuclear executam cada um dos movimentos com a utilização das duas mãos, o que quer dizer que não é suficiente a utilização de um braço robotizado se não se tem outro equipamento que atue como um segundo braço. Após a análise deste problema, optou-se por acrescentar ao ambiente de trabalho suportes que interatuem com o braço de forma a levar a cabo cada um dos movimentos mecânicos necessários durante cada fase.

Um dos suportes criados é o suporte de seringas, o qual tem como objetivo o apoio das seringas que se pretendem utilizar durante a fase da partição. O suporte de seringa desenhado neste projeto é o suporte de seringas de 10 ml. Este equipamento funciona com a utilização de dois pares de garras que permitem a fixação da seringa; um par de garras posiciona-se na base da seringa e outro par no extremo superior da agulha, como apresentado na Figura 51. Cada garra está ligada à base do suporte por uma junta de rotação, que movimentam as garras de forma a abri-las quando o braço captura a seringa e a fecha-las quando o processo é terminado.

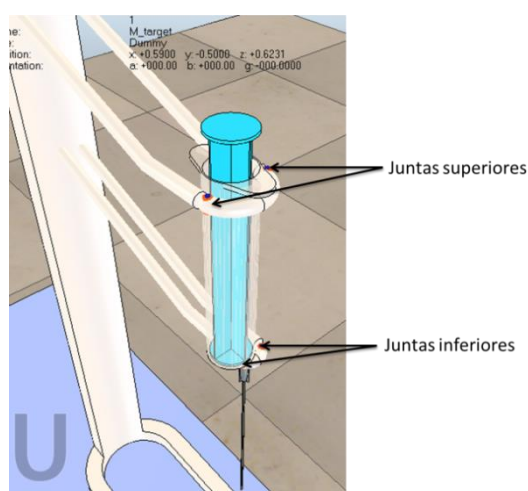


Figura 51 Juntas de rotação no suporte de seringas.

Outro equipamento necessário para a execução da fase da partição é o suporte de frasco/seringa, o qual tem o papel principal na extração do líquido do frasco com o auxílio da seringa. O suporte encontra-se constituído por cinco pares de garras, onde cada garra está ligada ao suporte por uma junta linear, que totaliza um total de dez juntas lineares. Além das juntas lineares das garras, o suporte também está composto por juntas lineares relacionadas às barras que permitem a translação da seringa até o frasco e a translação da barra que fixa o êmbolo e realiza o processo de extração. Na Figura 52 é possível observar cada uma das juntas lineares que compõem o suporte.

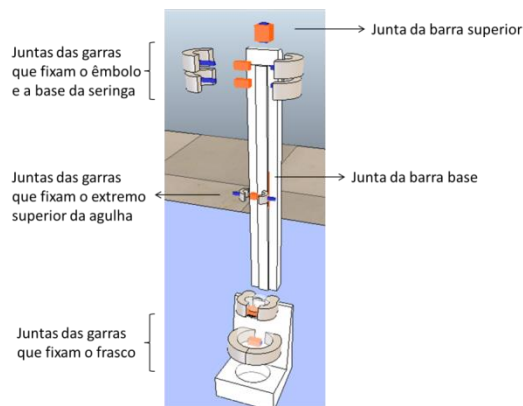


Figura 52 Juntas que conformam o suporte de frasco/seringa.

Todas as juntas ou articulações mencionadas anteriormente têm como propósito a movimentação das suas ligações, garras ou barras, de modo a conseguir o maior ajuste entre cada um dos equipamentos utilizados no ambiente que os rodeia.

5.3 Programação da cinemática para a movimentação do robô

O V-REP é conhecido pela ampla gama de opções e propriedades que intervêm no comportamento dinâmico de um objeto, não só pelo comportamento em relação ao todo, mas também pela atitude que o objeto pode realizar em relação a outros objetos.

Como mencionado nos pontos anteriores, durante este projeto foram utilizadas juntas para efetuar a dinâmica do robô. Cada junta possui uma série de propriedades, que variam desde o limite mínimo e máximo de rotação (junta de rotação) ou translação (junta cilíndrica), até o modo dinâmico que a junta irá executar. O comportamento da junta mais utilizado é o *'joint is in torque/force mode'*. A Figura 53 apresenta as diversas modalidades que a junta pode executar.

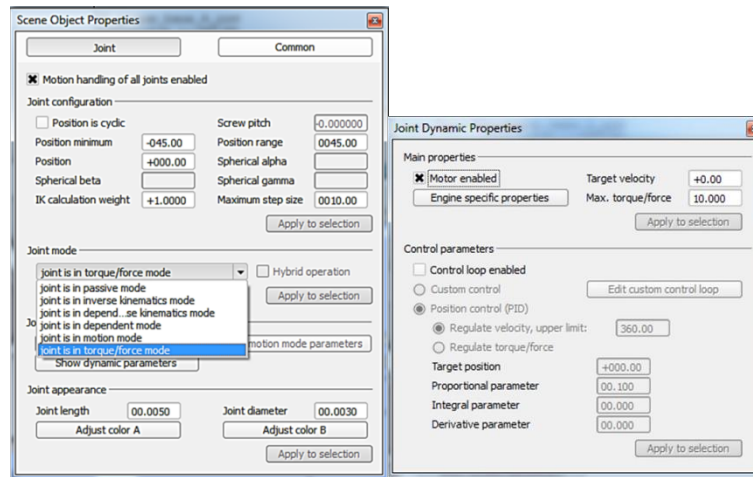


Figura 53 Propriedades das juntas.

Quando se utiliza o modo de torção/força pode-se alterar a velocidade da junta, a máxima torção/força aplicada, a velocidade máxima, entre outros. Na maioria das juntas utilizadas neste projeto estipulou-se uma velocidade dinâmica de 0 m/s e uma força positiva que varia de 10 a 50 N.

Como mencionado anteriormente, o V-REP pode ser programado em várias linguagens de programação, sendo que a linguagem utilizada neste trabalho foi Lua. Com o auxílio do ‘*help topics*’ situado no menu ‘*help*’ do V-REP, realizou-se uma pesquisa das funções que podem ser utilizadas para ativar a cinemática de cada uma das juntas. Se se pretender relacionar uma função a um determinado objeto já existente no ambiente virtual, primeiro é necessário chamar o objeto ao *script*, para tal é necessária a utilização da função ‘*simGetObjectHandle*’. No caso das juntas integradas nos suportes de seringa e de frasco/seringa, utilizou-se a função ‘*simSetJointTargetVelocity*’. Esta função permite a alteração da velocidade de uma junta mas só pode ser utilizada se a junta for chamada no *script* e estiver em modo ativo. Na Tabela 3 pode observar-se os parâmetros de entrada e de saída da função.

Tabela 3 Propriedade da função de velocidade da junta.

Lua sinopse	number result=simSetJointTargetVelocity(number objectHandle,number targetVelocity)
Parâmetros de entrada	objectHandle: variável definida para a junta targetVelocity: velocidade desejada (velocidade linear ou angular, depende do tipo de junta utilizada).
Parâmetros de saída	-1 se a operação não for bem-sucedida. Valor diferencial se a operação for bem-sucedida

Desta forma é possível controlar a velocidade da articulação e consecutivamente a sua dinâmica. As velocidades utilizadas para a dinâmica das articulações são na gama dos 0.1 m/s, pois tem-se em consideração que os processos realizados neste projeto estão sujeitos a materiais frágeis.

No caso do braço robótico as juntas foram programadas em modo '*joint is in inverse kinematics mode*'. Esta opção permite utilizar o manipulador considerando as propriedades da cinemática inversa. Para executar tarefas no modo da cinemática inversa é necessário estipular alguns parâmetros usando a janela denominada '*Calculation Modules*'. Nesta janela, na opção '*Inverse kinematics*' (Figura 54), apresentam-se as diversas opções que podem ser utilizadas para garantir o bom funcionamento dos objetos. Quando é selecionado o botão '*Edit IK elements*', abre-se uma janela que expõe o objeto que permite a execução da cinemática inversa. Este objeto é denominado de '*tip*' e encontra-se relacionado a uma base ('*Manipulator*') e a um alvo denominado ('*target*').

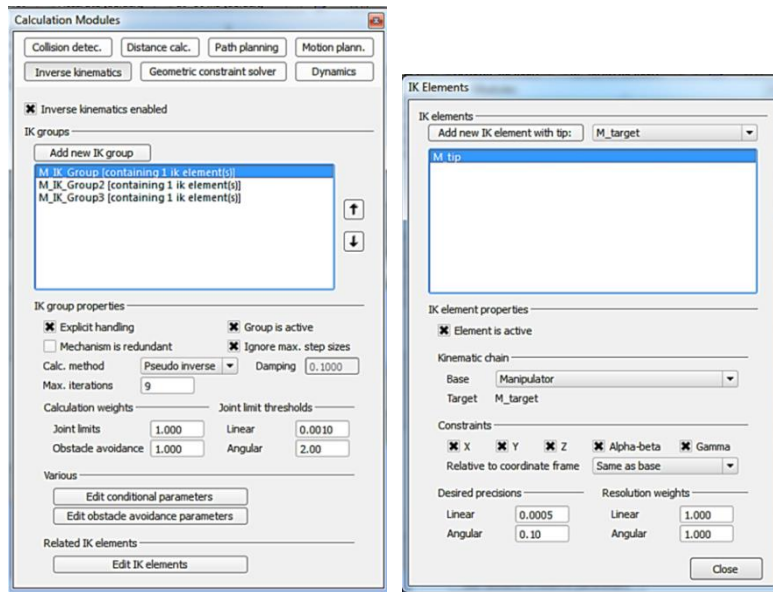


Figura 54 Propriedades da cinemática inversa.

Inicialmente o objeto ‘tip’ e o objeto ‘target’, que na maioria das vezes são representados por um ‘dummy’, encontram-se na mesma posição e orientação. Quando se pretende mover o robô, define-se um outro ‘target’ com posição diferente à posição inicial do ‘tip’ do braço. O que irá acontecer é que o ‘target’ do robô irá reposicionar-se à nova referência criada, e como definido nas propriedades da cinemática inversa, o robô executará esta ação realizando a rotação e torção das suas juntas até obter a nova posição desejada.

Utilizando esta abordagem criaram-se uma série de pontos de referências (‘dummys’), na qual cada ponto de referência representa uma posição no espaço. O braço robótico irá movimentar-se através destas posições para executar cada um dos processos necessários para a execução de cada fase.

5.3.1 Primeira fase ou eluição

Esta fase inicia-se quando o utilizador pressiona o botão de eluição na aplicação desenvolvida pelo projeto SinaDix. Muitos parâmetros têm de ser definidos quando se pretende desenvolver um algoritmo que exemplifique ações já definidas, dentro desses parâmetros se têm as posições de cada um dos pontos que consideraremos como referência ao longo do procedimento. Na Figura 55 observar-se uma representação bidimensional das posições de referência.

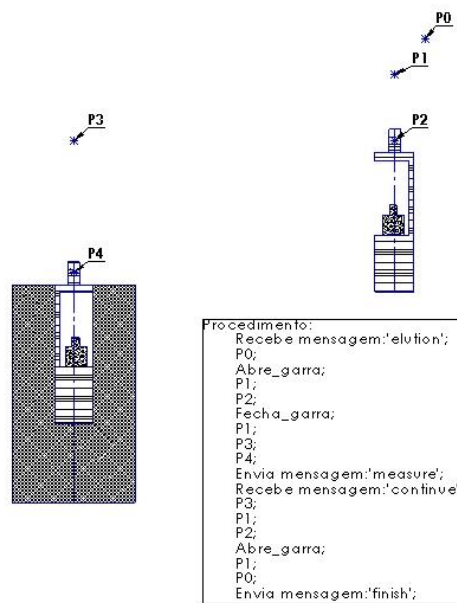


Figura 55 Pontos de referência para a fase de eluição.

Inicialmente o frasco encontra-se posicionado dentro do adaptador do calibrador de dose. O braço robótico tem como objetivo situar-se próximo do adaptador, e para realizar esta ação o ponto de referência do braço robótico irá abandonar a posição de repouso (P0) e posicionar-se na posição P1. Na Figura 56 pode ser observado o posicionamento do braço robótico na posição P0.

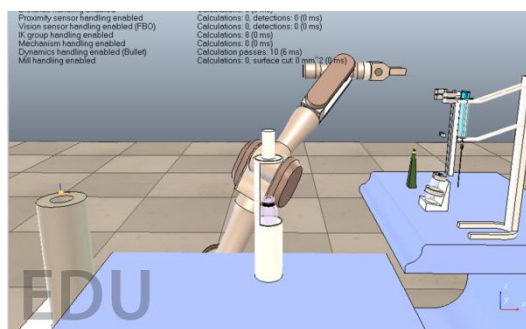


Figura 56 Processo de simulação da posição de repouso P0.

Na posição P1, o braço robótico deverá abrir as garras (*'abrir_garras'*), de seguida, e a uma velocidade adequada, o braço mover-se-á para a posição P2. Na posição P2 realizar-se-á a ação de fechar as garras através do comando *'fechar_garras'* de forma a cap-

turar o adaptador do calibrador de dose, podendo esta ação ser analisada na Figura 57 (é de sublinhar que o frasco se encontra posicionado no adaptador).

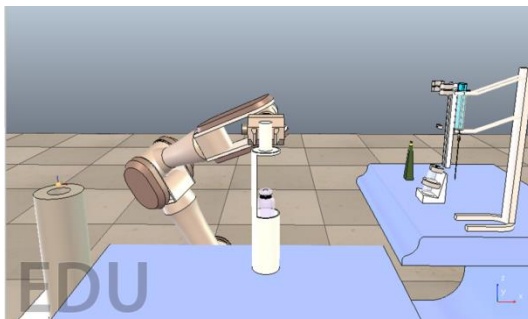


Figura 57 Processo de fechar as garras na posição P2.

Após as garras terem sido fechadas, o braço irá novamente para a posição P1, e posteriormente para as posições P3 e P4. Na posição P4, o adaptador, juntamente com o frasco, estará introduzido no calibrador de dose, o qual pode ser observado na Figura 58. Neste estágio será enviada uma mensagem dirigida à interface do projeto SinaDix com o propósito de comunicar ao utilizador que já poderá realizar a extração da medição dada pelo calibrador de dose sobre a atividade radioativa do componente depositado no frasco.

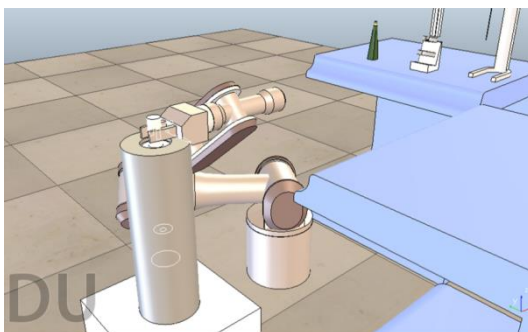


Figura 58 Representação gráfica da posição P4.

Quando o utilizador confirma que o registro do valor da medição foi extraído com sucesso, SinaDix enviará uma mensagem com o propósito de continuar com os passos necessários para terminar a primeira fase, também titulada como eluição.

Quando RoboDix lê e interpreta a mensagem, o braço robótico procederá a realizar os passos anteriores de forma inversa. Da posição P4 irá a P3, P1 e P2 onde nessa posi-

ção abrirá as garras para depositar o adaptador na bancada que lhe corresponde. Finalizada esta ação continuará o procedimento situando-se na posição P1 e por último na posição P0. Na posição P0, RoboDix enviará uma mensagem a qual indicará a finalização da primeira fase.

5.3.2 Segunda fase – parte 1

Esta fase inicia com o frasco dentro do adaptador do calibrador de dose, que por a sua vez se encontra posicionado na posição P2. O target do braço (ponto de referência do robot) robótico iniciará na posição de repouso P0. Esta fase tem como objetivo retirar o frasco do adaptador do calibrador de dose e transportá-lo para a sua respetiva base. Através da Figura 59 pode-se observar de forma detalhada as posições que irão ser mencionadas ao longo do processo.

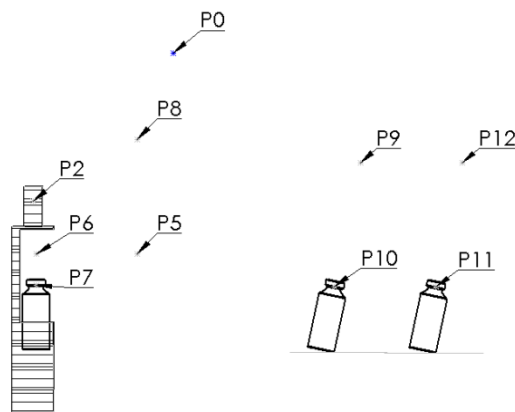


Figura 59 Processo esquematizado da primeira parte da segunda fase.

O braço passa da posição P0 para a posição P8, depois para a posição P5 e posteriormente para a posição P6. Na posição P6, o braço abre as garras, e depois move-se para a posição P7. Na posição P7 o braço fechará as garras e mover-se-á entre as seguintes posições: P6, P5, P8 e P9. Na posição P9 o braço executará um movimento de rotação pré-definido.

Após obter o frasco no ângulo desejado o braço robótico irá posicionar-se na posição P10, onde abrirá as garras. Depois de executar o comando *'abrir_garras'* o braço irá mover-se entre as seguintes posições: P9, P8 e P0.

5.3.3 Fase intermedia – preparação de kits

Alguns dos exames realizados na área da medicina nuclear utilizam fármacos como ingrediente adicional para ser injetados nos pacientes. Ao ser um procedimento realizado pelos técnicos responsáveis pela eluição e partição dos componentes radioativos, então irá ser uma fase abordada na elaboração deste trabalho.

Os fármacos utilizados têm uma estrutura em pó e encontram-se contidos em frasco. Para o fármaco ser injetado no paciente, este irá ser diluído com uma determinada porção do componente radioativo. Esta porção de soro radioativo é determinada segundo os pacientes marcados para determinados exames e o dia da marcação.

Os frascos que contêm o componente em pó do fármaco irão ser posicionados com o auxílio dos técnicos da área de medicina nuclear numa posição específica, denominada por P11, a qual pode ser observada na Figura 59.

5.3.4 Segunda fase – parte 2

Esta etapa da segunda fase consiste principalmente na partição do componente radioativo, durante a execução deste processo são necessários os seguintes materiais: dois frascos (um com o tecnécio puro e outro com a mistura do radiofármaco), seringas, o braço robótico, o suporte de frasco/seringa, o suporte da tampa da agulha e o suporte de seringas. A Figura 60 ilustra, a partir de uma perspetiva lateral, cada uma das posições que irão ser abordadas pelo braço robótico. Estas posições foram divididas em subfases: seleção do tipo de seringa, processo de extração e escolha do frasco a utilizar e por último posicionamento da tampa na agulha da seringa.

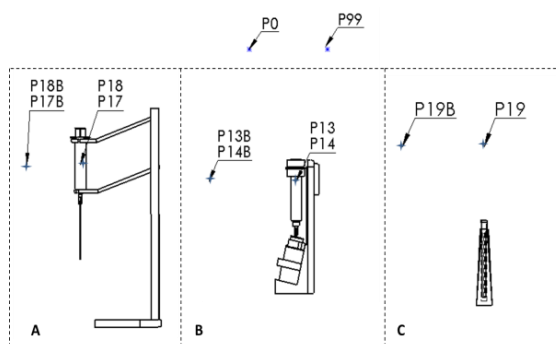


Figura 60 Processo esquematizado do processo de partição.

Este processo é iniciado quando é recebida uma mensagem do SinaDix que contém a informação necessária para proceder com a partição, em particular a informação sobre qual será o frasco a ser utilizado (puro ou com radiofármaco), o volume da seringa utilizada para a extração e por último o volume de material radioativo que irá ser extraído.

Quando esta fase é iniciada, o braço robótico encontra-se na posição P0, após receber a mensagem o robô irá a posição P17B no caso de ser necessária uma seringa de 5 ml, depois colocar-se-á na posição P17. Mas se for necessária uma seringa de 10 ml, o braço dirigirá-se-á a posição P18B e posteriormente a posição P18. Após o braço escolher um dos dois caminhos descritos anteriormente, o braço fechará as garras, e depois realizará o caminho escolhido de forma inversa até situar-se na posição P17B ou P18B, tal como ilustrado na Figura 60 (A). Na Figura 61 observa-se o braço robótico na posição P18, o que significa que neste processo está a ser utilizada uma seringa de 10 ml.

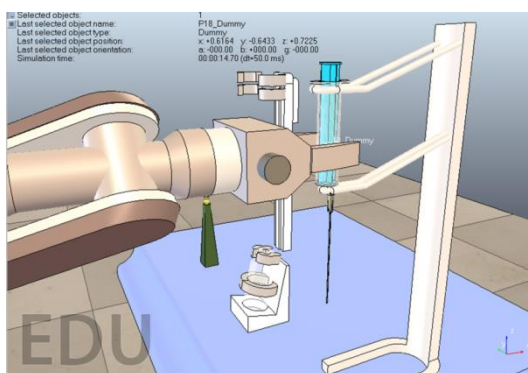


Figura 61 Braço robótico na posição P18.

Nesta altura foi selecionada a seringa com que se pretende realizar a partição, mas também é necessário selecionar o tipo de material radioativo que se deseja extrair. Ao ter duas escolhas possíveis, irá ser necessário considerar duas possíveis trajetórias: se pretendemos utilizar o frasco puro o braço deslocar-se-á para a posição P13B e a seguir para a posição P13; no caso de se utilizar o frasco com o fármaco o robô deslocar-se-á para a posição P14B e de seguida para a posição P14, tal como apresentado na Figura 60 (B). Quando o braço robótico se encontra posicionado na posição P13 ou P14 enviará uma mensagem ao suporte de frasco/seringa para assinalar que a seringa se encontra situada na sua respetiva posição, como pode ser observado na Figura 62.

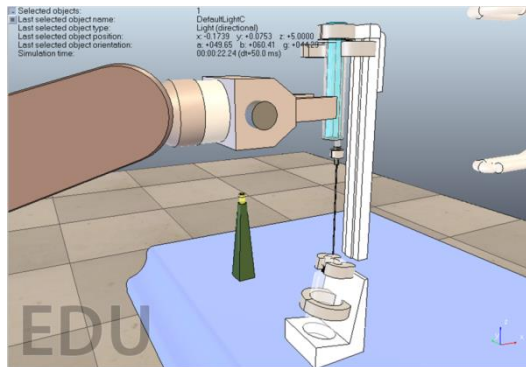


Figura 62 Braço robótico na posição P13.

Com esta mensagem o suporte fechará as garras que irão fixar o êmbolo da seringa e a agulha, e enviará uma mensagem ao braço robótico a indicar que já pode retirar as garras da seringa. O braço abre então as garras e posiciona-se na posição P13B ou P14B, enviando no final uma mensagem ao suporte para indicar que pode continuar. Esta mensagem ao ser recebida pelo suporte iniciará o comando para fechar as garras que irão prender a base da seringa, tal como apresentado na Figura 63.

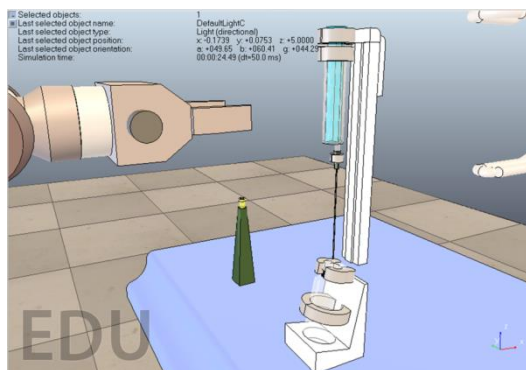


Figura 63 Fixação da seringa no suporte frasco/seringa.

Quando a seringa é fixada pelos três pares de garras e é inserida no frasco, o suporte determina o volume necessário neste processo de partição, através da informação recebida na mensagem enviada pelo SinaDix. O valor utilizado para realizar a extração do material radioativo não corresponde a uma grandeza volúmica, mas sim a um valor relativo à distância na ordem dos milímetros.

Na Figura 64 pode ser observado o processo de extração do radioisótopo contido no frasco, que é realizado pelo deslocamento do êmbolo com auxílio das garras.

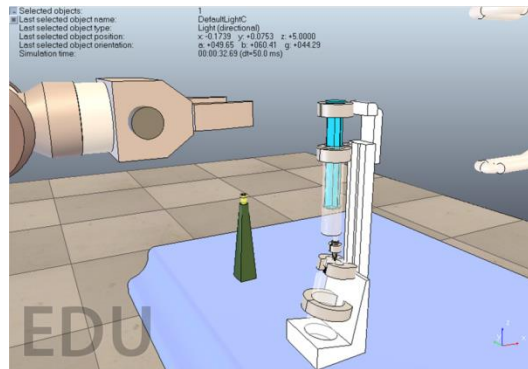


Figura 64 Extração do material radioativo.

De seguida, a seringa é retirada do frasco e as garras que fixam a base da seringa são retiradas. Após realizada esta ação o suporte envia uma mensagem ao braço robótico para indicar que já pode ir ao encontro da seringa, processo observado na Figura 65. Quando o braço é posicionado na posição P13 ou P14, fecha as garras, após o qual o suporte abre as garras que fixam o êmbolo e a agulha. O suporte ao libertar a seringa envia uma mensagem ao braço apontando que já pode retirar a seringa, fazendo com que o braço se posicione em P13B ou P14B.

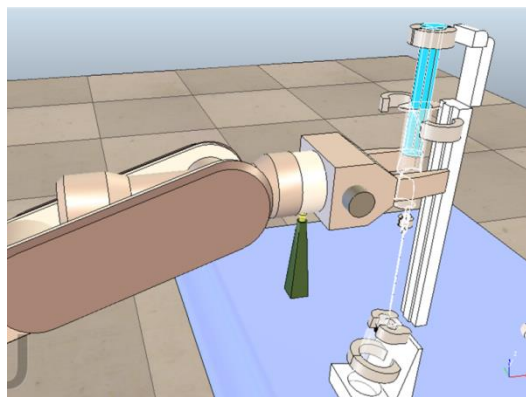


Figura 65 Representação do processo de partição pós-extração do material radioativo.

Quando o braço robótico tem na sua pose a seringa com o material radioativo desejado, este coloca uma tampa na agulha da seringa de forma a evitar a saída do líquido radioativo. Para realizar esta ação o braço dirige-se à posição P19B e posteriormente à posição P19, e através de uma pequena pressão, a tampa é fixada na agulha, tal como é observado na Figura 60 (C) e na Figura 66.

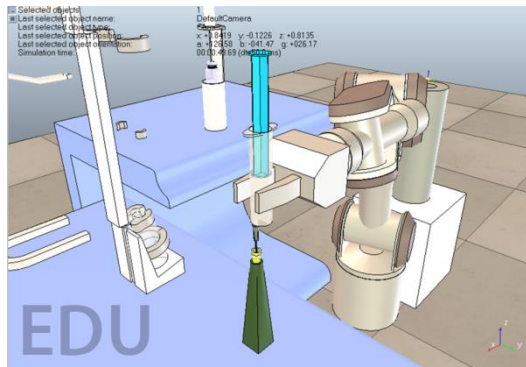


Figura 66 Encapsulação da agulha.

Por último, o braço robótico, em conjunto com a seringa, situar-se-á na posição P19B para depois se dirigir à posição P99, onde será finalizado o processo de partição.

Tabela 4 Tipos de mensagens utilizadas durante a simulação.

Mensagem	Resposta	Descrição
ELT	ELT	Eluição
MSR	MSR	Medição
CTN	CTN	Continuar eluição
FNE	FNE	Finalização da eluição
PTT;xxx;yyy;zzz	PTT	Partição: xxx: PRE ou PHA; yyy: 005 ou 010; zzz: distância em milímetros;
FNP	FNP	Finalização da partição

Como apresentado na Tabela 4, para cada mensagem é assinalada uma função em concreto, composta por três caracteres. No caso da partição, o telegrama possui 3 parâmetros adicionais, perfazendo 15 caracteres, onde se encontra codificada a informação necessária para a realização deste processo:

- O primeiro parâmetro é relativo à seleção do material radiativo a ser utilizado, isto é se se pretende a utilização do radioisótopo puro ou de um radiofármaco
- O segundo parâmetro, assinalado por ‘yyy’, faz menção da seringa a ser utilizada, isto é uma seringa de 5 ml ou uma de 10 ml
- O último parâmetro indica a distância em milímetros, que irá ser percorrida pelo êmbolo (equivalente ao volume de material radiativo desejado).

A interface criada para funcionar como suporte para as sucessivas repetições realizadas durante o processo de criação do ambiente robotizado apenas é utilizada para a realização de testes. Esta interface consiste numa janela com quatro botões, uma *memo* e uma caixa de texto, tal como pode ser observado na Figura 68.

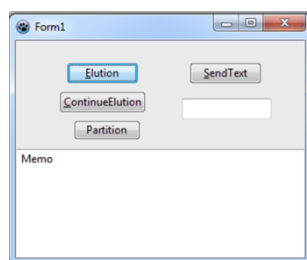


Figura 68 Interface auxiliar.

Os botões situados na coluna à esquerda, tal como o seu nome indica, permitem o envio de mensagens ao simulador referente a ações pré-definidas. O botão situado à direita realiza o envio das mensagens escritas na caixa de texto situada abaixo do botão. A *memo* é uma caixa de texto que apresenta os telegramas enviados pelo V-REP, podendo, por exemplo, visualizar quando as mensagens estão a ser enviadas e se não existem erros de comunicação entre as duas aplicações. Como apresentado na Figura 69, o tipo de comunicação utilizado entre a aplicação desenvolvida em Lazarus e o V-REP é através de UDP (*User Datagram Protocol*).

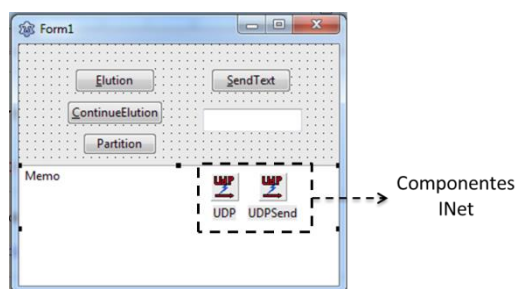


Figura 69 Componentes de comunicação utilizados.

O protocolo fornecido em UDP não garante a comunicação na rede de duas aplicações. O protocolo UDP consiste no envio de pacotes independentes de dados, chamados *datagramas*, de uma aplicação para outra. O envio de *datagramas* é similar ao envio de uma carta pelo correio, na qual a ordem de entrega não é importante e não é garantida, e cada mensagem é independente de qualquer outra.

Para muitas aplicações a garantia de confiança é crítica para o sucesso da transferência de informação, desde uma extremidade de conexão até à outra extremidade, mas algumas aplicações existentes não exigem um protocolo estrito. Os casos em que exigem uma garantia de envio e de entrega da mensagem, os envios podem ver-se afetados

pela sobrecarga do sistema de envio, o que provoca a anulação do envio da mensagem. Para evitar a sobrecarga ou garantir a rapidez do envio da mensagem utiliza-se o protocolo de mensagens por UDP.

Para realizar a ligação entre a aplicação desenvolvida em Lazarus e o V-REP, define-se inicialmente a porta pela que irão ser enviadas e recebidas as mensagens. O código utilizado na aplicação de interface para efetuar a conexão é composto pelas seguintes linhas:

```
UDP.Listen(13332);
UDPSend.Connect('127.0.0.1', 8278);
```

Entretanto, as linhas de código utilizadas no V-REP para corresponder à ligação com a aplicação de interface são:

```
local host, port = "127.0.0.1", 13332
local socket = require("socket")
local ip = assert(socket.dns.toip(host))
udp = assert(socket.udp())
```

Desta forma é aberto um canal de comunicação entre os dois programas, o que quer dizer que o envio de mensagens entre eles já é admissível. Quando o utilizador pretende comandar o robô desde a interface para executar uma dada fase, por exemplo a fase de eluição, o utilizador seleciona o botão (no caso da janela auxiliar) ‘*Elution*’, e desta forma envia a mensagem que corresponde à fase da eluição. Este envio é efetuado utilizando as seguintes linhas de código na aplicação de interface:

```
UDPSend.SendMessage('ELT');
```

Quando a aplicação de interface envia a mensagem, o V-REP está em escuta com a utilização do código apresentado a seguir, pelo que em qualquer instante o V-REP é capaz de receber a mensagem.

```
local data, ip, port = udpRec:receivefrom()
```

O V-REP também consegue enviar mensagens para a aplicação de interface, e sucessivamente esta também consegue receber mensagens do V-REP. O código utilizado pelo V-REP para o envio de mensagens é:

```

local host, port = "127.0.0.1", 13332
local socket = require("socket")
local ip = assert(socket.dns.toip(host))
udp = assert(socket.udp())
assert(udp:sendto("FNS", ip, port))

```

E o código da aplicação da interface para receber a mensagem é:

```

UDP.Listen(13332);

```

Através das linhas de código apresentadas anteriormente, é possível estabelecer-se a conexão entre os dois *softwares*. Na Figura 70 observa-se quando é realizada a ligação entre o simulador e a interface, sendo esta ligação confirmada quando a caixa de texto da interface apresenta a mensagem ‘*anything*’.

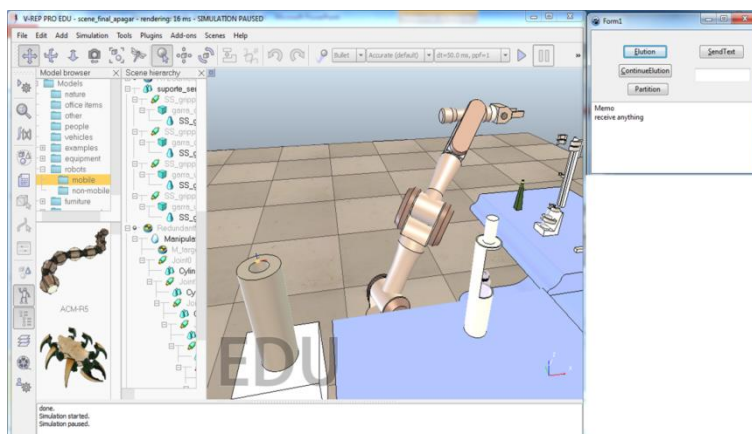


Figura 70 Ligação entre o V-REP e a aplicação de interface.

Quando o utilizador selecciona o botão de ‘*Elution*’, a interface envia a mensagem ‘*ELT*’. Quando o simulador recebe a mensagem, realiza o processo relativo à primeira fase, tal como se apresenta na Figura 71.

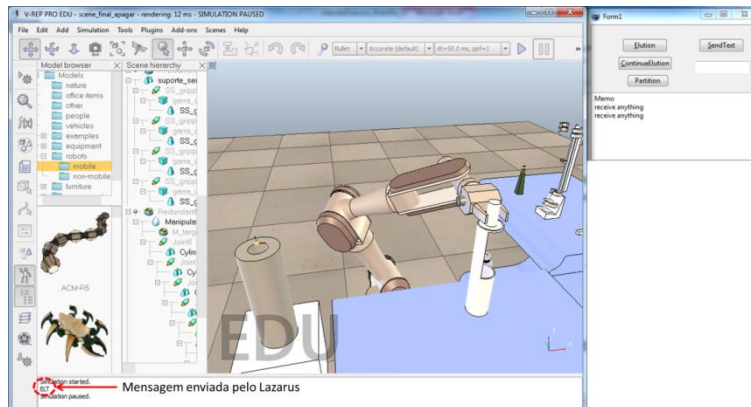


Figura 71 Resposta do simulador após receber a mensagem da interface.

Após receber a mensagem da aplicação de interface o robô executa todos os processos da primeira fase até chegar ao processo em que o braço robótico insere o adaptador no calibrador de dose. Nesta posição, o robô não pode continuar até que o utilizador realize a medição da atividade radioativa do frasco. Para o utilizador saber que é necessária a extração do valor dado pelo calibrador de dose, o robô envia uma mensagem ao utilizador a indicar que pode realizar a medição, processo que pode ser observado na Figura 72.

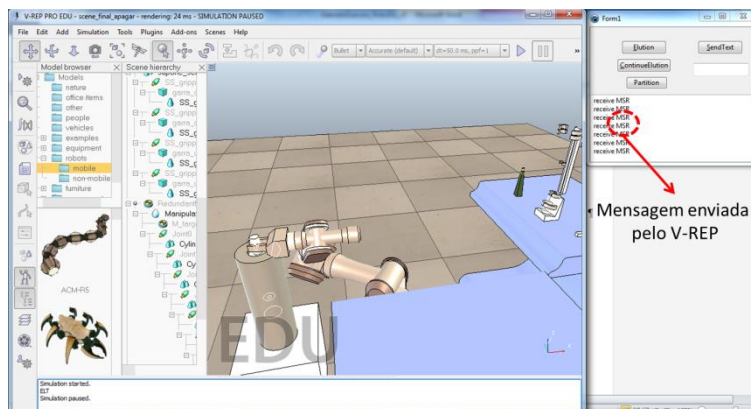


Figura 72 Resposta do simulador após receber a primeira mensagem.

O utilizador realiza a medição e após registar o valor na base de dados, indica ao robô que já pode continuar com a segunda parte do processo da eluição, selecionando o botão 'ContinueElution', que envia a mensagem '*CTN*', (ver Figura 73).

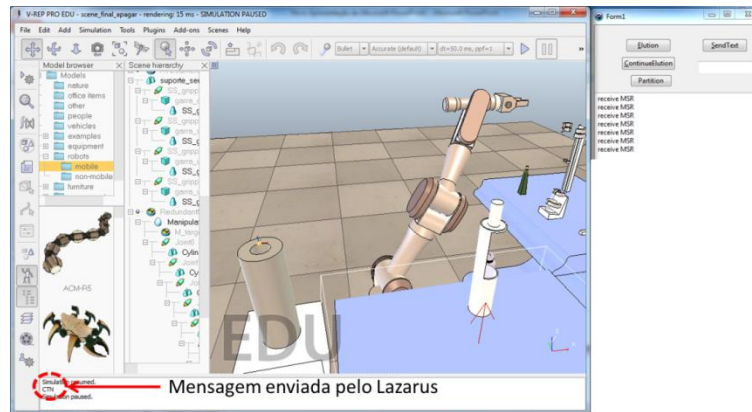


Figura 73 Mensagem de retorno da aplicação de interface.

Desta forma o simulador pode executar cada uma das fases programadas no V-REP, e através do envio das mensagens é possível controlar cada um dos processos mencionados durante este trabalho.

Capítulo 7. Conclusão

Diariamente nas instalações de medicina nuclear são elaborados inúmeros exames de diagnóstico, onde intervêm componentes radioativos necessários para a sua execução. A preparação das doses com o material radioativo é realizada por técnicos especialistas na área da medicina nuclear, o que significa que dia após dia os técnicos encontram-se expostos a radiação. A obtenção de uma solução que minimizem a exposição a que o técnico se encontra sujeito durante a preparação e realização de exames de diagnóstico e/ou terapia em medicina nuclear constitui a motivação principal deste trabalho.

A resistência à radiação ionizante dos robôs converte-os em equipamentos ideais para trabalhar em ambientes perigosos e hostis para a saúde pública como seja o departamento de física médica, no que toca ao constante risco à exposição a radiações ionizantes. Além da inexistência de riscos relativos à radiação, os componentes robotizados são conhecidos pela sua precisão na realização de tarefas, característica necessária para a manipulação de materiais radioativos.

Este projeto tem o objetivo de desenvolver um ambiente virtual onde seja possível a simulação de um sistema robotizado que permita a preparação de produtos radioativos sem pôr em risco a saúde dos técnicos. Este ambiente virtual tem como protagonista um braço robótico, o qual tem como principal tarefa o manuseamento e transporte do material radioativo. Para lograr a melhor distribuição das fases e dos materiais que as compõem, foram necessárias várias tentativas para atingir o melhor resultado, tendo em consideração o espaço utilizado e o alcance do braço robótico. Várias destas tentativas foram inovadoras mas não viáveis para a eficiência do projeto; algumas ideias desenvolvidas nestes ambientes de teste consistiram na idealização de uma linha de montagem, criação de uma mesa circundante ao robô, criação de um trilho para a movimentação do manipulador ao longo de todos os blocos, entre outros.

A abordagem considerada como a mais eficiente como foi descrita durante a elaboração deste trabalho, consiste no braço robótico posicionado no ponto central do ambiente e tendo ao redor duas mesas de trabalho, cada uma associada a uma face do processo. Ainda em volta do braço robotizado, posiciona-se o calibrador de dose, equipamento fundamental para determinar a atividade da dose a preparar. A distribuição mencionada anteriormente não só minimiza o espaço necessário para a sua aplicação, mas também permite que o robô realize a movimentação das suas juntas de forma a obter o melhor posicionamento possível para realizar o transporte dos componentes presentes no ambiente.

O ambiente virtual foi elaborado na plataforma de simulação robotizada V-REP, que permitiu o desenvolvimento de uma solução integrada que irá simular a exposição a que se encontram submetidos os técnicos de medicina nuclear.

Durante este trabalho foram descritas no total três fases, as quais consistem na fase da eluição, preparação de radiofármacos e a partição das doses do material radioativo, para posterior injeção no paciente. Os passos necessários para a realização de cada uma das fases, assim como os materiais que intervêm em cada uma delas, foram analisados até o ponto de perceber com a menor margem de erro possível a melhor forma para serem efetuadas no ambiente virtual. Contudo, não foi possível a tradução do processo mecânico para cada uma das fases e sucessivamente a sua execução no simulador. Como trabalho futuro propõe-se a tradução a processos mecânicos das fases restantes, a criação dos materiais que a constituem e a posterior programação no ambiente virtual de cada um dos componentes.

Outro ponto de trabalho futuro é a aplicação deste trabalho a um ambiente real, permitindo desta forma aumentar os fatores de proteção a radiação ionizante aos trabalhadores e a inovação tecnológica na área da medicina nuclear.

Capítulo 8. Bibliografia

- Abdalla, M., & Villela, T. (5 de 10 de 2007). *Wikipedia*. Obtido de Gamma Decay:
http://pt.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Gamma_Decay.svg
- Aillón, A. (2014). *El Rincón del Vago*. Obtido de Radiactividad artificial y natural:
<http://html.rincondelvago.com/radiactividad-artificial-y-natural.html>
- Barros Esteves, S. C., Zuliani de Oliveira, A. C., & de Andrade Feijó, L. F. (9 de 2004). *Scielo*. Obtido de Braquiterapia de alta taxa de dose no Brasil:
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842004000500007
- Becker, G. (2010). *Desenvolvimento de um Simulador para um Veículo Autônomo*. Minas Gerais: Universidade Federal de Minas Gerais, Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Projeto Final de Curso.
- Bessa, A. C., Costa, A. M., & Caldas, L. (2008). *Levantamento do controle de qualidade de calibradores de dose de radiofármacos em serviços de medicina nuclear na cidade de São Paulo* (Vol. 41). São Paulo, Brasil: Radiol Bras.
- Cardoso, E. (2008). *Aplicações da Energia Nuclear*. Rio de Janeiro: cnen. Obtido em 12 de Novembro de 2013, de <http://www.cnen.gov.br/>
- Cavalcante, I. S. (31 de 10 de 2011). *Abobrinhas da Mídia em Nutrição*. Obtido de Radicais Livres e Antioxidantes:
<http://abobrinhasdamidia2011.blogspot.pt/2011/10/radicais-livres-e-antioxidantes-entenda.html>
- Coppelia Robotics. (s.d.). *V-rep Virtual robot experimentation platform*. Obtido de <http://www.coppeliarobotics.com/index.html>

Copyright (c) 2006-2013 Dr Marc Andreas Freese. (2 de Julho de 2013). V-REP PRO
EDU. *Versão 3.0.4. 32 bit.*

Copyright © 1994-2008 Lua.org, PUC-Rio. (2014). *Lua The programming language.*
Obtido de <http://www.lua.org/>

Costa, P., Gonçalves, J., Lima, J., & Malheiros, P. (2011). SimTwo Realistic Simulator:
A Tool for the Development and Validation of Robot Software. *Theory and
Applications of Mathematics & Computer Science, 1*, 11-16.

Dassault Systèmes (c) 1995-2013. (2013-2014). SolidWorks (R) Student Edition.

Doll, R. (1998). Effects of small doses of ionising radiation. *J. Radiol. Prot., 18*, pp.
163-174.

Edwards, A. A., & Lloyd, D. (1998). Risks from ionising radiation: deterministic
effects. *J. Radiol. Prot., 18*, pp. 175-183.

Evolution for Bone. (14 de 9 de 2011). Obtido de GE Healthcare:
[http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Nuclear_Medicine/The_](http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Nuclear_Medicine/The_NEW_Xeleris/Evolution_for_Bone)
[NEW_Xeleris/Evolution_for_Bone](http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Nuclear_Medicine/The_NEW_Xeleris/Evolution_for_Bone)

Fauci, A., Braunwald, E., Kasper, D., Hauser, S., Longo, D., Jameson, J., & Loscalzo, J.
(2009). *Harrison Medicina Interna* (17º ed., Vol. I). D.F., México: McGraw-
Hill.

Fauci, A., Braunwald, E., Kasper, D., Hauser, S., Longo, D., Jameson, J., & Loscalzo, J.
(2009). *Harrison Medicina Interna* (17º ed., Vol. II). D.F., México: McGraw-
Hill.

Fogaça, J. (2014). *Rede Omnia.* Obtido de Brasil Escola:
<http://www.brasilecola.com/quimica/radioatividade-estrutura-atomo.htm>

Gomes, S. (7 de Fevereiro de 2014). *Anatomia dos braços mecânicos industriais.*
Obtido de Robotica Industrial:
[http://roboticaindustriali.blogspot.pt/2014/01/aula-04-anatomia-dos-bracos-](http://roboticaindustriali.blogspot.pt/2014/01/aula-04-anatomia-dos-bracos-mecanicos.html)
[mecanicos.html](http://roboticaindustriali.blogspot.pt/2014/01/aula-04-anatomia-dos-bracos-mecanicos.html)

- Groover, M. P., Weiss, M., Nagel, R. N., & Odrey, N. G. (1989). *Robótica, Tecnologia e programação*. São Paulo: McGraw-Hill.
- INFARMED. (2013). *Infarmed*. Obtido em 04 de 12 de 2013, de INFARMED: <http://www.infarmed.pt/portal/page/portal/INFARMED>
- Lazarus and Free Pascal Team © 1993-2013. (s.d.). *Lazarus*. Obtido de <http://lazarus.freepascal.org/>
- Lazarus Free Pascal. (16 de 11 de 2013). *1.0.14*.
- Leenhouts, & Chadwick. (1985). Radiation energy deposition in water: Calculation of DNA damage and its association with RBE. *Radiat. Prot. Dosim.*, 13, pp. 267-270.
- Luiz, L., & Oliveira, L. (2010). Ensino de Física Radiológica e Radioproteção através do Lúdico.
- Manuel, S. (2001). *O corpo humano*. Obtido de Sistema respiratorio: http://www.ocorpohumano.com.br/index1.html?http://www.ocorpohumano.com.br/s_respiratorio.htm
- Mayneord, W. e. (1975). *Carcinogenesis and radiation risk: a biomsthematical reconnaissance*. Br. J. Radiol., Suplemento N°12 .
- Oliveira, S., & Mota, H. (1999). Notas do Curso básico de licenciamento e fiscalização em radiologia médica e odontológica. (RJ): *IRD/CNEN*. Rio de Janeiro.
- Open Source Robotics Foundation. (2014). *Gazebo*. Obtido de Gazebo: <http://gazebosim.org/>
- Pedroso de Lima, J. (2008). *Física em Medicina Nuclear*. Coimbra, Portugal: Imprensa da Universidade de Coimbra.
- PTW Source Calibrators and SourceCheck systems for Brachytherapy*. (2014). Obtido de e-Lectron: http://www.radpro.eu/news/newsletter34/July109_Electron.html

- Radiofarmácia*. (s.d.). Obtido em 2014, de IberVoxel:
<http://www.ibervoxel.pt/paginas/31/radiofarmacia/3/>
- Rojas, J. (2012). *Apostila de Robótica*. Obtido de Ebah:
<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAAT88AA/apostila-robotica?part=2>
- Signorini, R. C. (Agosto de 2011). *BH Robótica*. Obtido de
http://rogersignorini.blogspot.pt/2011/08/o-braco-robotico-ri_27.html
- The Wolfmet solution to radiation shielding*. (06 de 02 de 2008). Obtido de M&I Materials: <http://www.mimaterials.com/news/the-wolfmet-solution-to-radiation-shielding>
- Toor. (2009). Obtido de TaN Bilişim: <http://www.toor.com.tr/sayfa.php?link=8>
- Virtual Robot Experimentation Platform User Manual*. (s.d.). Obtido de
[file:///C:/Program%20Files%20\(x86\)/V-REP3/V-REP_PRO_EDU/helpFiles/index.html](file:///C:/Program%20Files%20(x86)/V-REP3/V-REP_PRO_EDU/helpFiles/index.html)
- Walker, J. (2009). *Fundamentos de Física- Óptica e Física Moderna* (8 ed., Vol. Volume 4). Rio do Janeiro: LTC.
- Wright, H., Magee, J., Hamm, R., Chaterjee, A., Turner, J., & Klots, C. (1985). *Calculations of physical and chemical reactions produced in irradiated water containing DNA* (Vol. 13). Radiat. Prot. Dosim, Vol. 13, Nº 1-4, 133-136.
- Xie, M. (2003). *Fundamentals of Robotics* (Vol. 54). USA: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.

ANEXO I. Grandezas e conceitos

Definição de grandezas e conceitos

O fator de ponderação de radiação (w_R) é um fator adimensional que é utilizado para ponderar a dose absorvida num tecido ou órgão. Os valores do fator de ponderação da radiação dependem do tipo e da qualidade da radiação emitida por um radionuclídeo introduzido no organismo. Os valores de w_R segundo Diretiva 2013/59/ Euratom do Conselho de 5 de Dezembro de 2013, são apresentados na Tabela 5:

Tabela 5 Fator de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia.

Tipo e gama de energia	Fator de ponderação da radiação, w_R
Fotões	1
Elétrões e muões	1
Protões e píões carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão, iões pesados	20
Neutrões, $E_n < 1$ MeV	$2,5 + 18,2 e^{-[\ln(E_n)]^2/6}$
Neutrões, $1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV}$	$5,0 + 17,0 e^{-[\ln(2 E_n)]^2/6}$
Neutrões, $E_n > 50 \text{ MeV}$	$2,5 + 3,25 e^{-[\ln(0,04 E_n)]^2/6}$

Nota: Todos os valores dizem respeito à radiação incidente no corpo ou, no caso de fontes internas de radiação, emitida pelo(s) Radionuclídeo(s) incorporado(s).

Quando o campo de radiação é constituído por tipos de energias com valores de w_R diferentes, a dose absorvida dever ser subdividida em blocos, cada uma com o seu valor de w_R e adicionadas a fim de se obter o valor total da dose equivalente. Em alternativa, o w_R pode ser expressa como uma distribuição contínua de energia, em que cada elemento de dose absorvida a partir do elemento de energia entre E e $E+dE$ é multiplicado pelo valor do w_R correspondente.

A dose absorvida num tecido ou órgão, D_T , é o quociente da energia total cedida a um tecido ou órgão e a massa desse tecido ou órgão.

O fator de ponderação tecidual, w_T , é um fator adimensional utilizado para ponderar a dose equivalente num tecido ou órgão (T). Os valores adequados de w_T estão especificados na Tabela 6.

Tabela 6 Fatores de ponderação tecidual para diferentes tecidos ou órgãos (Diretiva 2013/59/Euratom do Conselho de 5 de Dezembro de 2013).

Tecido ou órgão	Fatores de ponderação tecidual, w_T
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Peito	0,12
Tecidos diversos (*)	0,12
Gónadas	0,08
Bexiga	0,04
Esófago	0,04
Fígado	0,04
Tiroide	0,04
Superfície óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01
Pele	0,01

(*) O valor do w_T para os “tecidos diversos” (0,12) aplica-se à média aritmética das doses dos 13 órgãos e tecidos seguidamente enumerados por sexo. Tecidos diversos: tecido suprarrenal, região extratorácica (ET), vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa bucal, pâncreas, próstata (sexo masculino), intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero (sexo feminino).

Radionuclídeos

A Tabela 7 relaciona os materiais radioativos, incluindo informações sobre suas propriedades principais e seu tratamento médico.

Tabela 7 Radionuclídeos que causam contaminação interna: propriedades e tratamento (Fauci, et al., Harrison Medicina Interna, 2009).

Nome do isótopo	Sím-bolo	Usos comuns	Tipo de radiação, $t_{1/2}$ radiológica e $t_{1/2}$ biológica em dias	Tipo de exposição	Via de contaminação	Acumulação focal no organismo	Tratamento
Man-ganês	Mn-56	Reatores, laboratórios de pesquisa	β, γ 2,6 h 5,7	Ex-terna, interna	N/A	Fígado	N/A
Cobalto	Co-60	Equipamentos de radioterapia médica, irradiadores de alimentos comercializados	β, γ 5,26 a 9,5	Ex-terna, interna	Pulmões	Fígado	Lavagem gástrica, purgantes; penicilamina para os casos graves
Estrôncio	Sr-90	Produto da fissão do urânio	β 28 a 18.000	In-terna	Trato GI (moderada)	Ossos – semelhante ao cálcio	Estrôncio, cálcio, cloreto de amônio
Molibdênio	Mo-99	Hospitais-cintigrafia	β, γ 66,7 a 3	Ex-terna, interna	N/A	Rins	N/A
Tecnécio	Tc-99m	Hospitais-cintigrafia	β, γ 6,049 h 1	Ex-terna, interna	Administração IV	Rins, corpo inteiro	Perclorato de potássio para reduzir a exposição da tireoide
Césio	Cs-137	Equipamentos de radioterapia médica	β, γ 30 a 70	Ex-terna, interna	Pulmões, trato GI, feridas; acompanha o potássio	Excreção renal	Enzimas permutadoras de iões, azul da Prússia
Gadolínio	Gd-153	Hospitais	β, γ 242 d 1.000	Ex-terna, interna	N/A	N/A	N/A
Iródio	Ir-192	Radiografia comercial	β, γ 74 d 50	Ex-terna, interna	N/A	Baço	N/A
Rádio	Ra-226	Iluminação de instrumentos, aplicações industriais, equipamentos médicos antigos, equipamentos militares da União Soviética	α, β, γ 1.602 a 16.400	Ex-terna, interna	Trato GI	Osso	Lavagem com $MgSO_4$, cloreto de amônio, alginatos de cálcio
Tritóio	H-3	Miras luminescentes de	β 12,5 a	In-terna	Inalação, trato GI,	Corpo inteiro	Diluição com ingestão

		armas, detetores da velocidade de projéteis a laser, armas nucleares	12		feridas		controlada de água, diuréticos
Iodo	I-131	Acidentes com reatores, equipamentos de ablação da tireoide	β, γ 8,1 d 138	In-terna	Inalação, trato GI, feridas	Tireoide	Iodeto de potássio/sódio, propiltiouracila, metimazol
Urânio	U-235	Urânio depletivo, urânio natural, bastões de combustível, material para a fabricação de armas	$\alpha (\alpha, \beta, \gamma)$ 7,1 x 10^8 a 15	In-terna	Trato GI	Rins, ossos	NaHCO_3 , quelação com EDTA
Plutônio	Pu-239	Produzido a partir do urânio em reatores, armas nucleares	α 2,2 x 10^4 a 73.000	In-terna	Absorção pulmonar limitada, retenção acentuada	Pulmões, ossos, medula óssea, fígado, gónadas	Quelação com DTPA ou EDTA
Ame-ricio	Am-241	Detetores de fumaça, precipitação radioativa da detonação de armas nucleares	α 458 a 73.000	In-terna	Inalação, feridas na pele	Pulmões, fígado, ossos, medula óssea	Quelação com DTPA ou EDTA
Po-lônio	Po-210	Equipamento de calibração	α 138,4 d 60	In-terna	Inalação, feridas	Baço, rins	Lavagem, dimercaprol
Tálio	Th-232	Fonte de calibração	α 1,41 x 10^{10} a 73.000	In-terna	N/A	N/A	N/A
Fósforo	P-32	Laboratórios de pesquisa, instalações médicas	β 14,3 d 1.155	In-terna	Inalação, trato GI, feridas	Ossos, medula óssea, células em replicação rápida	Lavagem, hidróxido de alumínio, fosfato
Nota: N/A, inexistente; h, horas; d, dias; a, anos; GI, gastrintestinal							

ANEXO II. Visitas à empresa Dr. Campos Costa

Antes de dar início à componente prática nos laboratórios, a empresa Dr. Campos Costa estipulou uma formação introdutória à medicina nuclear, especificamente à radioproteção. Esta formação teve como objetivo a sensibilização dos riscos associados nos laboratórios de medicina nuclear, tendo sido realçada a importância dos cuidados necessários que devem ser tomados quando se está num ambiente possivelmente radioativo e as medidas de proteção que podem ser utilizadas em caso de contaminação radioativa.

Entre os pontos importantes da radioproteção está a utilização de medidores de radiação de uso pessoal. Os dosímetros não previnem a exposição à radiação mas por este facto não deixam de ser importantes, uma vez que assume especial importância na aquisição de dados relativos à dose efetiva de radiação a que fomos sujeitos.

A empresa Dr. Campos Costa forneceu dosímetros aos estudantes que poderiam ter algum contato à radiação ionizante durante o acesso às instalações da empresa, e a equipa do departamento de física médica assegurou-se de que os dosímetros estivessem sempre presentes durante as visitas às instalações da empresa.

Grande parte das visitas às instalações da empresa consistiu na observação dos processos de manipulação de componentes radioativos. Através da aproximação do tema em estudo muitas das questões que poderiam ter surgido foram diretamente explicadas de forma explícita. Além da observação direta dos processos a que os radionuclídeos se encontram sujeitos, também foram fornecidos diversos tipos de materiais importantes para a execução de cada um destes processos, tais como: seringas, agulhas e um frasco em vácuo para realizar a eluição do tecnécio. Todos os materiais fornecidos não tiveram nenhum tipo de contato com componentes radioativos.

Durante uma das visitas às instalações da empresa Dr. Campos Costa, no Instituto CUF em Sete Bicas no Porto, foi possível a visualização da extração dos dados práticos para a elaboração da curva de decaimento do ^{99m}Tc . Os dados foram extraídos com a utilização de duas *Hot Cells*, as quais como foi mencionado no capítulo 3, possuem um calibrador de dose no seu interior, permitindo desta forma realizar as leituras da atividade radioativa do isótopo. Após a realização das medições consecutivas ao longo do tempo, a equipa do departamento de física médica forneceu os resultados permitindo

desta forma a criação das curvas de decaimento para cada um dos calibradores de doses utilizados. As curvas de decaimento obtidas são apresentadas pela Figura 74.

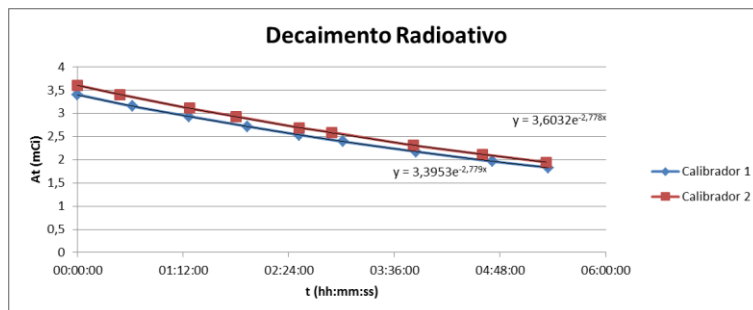


Figura 74 Curva de decaimento do Tecnécio-99m.

Através das equações exponenciais extraídas da representação gráfica dos dados registados, pode ser calculada a constante de decaimento. Através da equação 5 mencionada no capítulo 2, realizam-se os cálculos respetivos e são obtidos os respetivos valores da constante de decaimento e do período de semidesintegração na prática do Tecnécio-99m. Na Tabela 8 podem ser observadas as constantes de decaimento e os períodos de semidesintegração obtidos na prática, em comparação com os seus respetivos valores teóricos.

Tabela 8 Constantes de decaimento e períodos de semidesintegração.

Dados ^{99m}Tc	λ (constante de decaimento)	$T_{1/2}$ (Período de semidesintegração)(h)
Teórico	0,1151	6,0058
Calibrador 1	0,1158	5,9862
Calibrador 2	0,1158	5,9883

Com os valores apresentados pode ser calculado o erro entre os valores práticos em comparação ao valor teórico, tanto para as constantes de decaimento como para os períodos de semidesintegração. Os erros obtidos são apresentados na Tabela 9, que como pode ser observado, não existe muita discrepância entre os valores obtidos na prática e os valores teóricos.

Tabela 9 Erros dos valores práticos obtidos.

Erro (%)	λ (constante de decaimento)	$T_{1/2}$ (Período de semidesintegração)(h)
Calibrador 1	0,600927	0,327055
Calibrador 2		0,291176

Neste bloco também irá ser anexado os valores registados no dosímetro individual fornecido pela empresa. Os dados encontram-se distribuídos numa ficha dosimétrica individual onde estão incluídos numa tabela os limites de dose por irradiação. Também se observam numa tabela todos os meses do ano e as doses calculadas e atribuídas em cada um dos meses, e um gráfico em função destes valores. Para completar a ficha apresenta-se o cálculo em percentagem da dose acumulada *versus* a dose legislada. Foi criada uma ficha individual para cada ano do respetivo ano letivo (2013-2014).

Gabriela de Miranda Guevara

Dose Equivalente em mSv

MAS: Motivo de registo

HSM: Valor mensal a 0.07mm de profundidade (superficial)
HPM: Valor mensal a 10mm de profundidade (profunda)
HSA: Valor acumulado de dose superficial no ano em curso
HPA: Valor acumulado de dose profunda no ano em curso

CAL: A dose oficial atribuída é a calculada
INR: A dose oficial atribuída é nula (inferior a 0.10mSv)

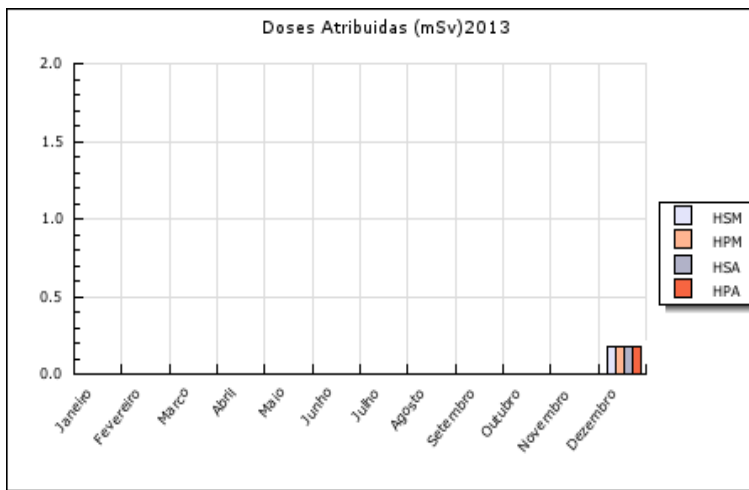
LIMITES DE DOSE POR IRRADIAÇÃO

Categorias	Dose Efetiva	Dose equivalente no CRISTALINO	Dose equivalente PELE e EXTREMIDADES
Trabalhador exposto	20 mSv/ano	150 mSv/ano	500 mSv/ano
Pessoal em formação	6 mSv/ano	50 mSv/ano	150 mSv/ano
Grávida	1 mSv/gestação		
Público/trabalhador não exposto	1 mSv/ano	15 mSv/ano	50 mSv/ano

Doses calculadas (mSv)

Doses atribuídas (mSv)

Período	HSM	HPM	HSA	HPA	MAS	HSM	HPM	HSA	HPA
Janeiro	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Fevereiro	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Marco	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Abril	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Mai	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Junho	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Julho	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Agosto	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Setembro	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Outubro	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Novembro	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Dezembro	0.18	0.18	0.18	0.18	CAL	0.18	0.18	0.18	0.18



% (Acumulada vs Legislada)

Ano	HSA (mSv)	HPA (mSv)	HSA (%)	HPA (%)
2013	0.18	0.18	0.9	0.9

Departamento de Física Médica: <http://dfm.drcamposcosta.pt/dfm>

RELATÓRIO:

Tipo Dosímetro : CI
Código Dosímetro : 37623
Atingiu : 0.9% do valor legislado/ano

Gabriela de Miranda Guevara

Dose Equivalente em mSv

MAS: Motivo de registo

HSM: Valor mensal a 0.07mm de profundidade (superficial)
HPM: Valor mensal a 10mm de profundidade (profunda)
HSA: Valor acumulado de dose superficial no ano em curso
HPA: Valor acumulado de dose profunda no ano em curso

CAL: A dose oficial atribuída é a calculada
INR: A dose oficial atribuída é nula (inferior a 0.10mSv)

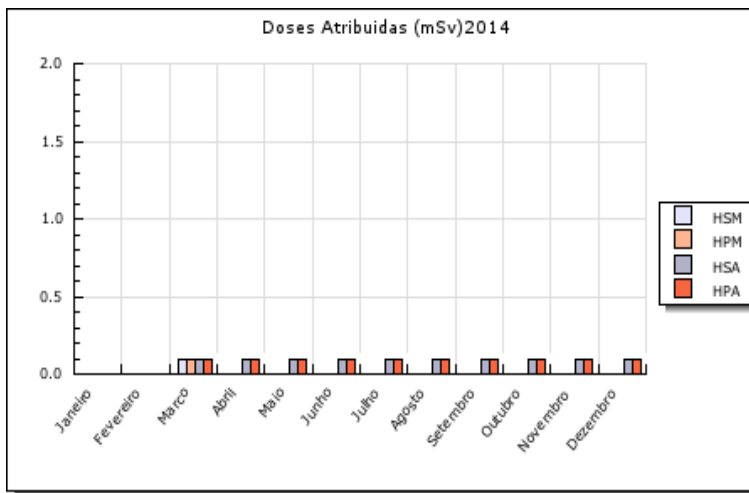
LIMITES DE DOSE POR IRRADIAÇÃO

Categorias	Dose Efetiva	Dose equivalente no CRISTALINO	Dose equivalente PELE e EXTREMIDADES
Trabalhador exposto	20 mSv/ano	150 mSv/ano	500 mSv/ano
Pessoal em formação	6 mSv/ano	50 mSv/ano	150 mSv/ano
Grávida	1 mSv/gestação		
Público/trabalhador não exposto	1 mSv/ano	15 mSv/ano	50 mSv/ano

Doses calculadas (mSv)

Doses atribuídas (mSv)

Período	HSM	HPM	HSA	HPA	MAS	HSM	HPM	HSA	HPA
Janeiro	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Fevereiro	0.00	0.00	0.00	0.00		0.00	0.00	0.00	0.00
Marco	0.10	0.10	0.10	0.10	CAL	0.10	0.10	0.10	0.10
Abril	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10
Mai	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10
Junho	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10
Julho	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10
Agosto	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10
Setembro	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10
Outubro	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10
Novembro	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10
Dezembro	0.00	0.00	0.10	0.10		0.00	0.00	0.10	0.10



% (Acumulada vs Legislada)

Ano	HSA (mSv)	HPA (mSv)	HSA (%)	HPA (%)
2013	0.18	0.18	0.9	0.9
2014	0.10	0.10	0.5	0.5

Departamento de Física Médica: <http://dfm.drcamposcosta.pt/dfm>

RELATÓRIO:

Tipo Dosimetro : CI
Código Dosimetro : 37623
Atingiu : 0.5% do valor legislado/ano

ANEXO III. Tutorial de V-REP

Ao longo deste anexo irá ser realizada uma breve descrição das principais tarefas que podem ser realizadas na plataforma de simulação V-REP. Este tutorial tem como objetivo a descrição de um modelo de estudo, onde cada passo para a sua criação descreverá os passos necessários para a sua conceção.

Exemplo de estudo:


- Criar um robô autónomo e móvel;
- Aplicar cinemática para o mover ao longo de uma linha;

Procedimento básicos a realizar:

- A- Criar objetos em V-REP (cubo, cilindro, ...)
- B- Criar juntas (*‘joints’*) em V-REP (i.e. ligações entre objetos)
- C- Fazer uma árvore hierárquica (agrupamento entre objetos, *‘joints’*, ...)
- D- Modificar formas (shapes)
- E- Programar em V-REP
 - Aplicar cinemática direta
 - Aplicar condições de teste

A- Criar objetos em V-REP (cubo, cilindro, ...)

- a. Add>> Primitive Shape >> Cuboid
- b. Janela ‘Primitive Cuboid’ >> OK

c. Selecionar o cubo e fazer clicar em ‘Scene Object Properties’ 

i. >>View/modify geometry >> Apply

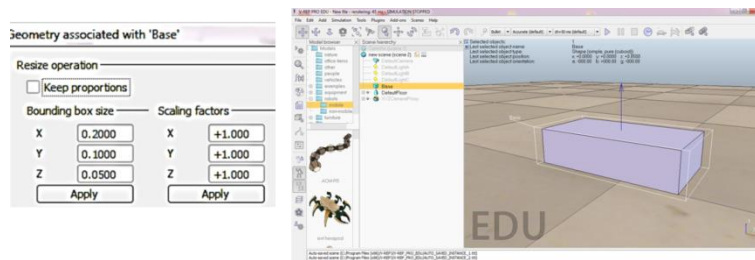


Figura 75 Criação de objetos no V-REP.

d. Mudar o nome 'Base'

e. Add>> Primitive Shape >> Cylinder

f. Janela 'Primitive cylinder' >> X-size=0.1, Y-size= 0.01 >> OK

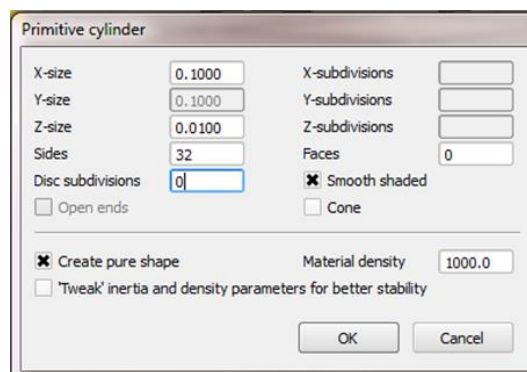



Figura 76 Propriedades geométricas dos objetos.

g. Mudar nome 'rodal'

h. Selecionar 'rodal'>> Object/item shift 

i. Orientation: alpha=90°;

j. Position: x=0.07; y=0.055 ;z=0.5

k. Selecionar 'rodal'>>Barra Ferramentas>> Edit>> Copy selected objects

l. Barra Ferramentas>> Edit>> Paste buffer

Após a execução dos passos anteriormente mencionados obtém-se uma estrutura si-
milar a esta:

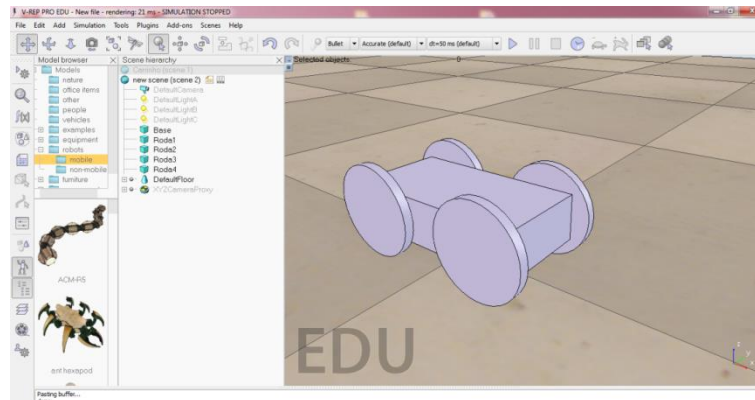




Figura 77 Estrutura do modelo de estudo.

B- Criar juntas ('joints') em V-REP (i.e. ligações entre objetos)

- a. Barra ferramentas >> Add >> joint >> Revolute
- b. Mudar o nome 'joint1'
- c. Selecionar 'joint1' >> Object/item shift 
 - i. Orientation: alpha=90°;
- d. Selecionar o joint e fazer click em 'Scene Object Properties' 
 - i. Joint appearance : joint length= 0.02 ; joint diameter = 0.02

Resultado obtido até a execução dos passos anteriores:

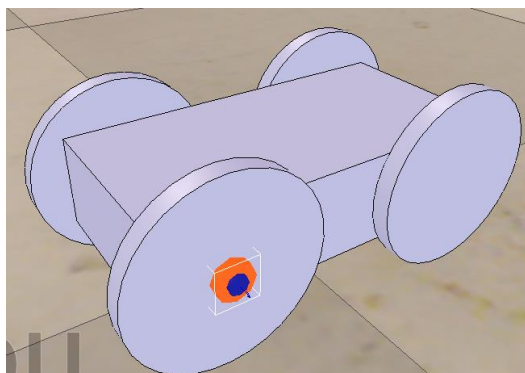



Figura 78 Criação de juntas ('joint').

- e. Selecionar 'joint1' >> Barra Ferramentas >> Edit >> Copy selected objects
-

- f. Barra Ferramentas >> Edit >> Paste buffer (Este passo irá ser executado três vezes seguidas)
- g. Selecionar 'joint1' e 'roda1' simultaneamente (joint1+ctrl+roda1)
>> Object/item shift  >> Apply to selection

O resultado obtido após criar cada uma das juntas é ilustrado na seguinte imagem:

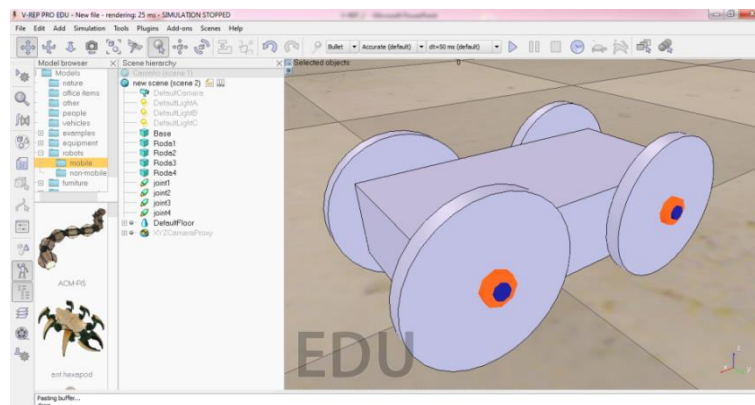


Figura 79 Distribuição das juntas no modelo.

C- Fazer uma árvore hierárquica (agrupamento entre objetos, *joints*, ...)

- a. Selecionar 'roda1'+ 'joint1' >> Barra de ferramentas >> Edit >> Make last selected object parent
- b. Repetir para cada roda.
- c. Selecionar 'joint1' + 'joint2' + 'joint3' + 'joint4' + 'Base' >> Barra de ferramentas >> Edit >> Make last selected object parent

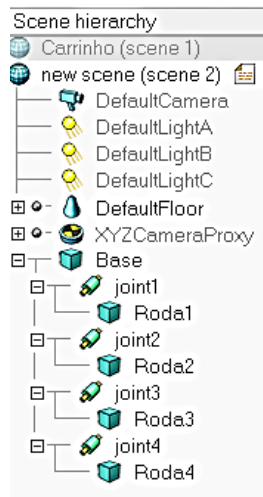




Figura 80 Árvore hierárquica no V-REP.

D- Programar em V-REP

- a. Barra de ferramentas>> Add>> Dummy
- b. Selecionar 'Dummy'+ 'Base' >> Barra de ferramentas>> Edit>> Make last selected object parent
- c. Selecionar 'Dummy' e 'Base' simultaneamente (Dummy+ctrl+base)>> Object/item shift  >> Apply to selection
- d. Selecionar o botão 'Layers' 

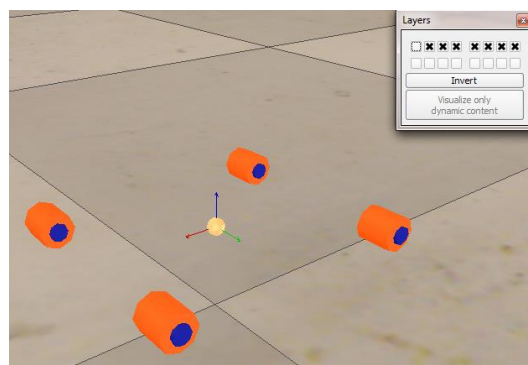



Figura 81 Distribuição das juntas e do ponto de referência.

- e. Selecionar o botão Scripts  >> Insert new script >> New script >> opção 'child script (non- threaded)'>> OK

- f. Associated object >> opção ‘Dummy’
- g. Abrir o script associado ao Dummy

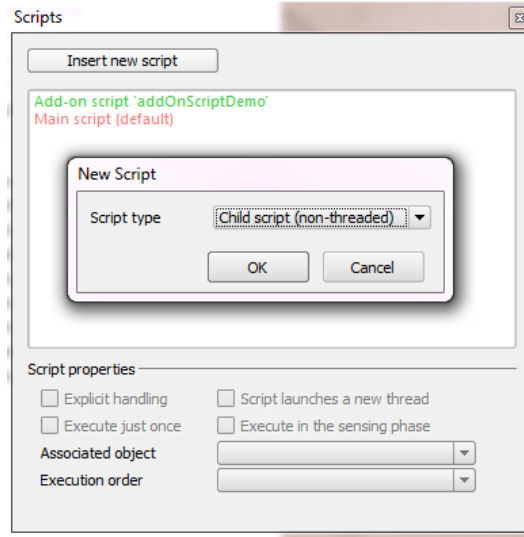


Figura 82 Criação de uma folha de cálculo no V-REP.

Quando abrimos o ‘script’, acrescentaremos as linhas de código presentes na figura seguinte:


```

Child script (associated with Dummy)
1 if (simGetScriptExecutionCount()==0) then
2
3     joint={-1,-1,-1,-1};
4     joint[1]=simGetObjectHandle('joint1');
5     joint[2]=simGetObjectHandle('joint2');
6     joint[3]=simGetObjectHandle('joint3');
7     joint[4]=simGetObjectHandle('joint4');
8
9
10 end
11
12 simHandleChildScript(sim_handle_all_except_explicit)
13
14     simSetJointTargetVelocity(joint[4],-5);
15     simSetJointTargetVelocity(joint[3],-5);
16
17 if (simGetSimulationState()==sim_simulation_advancing_lastbeforestop) then
18     -- Put some restoration code here
19
20
21 end

```

Figura 83 Definição dos objetos na folha de cálculo.

Quando reproduzimos a simulação, o carro não realiza nenhum movimento, pois as juntas (‘joint’) encontram-se desativadas. Para as ativar é necessário realizar as ações descritas a seguir.

- h. Selecionar o ‘joint4’ >>> Object/item shift  >>
- i. Show dynamic parameters >> Ativar Motor enabled

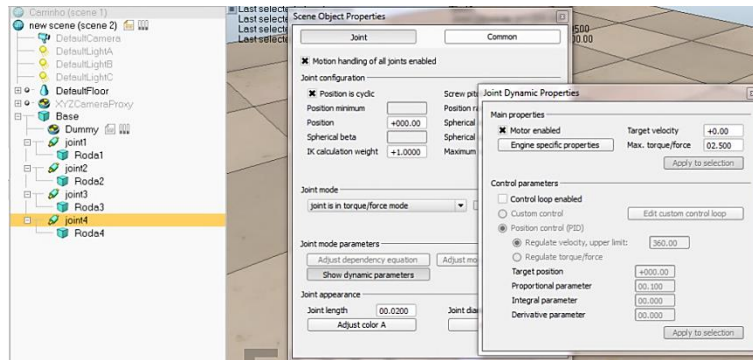



Figura 84 Propriedades dinâmicas das juntas.

j. Selecionar Start/resume simulation 


```

        local ip = assert(socket.dns.toip(host))
        udp = assert(socket.udp())
        assert(udp:sendto("anything", ip, port))
        udpRec = assert(socket.udp())
        assert(udpRec:setsockname('*', 8278))
        udpRec:settimeout(0)
-----
--Condicoes iniciais
state=0;
count={0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};
count2={0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};
sum=0;
result=0;
gripper=0;
gripperClosingVelocity=0.01;
diff=0;
difference_o=0;
data2={0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};
telegram={-1,-1,-1};
vial={-1,-1,-1};
syringe={-1,-1,-1};
volume={-1,-1,-1};
    -- desired joint position, and desired cartesian position:
    desiredJ={0,0,0,math.pi/2,0,0,0} -- when in FK mode
    for i=1,7,1 do
        simSetJointPosition(jHandles[i],desiredJ[i])
-- Make sure we start in the default configuration
    end
    --desiredPos={0,0,0,0,0,0} -- when in IK mode
    currentPos={0,0,0,0,0,0} -- when in IK mode
    desiredPos={0.02, 0, 0, 0, (90*math.pi)/180, 0}
    -- We compute the initial position and orientation of the tip RELATIVE
to the robot base
    -- This is because we want the user to be able to change position and
orientation of the whole robot
    -- while supporting the functionality
    initialBaseMatrixAbsolute=simGetObjectMatrix(robotBase,-1)
    initialTipMatrixAbsolute=simGetObjectMatrix(tip,-1)
    initialTipMatrixRelative=
        simMultiplyMatrices(simGetInvertedMatrix(initialBaseMatrixAbsolute),initialTipMatrixAbsolute)
    initialTipPosRelative={initialTipMatrixRelative[4],initialTipMatrixRelative[8],initialTipMatrix
Relative[12]}
    initialTipOrRelative=simGetEulerAnglesFromMatrix(initialTipMatrixRelative)
    ikMode=false -- We start in FK mode
    maxJointVelocity=5*math.pi/180 -- i=20
    maxPosVelocity=0.008
    maxOrVelocity=5*math.pi/180
    gripperClosingVelocity=0.02
    ikModel=function(desiredPos)
        if ikMode then
            -- We are in IK mode
            maxVariationAllowed=maxPosVelocity*simGetSimulationTimeStep()
            deltaX={0,0,0,0,0,0}
            -- position:
            for i=1,3,1 do
                delta=desiredPos[i]-currentPos[i]
                if (math.abs(delta)>maxVariationAllowed) then
                    delta=maxVariationAllowed*delta/math.abs(delta)
-- we limit the variation to the maximum allowed
                end
                deltaX[i]=delta
            end
        end
    end

```

```

-- orientation:
maxVariationAllowed=maxOrVelocity*simGetSimulationTimeStep()
delta=desiredPos[4]-currentPos[4]
-- Normalized delta to be between -pi and +pi:
delta=math.fmod(delta,math.pi*2)
if (delta<-math.pi) then
    delta=delta+math.pi*2
else
    if (delta>math.pi) then
        delta=delta-math.pi*2
    end
end
if (math.abs(delta)>maxVariationAllowed) then
    delta=maxVariationAllowed*delta/math.abs(delta)
-- we limit the variation to the maximum allowed
end
deltaX[4]=delta
delta=desiredPos[5]-currentPos[5]
-- Normalized delta to be between -pi/2 and +pi/2:
delta=math.fmod(delta,math.pi)
if (delta<-math.pi/2) then
    delta=delta+math.pi
else
    if (delta>math.pi/2) then
        delta=delta-math.pi
    end
end
if (math.abs(delta)>maxVariationAllowed) then
    delta=maxVariationAllowed*delta/math.abs(delta)
-- we limit the variation to the maximum allowed
end
deltaX[5]=delta
delta=desiredPos[6]-currentPos[6]
-- Normalized delta to be between -pi and +pi:
delta=math.fmod(delta,math.pi*2)
if (delta<-math.pi) then
    delta=delta+math.pi*2
else
    if (delta>math.pi) then
        delta=delta-math.pi*2
    end
end
if (math.abs(delta)>maxVariationAllowed) then
    delta=maxVariationAllowed*delta/math.abs(delta)
-- we limit the variation to the maximum allowed
end
deltaX[6]=delta
currentPos={currentPos[1]+deltaX[1],currentPos[2]+deltaX[2], currentPos[3]+deltaX[3],currentPos[4]+deltaX[4],currentPos[5]+deltaX[5],currentPos[6]+deltaX[6]}
-- Normalize the orientation part to display normalized values:
for i=1,3,1 do
    f=1
    if i==2 then f=0.5 end
    currentPos[3+i]=math.fmod(currentPos[3+i],math.pi*2*f)
    if (currentPos[3+i]<-math.pi*f) then
        currentPos[3+i]=currentPos[3+i]+math.pi*2*f
    else
        if (currentPos[3+i]>math.pi*f) then
            currentPos[3+i]=currentPos[3+i]-math.pi*2*f
        end
    end
end
end
end

```

```

        pos={initialTipPosRelative[1]+currentPos[1],initialTipPosRelative[2]+currentPos[2],initialTipPosRelative[3]+currentPos[3]}
        ori-
ent={initialTipOrRelative[1]+currentPos[4],initialTipOrRelative[2]+currentPos[5],initialTipOrRelative[3]+currentPos[6]}
        -- We set the desired position and orientation
        simSetObjectPosition(target,robotBase,pos)
        simSetObjectOrientation(target,robotBase,orient)
        if (simHandleIkGroup(ik1)==sim_ikresult_fail) then
            -- the position AND orientation could not be reached.
            -- We try to reach just the position:
            if (simHandleIkGroup(ik2)==sim_ikresult_fail) then
                simHandleIkGroup(ik3)
-- Even the position could not be reached!
                if (ikOrientReportHandle>=0) then
                    simEndDialog(ikOrientReportHandle)
-- We close any report message about IK failure in orientaion
                    ikOrientReportHandle=-1
                end
                if (ikPosAndOrientReportHandle==--1) then -- We display a IK failure (in pos and orientation) report message
                    ikPosAndOrientReportHandle,elementHandle=simDisplayDialog("IK failure report","IK solver failed for position AND orientation.",sim_dlgstyle_message,false,"",nil,{0.8,0,0,0,0,0})
                    ep=simGetUIPosition(elementHandle)
                    ep[2]=ep[2]+100
-- we shift the dialog down by 100 pixels
                    simSetUIPosition(elementHandle,ep)
                end
            else
                if (ikPosAndOrientReportHandle>=0) then
                    simEndDialog(ikPosAndOrientReportHandle)
-- We close any report message about IK failure in orientaion AND position
                    ikPosAndOrientReportHandle=-1
                end
                if (ikOrientReportHandle==--1) then
-- We display a IK failure (in orientation only) report message
                    ikOrientReportHandle,elementHandle=simDisplayDialog("IK failure report","IK solver failed for orientation only.",sim_dlgstyle_message,false,"",nil,{1,0.7,0,0,0,0})
                    ep=simGetUIPosition(elementHandle)
                    ep[2]=ep[2]+100
-- we shift the dialog down by 100 pixels
                    simSetUIPosition(elementHandle,ep)
                end
            end
        else
            if (ikPosAndOrientReportHandle>=0) then
                simEndDialog(ikPosAndOrientReportHandle)
-- We close any report message about IK failure in position and orientaion
                ikPosAndOrientReportHandle=-1
            end
            if (ikOrientReportHandle>=0) then
                simEndDialog(ikOrientReportHandle)
-- We close any report message about IK failure in orientaion
                ikOrientReportHandle=-1
            end
        end
        -- Now update the desiredJ in case we switch back to FK mode:
        for i=1,7,1 do
            desiredJ[i]=simGetJointPosition(jHandles[i])
        end
    else

```

```

-- We are in FK mode
currentJ={0,0,0,0,0,0,0}
for i=1,7,1 do
    currentJ[i]=simGetJointPosition(jHandles[i])
end
maxVariationAllowed=maxJointVelocity*simGetSimulationTimeStep()
for i=1,7,1 do
    delta=desiredJ[i]-currentJ[i]
    if (math.abs(delta)>maxVariationAllowed) then
        delta=maxVariationAllowed*delta/math.abs(delta)
-- we limit the variation to the maximum allowed
    end
    simSetJointPosition(jHandles[i],currentJ[i]+delta)
end
-- Now make sure that everything is ok if we switch to IK mode:
simSetObjectPosition(target,-1,simGetObjectPosition(tip,-1))
simSetObjectOrientation(target,-1,simGetObjectOrientation(tip,-
1))

mbase=simGetObjectMatrix(robotBase,-1)
m=simGetObjectMatrix(target,-1)
m=simMultiplyMatrices(simGetInvertedMatrix(mbase),m)
-- m is now the tip position relative to the base.
-- We now want m to be the tip position relative to the initial
position:

m=simMultiplyMatrices(simGetInvertedMatrix(initialTipMatrixRelative),m)
orient=simGetEulerAnglesFromMatrix(m)
desiredPos={m[4],m[8],m[12],orient[1],orient[2],orient[3]}
for i=1,6,1 do
    currentPos[i]=desiredPos[i]
end
-- Close any IK warning dialogs:
if (ikPosAndOrientReportHandle>=0) then
    simEndDialog(ikPosAndOrientReportHandle)
-- We close any report message about IK failure in position and orientaion
    ikPosAndOrientReportHandle=-1
end
if (ikOrientReportHandle>=0) then
    simEndDialog(ikOrientReportHandle)
-- We close any report message about IK failure in orientaion
    ikOrientReportHandle=-1
end
end
end

---- P0 -----
position0=simGetObjectPosition(P0,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff0={-(position[1]-position0[1]),-(position[2]-position0[2]),-(position[3]-
position0[3]),0,0,0}
---- P1 -----
position1=simGetObjectPosition(P1,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
eulerAngles=simGetObjectOrientation(P1,tip)
diff1={-(position[1]-position1[1]),-(position[2]-position1[2]),-(position[3]-
position1[3]),0,0,-(90*math.pi)/180}
---- P2 -----
position2=simGetObjectPosition(P2,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff2={-(position[1]-position2[1]),-(position[2]-position2[2]),-(position[3]-
position2[3]),0,0,-(90*math.pi)/180}
---- P3 -----
position3=simGetObjectPosition(P3,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
eulerAngles=simGetObjectOrientation(P3,tip)

```

```

diff3={-(position[1]-position3[1]),-(position[2]-position3[2]),-(position[3]-
position3[3]),0,0,-(180*math.pi)/180}
---- P4 -----
position4=simGetObjectPosition(P4,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff4={-(position[1]-position4[1]),-(position[2]-position4[2]),-(position[3]-
position4[3]),0,0,-(180*math.pi)/180}
---- P5 -----
position5=simGetObjectPosition(P18B,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff5={-(position[1]-position5[1]),-(position[2]-position5[2]),-(position[3]-
position5[3]),0,0,0}
---- P6 -----
position6=simGetObjectPosition(P18,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff6={-(position[1]-position6[1]),-(position[2]-position6[2]),-(position[3]-
position6[3]),0,0,0}
---- P7 -----
position7=simGetObjectPosition(P13B,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff7={-(position[1]-position7[1]),-(position[2]-position7[2]),-(position[3]-
position7[3]),0,0,0}
---- P8 -----
position8=simGetObjectPosition(P13,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff8={-(position[1]-position8[1]),-(position[2]-position8[2]),-(position[3]-
position8[3]),0,0,0}
---- P9 -----
position9=simGetObjectPosition(P99,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff9={-(position[1]-position9[1]),-(position[2]-position9[2]),-(position[3]-
position9[3]),0,0,(90*math.pi)/180}

---- P10 -----
position10=simGetObjectPosition(P19B,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff10={-(position[1]-position10[1]),-(position[2]-position10[2]),-
(position[3]-position10[3]),0,0,0}
---- P11 -----
position11=simGetObjectPosition(P19,-1)
position=simGetObjectPosition(tip,-1)
diff11={-(position[1]-position11[1]),-(position[2]-position11[2]),-
(position[3]-position11[3]),0,0,0}
while (simGetSimulationState()~=sim_simulation_advancing_abouttostop) do
----- RECEBER A MENSAGEM DO LAZARU -----
local data, ip, port = udpRec:receivefrom()
if(data ~= nil) then
    simAddStatusBarMessage(data)
end
if state==0 then
    ikMode=true;
    ikModel(diff0)
    ikMode=false
    result, distanceData= simCheckDistance(tip,P0,0.000001)
    if(data ~= nil) then
        lenght=string.len(data)
        if (lenght<5) then
            if (data=='ELT')and(result==1) then
                state=1;
                count[2]=1;
                result=0;
            end
        end
    end

    if (result==1)and(count[10]==1)and(count[9]==2) then

```

```

local host, port = "127.0.0.1", 13332
local socket = require("socket")
local ip = as-

sert(socket.dns.toip(host))

udp = assert(socket.udp())
assert(udp:sendto("FNS", ip, port))
count={0,0,0,0,0,0,0,0,0,0};

end
else
for i=1,lenght,1 do
data2[i]=string.byte(data,i);
--simAddStatusBarMessage(data2[i])
end
tele-
gram=string.char(data2[1],data2[2],data2[3]);
vial=string.char(data2[5],data2[6],data2[7]);
syrin-
ge=string.char(data2[9],data2[10],data2[11]);
volu-
me=string.char(data2[13],data2[14],data2[15]);
volume=volume;

if(telegram=='PTT') and (result==1) and (syringe=='010') then
state=5;
count2[2]=5;
result=0;
end
end
end
end
if (state==1) then
ikMode=true;
ikModel(diff1)
ikMode=false
result, distanceData= simCheckDistance(tip,P1,0.000001)
if (result==1) then
if (count[1]==0) and (count[2]==1) and (count[3]==0) then
count[3]=2;
result=0;
state=2;
gripper=1;
end
if (count[3]==2) and (count[4]==1) and (count[5]==0) then
state=3;
count[5]=3;
result=0;
end
if (count[7]==3) and (count[8]==1) and (count[9]==0) then
state=2;
gripper=-1;
count[9]=2;
result=0;
end
if (count[9]==2) and (count[10]==1) then
state=0;
result=0;
end
end
end
if (state==2) then
ikMode=true;
ikModel(diff2)
ikMode=false
result, distanceData= simCheckDistance(tip,P2,0.000001)

```

```

        difference2,distanceData2=simCheckDistance(adaptador0,
right_finger, 0.02)
        if (result==1) then
            if (gripper==1) and (difference2==1) then
                simSetJointTargetVelocity(fingerJ,gripperClosingVelocity)
                simSetJointTargetVelocity(gripperJ,gripperClosingVelocity)
            end
        end
        difference,distanceData1=simCheckDistance(right_finger, left_finger, 0.025)
        if (gripper==1) and (difference2==1) then
            simSetJointTargetVelocity(fingerJ,-gripperClosingVelocity)
            simSetJointTargetVelocity(gripperJ,-gripperClosingVelocity)
        end

        if (count[2]==1) and (count[3]==2) and (count[4]==0) and (difference==1) then
            simSetObjectParent(adaptador0, parent1, true)
            state=1;
            count[4]=1;
            result=0;
        end

        if (count[8]==1) and (count[9]==2) and (count[10]==0) and (difference2==1) then
            simSetObjectParent(adaptador0, -1, true)
            state=1;
            count[10]=1;
            result=0;
        end

        end

        end
        simSetJointPosition(gripperJ,simGetJointPosition(fingerJ)*0.5)
        if (state==3) then --Posicao P3
            ikMode=true;
            ikModel(diff3)
            ikMode=false
            result, distanceData= simCheckDistance(tip,P3,0.000001)
            difference,distanceData1=simCheckDistance(calibrador,
left_finger, 0.25)
            if (result==1) and (difference==1) then
                if (count[4]==1) and (count[5]==3) and (count[6]==0) then
                    state=4;
                    count[6]=4;
                    result=0;
                elseif (count[6]==4) and (count[7]==3) and (count[8]==0) then
                    state=1;
                    count[8]=1;
                    result=0;
                end
            end

            end

        end
        if (state==4) then --Posicao P4
            ikMode=true;
            ikModel(diff4)
            ikMode=false
            result, distanceData= simCheckDistance(tip,P4,0.000001)
            if (result==1) then
                local host, port = "127.0.0.1", 13332
                local socket = require("socket")
                local ip = assert(socket.dns.toip(host))
                udp = assert(socket.udp())
                assert(udp:sendto("MSR", ip, port))
            end
        end

```

```

end
if (result==1) and (data=='CTN') then
    if (count[5]==3) and (count[6]==4) and (count[7]==0) then
        state=3;
        count[7]=3;
        result=0;
    end
end
end
if (state==5) then --Posicao P18B
    ikMode=true;
    ikModel(diff5)
    ikMode=false
    result, distanceData= simCheckDistance(tip,P18B,0.000001)
    if (result==1) then
        if (count2[1]==0) and (count2[2]==5) and (count2[3]==0) then
            simSetJointTargetVelocity(fingerJ,-
gripperClosingVelocity)
            simSetJointTargetVelocity(gripperJ,-
gripperClosingVelocity)
            state=6;
            count2[3]=6;
            result=0;
        end
        if (count2[3]==6) and (count2[4]==5) and (count2[5]==0) and (vial=='PRE') then
            state=7;
            count2[5]=7;
            result=0;
        end
    end
end
if (state==6) then --Posicao P18
    ikMode=true;
    ikModel(diff6)
    ikMode=false
    result, distanceData= simCheckDistance(tip,P18,0.000001)
    if (result==1) then
        simSetJointTargetVelocity(fingerJ,gripperClosingVelocity)
        simSetJointTargetVelocity(gripperJ,gripperClosingVelocity)
        simSetJointTargetVelocity(gripper_SS_d_A,-10)
        simSetJointTargetVelocity(gripper_SS_d_B,10)
        simSetJointTargetVelocity(gripper_SS_u_A,-10)
        simSetJointTargetVelocity(gripper_SS_u_B,10)
        difference,distanceData1=simCheckDistance(right_finger,
left_finger, 0.025)
        simSetObjectParent(siryngel0, parent1, true)
        simSetObjectParent(embolo, parent1, true)
        if
(count2[2]==5) and (count2[3]==6) and (count2[4]==0) and (difference==1) then
            state=5;
            count2[4]=5;
            result=0;
            simSetJointTargetVelocity(gripper_SS_d_A,0.5)
            simSetJointTargetVelocity(gripper_SS_d_B,-0.5)
            simSetJointTargetVelocity(gripper_SS_u_A,0.5)
            simSetJointTargetVelocity(gripper_SS_u_B,-0.5)
        end
    end
end
if (state==7) then --Posicao P13B
    ikMode=true;
    ikModel(diff7)
    ikMode=false

```

```

result, distanceData= simCheckDistance(tip,P13B,0.000001)
if (result==1)then
  --receive message
  data2=simTubeRead(communicationTube_suport)
  if (data2) then
    data2=simUnpackInts(data2)[1]
  end
  if (count2[4]==5) and (count2[5]==7) and (count2[6]==0) then
    state=8;
    count2[6]=8;
    result=0;
  end
  if (count2[6]==8) and (count2[7]==7) and (count2[8]==0) then
    if (data2==1) then
      simTube-
Write(communicationTube_suport,simPackInts({2}))
      simWait(0.8)
    end
    if (data2==2) then
      simTube-
Write(communicationTube_suport,simPackInts({3}))
      simWait(0.8)
    end
    if (data2==4) then
      --registrar o d
      d=110; --distancia em milímetros
      simTubeWri-
te(communicationTube_suport,simPackInts({4}))
      simWait(0.8)
    end
  end
  if
(count2[6]==8) and (count2[7]==7) and (count2[8]==0) and (data2==5) then
    state=8;
    count2[8]=8;
    result=0;
  end
  if (count2[8]==8) and (count2[9]==7) and (count2[10]==0) then
    state=10;
    count2[10]=10;
    result=0;
  end
end
end
if (state==8) then --Posicao P13
  ikMode=true;
  ikModel(diff8)
  ikMode=false
  result, distanceData= simCheckDistance(tip,P13,0.000001)
  if (result==1)then
    if (count2[5]==7) and (count2[6]==8) and (count2[7]==0) then
      --send message
      --
simTubeWrite(communicationTube_suport,simPackInts({1}))
      simTube-
Write(communicationTube_suport,simPackInts({volume}))
      --receive message
      data2=simTubeRead(communicationTube_suport)
      if (data2) then
        data2=simUnpackInts(data2)[1]
      end
      if (data2==1) then
        simSetJointTargetVelocity(fingerJ,-
gripperClosingVelocity)

```

```

simSetJointTargetVelocity(gripperJ,-
gripperClosingVelocity)
state=7;
count2[7]=7;
result=0;
end
end
data2=simTubeRead(communicationTube_suport)
if (data2) then
data2=simUnpackInts(data2)[1]
end
if (count2[7]==7) and (count2[8]==8) and (count2[9]==0) then
if (data2==5) then
simSetJointTargetVeloci-
ty(fingerJ,gripperClosingVelocity)
simSetJointTargetVeloci-
ty(gripperJ,gripperClosingVelocity)
differ-
ence,distanceData1=simCheckDistance(right_finger, left_finger, 0.025)
simSetObjectParent(siryngel0, parent1, true)
simSetObjectParent(embolo, parent1, true)
if (difference==1) then
simTube-
Write(communicationTube_suport,simPackInts({5}))
end
end
if (data2==6) then
state=7;
count2[9]=7;
result=0;
end
end
end
end
if (state==10) then --Posicao P19B
ikMode=true;
ikModel(diff10)
ikMode=false
result, distanceData= simCheckDistance(tip,P19B,0.000001)
if (result==1) then
state=11;
result=0;
end
end
if (state==11) then --Posicao P19
ikMode=true;
ikModel(diff11)
ikMode=false
result, distanceData= simCheckDistance(tip,P19,0.000001)
if (result==1) then
simSetObjectParent(tampa, parent1, true)
state=12;
result=0;
end
end
if (state==12) then --Posicao P19
ikMode=true;
ikModel(diff10)
ikMode=false
result, distanceData= simCheckDistance(tip,P19B,0.000001)
if (result==1) then
state=9;
result=0;
end
end

```

```

end
if (state==9) then --Posicao P99
    ikMode=true;
    ikModel(diff9)
    ikMode=false
    result, distanceData= simCheckDistance(tip,P99,0.000001)
    if (result==1)then
        simStopSimulation();
    end
end
end
end

```

Código do V-REP relacionado ao suporte frasco/seringa

```

if (simGetScriptExecutionCount()==0) then
    j_f_uA=simGetObjectHandle('joint_frasco_superior_A')
    j_f_uB=simGetObjectHandle('joint_frasco_superior_B')
    j_f_dA=simGetObjectHandle('joint_frasco_inferior_A')
    j_f_dB=simGetObjectHandle('joint_frasco_inferior_B')
    j_e_A=simGetObjectHandle('joint_embolo_A')
    j_e_B=simGetObjectHandle('joint_embolo_B')
    j_s_A=simGetObjectHandle('joint_seringa_A')
    j_s_B=simGetObjectHandle('joint_seringa_B')
    j_a_A=simGetObjectHandle('joint_agulha_A')
    j_a_B=simGetObjectHandle('joint_agulha_B')
    j_barra=simGetObjectHandle('joint_barra')
    j_barra_u=simGetObjectHandle('joint_barra_superior')
    barra=simGetObjectHandle('suporte_barra_pure')
    barra_s=simGetObjectHandle('suporte_barra_superior')
    siringel0=simGetObjectHandle('seringa_agulha1')
    embolo=simGetObjectHandle('embolo1')
    communicationTube=simTubeOpen(222,'suport',3)
    state=1;
    data2=0;
end

close_gripper1s=function()
    simSetJointTargetVelocity(j_e_B,0.1) --closing
    simSetJointTargetVelocity(j_e_A,-0.1) --closing
    simSetJointTargetVelocity(j_a_B,0.1) --closing
    simSetJointTargetVelocity(j_a_A,-0.1) --closing
end

open_gripper1s=function()
    simSetJointTargetVelocity(j_e_B,-0.1) --open
    simSetJointTargetVelocity(j_e_A,0.1) --open
    simSetJointTargetVelocity(j_a_B,-0.1) --open
    simSetJointTargetVelocity(j_a_A,0.1) --open
end

close_gripper2s=function()
    simSetJointTargetVelocity(j_s_A,-0.1) --closing
    simSetJointTargetVelocity(j_s_B,0.1) --closing
end

open_gripper2s=function()
    simSetJointTargetVelocity(j_s_A,0.1) --open
    simSetJointTargetVelocity(j_s_B,-0.1) --open
end

closeGripperFrasco=function()
    simSetJointTargetVelocity(j_f_uA,-0.1) --closing
    simSetJointTargetVelocity(j_f_uB,0.1) --closing
    simSetJointTargetVelocity(j_f_dA,-0.1) --closing
    simSetJointTargetVelocity(j_f_dB,0.1) --closing

```

```

end
simHandleChildScript(sim_handle_all_except_explicit)
closeGripperFrasco()
if (state==1) then
    data2=simTubeRead(communicationTube)
    if (data2) then
        data2=simUnpackInts(data2)[1]
    end
    --if (data2==10) then
    if (data2~=nil) then
        if (data2>10) then
            volume=data2;
            -- fechar garras embolo
            close_gripper1s()
            -- fechar garras agulha
            -- enviar mensagem 'data2=11'
            simSetObjectParent(siryngel0, barra, true)
            simSetObjectParent(embolo, barra_s, true)
            simTubeWrite(communicationTube,simPackInts({1}))
        end
    end
    if (data2==2) then
        -- fechar garras seringa
        close_gripper2s()
        simTubeWrite(communicationTube,simPackInts({2}))
    end
    if(data2==3) then
        state=2;
    end
end
if (state==2) then
    simSetJointTargetVelocity(j_barra,-0.02)
    p4=simGetJointPosition(j_barra)
    if (p4<-0.075) then
        state=3;
    end
end
if (state==3) then
    simTubeWrite(communicationTube,simPackInts({4}))
    data2=simTubeRead(communicationTube)
    if (data2) then
        data2=simUnpackInts(data2)[1]
    end
    if (data2==4) then
        --simSetJointTargetVelocity(j_barra_u,0.02)
        result=simSetJointTargetPosition(j_barra_u,(volume/1000))
        p3=simGetJointPosition(j_barra_u)
        --simAddStatusBarMessage(p3)
        if (p3>0.039) then
            state=4;
        end
    end
end
if (state==4) then
    simSetJointTargetVelocity(j_barra,0.02)
    p5=simGetJointPosition(j_barra)
    if (p5>-0.00001) then
        state=5;
    end
end
if (state==5) then
    p2=simGetJointPosition(j_barra)
    if (p2>-0.00001) then
        open_gripper2s()
    end
end

```

```

        simTubeWrite(communicationTube, simPackInts({5}))
    end
    data2=simTubeRead(communicationTube)
    if (data2) then
        data2=simUnpackInts(data2)[1]
    end
    if (data2==5) then
        open_gripper1s()
        simTubeWrite(communicationTube, simPackInts({6}))
    end
end
difference_sy, database9=simCheckDistance(j_barra, j_barra_u, 0)
if database9~=nil then
    simAddStatusBarMessage(database9[7])
end
if (simGetSimulationState()==sim_simulation_advancing_lastbeforestop) then
end
end

```

Programação da aplicação de interface (em Lazarus)

```

unit Unit1;
{$mode objfpc}{$H+}
interface
uses
    Classes, SysUtils, FileUtil, Forms, Controls, Graphics, Dialogs, StdCtrls,
Buttons,
    lNetComponents, lNet;
type
    { TForm1 }
    TForm1 = class(TForm)
        Partition: TButton;
        Elution: TButton;
        Continue_Elution: TButton;
        SendText: TButton;
        Form1: TButton;
        Edit1: TEdit;
        UDP: TLUDPCComponent;
        UDPSend: TLUDPCComponent;
        Memo: TMemo;
        procedure Continue_ElutionClick(Sender: TObject);
        procedure ElutionClick(Sender: TObject);
        procedure Form1Show(Sender: TObject);
        procedure PartitionClick(Sender: TObject);
        procedure SendTextClick(Sender: TObject);
        procedure UDPError(const msg: string; aSocket: TSocket);
        procedure UDPReceive(aSocket: TSocket);
    private
        { private declarations }
    public
        { public declarations }
    end;
var
    Form1: TForm1;
implementation
{$R *.lfm}
{ TForm1 }
procedure TForm1.ElutionClick(Sender: TObject);
begin
    UDPSend.SendMessage('ELT');
end;
procedure TForm1.Continue_ElutionClick(Sender: TObject);
begin

```

```
        UDPSend.SendMessage('CTN');
end;
procedure TForm1.Form1Show(Sender: TObject);
begin
    UDP.Listen(13332);
    UDPSend.Connect('127.0.0.1', 8278);
end;
procedure TForm1.PartitionClick(Sender: TObject);
begin
    UDPSend.SendMessage('PTT;PRE;010;125');
end;
procedure TForm1.SendTextClick(Sender: TObject);
begin
    UDPSend.SendMessage(Edit1.text);
end;
procedure TForm1.UDPError(const msg: string; aSocket: TSocket);
begin
    UDP.Disconnect();
    memo.Lines.Add('error');
end;
procedure TForm1.UDPReceive(aSocket: TSocket);
var msg: string;
begin
    UDP.GetMessage(msg);
    memo.Lines.Add('receive ' + msg);
end;
end.
```
