



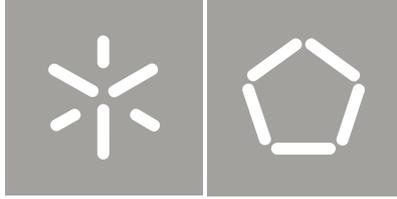
**Desenvolvimento de um assistente robótico para neurocirurgias estereotáxicas: solução baseada no robô Sawyer**

João Diogo Teixeira Sepúlveda

**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia







**Universidade do Minho**

Escola de Engenharia

João Diogo Teixeira Sepúlveda

**Desenvolvimento de um assistente robótico  
para neurocirurgias estereotáxicas:  
solução baseada no robô Sawyer**

Dissertação de Mestrado

Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de  
Mestre em Engenharia Eletrónica Industrial e Computadores

Trabalho efectuado sob a orientação de

**Professora Doutora Estela Bicho**

## DECLARAÇÃO

Nome: João Diogo Teixeira Sepúlveda

Endereço eletrónico: joaodsepulveda@gmail.com

Telefone: +351933473441

Cartão de Cidadão: 14602434 6 ZY6

Título da dissertação: Desenvolvimento de um assistente robótico para neurocirurgias estereotáxicas: solução baseada no robô Sawyer

Orientador: Professora Doutora Estela Bicho

Ano de Conclusão: 2018

Designação do Mestrado: Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Eletrónica Industrial e Computadores

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

Universidade do Minho, 30/04/2018

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

# Agradecimentos

Primeiramente, quero agradecer à minha orientadora, a professora Doutora Estela Bicho, por me ter proposto este tema de dissertação, o qual achei extremamente desafiante, fascinante e atual. O seu espírito positivo, apoio técnico-científico e motivação ao longo da dissertação foram fundamentais para o meu crescimento em termos de conhecimento, bem como pessoal. Não vou esquecer!

Especialmente, quero agradecer ao meu colega de laboratório e amigo Carlos Faria pelos conhecimentos que me transmitiu e pelo tempo que disponibilizou para me ajudar ao longo deste ano. Sem o teu apoio o meu percurso seria marcado por obstáculos infindáveis. Obrigado!

Quero agradecer ao Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, em particular ao neurocirurgião Doutor Manuel Rito e à sua equipa médica, por me autorizarem a assistir a um procedimento neurocirúrgico real e por me responderem a dúvidas que foram surgindo com o decorrer da operação.

Agradeço também à Sara Sá, pelo seu espírito de entreaajuda e por ter colaborado comigo durante a fase de estudo das funcionalidades do Sawyer.

Um agradecimento especial aos meus colegas do Laboratório de Robótica Móvel e Antropomórfica da Universidade do Minho, nomeadamente ao Gianpaolo, Tiago, Flora, Luís, Paulo, Weronica, Nafiseh, Sahar e Pedro, por todos os momentos de entreaajuda e pelo ambiente agradável no laboratório.

Obrigado a todos os meus amigos de Engenharia Eletrónica e amigos que fui fazendo durante a vida. Com eles a meu lado tudo foi mais fácil!

Obrigado às minhas irmãs, especialmente à Alexandra Sepúlveda, por me ter sempre apoiado durante a vida, principalmente nos momentos mais difíceis, e por ser um exemplo para mim!

Por fim, queria agradecer aos meus pais, Maria e Silvério, por terem colocado a minha educação como uma prioridade e por me terem tornado a pessoa que sou hoje. Sem vocês não teria alcançado esta etapa!



# Resumo

A presente dissertação de mestrado pretende contribuir para o desenvolvimento de um assistente robótico capaz de auxiliar a equipa médica em neurocirurgias estereotáxicas, durante o tratamento sintomático de doenças neurológicas e neuropsiquiátricas. O sistema robótico deve ser capaz de segurar, manipular e alinhar os diversos instrumentos médicos ao longo das trajetórias cirúrgicas planeadas e respeitar as instruções da equipa médica, bem como os procedimentos de segurança.

Inicialmente, são estudados os procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos. De seguida, é elaborada uma revisão bibliográfica dos sistemas robóticos direcionados para este tipo de neurocirurgias, de forma a compreender quais as características essenciais para que um sistema robótico possa desempenhar o papel de assistente no bloco operatório. Para dotar o sistema robótico Sawyer com tais funcionalidades, a estrutura mecânica do seu braço robótico é modelada matematicamente e são resolvidos os problemas da cinemática direta e inversa. Tanto quanto os autores sabem, o braço robótico do Sawyer é a estrutura mecânica mais complexa entre os manipuladores existentes, tendo sido desenvolvido um novo método semi-analítico para a resolução do problema da cinemática inversa. Ademais, são analisadas as singularidades do Sawyer, é implementado um algoritmo de controlo para o afastamento dos limites mecânicos das juntas e é explicada a conversão das trajetórias cirúrgicas definidas no espaço Cartesiano para o espaço das juntas.

Para que a aplicação de controlo desenvolvida seja utilizada de forma simples e intuitiva pelo neurocirurgião, elaborou-se uma interface gráfica que dota o sistema robótico com as funcionalidades necessárias para cooperar na sala de neurocirurgias. Utilizando esta interface, o neurocirurgião pode introduzir as diretivas pré-operatórias fornecidas pelo *software* de planeamento médico e avaliar a precisão e o comportamento do sistema robótico, tanto em contexto de simulação como no ambiente real. Os resultados obtidos demonstram que o sistema robótico Sawyer é capaz de cooperar em neurocirurgias de Estimulação Cerebral Profunda (DBS) e de Estereoencefalografia (SEEG) com precisão submilimétrica, respeitando todos os procedimentos de segurança.



# Abstract

This Master's thesis aims to contribute for the development of a robotic assistant capable of assisting the medical team in stereotactic neurosurgeries, during the symptomatic treatment of neurological and neuropsychiatric disorders. The robotic system must be able to hold, manipulate and align various medical instruments along the planned surgical trajectories and follow the instructions of the medical team, as well as the safety procedures.

Initially, stereotactic neurosurgical procedures are studied. Then, the literature review of robotic systems oriented to this type of neurosurgeries is elaborated, in order to understand which are the essential features so that a robotic system can play an assistive role within the operating room. To provide the Sawyer robotic system with such functionalities, the mechanical structure of its robotic arm is mathematically modeled and the forward and inverse kinematics problems are solved. As far as the authors know, Sawyer's robotic arm is the most complex mechanical structure among the existing manipulators. For this reason, a new semi-analytical method has been developed to solve the inverse kinematics problem. In addition, Sawyer's singularities are analyzed, a control algorithm to avoid the joint mechanical limits is implemented and the conversion of surgical trajectories defined in the Cartesian space to the joints space is explained.

In order to use the developed control application in a simple and intuitive way by the neurosurgeon, it was developed a graphical user interface that provides the robotic system with the necessary functionalities to cooperate in the neurosurgery room. By using this interface, the neurosurgeon can introduce the preoperative directives provided by the medical planning software and evaluate the accuracy and behaviour of the robotic system, both in simulation context and in real environment. The obtained results show that Sawyer robotic system is able of cooperating in Deep Brain Stimulation (DBS) and Stereoelectroencephalography (SEEG) neurosurgeries with sub-millimeter accuracy, respecting all the safety procedures.



---

# Conteúdo

---

<b>I</b>	<b>Âmbito da Dissertação</b>	<b>1</b>
<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>3</b>
1.1	Descrição do problema e Motivação . . . . .	3
1.2	Objetivos . . . . .	5
1.3	Estrutura da dissertação . . . . .	6
<b>2</b>	<b>Doenças Neurológicas e Neuropsiquiátricas</b>	<b>9</b>
2.1	Doença de Parkinson . . . . .	9
2.2	Epilepsia . . . . .	11
2.3	Distonia . . . . .	12
2.4	Tremor essencial . . . . .	13
2.5	Outras doenças do foro psiquiátrico e neurológico . . . . .	14
2.5.1	Transtorno obsessivo compulsivo . . . . .	14
2.5.2	Síndrome de Tourette . . . . .	15
2.6	Quando os medicamentos falham? . . . . .	16
<b>3</b>	<b>Procedimentos Neurocirúrgicos Estereotáxicos Clássicos</b>	<b>17</b>
3.1	Estimulação Cerebral Profunda . . . . .	18
3.1.1	Neurocirurgia de DBS realizada no CHUC . . . . .	21
3.2	Estereoencefalografia . . . . .	30
3.3	Outros procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos clássicos . . . . .	31
3.3.1	Biópsia . . . . .	31
3.3.2	Ablação . . . . .	32

3.3.3	Radiocirurgia . . . . .	32
3.4	Limitações dos procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos clássicos . . . . .	33
<b>4</b>	<b>Sistemas Robóticos em Neurocirurgias Estereotáxicas</b>	<b>35</b>
4.1	Definição e constituição de um sistema robótico . . . . .	36
4.2	Estado da arte dos sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias estereotáxicas . . . . .	42
4.2.1	NeuroMate . . . . .	42
4.2.2	Minerva . . . . .	45
4.2.3	SurgiScope . . . . .	47
4.2.4	Pathfinder . . . . .	49
4.2.5	NeuroArm . . . . .	52
4.2.6	Rosa . . . . .	55
4.3	Contribuição dos sistemas robóticos em neurocirurgias estereotáxicas . . . . .	57
4.4	Características essenciais em sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias . . . . .	59
<b>II</b>	<b>Solução Desenvolvida</b>	<b>65</b>
<b>5</b>	<b>Sistema Robótico Sawyer</b>	<b>67</b>
5.1	Especificações técnicas . . . . .	67
5.2	Modelo cinemático do sistema robótico Sawyer . . . . .	72
5.2.1	Cinemática direta . . . . .	74
5.2.2	Revisão bibliográfica dos algoritmos de cinemática inversa . . . . .	78
5.2.2.1	Problemas associados à estrutura mecânica do sistema robótico Sawyer . . . . .	83
5.2.3	Cinemática inversa do robô Sawyer . . . . .	83
5.2.3.1	Solução para o manipulador virtual . . . . .	85
5.2.3.2	Solução para o manipulador real . . . . .	90
5.3	Singularidades . . . . .	92
5.3.1	Singularidades cinemáticas . . . . .	94
5.3.2	Singularidades algorítmicas . . . . .	96

---

5.4	Algoritmo de controlo para o afastamento dos limites mecânicos das juntas	97
<b>6</b>	<b>Implementação e Validação em Simulação</b>	<b>103</b>
6.1	Simulador robótico	103
6.1.1	V-REP	104
6.1.2	Comunicação	107
6.2	Interface gráfica com o utilizador para validações cinemáticas	108
6.3	Validações cinemáticas	114
6.3.1	Cinemática direta e inversa	114
6.3.2	Afastamento dos limites mecânicos das juntas	120
6.3.3	Realização de trajetórias no espaço Cartesiano	122
6.4	Interface gráfica com o utilizador para neurocirurgias estereotáxicas	126
6.5	Validação em ambiente de sala de neurocirurgias	141
6.5.1	Neurocirurgia de Estimulação Cerebral Profunda	144
6.5.2	Neurocirurgia de Estereoencefalografia	146
<b>7</b>	<b>Implementação e Validação no Sistema Robótico Sawyer</b>	<b>153</b>
7.1	Comunicação ROS	153
7.2	Registo do sistema robótico Sawyer na sala de neurocirurgias	155
7.3	Execução de trajetórias	159
7.3.1	Neurocirurgia de Estimulação Cerebral Profunda	165
7.3.2	Neurocirurgia de Estereoencefalografia	165
<b>III</b>	<b>Conclusões</b>	<b>171</b>
<b>8</b>	<b>Conclusão</b>	<b>173</b>
8.1	Sumário e discussão dos resultados	173
8.2	Trabalho futuro	177
	<b>Referências bibliográficas</b>	<b>179</b>
<b>A</b>	<b>Concepção da ferramenta médica</b>	<b>195</b>



---

# Lista de Abreviaturas

---

<b>AC</b>	<i>Anterior Commissure</i> – Comissura Anterior
<b>CE</b>	<i>Conformité Européenne</i> – Conformidade Europeia
<b>CHUC</b>	Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
<b>CT</b>	<i>Computed Tomography</i> – Tomografia Computadorizada
<b>DBS</b>	<i>Deep Brain Stimulation</i> – Estimulação Cerebral Profunda
<b>DH</b>	Denavit-Hartenberg
<b>DoF</b>	<i>Degrees-of-Freedom</i> – Graus de Liberdade
<b>FDA</b>	<i>Food and Drug Administration</i>
<b>GPI</b>	<i>Globus Pallidus internus</i>
<b>GUI</b>	<i>Graphical User Interface</i> – Interface Gráfica com o Utilizador
<b>IPG</b>	<i>Implantable Pulse Generator</i> – Gerador de Impulsos Implantável
<b>MRI</b>	<i>Magnetic Resonance Imaging</i> – Ressonância Magnética
<b>PC</b>	<i>Posterior Commissure</i> – Comissura Posterior
<b>ROS</b>	<i>Robot Operating System</i>
<b>SEEG</b>	<i>StereoElectroEncephaloGraphy</i> – Estereoeletroencefalografia
<b>STN</b>	<i>SubThalamic Nucleus</i> – Núcleo Subtalâmico
<b>VIM</b>	<i>Ventral InterMediate Nucleus</i>



---

# Lista de Figuras

---

3.1	Implantação do neuroestimulador na zona subclavicular. . . . .	19
3.2	Equipamento médico do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra. . .	23
3.3	Tomografia computadorizada realizada no dia da neurocirurgia presenciada.	23
3.4	<i>Software</i> de planeamento médico utilizado em neurocirurgias do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra. . . . .	24
3.5	Localização das comissuras anterior e posterior, e criação do sistema de coordenadas de Talairach-Tournoux. . . . .	25
3.6	Validação das coordenadas estereotáxicas. . . . .	26
3.7	Validação das coordenadas estereotáxicas com o auxílio de um <i>phantom</i> . . .	27
3.8	Marcação e incisão na localização de entrada do eléctrodo no crânio. . . . .	27
3.9	Perfuração de um orifício para o acesso intracraniano. . . . .	28
3.10	Registo da atividade eléctrica cerebral recorrendo a um conjunto de microelectrodos. . . . .	29
3.11	Implantação do macroeléctrodo quadripolar no cérebro e colocação do neuroestimulador na zona subclavicular. . . . .	29
3.12	Feixes de raios gama a incidir no alvo cerebral. . . . .	33
4.1	Diferentes tipos de juntas. . . . .	37
4.2	Tipos de estruturas mecânicas de um manipulador robótico. . . . .	39
4.3	Sistema robótico controlado por supervisão. . . . .	40
4.4	Sistema robótico com controlo partilhado. . . . .	41
4.5	Sistema robótico controlado remotamente. . . . .	41
4.6	Sistema robótico NeuroMate. . . . .	43
4.7	Constituição do sistema robótico Minerva e identificação dos 5 DoF. . . . .	46

4.8	Sistema robótico SurgiScope . . . . .	48
4.9	Sistema robótico Pathfinder e pormenor dos elementos no seu <i>end-effector</i> . . . . .	50
4.10	Constituição do sistema robótico NeuroArm. . . . .	53
4.11	Interface humano-robô do NeuroArm. . . . .	54
4.12	Sistema robótico Rosa . . . . .	56
5.1	Sistema robótico Sawyer. . . . .	68
5.2	Elos do braço robótico do Sawyer. . . . .	70
5.3	Disposição das juntas na estrutura mecânica do braço robótico do Sawyer. . . . .	71
5.4	Classificação dos pontos do braço robótico do Sawyer com base na nomenclatura estabelecida para as articulações de um braço humano. . . . .	71
5.5	Relação entre a cinemática direta e inversa. . . . .	74
5.6	Braço robótico do Sawyer. . . . .	74
5.7	Braço robótico do Sawyer na posição inicial com um sistema de coordenadas atribuído à base e a cada junta, de acordo com a notação de Denavit-Hartenberg. . . . .	76
5.8	Trajectoria realizada pelo cotovelo e parametrização da redundância em manipuladores robóticos do tipo S-R-S. . . . .	79
5.9	Manipulador virtual com um pulso esférico. . . . .	84
5.10	Projeção do plano perpendicular ao eixo de rotação da junta $\theta_4$ . . . . .	86
5.11	Singularidades no cotovelo quando o braço robótico do Sawyer se encontra no limite interno e externo do espaço de trabalho alcançável. . . . .	94
5.12	Alinhamento dos eixos de rotação das juntas $\theta_1$ e $\theta_7$ , e consequente singularidade cinemática interna. . . . .	96
5.13	Identificação das zonas do intervalo de posições angulares da junta $i$ . . . . .	98
5.14	Diagrama de blocos geral para a resolução da cinemática inversa do Sawyer com controlo para o afastamento dos limites mecânicos das juntas. . . . .	100
6.1	<i>Framework</i> do simulador robótico V-REP. . . . .	105
6.2	Sala de neurocirurgias em ambiente de simulação. . . . .	106
6.3	Comunicação entre a aplicação cliente (controlador) e o simulador V-REP. . . . .	108
6.4	Interface gráfica com o utilizador para validações cinemáticas. . . . .	109
6.5	Modo de funcionamento do painel da cinemática inversa. . . . .	112

---

6.6	Configuração do sistema robótico Sawyer para as posições angulares $\Theta_{d_1}$ .	115
6.7	Todas as soluções da cinemática inversa para a pose desejada do <i>end-effector</i> , de acordo com o valor do parâmetro da configuração global.	116
6.8	Evolução do erro em função do número de iterações, utilizando como critério de paragem o erro máximo permitido $\varepsilon_{max} = 10^{-6}$ mm.	117
6.9	<i>Self-motion</i> do braço robótico do Sawyer.	118
6.10	Configuração do sistema robótico Sawyer para as posições angulares $\Theta_{d_2}$ .	119
6.11	Soluções factíveis da cinemática inversa para a pose desejada do <i>end-effector</i> .	120
6.12	Soluções factíveis da cinemática inversa após o processo de optimização.	121
6.13	Realização de uma trajetória curvilínea no espaço Cartesiano.	123
6.14	Realização de uma trajetória retilínea para a configuração global 3 e $\theta_1 = 0^\circ$ .	123
6.15	Realização de uma trajetória retilínea para a configuração global 5 e $\theta_1 = 15^\circ$ .	124
6.16	Realização de uma trajetória retilínea sujeita a singularidades internas utilizando a configuração global 2 e $\theta_1 = -20^\circ$ .	125
6.17	Realização de uma trajetória retilínea sujeita a singularidades internas utilizando a configuração global 4 e $\theta_1 = -131^\circ$ .	126
6.18	Interface gráfica com o utilizador para neurocirurgias estereotáxicas.	128
6.19	Ferramentas cirúrgicas em ambiente de simulação.	130
6.20	Orientação da ferramenta cirúrgica para diferentes valores do ângulo de Euler $\alpha$ .	131
6.21	Posição e postura inicial do braço robótico do Sawyer na sala de neurocirurgias.	142
6.22	Diretivas pré-operatórias do procedimento de DBS.	145
6.23	Diretivas pré-operatórias do procedimento de SEEG.	147
6.24	Sequência de movimentos executados durante o procedimento de DBS ao hemisfério esquerdo do cérebro.	148
6.25	Sequência de movimentos executados durante o procedimento de DBS ao hemisfério direito do cérebro.	149
6.26	Sequência de movimentos executados durante a realização da primeira trajetória do procedimento de SEEG.	150
6.27	Sequência de movimentos executados durante a realização da segunda trajetória do procedimento de SEEG.	151

---

6.28	Sequência de movimentos executados durante a realização da terceira trajetória do procedimento de SEEG. . . . .	152
7.1	Comunicação entre a aplicação de controlo e as diferentes plataformas robóticas: simulador V-REP e Sawyer. . . . .	155
7.2	Registo do sistema robótico Sawyer em ambiente neurocirúrgico. . . . .	158
7.3	Sequência de movimentos realizados pelo sistema robótico durante o procedimento de DBS ao alvo esquerdo do anel estereotáxico. . . . .	167
7.4	Sequência de movimentos realizados pelo sistema robótico durante o procedimento de DBS ao alvo direito do anel estereotáxico. . . . .	168
7.5	Sequência de movimentos realizados pelo sistema robótico durante a primeira trajetória do procedimento de SEEG. . . . .	169
7.6	Sequência de movimentos realizados pelo sistema robótico durante a segunda trajetória do procedimento de SEEG. . . . .	170
A.1	Ferramenta médica desenhada. . . . .	195

---

# Lista de Tabelas

---

5.1	Principais especificações técnicas do sistema robótico Sawyer. . . . .	69
5.2	Tamanho dos elos do braço robótico do Sawyer. . . . .	70
5.3	Limites superiores e inferiores das juntas do braço robótico do Sawyer. . . .	70
5.4	Parâmetros de Denavit-Hartenberg para o braço robótico do Sawyer na posição inicial. . . . .	75
5.5	Atribuição de um algoritmo a cada configuração global do manipulador robótico Sawyer. . . . .	84
5.6	Parâmetros de Denavit-Hartenberg para o manipulador virtual na posição inicial. . . . .	85
6.1	Soluções possíveis para a pose desejada do <i>end-effector</i> . . . . .	115
6.2	Tempo computacional do algoritmo de cinemática inversa para cada solução.	117
6.3	Soluções possíveis da cinemática inversa para a pose desejada do <i>end-effector</i> .	119
6.4	Soluções possíveis da cinemática inversa após o processo de otimização. . .	121
6.5	Intervalos possíveis da junta $\theta_1$ para a realização da trajetória retilínea. . . .	124
6.6	Posições angulares correspondentes à postura inicial do braço robótico do Sawyer na sala de neurocirurgias. . . . .	143



## Parte I

# Âmbito da Dissertação



# Capítulo 1

---

## Introdução

---

### 1.1 Descrição do problema e Motivação

Atualmente, milhões de indivíduos em todo o mundo são afetados por doenças neurológicas e neuropsiquiátricas [1]. Este tipo de doenças é incurável, no entanto existem tratamentos que permitem reduzir os seus sintomas, como a ingestão de medicamentos prescritos pelos médicos e a realização de neurocirurgias estereotáxicas ao cérebro dos pacientes. Para a sociedade, as doenças neurológicas e neuropsiquiátricas implicam custos monetários, sendo de grande importância o desenvolvimento de novas soluções para a prevenção e para o tratamento das mesmas.

Nesta dissertação é concedida especial atenção ao método para o tratamento sintomático das doenças neurológicas e neuropsiquiátricas através da realização de neurocirurgias estereotáxicas ao cérebro dos pacientes. As neurocirurgias estereotáxicas são intervenções cirúrgicas, minimamente invasivas, que utilizam um sistema de coordenadas tridimensional para a localização e o alcance de determinadas áreas no interior do cérebro sem visualização direta. Neste tipo de intervenções cirúrgicas, os instrumentos médicos são guiados segundo uma trajetória retilínea pré-planeada pelos neurocirurgiões. As neurocirurgias estereotáxicas são caracterizadas pela sua longa duração, pelo desconforto do paciente e pelo desgaste físico e psicológico causado na equipa médica. Os pacientes têm de se sujeitar a procedimentos severos como o aparafusamento do sistema de referência estereotáxico no seu crânio. Este dispositivo serve para imobilizar a cabeça do paciente

durante a operação e para estabelecer um sistema de coordenadas tridimensional que referencia qualquer ponto do cérebro, bem como do espaço que o rodeia. O desgaste causado na equipa médica afeta diretamente o resultado da neurocirurgia estereotáxica, uma vez que a destreza, a precisão e o tremor das mãos do neurocirurgião variam com o decorrer da operação. Assim, são extremamente úteis pequenas melhorias que reduzam o esforço realizado pelo neurocirurgião e que melhorem o fluxo e os resultados das neurocirurgias estereotáxicas.

O aumento do número de pacientes selecionados para neurocirurgias estereotáxicas e os procedimentos exigentes destas fazem com que o tratamento sintomático das doenças neurológicas e neuropsiquiátricas não seja realizado a um ritmo adequado [2]. Para resolver este problema, nas salas de neurocirurgia têm sido introduzidos sistemas robóticos que cooperam com a equipa médica, proporcionando a redução do tempo da intervenção cirúrgica. Os sistemas robóticos oferecem diversas vantagens quando comparados com os procedimentos neurocirúrgicos tradicionais, principalmente em termos de precisão, estabilidade, flexibilidade e consistência. Além disso, os sistemas robóticos são capazes de realizar tarefas repetitivas, de manipular diversos instrumentos médicos, auxiliar o neurocirurgião na perfuração do crânio e implantar eléctrodos no cérebro. No entanto, os sistemas robóticos são monetariamente dispendiosos, pelo que nem todos os centros hospitalares podem usufruir desta tecnologia.

Atualmente, diversos centros hospitalares possuem sistemas de neuronavegação que permitem planear as trajetórias dos instrumentos médicos na sala de neurocirurgia, como é o caso do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC). Porém, apenas alguns centros hospitalares dispõem de assistentes robóticos para o auxílio em neurocirurgias estereotáxicas. Os recursos financeiros reduzidos, a compatibilidade com os equipamentos previamente adquiridos e os contratos anteriormente estabelecidos com empresas de dispositivos médicos são as principais razões que dificultam a aquisição de sistemas robóticos por parte dos centros hospitalares. O CHUC, ciente das vantagens proporcionadas pelos assistentes robóticos, junto de instituições académicas procurou equipas de investigadores com o interesse em desenvolver uma nova solução. Deste modo, pretende-se desenvolver um assistente robótico que coopere com a equipa médica do CHUC em neurocirurgias estereotáxicas.

## 1.2 Objetivos

O objetivo final desta dissertação reside na investigação da viabilidade da utilização do robô Sawyer como assistente robótico em neurocirurgias estereotáxicas. Para tal, é necessário que o sistema robótico facilite a implantação de eléctrodos no cérebro, em procedimentos neurocirúrgicos como a Estimulação Cerebral Profunda (DBS) e a Estereoelectroencefalografia (SEEG), durante o tratamento sintomático de distúrbios neurológicos. O sistema robótico deve ser capaz de segurar, manipular e alinhar os diversos instrumentos cirúrgicos, de acordo com as trajetórias pré-planeadas pela equipa médica com o apoio de um *software* de imagem e de planeamento cirúrgico.

O principal objetivo da dissertação consiste na implementação e integração de um controlador que permita ao robô Sawyer realizar trajetórias retilíneas no espaço Cartesiano, durante a colocação de eléctrodos no cérebro. O controlador deve evitar os limites mecânicos das juntas, as singularidades do Sawyer, e ter em consideração as restrições impostas pela equipa médica e os procedimentos de segurança. Adicionalmente, pretende-se desenvolver uma interface gráfica com o utilizador (GUI) para que a utilização do controlador seja realizada de forma intuitiva pelos neurocirurgiões, bem como por outros utilizadores.

Com o desenvolvimento deste trabalho pretende-se melhorar a precisão, a estabilidade, as condições de trabalho da equipa médica e os resultados dos procedimentos neurocirúrgicos. Através da solução que se pretende integrar no robô Sawyer, o tempo das neurocirurgias estereotáxicas será diminuído, o cansaço da equipa médica reduzido, a probabilidade de infeções atenuada e o número de pacientes eleitos para este tipo de neurocirurgias aumentado. Além disso, uma solução de baixo custo torna-se acessível para qualquer centro hospitalar, proporcionando a democratização do uso destas tecnologias.

A solução a ser desenvolvida será validada num ambiente virtual, idêntico à sala de neurocirurgias do CHUC, e validada no robô real Sawyer com o auxílio de um dispositivo *phantom* e de um modelo 3D craniano. Durante a concepção desta solução, a facilidade de utilização, a segurança do paciente e a viabilidade económica serão aspetos tidos em consideração.

### 1.3 Estrutura da dissertação

A presente dissertação está estruturada em oito capítulos, sendo o conteúdo de cada um descrito em seguida. No capítulo 1 são especificados o objetivo principal e o objetivo último desta dissertação. Adicionalmente, é realizada a contextualização do problema e elucidada a motivação para o desenvolvimento deste trabalho.

No capítulo 2 são descritas as doenças neurológicas e neuropsiquiátricas que afetam a sociedade e manifestam sintomas suscetíveis de serem atenuados com a realização de neurocirurgias ao cérebro.

No capítulo 3 são explicados os procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos tradicionais ao cérebro e pormenorizadas todas as etapas de uma neurocirurgia de DBS, realizada no CHUC, a uma paciente com a doença de Parkinson. Ainda neste capítulo, são identificadas as limitações dos procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos clássicos, de forma a compreender como estes podem ser aperfeiçoados.

O capítulo 4 define o conceito de sistema robótico, descreve as suas características constituintes e detalha as vantagens proporcionadas pela sua integração em neurocirurgias estereotáxicas ao cérebro. Adicionalmente, é realizada uma revisão bibliográfica dos sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias estereotáxicas, de forma a compreender o que foi feito e o que pode ser melhorado. No final do capítulo são indicadas as características essenciais de um sistema robótico direcionado para este tipo de neurocirurgias.

No capítulo 5 são estudadas as funcionalidades do sistema robótico Sawyer. A estrutura do braço robótico do Sawyer é modelada matematicamente e os problemas da cinemática direta e inversa são resolvidos. Especial atenção é concedida ao problema da cinemática inversa, visto que nenhum outro método anteriormente proposto é apropriado para a sua resolução. Ainda neste capítulo, são identificadas as singularidades do Sawyer e é explicada a implementação do algoritmo de controlo que permite evitar os limites mecânicos das suas juntas.

No capítulo 6 é apresentado o simulador robótico selecionado para simular um ambiente virtual idêntico à sala de neurocirurgias do CHUC. Ademais, esclarece-se como é estabelecida a comunicação entre a nossa aplicação de controlo e o simulador. No presente capítulo é demonstrado e explicado o modo de funcionamento das interfaces gráficas com

o utilizador para validações cinemáticas e para neurocirurgias estereotáxicas. A primeira é utilizada para a validação dos algoritmos de (i) cinemática direta e inversa, (ii) afastamento dos limites mecânicos das juntas e (iii) geração de trajetórias no espaço das juntas. A última é utilizada para testar e avaliar o comportamento do sistema robótico Sawyer durante a realização de procedimentos neurocirúrgicos de DBS e de SEEG.

No capítulo 7 é apresentado o trabalho desenvolvido utilizando o sistema robótico real. Inicialmente, esclarece-se como é estabelecida a comunicação entre a aplicação de controlo desenvolvida e o sistema robótico Sawyer. Em seguida, é descrito o procedimento para o registo do sistema robótico na sala de neurocirurgias. Finalmente, a aplicação de controlo é validada em procedimentos neurocirúrgicos de DBS e SEEG – com o auxílio de um dispositivo *phantom* e de um modelo 3D craniano, respetivamente – utilizando a interface gráfica direcionada para neurocirurgias estereotáxicas.

Por último, o capítulo 8 apresenta uma breve visão geral sobre a solução desenvolvida, discute as principais conclusões deste trabalho e sugere alguns tópicos que devem realizados como trabalho futuro.



# Capítulo 2

---

## Doenças Neurológicas e Neuropsiquiátricas

---

As doenças neurológicas e neuropsiquiátricas são uma das principais ameaças à saúde pública de uma sociedade, afetando milhões de indivíduos em todo o mundo [1]. Estas doenças perturbam o correto funcionamento do sistema nervoso dos seus portadores, prejudicando as suas capacidades cognitivas e motoras. Assim, a qualidade de vida dos indivíduos afetados por estas doenças, bem como a dos seus familiares, é prejudicada a nível económico, social e emocional.

Com a evolução da tecnologia e com o aumento dos recursos financeiros na área da investigação médica, constatou-se que a realização de neurocirurgias ao cérebro dos pacientes pode reduzir os sintomas de doenças neurológicas e neuropsiquiátricas como a doença de Parkinson, a epilepsia, a distonia, o tremor essencial, entre outras [3].

O presente capítulo descreve as doenças neurológicas mais importantes responsivas a procedimentos neurocirúrgicos ao cérebro. A definição de cada doença é apresentada, os seus sintomas enumerados e os possíveis tratamentos especificados.

### 2.1 Doença de Parkinson

A doença de Parkinson é uma doença progressiva e neurodegenerativa do sistema nervoso central. Independentemente da causa, nesta doença ocorre a degeneração e a morte

celular dos neurónios produtores de dopamina, uma substância química que é libertada na fenda sináptica durante a transmissão dos impulsos nervosos [1], [4].

Uma parte do cérebro, denominada por *basal ganglia*, tem como função o controlo dos movimentos, da cognição, da memória e das emoções. A *basal ganglia*, por sua vez, depende da dopamina para funcionar com eficiência. A deterioração progressiva dos neurónios dopaminérgicos provoca um défice de dopamina na *basal ganglia*, manifestando-se três sintomas clássicos: (i) o tremor em repouso, (ii) a bradicinesia e (iii) a rigidez dos músculos [1]. Normalmente, os sintomas motores começam nos membros superiores e de forma unilateral, devido à assimetria da degeneração dos neurónios no cérebro. Além dos sintomas motores, a doença de Parkinson suscita sintomas não motores como: (i) a perda do equilíbrio e da força, (ii) dificuldades na fala e na deglutição, (iii) descontrolo das emoções, (iv) distúrbio no sono, (v) dificuldades na aprendizagem e na memorização, entre outros [4]. Relativamente ao aparecimento da doença de Parkinson, a idade de maior incidência é aos 60 anos, mas esta pode surgir entre os 35 e os 85 anos de idade.

Atualmente, as causas da doença de Parkinson continuam por desvendar e o seu diagnóstico é complexo, uma vez que os sintomas associados a esta doença são semelhantes a outros tipos de distúrbios. Assim, na melhor das hipóteses, um neurologista apenas pode fornecer ao paciente um diagnóstico provável. A evolução da doença de Parkinson varia de paciente para paciente. No início desta doença, os sintomas são subtis e quase indetetáveis. Contudo, se a doença não for tratada por um longo período de tempo, a capacidade motora do paciente deteriora-se, podendo ocorrer a perda da independência.

De forma a restabelecer os níveis de dopamina no sistema nervoso, medicamentos com dopamina sintetizada são receitados aos pacientes com a doença de Parkinson, como é o caso do fármaco Levodopa. A Levodopa melhora o quadro clínico do paciente, reduzindo os sintomas provocados pela doença, apesar de não a curar. Todavia, a ingestão de Levodopa não deve ser realizada por pessoas com menos de 65 anos e pode provocar efeitos secundários como: (i) náuseas e vômitos, (ii) desorientação, (iii) ansiedade e depressão, (iv) hemorragia gastrointestinal, (v) hipotensão, (vi) taquicardia e, menos comum, (vii) arritmias cardíacas. Além disso, à medida que a doença progride e os neurónios dopaminérgicos morrem, os medicamentos tornam-se menos eficazes.

Nos últimos anos, um maior número de pacientes com a doença de Parkinson têm sido submetidos a neurocirurgias de Estimulação Cerebral Profunda – *Deep Brain Stimulation*

(DBS). A grande maioria dos pacientes sujeitos a tratamentos de DBS evidencia reduções significativas em sintomas como o tremor, rigidez e bradicinesia [5]. Segundo casos reportados, melhores resultados são obtidos em paciente com (i) doença de Parkinson avançada, (ii) excelente resposta à Levodopa, (iii) tenra idade e (iv) sem comprometimento cognitivo [6]. Embora os resultados do tratamento de DBS não travem a progressão da doença de Parkinson [6], os benefícios proporcionados por esta técnica tornaram-na amplamente aceita pela comunidade médica [7], [8]. O núcleo subtalâmico (STN) é considerado o local ideal para a neuroestimulação cerebral em pacientes com esta doença [8], [9].

## 2.2 Epilepsia

A epilepsia é uma doença crônica do sistema nervoso central onde ocorrem descargas elétricas anormais e incontroláveis pelo paciente. Mundialmente, esta é uma das doenças neurológicas mais frequentes, afetando indivíduos de qualquer faixa etária, sexo, raça ou classe social. Estima-se que 50 milhões de pessoas em todo o mundo têm epilepsia [1], [10].

A epilepsia manifesta-se através de crises epiléticas recorrentes, imprevisíveis, com duração e intensidade variável. Durante uma crise epilética diversos sintomas são despoletados, como: (i) a perda da consciência, (ii) a contração dos músculos, (iii) a mordedura da língua, (iv) incontinência urinária e (v) a falta de reação a estímulos.

Existem dois tipos de epilepsia, sendo estes designados por epilepsia idiopática e epilepsia secundária. O tipo mais comum é a epilepsia idiopática, onde 6 em cada 10 pessoas com a doença desconhecem a sua causa. Por outro lado, as causas da epilepsia secundária são identificáveis e originadas por: (i) traumatismos cranianos, (ii) infecções no sistema nervoso central, (iii) tumores no cérebro, (iv) malformações do cérebro durante a gravidez e (v) falta de oxigênio durante o parto [10].

Atualmente, a epilepsia pode ser diagnosticada através de exames médicos como: (i) eletroencefalogramas, (ii) exames de sangue, (iii) eletrocardiogramas, (iv) tomografias computadorizadas (CT) e (v) ressonâncias magnéticas (MRI). Esta doença neurológica não tem cura, mas o número e a intensidade das crises epiléticas podem ser diminuídas com medicamentos prescritos pelos neurologistas. Cerca de 70% dos pacientes com epilepsia deixam de manifestar os sintomas desta doença com a ingestão de medicamentos

antiepiléticos, porém os restantes 30% dos doentes continuam a vivenciar crises epiléticas regularmente [11].

O principal objetivo do tratamento sintomático da epilepsia é a prevenção de convulsões futuras, que prejudicam a saúde e podem provocar a morte do paciente [12]. Um tratamento alternativo, seguro e eficaz é a neurocirurgia ao cérebro dos pacientes com epilepsia [13], [14]. Este tipo de tratamento é a solução para os pacientes em que as crises epiléticas não são controladas pela medicação e para os pacientes intolerantes a medicamentos antiepiléticos.

Além de diminuir a qualidade de vida do paciente, a epilepsia prejudica economicamente uma sociedade, uma vez que a doença afeta indivíduos nos anos mais produtivos da sua carreira. O tratamento sintomático da epilepsia, quer através de fármacos, quer através de neurocirurgias, prova que é possível restabelecer a produtividade do indivíduo e evitar que o mesmo abandone o emprego.

## 2.3 Distonia

A distonia é um distúrbio neurológico caracterizado pelas contrações involuntárias e repetitivas dos músculos, provocando movimentos e posturas corporais anormais [15].

Quanto à origem da distonia, esta pode ser dividida em duas categorias: (i) a distonia primária ou idiopática e (ii) a distonia secundária [16]. A causa da distonia primária é desconhecida, porém na distonia secundária a causa é uma consequência de doenças, infecções, problemas congénitos ou acidentes que provoquem lesões cerebrais. Quanto à localização dos sintomas da distonia, esta pode ser dividida em quatro categorias: (i) distonia focal, quando afeta uma região do corpo, (ii) distonia multifocal, quando afeta duas ou mais regiões do corpo, (iii) hemidistonia, quando afeta um lado do corpo, e (iv) distonia generalizada, quando afeta todo o corpo [16].

A distonia apresenta uma extensa lista de sintomas que variam de acordo com a origem da doença, localização e músculos afetados. Em [17] são apresentados os sintomas da distonia de acordo com as características referidas.

À semelhança das doenças de Parkinson e de epilepsia, não existe cura para a distonia. No entanto, existem tratamentos que reduzem os sintomas causados pela doença e que melhoram significativamente a qualidade de vida do paciente. Os tratamentos sintomáticos

existentes para a distonia são realizados segundo quatro abordagens: (i) com a ingestão de fármacos, (ii) com injeções intramusculares de toxinas botulínicas, (iii) com fisioterapia e (iv) com neurocirurgias ao cérebro [15], [16].

Um dos fármacos utilizados para o alívio sintomático da distonia é a Levodopa [15]. O déficit de dopamina na *basal ganglia* é uma das possíveis causas para o distúrbio dos movimentos, sendo a função da Levodopa restituir os níveis de dopamina no cérebro. As injeções de toxinas botulínicas são realizadas nos músculos afetados pela distonia, reduzindo as contrações musculares involuntárias e proporcionando uma melhoria temporária dos movimentos e das posturas do paciente. Outro tipo de tratamento para o alívio sintomático da distonia é a realização de técnicas fisioterapêuticas, tais como o relaxamento, alongamentos e exercícios físicos específicos. Este tratamento tem evidenciado resultados satisfatórios na reabilitação motora dos pacientes [18]. Quando os tratamentos anteriores não aliviam sintomaticamente a distonia, a intervenção cirúrgica é a solução para os pacientes afetados por esta doença. A cirurgia consiste em lesionar a área disfuncional do cérebro ou em estimular os neurónios de uma região cerebral específica.

Atualmente, a Estimulação Cerebral Profunda na região da *basal ganglia*, particularmente no *Globus Pallidus internus* (GPi), é o procedimento cirúrgico mais utilizado na distonia [16]. O tratamento de DBS no GPi é utilizado para controlar os sintomas da distonia como: (i) contrações musculares involuntárias, (ii) torções, (iii) posturas anormais e (iv) movimentos descontrolados. Este tratamento tem sido aplicado com sucesso e os resultados comprovam a atenuação da intensidade e da frequência dos sintomas nos pacientes [19–21].

## 2.4 Tremor essencial

O tremor essencial é uma doença neurológica crónica e progressiva do sistema nervoso central, caracterizada por um tremor de 4 a 12 Hz durante os movimentos [22]. Mundialmente, esta é a doença neurológica que afeta os movimentos com um maior número de casos reportados [22–24]. A sua incidência é maior em pessoas idosas, mas pode surgir em qualquer idade.

O tremor essencial é classificado como monossintomático por unicamente apresentar o tremor em certas regiões do corpo do paciente. As regiões do corpo afetadas com maior

frequência são as mãos e os braços, no entanto o rosto, o pescoço, a língua e as pernas também podem ser afetadas. Os tremores manifestam-se constantemente, frequentemente ou ocasionalmente, de acordo com o avanço da doença. O tremor essencial não causa morte nem problemas de saúde adicionais, porém reduz a autonomia e a autoestima do paciente [25].

Tal como nas doenças neurológicas descritas anteriormente, o tremor essencial não tem cura e a sua causa ainda é desconhecida. Deste modo, não é possível definir métodos para prevenção deste distúrbio. Geralmente, o tremor essencial é confundido com a doença de Parkinson, graças à semelhança dos sintomas, pelo que é necessário um diagnóstico delicado.

Além da medicação e da fisioterapia, o tremor característico desta doença pode ser mitigado através de neurocirurgias como a Estimulação Cerebral Profunda e a talamotomia. O tratamento de DBS é indicado para pacientes com tremor essencial severo, incapacitante e resistente à terapia farmacológica [26], [27]. O *Ventral InterMediate nucleus* (VIM) do tálamo é considerado o local do cérebro responsável pelos tremores, sendo a estimulação do VIM um tratamento recorrente para a redução deste sintoma [24], [28–30]. A talamotomia é um procedimento cirúrgico invasivo que consiste em danificar a área do cérebro identificada como sendo o foco responsável pelos sintomas. No caso do tremor essencial, a área cerebral a danificar é o VIM do tálamo. Vários estudos indicam que a talamotomia é um procedimento eficaz para o alívio dos diversos tipos de tremor [25], [27], [31].

## 2.5 Outras doenças do foro psiquiátrico e neurológico

Para além das doenças neurológicas descritas anteriormente, outras doenças do foro psiquiátrico e neurológico são responsivas a tratamentos neurocirúrgicos ao cérebro. A nível epidemiológico estas doenças afetam menos população, pelo que apenas uma breve descrição da doença é realizada.

### 2.5.1 Transtorno obsessivo compulsivo

O transtorno obsessivo compulsivo é uma doença psiquiátrica, relativamente comum, caracterizada pela presença de pensamentos obsessivos e comportamentos impulsivos que resultam na realização de rituais repetitivos [32]. O indivíduo reconhece que os seus

pensamentos são irracionais mas não consegue evitá-los, provocando-lhe ansiedade. As compulsões são os rituais realizados pelo indivíduo de forma a prevenir ou a reduzir temporariamente a ansiedade causada pelas obsessões. Habitualmente, os rituais são de limpeza, contagem, verificação, organização, localização ou simetria dos objetos. Nos últimos 15 anos, diversas neurocirurgias de DBS foram realizadas a pacientes com transtorno obsessivo compulsivo, porém o local ótimo para estimulação elétrica ainda não foi identificado [32–35].

### 2.5.2 Síndrome de Tourette

A síndrome de Tourette é um transtorno neuropsiquiátrico hereditário, que surge durante a juventude do indivíduo, e é caracterizada por tiques vocais e motores [36], [37]. Os tiques são movimentos súbitos, rápidos e repetitivos como o piscar de olhos, movimentos com a cabeça ou expressões faciais incomuns, e sons realizados involuntariamente como gritar, grunhir, tossir ou expressar palavras obscenas. A intensidade e a frequência dos tiques aumenta e diminui ao longo curso da doença [38], sendo expectável que se suprimam durante a vida adulta do paciente. Todavia, um número significativo de pacientes apresenta tiques crónicos que persistem ao longo da vida [39].

Apesar de ser conhecido que a síndrome de Tourette tem origem hereditária, a anormalidade genética que a origina permanece desconhecida. No entanto, observações neuropatológicas e exames médicos sugerem que os indivíduos afetados por este distúrbio possuem uma disfunção na *basal ganglia* e nos circuitos talamocorticais associados [38]. Até ao momento não existe cura para a síndrome de Tourette, porém existem tratamentos médicos que atenuam os sintomas despoletados pela doença.

Recentemente, várias séries de neurocirurgias de DBS têm sido realizadas a pacientes com síndrome de Tourette [38], [40]. Os resultados comprovam a eficácia do tratamento na redução ou término dos sintomas comportamentais e na melhoria da qualidade de vida dos pacientes. Em virtude do desconhecimento do local ótimo para a estimulação elétrica, diferentes áreas do cérebro têm sido consideradas como alvo durante a implantação dos elétrodos [38–40].

## 2.6 Quando os medicamentos falham?

O tratamento recorrente para o alívio sintomático das doenças neurológicas e neuropsiquiátricas é a ingestão de medicamentos. Na primeira fase de um tratamento sintomático, as funções do neurologista são avaliar os sintomas causados pela doença e prescrever uma medicação que restaure as capacidades físicas e cognitivas ou evite o agravamento da condição do paciente.

O principal ponto de viragem no desenvolvimento de fármacos para o tratamento das doenças neurológicas foi a descoberta de défices de substâncias químicas específicas no cérebro [1]. A medicação tem como objetivo repor os níveis da substância química que escasseia nos circuitos neurais, revigorando as funções afetadas pela doença. Contudo, para alguns pacientes a medicação é inefetiva e à medida que a doença progride os fármacos são menos eficientes. Para a sociedade, a medicação implica custos monetários, quer na sua produção, quer na sua comparticipação, sendo de grande importância o desenvolvimento de novas soluções para o tratamento sintomático deste tipo de doenças.

Ao longo dos últimos anos, e após superarem um rigoroso processo de seleção, vários pacientes foram sujeitos a neurocirurgias cerebrais para o tratamento sintomático da sua condição [2]. Estudos nas últimas décadas proporcionaram grandes melhorias nas técnicas neurocirúrgicas, pelo que este tipo de procedimentos é aplicado em pacientes em que a terapia farmacológica não é suficiente. No próximo capítulo são explicados os procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos clássicos realizados nos centros hospitalares de todo o mundo.

## Capítulo 3

---

# Procedimentos Neurocirúrgicos Estereotáxicos Clássicos

---

O impacto das doenças neurológicas e neuropsiquiátricas na sociedade motivou a investigação de novos tratamentos e a melhoria dos métodos existentes. Os procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos são a solução quando nenhuma outra técnica de tratamento é suficiente para a diminuição da frequência e da intensidade dos sintomas característicos das doenças neurológicas.

As neurocirurgias estereotáxicas são intervenções cirúrgicas, minimamente invasivas, que utilizam um sistema de coordenadas tridimensional para a localização e o alcance de determinadas áreas no interior do cérebro sem visualização direta [41]. Antes do aparecimento das neurocirurgias estereotáxicas, grande parte dos alvos cerebrais eram inalcançáveis ou só eram alcançados sujeitando o paciente a grandes riscos. Os procedimentos estereotáxicos permitiram alcançar a maioria desses alvos com precisão e, mais importante, com segurança.

Os procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos clássicos baseiam-se em três princípios fundamentais: *(i)* a localização da área a alcançar, *(ii)* a utilização de um dispositivo estereotáxico e *(iii)* a utilização de um sistema de planejamento médico. A localização da área a alcançar – local onde o eletrodo deve ser implantado – é determinada pelos neurologistas de forma a estimular ou a registrar os sinais da região do cérebro responsável pelos distúrbios. O dispositivo estereotáxico tem como funções: *(i)* imobilizar a cabeça

do paciente durante a operação, *(ii)* estabelecer um sistema de coordenadas estereotáxicas e *(iii)* auxiliar na implantação de elétrodos segundo trajetórias retilíneas pré-planeadas pela equipa médica. Por sua vez, o sistema de planeamento médico permite: *(i)* a fusão das imagens pré-operatórias de exames como o CT e o MRI, *(ii)* descobrir as coordenadas tridimensionais da posição real do alvo no cérebro e *(iii)* planejar as trajetórias das ferramentas cirúrgicas.

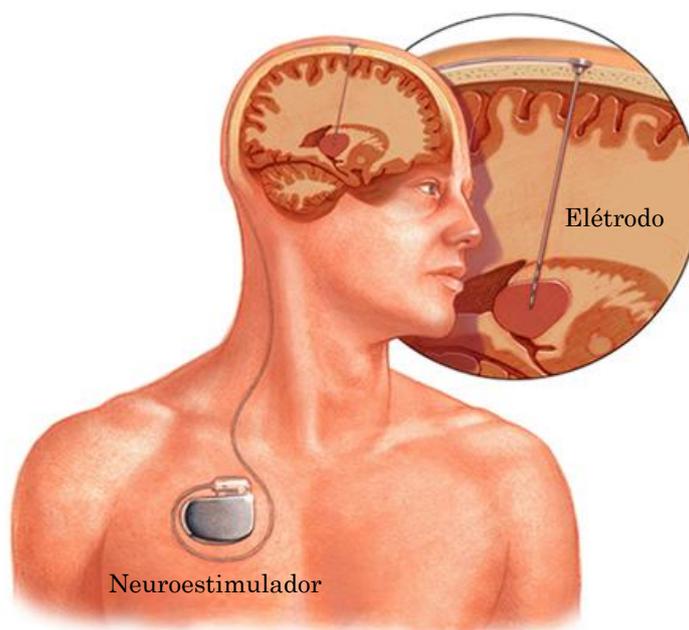
Na expressão “procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos clássicos”, o termo “estereotáxicos” refere-se ao sistema de coordenadas tridimensional que permite relacionar a posição do alvo que se deseja alcançar, visto a partir das imagens pré-operatórias do paciente, com a posição real do alvo no cérebro. Por outro lado, o termo “clássicos” ou “tradicionais” remete para os procedimentos neurocirúrgicos realizados sem o auxílio de sistemas robóticos.

Ao longo dos últimos anos, a procura de neurocirurgias estereotáxicas ao cérebro tem aumentado, contudo os centros hospitalares não têm recursos humanos e materiais que permitam responder à procura dos pacientes [42]. O motivo do aumento da procura deste tipo de neurocirurgias deve-se ao sucesso dos diversos procedimentos estereotáxicos no tratamento sintomático de doenças neurológicas como a doença de Parkinson, a epilepsia, a distonia e o tremor essencial [3]. Entre os procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos realizados constam a Estimulação Cerebral Profunda, a Estereoencefalografia, a Biópsia, a Ablação e a Radiocirurgia. No entanto, apenas os tratamentos onde ocorre a implantação de elétrodos no cérebro (DBS e SEEG) serão abordados com detalhe neste trabalho. Adicionalmente, neste capítulo é pormenorizado o procedimento neurocirúrgico estereotáxico de DBS, assistido no CHUC, a uma paciente com a doença de Parkinson.

### 3.1 Estimulação Cerebral Profunda

A Estimulação Cerebral Profunda é um procedimento neurocirúrgico, minimamente invasivo, baseado na implantação estereotáxica de elétrodos e na estimulação elétrica das estruturas anatómicas do cérebro [43]. A implantação dos elétrodos é frequentemente realizada com anestesia local para que o paciente permaneça acordado e coopere com a equipa médica, de forma a manifestar os efeitos secundários desencadeados pela estimulação elétrica [43], [44]. Posteriormente, um neuroestimulador – também conhecido por gerador

de impulsos implantável (IPG) – é instalado subcutaneamente na zona subclavicular ou abdominal, enquanto o paciente está sob o efeito de anestesia geral (figura 3.1). Quando



**Figura 3.1:** Implantação do neuroestimulador na zona subclavicular<sup>1</sup>.

ligado, o IPG envia sinais elétricos controlados aos eletrodos, através de fios colocados por baixo da pele do paciente, estimulando de forma indolor as regiões disfuncionais do cérebro e regulando os sinais que causam os sintomas da doença. O IPG possui uma bateria que pode durar entre 2 e 15 anos, dependendo dos parâmetros da estimulação elétrica e se o IPG é recarregável ou não.

As principais vantagens do tratamento de DBS são a reversibilidade, a ajustabilidade e a natureza não destrutiva desta técnica [20], [43]. Os parâmetros da estimulação elétrica são programados pela equipa médica, de forma não invasiva, com o intuito de produzir um nível adequado de estimulação nas regiões cerebrais alvo, maximizando os benefícios e reduzindo os efeitos secundários para o paciente [43]. Os ajustes realizados pela equipa médica são em termos da amplitude da corrente elétrica, *duty-cycle* e frequência do sinal elétrico [45]. Com o tratamento de DBS apenas as estruturas anatómicas cerebrais estimuladas são afetadas, ao invés da medicação que afeta todo o corpo.

Os benefícios proporcionados pelo tratamento de DBS promovem a escolha desta téc-

<sup>1</sup>Secção 3.1 – Figura adaptada de <http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/deep-brain-stimulation/details/what-you-can-expect/rec-20156715>.

nica em detrimento dos procedimentos ablativos – como a talamotomia e a radiocirurgia – dado que, geralmente, causam menos efeitos secundários. A qualquer momento, os efeitos secundários podem ser revertidos, através do reajuste dos parâmetros da estimulação elétrica, ou cessados, caso os elétrodos sejam removidos ou o IPG desligado. Contudo, como em qualquer outro procedimento cirúrgico, a Estimulação Cerebral Profunda tem riscos, podendo provocar: (i) paralisia, coma ou morte, (ii) hemorragia intracraniana, (iii) vazamento do fluído cefalorraquidiano, (iv) infeções e (v) alergias aos materiais implantados [6], [44]. Ainda assim, os problemas mais comuns do tratamento de DBS são o deslocamento dos elétrodos no cérebro e o IPG parar de funcionar, exigindo uma cirurgia adicional.

A realização do tratamento de DBS foi aprovado pela *Food and Drug Administration*<sup>2</sup> (FDA) em pacientes que sofrem de doenças neurológicas como o tremor essencial, doença de Parkinson e distonia no ano de 1997, 2002 e 2003, respetivamente [43], [44]. Nos últimos anos, estudos têm sido realizados para que o tratamento de DBS seja aprovado em pacientes com epilepsia [46], transtorno obsessivo compulsivo [33] e síndrome de Tourette [47]. Os diversos trabalhos científicos provam que a Estimulação Cerebral Profunda é capaz de diminuir a intensidade e a frequência dos sintomas provocados pelas doenças neurológicas descritas no capítulo anterior, mesmo quando os tratamentos convencionais fracassam [5], [43].

O sucesso do tratamento de DBS depende de três fatores cruciais [48]. Em primeiro lugar, deve-se realizar uma seleção rigorosa dos pacientes, com base em avaliações multidisciplinares, de forma a selecionar aqueles que estão mais propensos a obter melhores resultados. Em segundo lugar, é fundamental que os elétrodos sejam implantados com precisão na localização cerebral ótima, dado que a amplitude do sinal da estimulação elétrica diminui com o aumento da distância ao eletrodo. Por último, o tratamento de DBS deve ser realizado por uma equipa médica interdisciplinar, desde neurocirurgiões, neurologistas, neuropsicólogos, neurofisiologistas, enfermeiros e assistentes, de forma a acompanhar e controlar todas as etapas do procedimento, e programar cuidadosamente os sinais elétricos produzidos pelo neuroestimulador. A falha de apenas um destes fatores pode resultar no insucesso do tratamento de DBS.

---

<sup>2</sup>**Secção 3.1** – A FDA é a entidade que protege e promove a saúde pública nos Estados Unidos da América.

De acordo com a doença neurológica a ser tratada, as estruturas anatómicas cerebrais estimuladas com maior frequência durante os procedimentos de DBS são: *(i)* a STN na doença de Parkinson, *(ii)* o VIM em pacientes com tremor essencial e *(iii)* o GPi em doentes com distonia [43], [48], [49]. Contudo, o local ideal para a implantação dos eléctrodos pode ser diferente da posição inicial definida pela equipa médica, uma vez que a localização óptima varia de acordo com a resposta do paciente à estimulação e com a interpretação dos dados da gravação dos microeléctrodos por parte da equipa médica.

### 3.1.1 Neurocirurgia de DBS realizada no CHUC

Como se pretende desenvolver um sistema robótico que coopere com a equipa médica em neurocirurgias estereotáxicas, é de extrema importância conhecer os procedimentos e os termos técnicos utilizados no bloco operatório. Desta forma, alguns membros do Laboratório de Robótica Móvel e Antropomórfica (MarLab), da Universidade do Minho, assistiram a uma neurocirurgia de Estimulação Cerebral Profunda que se realizou no serviço de neurocirurgias do CHUC. Um aspeto importante dos procedimentos neurocirúrgicos é o seu fluxo de trabalho variar de acordo com: *(i)* os sintomas e a tolerância do paciente à cirurgia, *(ii)* as preferências da equipa médica, *(iii)* os equipamentos disponíveis e *(iv)* as políticas do centro hospitalar [7]. Nesta secção é descrito o procedimento neurocirúrgico estereotáxico de DBS presenciado, de forma a perceber como e quando um sistema robótico pode ser utilizado, compreender as tarefas que este pode desempenhar no bloco operatório e inferir as melhorias proporcionadas nas condições de trabalho e nos resultados finais.

Após um rigoroso processo de seleção<sup>3</sup>, uma paciente com 45 anos de idade, afetada pela doença de Parkinson juvenil, foi selecionada para uma neurocirurgia bilateral de DBS. Dias antes da neurocirurgia, a paciente foi submetida a um exame MRI para que imagens com excelente contraste e detalhe fossem adquiridas, proporcionando à equipa médica uma fácil distinção entre as diversas regiões do cérebro [50], [51]. O exame MRI é realizado com a devida antecedência para que a equipa médica determine a localização da implantação dos eléctrodos no cérebro – a STN, neste caso em particular. Os neurologistas e os neurofisiologistas são essenciais nesta etapa, pois sabem quais as regiões cerebrais que

---

<sup>3</sup>Secção 3.1.1 – Mais informações sobre os critérios de seleção para tratamentos de DBS podem ser consultadas em [2].

propiciam a redução dos sintomas causados pelo distúrbio neurológico no paciente [5]. O exame MRI foi efetuado sem qualquer tipo de material ferromagnético nas proximidades, dado que esses provocariam a alteração dos campos magnéticos gerados e a consequente deformação das imagens médicas obtidas. Embora o exame MRI seja caracterizado pela excelente definição das imagens adquiridas, o sistema de coordenadas tridimensional não é estabelecido a partir deste, pois as imagens resultantes possuem reduzida precisão espacial [50].

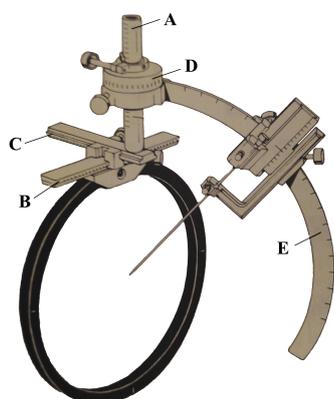
No dia da intervenção cirúrgica, de modo a facilitar o procedimento, prevenir infecções e garantir a segurança da paciente, a sua cabeça foi rapada e desinfetada com um produto antisséptico. Em seguida, procedeu-se à fixação do sistema de referência estereotáxico<sup>4</sup>, sob o efeito de anestesia local, apertando quatro parafusos no crânio da paciente. Este procedimento tem como finalidade imobilizar a cabeça da paciente e estabelecer um sistema de coordenadas estereotáxicas, que referencia com precisão qualquer ponto do cérebro, bem como o espaço que o rodeia. O anel e o arco estereotáxico utilizado no CHUC constituem o dispositivo estereotáxico Zamorano-Dujovny, desenvolvido e fabricado pela empresa *inomed Medizintechnik GmbH* em parceria com os professores Lucia Zamorano e Manuel Dujovny. O anel estereotáxico utilizado baseia-se no princípio do centro de arco, que permite acesso quase ilimitado a qualquer região intracraniana e estabelece um sistema de coordenadas estereotáxicas com origem no centro do anel. O arco estereotáxico possui cinco parafusos que permitem três ajustes lineares e dois ajustes angulares (figura 3.2a). Os parafusos A, B e C correspondem aos eixos X, Y e Z do sistema de coordenadas estereotáxicas e definem a posição no cérebro onde o eletrodo deve ser implantado, independentemente dos ajustes angulares. Os parafusos D e E definem o ponto de entrada no crânio e a trajetória do eletrodo no cérebro. A qualquer momento, o arco estereotáxico pode ser acoplado ou desacoplado do anel.

Uma vez aparafusada a cabeça da paciente ao anel estereotáxico, quatro placas fiduciais foram fixadas em locais predefinidos no mesmo, nomeadamente junto aos ossos cranianos parietais esquerdo e direito, frontal e occipital. As placas fiduciais são concebidas de forma a aparecerem como pontos de referência nas imagens médicas adquiridas, permitindo a transformação entre o sistema de coordenadas dos exames médicos e o sistema de

---

<sup>4</sup>**Secção 3.1.1** – O sistema de referência estereotáxico do CHUC tem formato de anel, pelo que doravante será chamado de anel estereotáxico.

coordenadas estereotáxicas (figura 3.2b) [52].



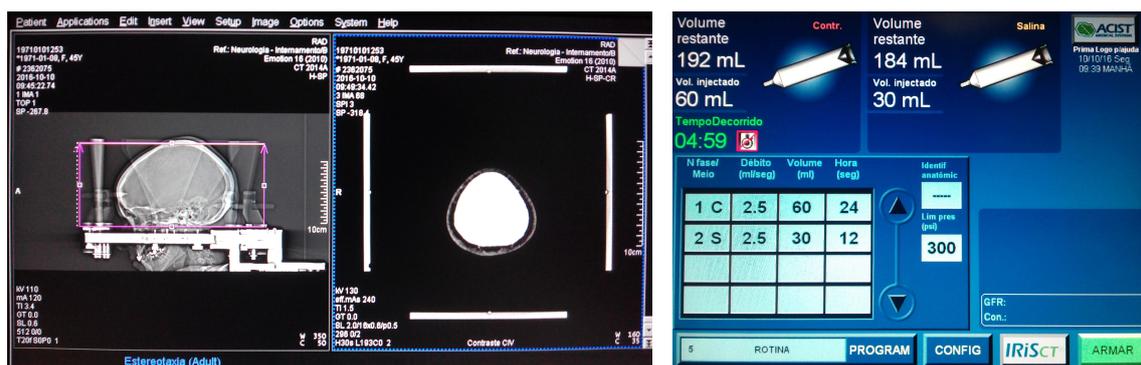
(a) Anel e arco estereotáxico<sup>5</sup>.



(b) Placas fiduciais.

**Figura 3.2:** Equipamento médico do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra.

Posteriormente, realizou-se um exame CT que permitiu estabelecer um sistema de coordenadas tridimensional, pois este exame é caracterizado pela excelente precisão espacial das imagens adquiridas (figura 3.3a) [50]. Como o exame CT não fornece imagens com o contraste pretendido, antes da realização deste exame foi injetado no sistema circulatório da paciente um composto iodado – denominado por contraste endovenoso – que proporcionou uma melhor distinção entre as estruturas anatómicas cerebrais (figura 3.3b).



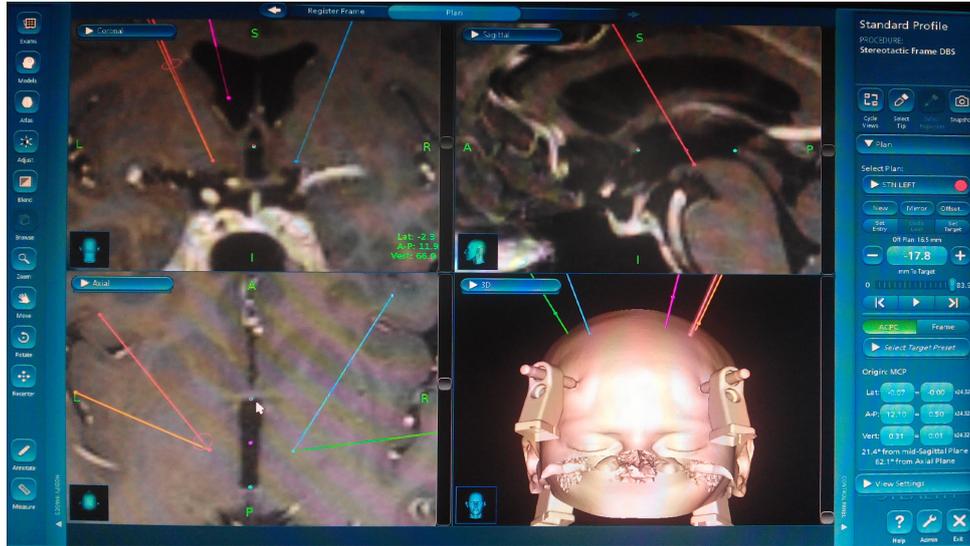
(a) Resultados da tomografia computadorizada. (b) Contraste endovenoso injetado no sangue.

**Figura 3.3:** Tomografia computadorizada realizada no dia da neurocirurgia presenciada.

O CHUC possui um *software* de planeamento médico, designado por *StealthMerge*, que

<sup>5</sup>Secção 3.1.1 – Figura adaptada de [53].

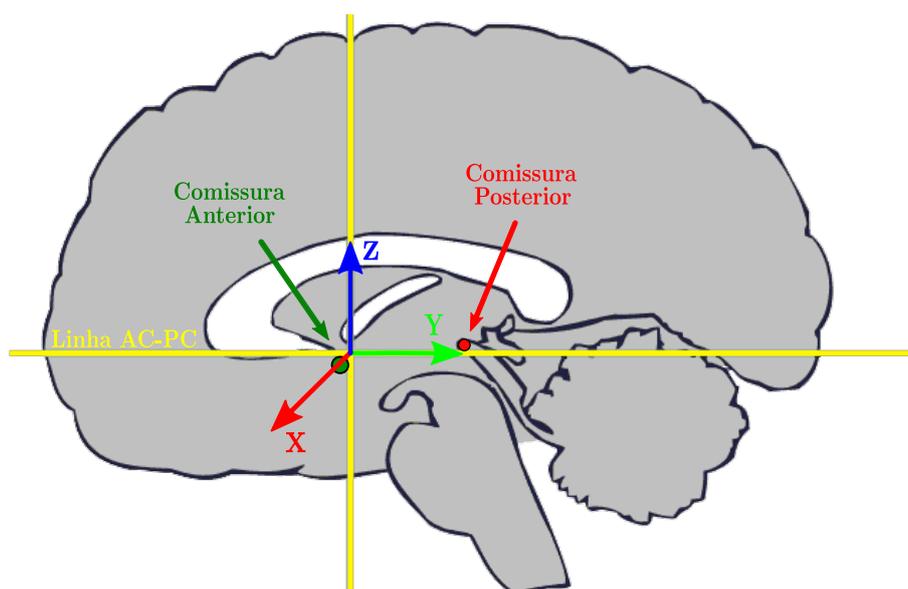
segmenta e funde as imagens resultantes dos exames MRI e CT. A fusão das imagens dos exames médicos é essencial pois fornece um modelo tridimensional do cérebro e imagens segundo o plano axial, coronal e sagital, com elevada precisão espacial e contraste entre as estruturas anatómicas cerebrais (figura 3.4).



**Figura 3.4:** *Software* de planeamento médico utilizado em neurocirurgias do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra.

Através das imagens resultantes da fusão, o *software* de planeamento médico identifica estruturas anatomicamente bem definidas, nomeadamente a comissura anterior (AC) e a comissura posterior (PC), a partir das quais o sistema de coordenadas de Talairach-Tournoux se baseia [54]. A premissa deste sistema de coordenadas assenta em que qualquer estrutura intracraniana pode ser localizada em relação à linha intercomissural AC-PC. A linha intercomissural AC-PC define-se como sendo a linha simultaneamente tangente à extremidade superior da comissura anterior e à extremidade inferior da comissura posterior. A linha AC-PC é coincidente com o eixo Y do sistema de coordenadas de Talairach-Tournoux. O eixo Z é a linha tangente à margem posterior da comissura anterior e, simultaneamente, perpendicular à linha AC-PC. O eixo X é perpendicular ao eixo Y e ao eixo Z, com o sentido definido pela regra de Fleming<sup>6</sup> [55]. A origem do sistema de coordenadas de Talairach-Tournoux situa-se na interseção destes três eixos, podendo qualquer estrutura anatómica do cérebro ser referenciada a partir deste ponto (figura 3.5).

<sup>6</sup>Secção 3.1.1 – A regra de Fleming é popularmente conhecida como regra da mão direita.



**Figura 3.5:** Localização das comissuras anterior e posterior, e criação do sistema de coordenadas de Talairach-Tournoux<sup>7</sup>.

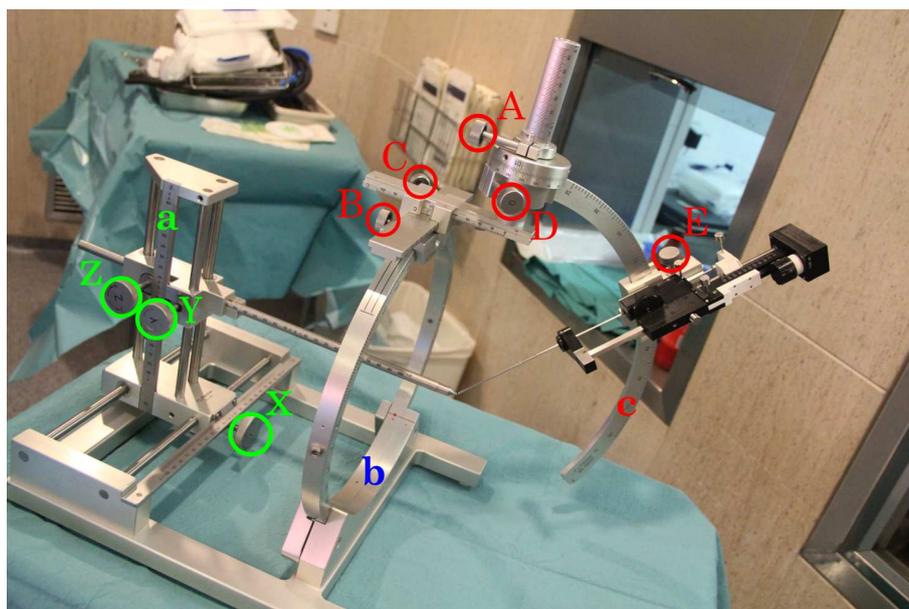
Ao contrário do sistema de coordenadas estereotáxicas (A, B, C, D e E), o sistema de coordenadas de Talairach-Tournoux é um método que permite localizar as estruturas cerebrais de um modo intuitivo para a equipa médica, sendo esta uma notação frequentemente utilizada no seu discurso. Na neurocirurgia presenciada, as comissuras AC e PC foram utilizadas como referências anatómicas durante a identificação e localização dos alvos cerebrais, ou seja, o sistema de coordenadas de Talairach-Tournoux representa o sistema de coordenadas tridimensional das imagens médicas.

Após a análise dos diferentes planos cerebrais disponibilizados pelo *software*, a equipa médica selecionou a localização ideal para a implantação dos elétrodos no cérebro e planeou a trajetória que cada um deve realizar, de forma a evitar vasos sanguíneos, nervos e outras estruturas cerebrais críticas. A equipa médica decidiu implantar bilateralmente dois elétrodos na STN, sendo esta a estrutura cerebral que permite a redução do sintomas da doença de Parkinson. De forma a respeitar as trajetórias e as localizações planeadas para a implantação dos elétrodos, o *software* fornece os valores de ajuste dos cinco parafusos do arco estereotáxico, isto é, as cinco coordenadas estereotáxicas. De referir que os valores de ajuste são apenas um ponto de partida, pois estes podem não corresponder ao local

<sup>7</sup>Secção 3.1.1 – Figura adaptada de <http://msk-anatomy.blogspot.pt/2013/04/anterior-commissure-in-brain.html>.

em que a estimulação elétrica produz o alívio sintomático ideal, sendo a profundidade do eletrodo ajustada pela equipa médica durante a neurocirurgia.

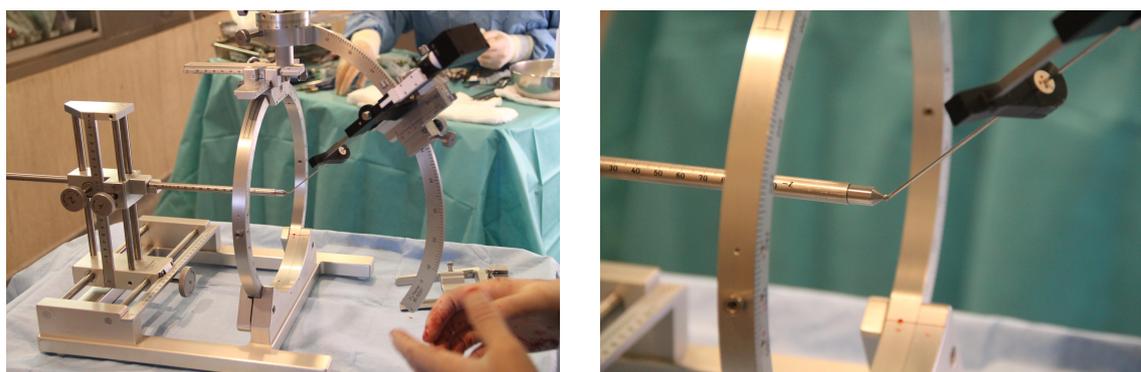
Todas as coordenadas estereotáxicas disponibilizadas pelo *software* de planeamento médico são validadas com o auxílio de um dispositivo designado por *phantom* (figura 3.6a). O *phantom* é constituído por um anel estereotáxico, idêntico ao fixado no crânio da paciente (figura 3.6b), e permite simular a localização a ser alcançada pela extremidade do eletrodo. O *phantom* tem três parafusos que permitem três ajustes lineares (ajustes nos eixos X, Y e Z) e devem ser regulados com os valores A, B e C das coordenadas estereotáxicas. Uma vez calibrado o *phantom* com as coordenadas mencionadas, a sua extremidade representa a posição em que o eletrodo deve ser colocado no cérebro. O arco estereotáxico é acoplado ao anel do *phantom* e os seus parafusos devidamente ajustados com as coordenadas A, B, C, D e E providenciadas pelo *software* de planeamento médico (figura 3.6c). Logo após os ajustes dos parafusos do arco estereotáxico, colocou-se um



**Figura 3.6:** Validação das coordenadas estereotáxicas. (a) *Phantom* e respetivos parafusos (X, Y, Z). (b) Anel estereotáxico. (c) Arco estereotáxico e seus parafusos (A, B, C, D e E).

estilete cirúrgico no mesmo, verificando-se que extremidade do estilete coincidiu com a extremidade do *phantom* (figura 3.7). Este é o resultado desejado, pois as coordenadas estereotáxicas colocam a extremidade do eletrodo na localização cerebral pré-planeada.

Após a validação das coordenadas estereotáxicas e a calibração do arco, este foi re-

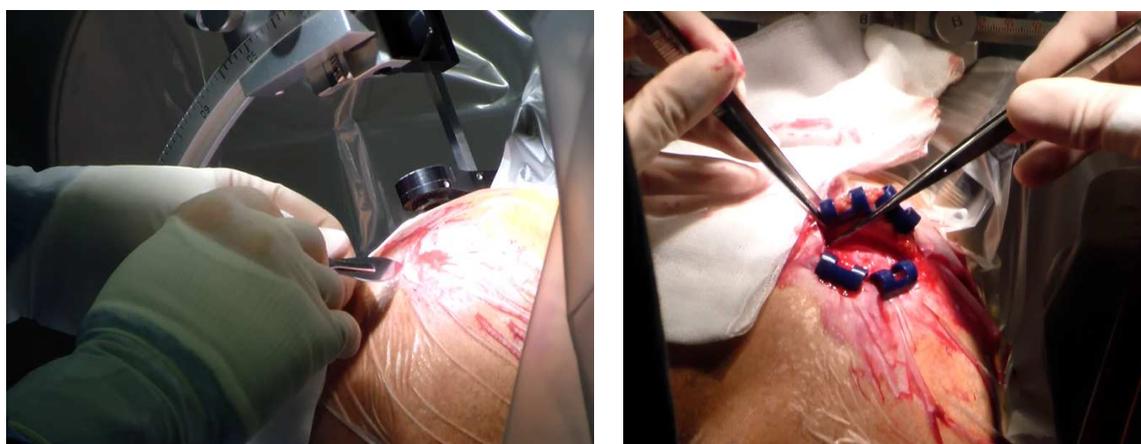


(a) Panorama geral.

(b) Vista aproximada.

**Figura 3.7:** Validação das coordenadas estereotáxicas com o auxílio de um *phantom*.

movido do anel do *phantom* e acoplado no anel fixado na cabeça da paciente. O estilete cirúrgico foi novamente colocado no arco estereotáxico de forma a identificar e marcar o ponto de entrada do elétron no crânio. De modo a facilitar o procedimento, o arco estereotáxico foi desviado para o lado e uma pequena incisão no local marcado foi realizada (figura 3.8).



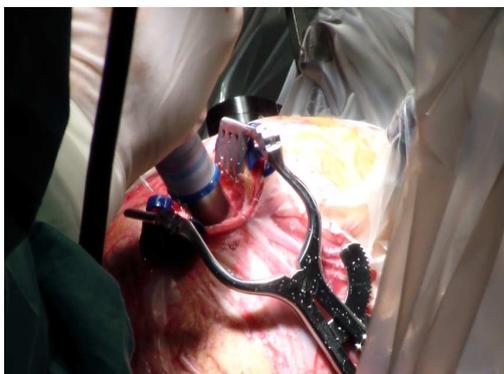
(a) Incisão no ponto de entrada do elétron.

(b) Preparação para a perfuração do crânio.

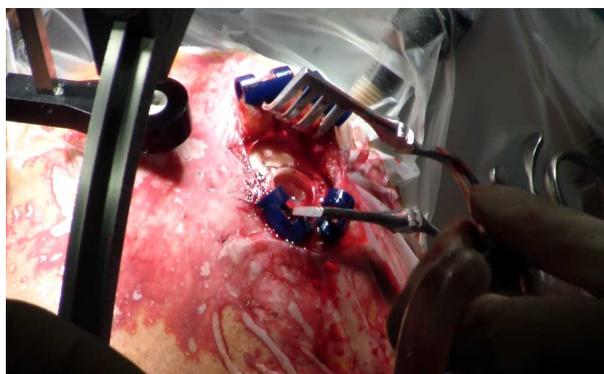
**Figura 3.8:** Marcação e incisão na localização de entrada do elétron no crânio.

Com o sangue estancado e a pele afastada, perfurou-se uma pequena área do crânio – designada por *burr hole* ou *keyhole* – permitindo o acesso intracraniano (figura 3.9). A expressão “intervenção cirúrgica minimamente invasiva” surge em virtude da necessidade de apenas um pequeno orifício para o acesso ao cérebro. Após a perfuração do crânio, o arco estereotáxico foi novamente ajustado com as coordenadas validadas para que os

elétrodos realizem a trajetória planeada.



(a) Perfuração do crânio da paciente.

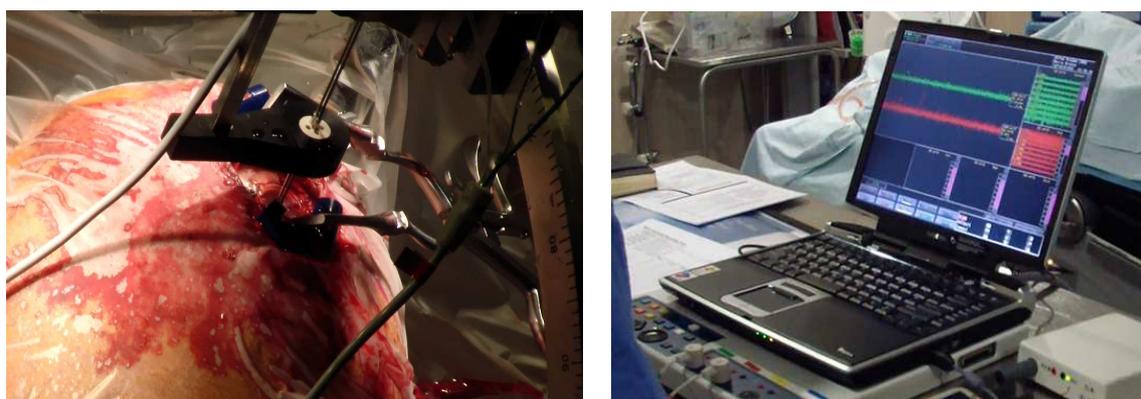


(b) *Burr hole* ou *keyhole* resultante.

**Figura 3.9:** Perfuração de um orifício para o acesso intracraniano.

Um conjunto de microelétrodos foi inserido no cérebro da paciente e a atividade elétrica registrada à medida que a profundidade do conjunto foi alterada (figura 3.10a). O arco estereotáxico inclui um *driver* que é responsável pela alteração da profundidade dos elétrodos ao longo da trajetória planeada. O registo da atividade elétrica tem como finalidade descobrir a localização da região responsável pelos movimentos involuntários da paciente – o núcleo subtalâmico. Inicialmente, o conjunto de microelétrodos foi colocado a 15 mm da localização pretendida, descrevendo a trajetória retilínea definida. A partir desta profundidade, o conjunto de microelétrodos foi inserido de milímetro a milímetro. A 5 mm da localização desejada, o conjunto foi inserido de meio em meio milímetro até atingir a localização planeada. Em cada profundidade iterada, os sinais elétricos adquiridos foram analisados pelos neurologistas e neurofisiologistas de forma a selecionarem a localização ideal para a neuroestimulação (figura 3.10b). Os pacientes com a doença de Parkinson apresentam hiperatividade na STN, pelo que se espera registar um aumento da atividade elétrica cerebral com a aproximação do conjunto de microelétrodos ao núcleo subtalâmico [56].

O mesmo conjunto de microelétrodos tem uma componente de macroestimulação que permite estimular eletricamente as regiões do cérebro. Na localização considerada como ideal para a neuroestimulação, diferentes amplitudes de corrente elétrica foram injetadas nos tecidos cerebrais e avaliações qualitativas ao comportamento da paciente realizadas. As avaliações qualitativas consistiram em verificar a rigidez e o tremor dos membros em



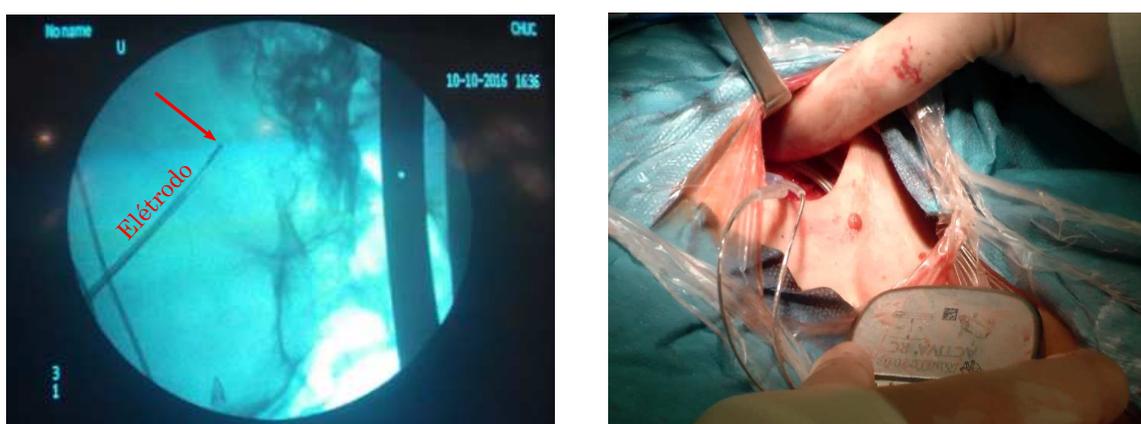
(a) Insetção do conjunto de microelétrodos.

(b) Atividade elétrica cerebral registada.

**Figura 3.10:** Registo da atividade elétrica cerebral recorrendo a um conjunto de microelétrodos.

repouso e a lentidão dos movimentos da paciente (bradicinesia). Nesta etapa, a paciente permaneceu acordada de forma a cooperar com a equipa médica.

Uma vez selecionados os parâmetros da estimulação elétrica e a posição ideal, o conjunto de microelétrodos foi substituído por um macroelétrodo quadripolar definitivo (figura 3.11a). Finalmente, o neuroestimulador foi implantado subcutaneamente na zona subclavicular esquerda da paciente, sob o efeito de anestesia geral, e ligado ao macroelétrodo (figura 3.11b). O IPG utilizado tem uma vida útil aproximada de 15 anos e não é recarregável, pelo que futuramente deve ser substituído.



(a) Localização do elétrodo quadripolar.

(b) Implantação do neuroestimulador.

**Figura 3.11:** Implantação do macroelétrodo quadripolar no cérebro e colocação do neuroestimulador na zona subclavicular.

Logo após a seleção da paciente, a equipa médica decidiu que o melhor tratamento para

a redução dos sintomas causados pela doença de Parkinson seria a implantação bilateral de elétrodos no núcleo subtalâmico. Sendo esta intervenção cirúrgica bilateral, o processo descrito anteriormente foi repetido para o lado contrário do cérebro. A neurocirurgia presenciada teve uma duração aproximada de 12 horas.

## 3.2 Estereoeletroencefalografia

A estereoeletroencefalografia é um procedimento neurocirúrgico estereotáxico onde elétrodos são implantados em estruturas anatómicas cerebrais com a finalidade de registrar a atividade elétrica. O procedimento de SEEG foi originalmente desenvolvido por Talairach e Bancaud no final da década de 1950. Nos anos subsequentes, esta técnica foi ligeiramente alterada graças aos avanços na tecnologia de aquisição de imagens médicas, à modificação dos dispositivos estereotáxicos e à introdução dos sistemas robóticos nas salas de neurocirurgia [57].

A análise dos sinais elétricos adquiridos pelos elétrodos implantados no cérebro permitem identificar a zona epileptogénica, que é responsável pela criação e propagação das descargas elétricas anormais em pacientes com epilepsia [57]. Em pacientes com distonia, as gravações intra-operatórias de SEEG revelaram padrões de descargas elétricas anormais em várias estruturas da *basal ganglia*, particularmente no GPi [15]. Em procedimentos como a SEEG, o número e a distribuição dos elétrodos pelo cérebro do paciente variam de acordo com a sua doença e com a estratégia definida pela equipa médica, tendo como base os conhecimentos anatómicos e os aspetos funcionais do cérebro. Contrariamente ao procedimento de DBS, em que o interesse é implantar o elétrodo no alvo cerebral ótimo e o ponto de entrada no crânio pode ser alterado de acordo com as restrições médicas, nos procedimentos de SEEG não é apenas a localização do alvo que importa mas também toda a trajetória realizada pelo elétrodo.

Em 1994, Munari *et al.* relataram a implantação de 712 elétrodos em 70 pacientes com epilepsia farmacologicamente intratável [58]. A técnica de SEEG permitiu identificar o local da origem das crises epiléticas em 60 pacientes (85.7%). Em 2002, Guenot *et al.* aplicaram a técnica de SEEG a uma série de 100 pacientes com epilepsia resistente a fármacos [59]. Neste estudo foram implantados 1118 elétrodos e as neurocirurgias de SEEG permitiram a descoberta da zona epileptogénica em 84 pacientes (84%). Todavia, 4 paci-

entes tiveram complicações cirúrgicas e 1 faleceu devido a uma hemorragia intracraniana.

Mais recentemente, em 2013, Cardinale *et al.* descreveram a realização de 500 procedimentos de SEEG, com um total de 6496 elétrodos implantados, de forma a avaliar a segurança e a precisão da técnica *in vivo* [57]. Na série de pacientes referida, as neurocirurgias de SEEG foram realizadas com sucesso em 488 indivíduos (97.6%), no entanto 12 pacientes (2.4%) tiveram complicações cirúrgicas, acabando um por falecer devido a um edema cerebral. Utilizando procedimentos neurocirúrgicos tradicionais de SEEG, os erros médios da localização dos alvos e dos pontos de entrada dos elétrodos no crânio foram de 2.69 mm e 1.43 mm, respetivamente. Em 2014, Serletis *et al.* realizaram um estudo da técnica de SEEG em 200 pacientes consecutivos, identificando a zona epileptogénica em 154 indivíduos (77%) [60]. Porém, durante este estudo, 1 paciente (0.5%) morreu. No total 2663 elétrodos foram implantados. Para a obtenção de mais informações relativamente à realização de neurocirurgias de SEEG nos diversos centros hospitalares, uma revisão da literatura é apresentada por Cardinale *et al.* em [57].

As neurocirurgias estereotáxicas de SEEG provaram ser um método preciso, relativamente seguro e eficiente na localização da zona epileptogénica, sendo um procedimento essencial em pessoas com distonia resistente a fármacos [61]. Por estes motivos, ao longo dos últimos anos a SEEG tem ganho popularidade e a quantidade deste tipo de neurocirurgias tem vindo a aumentar.

### 3.3 Outros procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos clássicos

#### 3.3.1 Biópsia

A biópsia é um procedimento cirúrgico invasivo que consiste em extrair pequenas amostras de tecidos celulares ou de fluídos corporais para posterior análise em laboratórios especializados [62–64]. Frequentemente, as biópsias são realizadas quando existem suspeitas de alterações morfológicas ou funcionais das células. Técnicas de aquisição de imagens médicas – como a tomografia computadorizada e raios X – ajudam a identificar as regiões anómalas, no entanto não permitem diferenciar se as células são cancerígenas ou não. Assim, a biópsia é um procedimento essencial para o diagnóstico e classificação de um tumor.

Em doenças infecciosas, a biópsia pode determinar a origem e a causa da infecção. No caso das doenças auto-imunes, a biópsia pode identificar as alterações nos órgãos e nos tecidos corporais. Quando existem células malignas ou com malformações no sangue – como é o caso da leucemia e do linfoma – estas podem ser detetadas através de biópsias à medula óssea.

### 3.3.2 Ablação

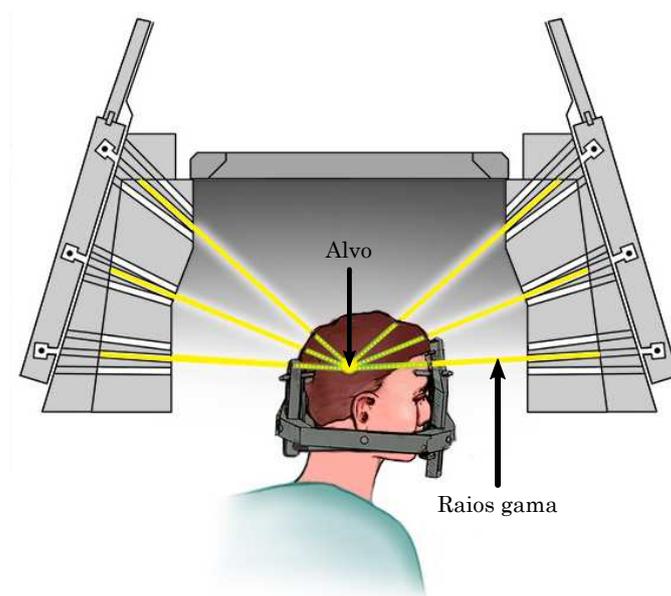
A ablação é um procedimento cirúrgico invasivo que consiste em remover ou destruir os tecidos celulares identificados pela equipa médica como sendo o foco responsável pelos problemas de saúde. Geralmente, a ablação é utilizada na remoção de tumores e na destruição das estruturas anatómicas cerebrais que causam os sintomas das doenças neurológicas. As estruturas anatómicas do cérebro como a STN, o VIM e o GPi são frequentemente os alvos estereotáxicos das neurocirurgias ablativas [49].

A ablação tem como principal desvantagem ser um procedimento irreversível, dado que lesiona permanentemente uma determinada região. As características inerentes aos procedimentos de DBS são a razão para a preferência desse tratamento e pela substituição dos procedimentos ablativos [3]. Ainda assim, a ablação é uma alternativa eficaz e que deve ser considerada em pacientes com historial ou propensão para infeções [6].

### 3.3.3 Radiocirurgia

A radiocirurgia é uma terapia não invasiva que pode ser aplicada em qualquer parte do corpo humano para a destruição de tecidos anómalos ou de tumores [65]. Neste tratamento, radiações de alta potência – raios gama, raios X ou prótons – são precisamente direcionadas para a região identificada como disfuncional ou cancerígena (figura 3.12). A localização, a forma e o volume da região anómala são os fatores mais importantes para a seleção da dose de radiação [66]. As radiações danificam o ADN das células alvo, perdendo estas a capacidade de reprodução. Os tecidos saudáveis próximos são minimamente danificados, pelo que os efeitos colaterais são reduzidos ou inexistentes.

Tal como em outros procedimentos estereotáxicos, este método necessita de imagens de exames médicos – como o CT e o MRI – e de técnicas de localização, para que o local e as características morfológicas do alvo sejam determinadas. A radiocirurgia é uma alternativa



**Figura 3.12:** Feixes de raios gama a incidir no alvo cerebral<sup>8</sup>.

interessante às cirurgias invasivas, especialmente para os pacientes com tumores ou regiões disfuncionais: *(i)* difíceis de alcançar, *(ii)* localizadas perto de órgãos vitais e *(iii)* sujeitas a movimentos dentro do corpo.

### 3.4 Limitações dos procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos clássicos

Atualmente, a maioria das informações alusivas ao planeamento estereotáxico são manuseadas pela equipa médica. Após a obtenção das coordenadas estereotáxicas do alvo, o neurocirurgião tem de ajustar os parâmetros do arco estereotáxico e do *phantom* de forma a confirmar a trajetória e o ponto de entrada do eléctrodo no crânio. A regulação destes parâmetros está totalmente dependente da capacidade visual do neurocirurgião e da precisão dos parafusos mecânicos de ajuste, aumentando a probabilidade de erros do procedimento. Uma vez confirmadas as coordenadas do alvo, o neurocirurgião desmonta o arco estereotáxico do *phantom* e monta-o no anel que imobiliza a cabeça do paciente. Este é um processo lento e repetitivo que é agravado em neurocirurgias onde ocorre a inserção de uma grande quantidade de eléctrodos, como é o caso da SEEG.

<sup>8</sup>Secção 3.3.3 – Figura adaptada de <http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/stereotactic-radiosurgery/home/ovc-20130212>.

Parte dos problemas das neurocirurgias estereotáxicas estão diretamente relacionados com a utilização de dispositivos estereotáxicos. Nos dias de hoje, a maioria dos centros hospitalares utilizam dispositivos estereotáxicos com mecanismos projetados em décadas passadas<sup>9</sup>. Estes dispositivos são desconfortáveis para os pacientes, incómodos para os neurocirurgiões, inflexíveis e não permitem realizar determinadas trajetórias.

Uma neurocirurgia estereotáxica tradicional, como a previamente descrita, prolonga-se por longos períodos de tempo (em média 16 horas) e, de certa forma, os problemas referidos contribuem para essa duração. O tempo e as características inerentes aos procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos tornam estas técnicas extremamente exigentes, desgastando fisicamente e psicologicamente a equipa médica. O desgaste causado na equipa médica é um fator que afeta diretamente o resultado da neurocirurgia estereotáxica, uma vez que a destreza, a precisão e o tremor das mãos do neurocirurgião variam com o decorrer da operação.

Assim, são extremamente úteis pequenas melhorias que reduzam o esforço realizado pela equipa médica e que melhorem o fluxo e os resultados das neurocirurgias estereotáxicas. A utilização de sistemas robóticos torna os procedimentos neurocirúrgicos menos exigentes e desgastantes para a equipa médica responsável, uma vez que o robô pode realizar diversas tarefas no bloco operatório. No próximo capítulo são descritos os sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias estereotáxicas e enumeradas as suas contribuições quando em colaboração com equipas médicas.

---

<sup>9</sup>**Secção 3.4** – As características e o modo de funcionamento dos diferentes dispositivos estereotáxicos podem ser consultados em [41].

## Capítulo 4

---

# Sistemas Robóticos em Neurocirurgias Estereotáxicas

---

Nos últimos anos, as neurocirurgias estereotáxicas sofreram alterações significativas em consequência dos avanços na tecnologia, do aperfeiçoamento das ferramentas médicas e do desenvolvimento e incorporação de sistemas robóticos nos centros hospitalares.

Desde a fabricação do primeiro manipulador robótico para tarefas industriais, a ideia da utilização de sistemas robóticos em neurocirurgias deslumbrou os neurocirurgiões. A primeira integração relatada de um manipulador robótico em neurocirurgias estereotáxicas decorreu em 1985, onde o robô industrial PUMA (*Programmable Universal Machine for Assembly*) foi utilizado em conjunto com um sistema de tomografia computadorizada e um sistema de referência estereotáxico [67], [68]. Este manipulador realizou a marcação do local de perfuração do crânio, segurou uma agulha de biópsia e orientou-a de forma a aceder a um tumor intracerebral. Embora o robô apenas tenha realizado estas simples tarefas, o potencial valor da integração dos manipuladores robóticos em neurocirurgias tornou-se evidente.

Atualmente, os sistemas robóticos utilizados em neurocirurgias estereotáxicas e em fase de desenvolvimento são concebidos de forma a aprimorar as capacidades físicas da equipa médica e a melhorar o fluxo de trabalho dos procedimentos neurocirúrgicos. Em vez de substituir o neurocirurgião, a missão dos sistemas robóticos é fornecer assistência durante a realização das tarefas dentro do bloco operatório, sempre sob a supervisão e

a possibilidade de controlo da equipa médica [69], [70]. Uma das principais diferenças entre os sistemas robóticos e os neurocirurgiões é a capacidade de avaliação qualitativa e quantitativa da informação adquirida<sup>1</sup>. Os robôs têm a capacidade de adquirir e processar elevadas quantidades de dados, fornecidos pelos seus sensores e outros equipamentos médicos, porém a sua habilidade para tomar decisões é muito limitada. Em contrapartida, o neurocirurgião tem a capacidade de avaliar qualitativamente a informação adquirida, através dos seus sentidos e experiência, e de tomar uma decisão em conformidade com a situação. Ambas as capacidades são fundamentais para garantir o sucesso das neurocirurgias, pelo que a colaboração entre sistemas robóticos e equipa médica é a solução utilizada em diversos centros hospitalares. Ainda assim, nos dias de hoje, os assistentes robóticos estão limitados a procedimentos como a aquisição, fusão e apresentação das imagens pré-operatórias, o auxílio no planeamento dos procedimentos neurocirúrgicos e a manipulação de instrumentos médicos.

Este capítulo apresenta a definição e a constituição de um sistema robótico, bem como as contribuições e as vantagens proporcionadas pela sua utilização. Adicionalmente, é realizada uma revisão bibliográfica dos sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias estereotáxicas, realçando as principais características, benefícios e limitações de cada. No final do capítulo são indicadas as características essenciais de um sistema robótico direcionado para neurocirurgias estereotáxicas.

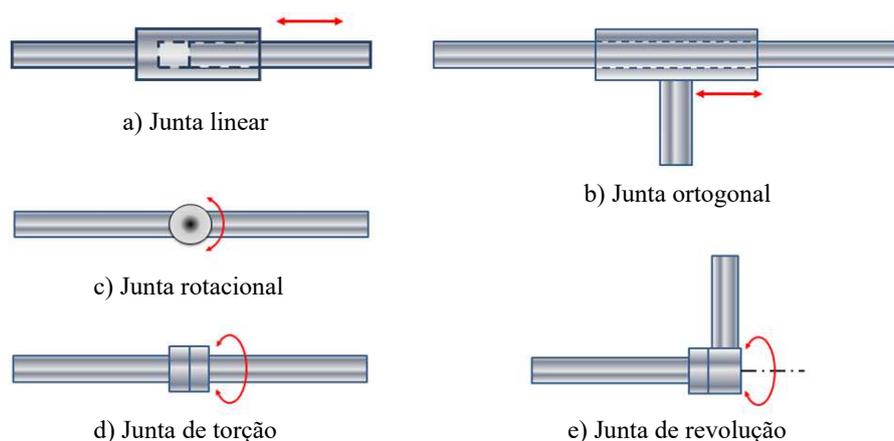
## 4.1 Definição e constituição de um sistema robótico

Segundo o *Robot Institute of America* em 1979, um sistema robótico é definido como “um manipulador multifuncional reprogramável concebido para mover materiais, peças, ferramentas ou dispositivos especializados através de movimentos programados para a realização de uma variedade de tarefas”.

A estrutura mecânica de um manipulador robótico é constituída por um conjunto de elos que são interligados por juntas articuladas [71]. As juntas podem ser divididas em duas categorias: (i) juntas translacionais, que englobam as juntas lineares e ortogonais, e (ii) juntas rotativas, que abrangem as juntas rotacionais, de revolução e de torção (figura 4.1). O movimento das juntas permite posicionar e orientar o *end-effector* do manipulador

---

<sup>1</sup>**Secção 4** – As diferenças entre os sistemas robóticos e os neurocirurgiões podem ser consultadas na



**Figura 4.1:** Diferentes tipos de juntas<sup>2</sup>.

robótico no seu espaço de trabalho – *workspace*. O *end-effector* é a extremidade do último elo do manipulador robótico e, normalmente, possibilita o acoplamento de diferentes tipos de ferramentas.

O espaço de trabalho é o volume em torno do manipulador que pode ser alcançado pelo seu *end-effector*. Este depende da dimensão dos elos do manipulador, dos limites inferiores e superiores das juntas e das configurações do sistema robótico que resultam na colisão dos próprios elos. Diversos autores subdividem a definição de espaço de trabalho em duas categorias: (i) o espaço de trabalho destro – *dexterous workspace* e (ii) o espaço de trabalho alcançável – *reachable workspace* [71], [72]. O espaço de trabalho destro é o volume que o *end-effector* pode alcançar com todas as orientações, ou seja, dentro deste volume o *end-effector* pode ser posicionado e orientado arbitrariamente. O espaço de trabalho alcançável é volume que o *end-effector* pode alcançar com pelo menos uma orientação. Portanto, o espaço de trabalho destro é um subconjunto do espaço de trabalho alcançável. O espaço de trabalho influencia o tipo de tarefas que podem ser realizadas pelo sistema robótico e o número de soluções que podem ser obtidas para o problema da cinemática de um manipulador. A existência de soluções só é garantida quando a posição e a orientação do *end-effector* pertencem ao espaço de trabalho destro [72].

Uma característica essencial dos sistemas robóticos é o número de graus de liberdade – Degrees-of-Freedom (DoF). O número de graus de liberdade indica o número de movimen-

Tabela 2 de [69].

<sup>2</sup>Secção 4.1 – Figura adaptada de <http://nptel.ac.in/courses/112103174/module7/lec5/2.html>.

tos independentes que um sistema robótico permite realizar. Este número varia de acordo com o número de juntas e com a disposição das mesmas na estrutura mecânica. Para alcançar uma determinada pose – posição e orientação – no espaço Cartesiano é necessário que o manipulador disponha de, pelo menos, 6 DoF [72]. Os sistemas robóticos são classificados como redundantes quando têm mais graus de liberdade do que são necessários para realizar uma determinada tarefa. A implantação de eletrodos no cérebro, segundo uma trajetória retilínea, requer apenas 5 DoF, portanto, para esta tarefa, um manipulador com 6 DoF é redundante. Manipuladores robóticos com 7 DoF são sempre classificados como redundantes, independentemente da tarefa a desempenhar. A disponibilidade de graus de liberdade “extra” permite que os manipuladores redundantes apresentem um número infinito de configurações para a realização de uma tarefa, tornando-o mais flexível e capaz de evitar colisões.

A arquitetura de um sistema robótico incorpora diferentes subsistemas que, em conjunto, facultam capacidades funcionais fundamentais para a realização de um vasto leque de tarefas. Os subsistemas constituintes de um sistema robótico são:

- Um conjunto de sensores que permitem a medição das variáveis internas do robô e das variáveis do ambiente que o rodeia. As variáveis internas são os ângulos, as velocidades e as acelerações das juntas, podendo estas ser medidas através *encoders* e de sensores inerciais. Sensores de proximidade, de visão e de som são exemplos de sensores que permitem a medição das variáveis do ambiente onde o robô está inserido.
- Um conjunto de atuadores que convertem a energia em potência motriz, e consequente movimento das juntas e dos elos do robô. Os atuadores podem ser do tipo hidráulico, pneumático ou elétrico.
- Um controlador que processa tanto os dados sensoriais como os algoritmos de controle e calcula os sinais de comando para que os atuadores executem as tarefas pretendidas.
- Uma interface gráfica que permite a interação com o utilizador.
- Uma fonte de alimentação que fornece a energia ao sistema.

- Uma estrutura mecânica que integra todos os subsistemas anteriores.

De acordo com a cadeia cinemática, a estrutura mecânica de um manipulador robótico pode ser classificada como paralela ou série [73]. Na estrutura paralela, cada junta tem uma contribuição independente no movimento do *end-effector* (figura 4.2a). O mecanismo paralelo é utilizado em cenários onde se pretendem movimentos precisos e estáveis, com elevada capacidade de carga e rigidez estrutural. Em contrapartida, este mecanismo tem um reduzido espaço de trabalho e a cinemática é mais complexa. Na estrutura série, os elos do manipulador são ligados sucessivamente, por meio de juntas articuladas, desde a sua base até ao *end-effector* (figura 4.2b). Neste mecanismo, o movimento realizado pelo *end-effector* depende, em simultâneo, da contribuição de cada junta. O mecanismo série é utilizado em situações onde se pretendem movimentos flexíveis e um amplo espaço de trabalho. Contudo, esta estrutura é menos rígida e tem uma capacidade de carga limitada.



(a) Estrutura mecânica paralela.



(b) Estrutura mecânica série.

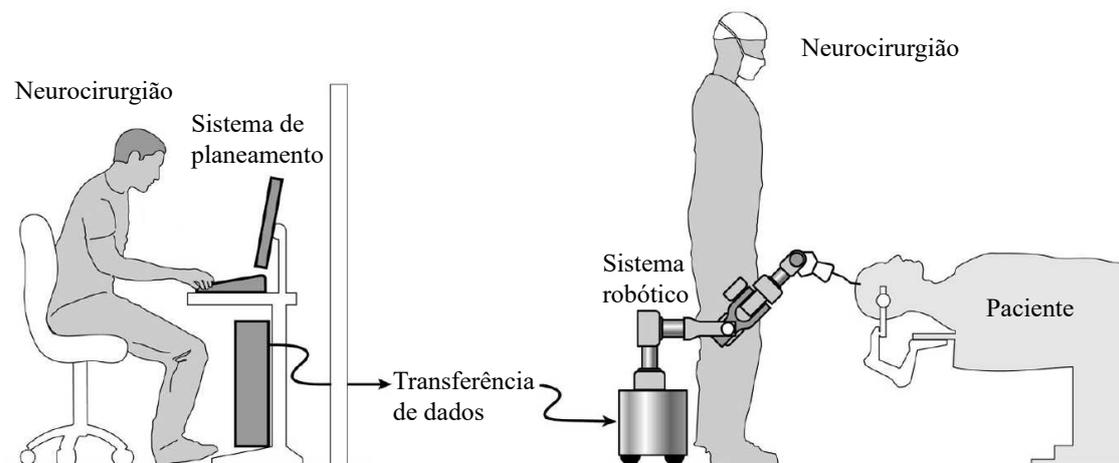
**Figura 4.2:** Tipos de estruturas mecânicas de um manipulador robótico<sup>3</sup>.

De acordo com o modo de funcionamento do sistema robótico dentro do bloco operativo, estes são classificados como: (i) passivos, (ii) semi-ativos ou (iii) ativos [69]. Os sistemas robóticos passivos são controlados pelo neurocirurgião e apenas servem para segurar e estabilizar os instrumentos cirúrgicos na posição estipulada. Os sistemas robó-

<sup>3</sup>Secção 4.1 – Figuras retiradas de <http://new.abb.com/> e <https://www.motoman.com/>, respetivamente.

ticos semi-ativos realizam as tarefas cirúrgicas através da interação com o neurocirurgião, isto é, o sistema funciona em modo complacente. Por outro lado, os sistemas robóticos ativos realizam autonomamente determinadas tarefas cirúrgicas. Neste caso, o neurocirurgião apenas interfere quando o sistema robótico desrespeita o planeamento previamente definido.

Do ponto de vista da interação com o neurocirurgião, os sistemas robóticos podem ser divididos em três categorias: (i) sistemas controlados por supervisão, (ii) sistemas com controlo partilhado e (iii) sistemas de teleoperação [69]. Nos sistemas controlados por supervisão o neurocirurgião planeia previamente todo o processo neurocirúrgico e define, implicitamente ou explicitamente, os movimentos do sistema robótico no bloco operatório (figura 4.3). Após a transferência dos dados alusivos ao planeamento cirúrgico para o controlador do sistema robótico, este realiza autonomamente os movimentos planeados sob a constante supervisão do neurocirurgião. Nos sistemas com controlo partilhado o neu-



**Figura 4.3:** Sistema robótico controlado por supervisão<sup>4</sup>.

rocirurgião e o sistema robótico interagem durante o procedimento neurocirúrgico (figura 4.4). O neurocirurgião posiciona e orienta o *end-effector* do sistema robótico de forma a facilitar-lhe a tarefa. Por sua vez, o sistema robótico segura e estabiliza o instrumento cirúrgico, aumentando a precisão e eliminando o tremor das mãos do neurocirurgião.

Nos sistemas de teleoperação o neurocirurgião controla remotamente e em tempo real o sistema robótico através de uma interface háptica (figura 4.5). Cabe ao sistema robótico reproduzir fielmente os movimentos realizados pelo neurocirurgião. Este tipo de sistemas

integra tecnologias de ponta, como o *feedback* háptico e protocolos de comunicação de alta velocidade, para que, em tempo real, o neurocirurgião visualize o cenário cirúrgico e controle a força aplicada.

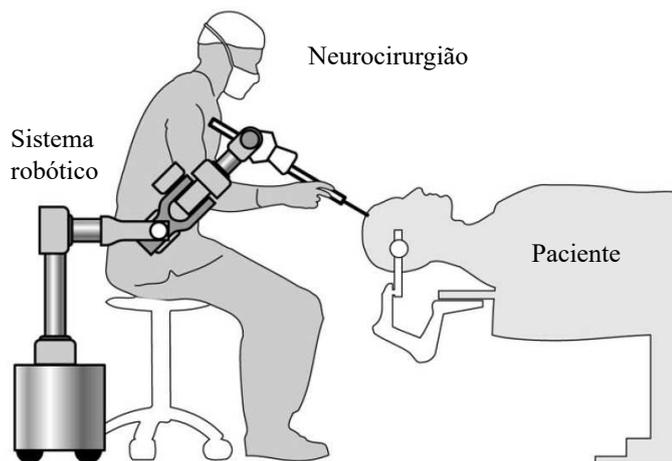


Figura 4.4: Sistema robótico com controle compartilhado<sup>4</sup>.

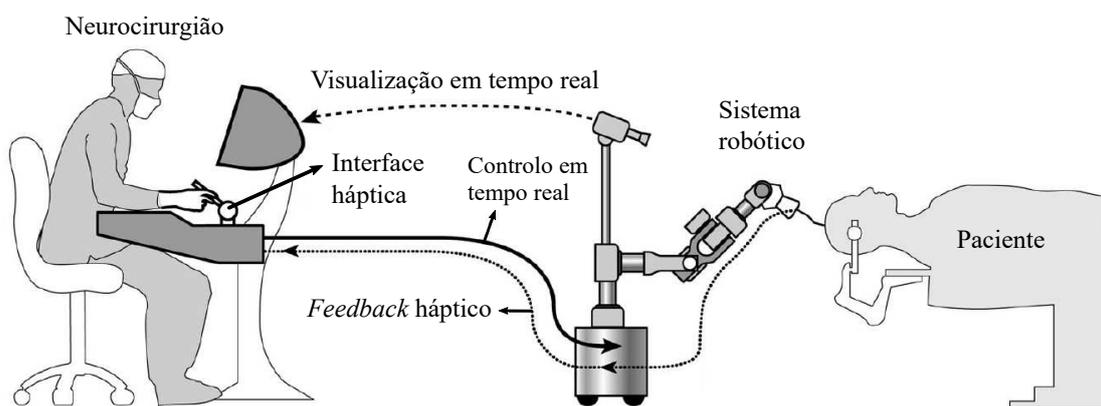


Figura 4.5: Sistema robótico controlado remotamente<sup>4</sup>.

<sup>4</sup>Secção 4.1 – Figuras adaptadas de [69].

## 4.2 Estado da arte dos sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias estereotáxicas

À medida que o envolvimento entre a tecnologia e a medicina aumenta, maior é a necessidade de comunicação entre médicos e engenheiros. Muitos neurocirurgiões desconhecem as possíveis soluções disponibilizadas pela tecnologia moderna para a resolução dos problemas neurocirúrgicos clássicos. Talvez os neurocirurgiões até tenham soluções técnicas em mente, mas não estão conscientes das limitações nos processos de engenharia. Em contrapartida, os engenheiros entendem o potencial da tecnologia em procedimentos cirúrgicos, porém não podem desenvolver uma solução sem conhecer os problemas enfrentados pela equipa médica. Assim, a concepção de sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias requer uma equipa multidisciplinar com a colaboração próxima entre médicos e engenheiros.

Em 1985 foi realizada a primeira integração de um sistema robótico em neurocirurgias estereotáxicas [67]. Desde então, vários sistemas robóticos foram desenvolvidos com o mesmo propósito. Diversos autores analisaram o estado da arte dos sistemas robóticos utilizados em neurocirurgias estereotáxicas. Entre os estudos realizados destacam-se as revisões bibliográficas dos autores Faria *et al.* [74], Mattei *et al.* [75] e Smith *et al.* [76].

Nesta secção são descritos os principais sistemas robóticos desenvolvidos para o auxílio em procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos. Para cada sistema são apresentadas as suas principais características, o seu modo de funcionamento e as suas vantagens e desvantagens. O critério definido para a apresentação dos sistemas robóticos é a ordem cronológica da divulgação do seu protótipo final.

### 4.2.1 NeuroMate

A primeira versão do sistema robótico NeuroMate foi desenvolvida por Benabid *et al.*, na Universidade de Grenoble em França, e divulgada no ano de 1987 [77]. Em 1997, o NeuroMate foi o primeiro sistema robótico disponibilizado comercialmente, recebendo a aprovação da FDA e a certificação CE (Conformidade Europeia) para a realização de neurocirurgias estereotáxicas [78]. Atualmente, a versão mais recente do NeuroMate é produzida pela empresa Renishaw, com sede em Gloucestershire na Inglaterra, e está

disponível no mercado [79].

O NeuroMate é um braço robótico constituído por cinco juntas rotacionais, dispostas segundo a configuração série, que lhe garantem 5 DoF (figura 4.6). Este sistema robó-



**Figura 4.6:** Sistema robótico NeuroMate<sup>5</sup>.

tico incorpora um *software* de planeamento médico que utiliza imagens pré-operatórias dos exames de angiografia, tomografia computadorizada e ressonância magnética realizados ao cérebro do paciente. Sendo este um sistema robótico controlado por supervisão, o *software* de planeamento médico permite ao neurocirurgião visualizar as imagens pré-operatórias e definir as trajetórias que *end-effector* e o instrumento nele acoplado devem realizar durante o procedimento neurocirúrgico. Posteriormente, os dados relativos às trajetórias planeadas são transferidos do *software* para o controlador do NeuroMate, que é responsável pela realização dos movimentos do braço robótico [80]. O NeuroMate é classificado também como um assistente robótico passivo, uma vez que as suas funções dentro do bloco operatório são segurar, posicionar, orientar e estabilizar os diversos instrumentos médicos [81], [82]. O neurocirurgião tem o controlo supremo durante a realização de todas tarefas, pelo que a qualquer momento pode iniciar ou parar o movimento do braço robótico [83].

Além de funcionar em conjunto com dispositivos estereotáxicos convencionais, o Neu-

---

<sup>5</sup>Secção 4.2.1 – Figura retirada de [79].

roMate permite realizar procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos sem qualquer tipo de aparelho que o auxilie na execução das trajetórias [84]. Caso a equipa médica decida realizar a neurocirurgia sem dispositivo estereotáxico, marcadores fiduciais são colocados na cabeça do paciente. Em seguida, as posições dos marcadores fiduciais são adquiridas através do sistema de registo por ultrassom do NeuroMate, localizando a posição do robô em relação à posição do paciente [84]. Durante este tipo de procedimento, a cabeça do paciente é imobilizada através de um suporte que assenta na base do sistema robótico.

A utilização do NeuroMate no bloco operatório proporciona múltiplas vantagens, tais como: (i) a redução dos erros do neurocirurgião e do tempo da neurocirurgia [83], [85], (ii) a manipulação de diversos instrumentos médicos como agulhas de biópsia, brocas e elétrodos [85], (iii) mecanismos de segurança que permitem delimitar uma área em torno do crânio do paciente, onde a velocidade do braço robótico é reduzida ou onde este não pode entrar [86], (iv) resultados com precisão e consistência elevada [79] e (v) colaboração em diversos tipos de procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos [57], [87]. Contudo, o NeuroMate apresenta algumas desvantagens, como: (i) o seu volume, ocupando demasiada área dentro do bloco operatório e comprometendo o espaço de trabalho do neurocirurgião [83], (ii) os 5 DoF não tornam o braço robótico redundante em tarefas neurocirúrgicas [85], (iii) o custo de aquisição elevado [86] e (iv) a utilização de um *software* de planeamento próprio, que pode ser um entrave à aquisição do NeuroMate no caso do centro hospitalar já dispor de um.

Segundo a empresa Renishaw, o NeuroMate pode ser aplicado em diversos procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos como DBS, SEEG, biópsia e radiocirurgia, mas também em Estimulação Magnética Transcraniana e neuroendoscopia [78], [79]. De facto, o sistema robótico NeuroMate já foi utilizado em mais de 10000 pacientes [78].

Vários autores reportaram estudos realizados utilizando o sistema robótico NeuroMate. Li *et al.* apresentam uma comparação quantitativa da precisão do NeuroMate em diferentes aplicações. Neste estudo destacam-se as precisões médias alcançadas de  $0.86 \pm 0.32$  mm e de  $1.95 \pm 0.44$  mm, utilizando o NeuroMate com e sem um dispositivo estereotáxico, respetivamente [81]. Varma *et al.* relatam a utilização do NeuroMate, sem dispositivo estereotáxico, durante a colocação de elétrodos para o tratamento sintomático da doença de Parkinson. Neste estudo, os autores alcançaram uma precisão média de 1.7 mm, concluindo que o NeuroMate tem precisão suficiente para a realização de uma

vasta gama de procedimentos neurocirúrgicos funcionais [84]. Utilizando um dispositivo *phantom*, Varma e Eldridge obtiveram uma precisão média de 1.29 mm [82]. Por outro lado, Langsdorff *et al.* documentam a realização de neurocirurgias de DBS a uma série de 17 pacientes em colaboração com o NeuroMate e um dispositivo estereotáxico [87]. Nesta série de procedimentos, a precisão média alcançada foi de  $0.86 \pm 0.32$  mm. Simulando a inserção de elétrodos num dispositivo *phantom*, o NeuroMate teve uma precisão média de  $0.44 \pm 0.23$  mm. Cardinale *et al.* expõem os resultados obtidos em 500 casos de SEEG. Nestes procedimentos, a precisão média obtida para o ponto de entrada no crânio foi de  $0.86 \pm 0.54$  mm e para a posição pretendida no cérebro foi de  $2.04 \pm 1.31$  mm [57]. Segundo os autores, graças à utilização do sistema robótico NeuroMate, qualquer ponto no cérebro pode ser alcançado com uma combinação de velocidade e precisão milimétrica.

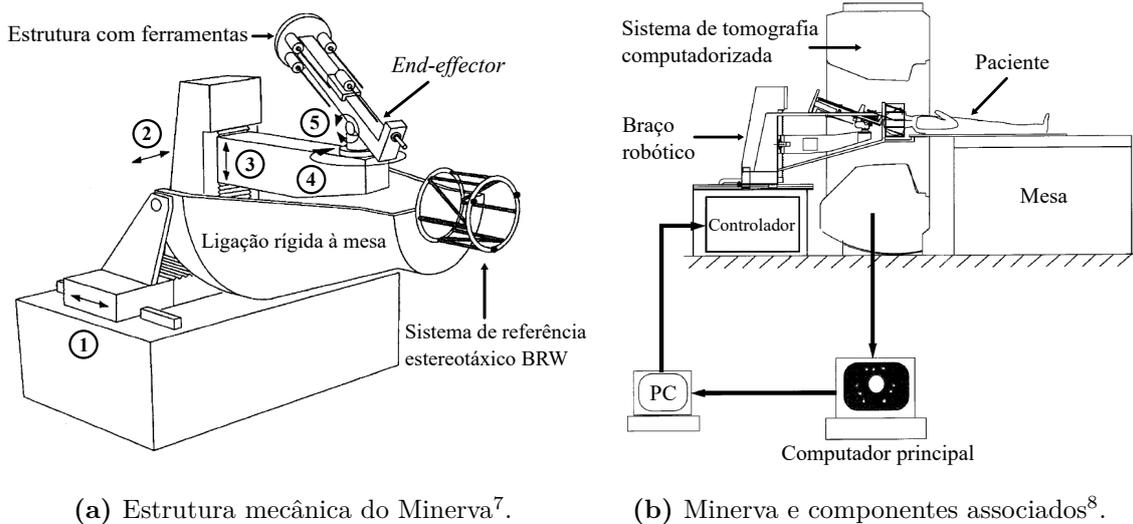
Embora a estrutura do NeuroMate facilite apenas um número limitado de tarefas na sala de neurocirurgia, o sucesso do mesmo em procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos prova que sistemas robóticos podem ser desenvolvidos para a colaboração com neurocirurgiões [88].

#### 4.2.2 Minerva

O sistema robótico Minerva foi desenvolvido em 1991 por uma equipa de investigação da Universidade de Lausana na Suíça. Este sistema foi especialmente concebido para neurocirurgias estereotáxicas, tendo sido integrado pela primeira vez numa intervenção cirúrgica, realizada no Centro Hospitalar Universitário de Vaudois, em Setembro de 1993 [89]. As funcionalidades pretendidas para este sistema robótico foram definidas em colaboração com neurocirurgiões, sendo o principal objetivo eliminar as falhas e as imperfeições dos procedimentos neurocirúrgicos tradicionais [90].

O Minerva é constituído por um braço robótico do tipo série com seis juntas articuladas. No entanto, apenas dispõe de 5 DoF, dado que a última junta só ajusta a profundidade da ferramenta acoplada ao *end-effector*. O sistema robótico permanece montado numa plataforma que se move ao longo de trilhos mecânicos (figura 4.7a). Os trilhos são movimentados pelas primeiras três juntas do Minerva que, sendo translacionais, permitem definir a posição do braço robótico. A quarta e a quinta junta são rotacionais e ajustam a orientação do *end-effector*. Por razões de segurança, a sexta junta é a única que pode ser ajustada em qualquer momento do procedimento neurocirúrgico, uma vez que as res-

tantes são bloqueadas após o correto posicionamento e orientação do braço robótico [91]. A estrutura mecânica do Minerva é rigidamente acoplada a um dispositivo estereotáxico BRW<sup>6</sup> fixado na cabeça do paciente (figura 4.7b) [92]. O Minerva é constituído também por um conjunto de ferramentas fixadas numa estrutura em forma de carrossel [68], [93]. Esta estrutura roda de maneira a selecionar a ferramenta adequada para a execução de uma determinada tarefa.



**Figura 4.7:** Constituição do sistema robótico Minerva e identificação dos 5 DoF.

O Minerva foi o primeiro sistema robótico projetado com a capacidade de neuronavegação em tempo real dos diversos instrumentos médicos. Os procedimentos neurocirúrgicos são realizados enquanto o paciente e parte do sistema robótico se encontram dentro de um sistema de tomografia computadorizada que, ininterruptamente, fornece ao Minerva imagens médicas em tempo real (figura 4.7b) [69], [90]. O braço robótico do Minerva realiza autonomamente todo o procedimento neurocirúrgico, desde a incisão na pele, a perfuração do crânio e a manipulação das diferentes ferramentas, aliviando o neurocirurgião de tarefas cansativas [90], [93]. Simultaneamente, o neurocirurgião supervisiona a posição atualizada dos instrumentos médicos através das imagens adquiridas pelo sistema de tomografia computadorizada. Assim sendo, o Minerva é classificado como um sistema robótico ativo e controlado por supervisão.

<sup>6</sup>Secção 4.2.2 – No Centro Hospitalar Universitário de Vaudois é utilizado o dispositivo estereotáxico BRW, baseado no nome dos seus criadores: Russell Brown, Theodore Roberts e Trent Wells.

<sup>7</sup>Secção 4.2.2 – Figura adaptada de [92].

<sup>8</sup>Secção 4.2.2 – Figura adaptada de [94].

O *software* do Minerva permite que o neurocirurgião planeie os procedimentos neurocirúrgicos e tem a capacidade de calcular a transformação entre os sistemas de coordenadas do braço robótico, do sistema de tomografia computadorizada e do sistema de referência estereotáxico fixado na cabeça do paciente [90]. Adicionalmente, o *software* verifica se as trajetórias idealizadas pelo neurocirurgião intersectam vasos sanguíneos e estruturas cerebrais vitais.

O sistema robótico Minerva tem como principais vantagens: (i) a neuronavegação em tempo real, que permite a localização precisa do alvo a alcançar, independentemente das deslocamentos do cérebro com o decorrer da operação, (ii) o aumento do conforto do paciente e (iii) a redução do tempo da neurocirurgia [90], [94]. Contudo, este sistema também apresenta diversas limitações, como: (i) a necessidade da utilização de um dispositivo estereotáxico, (ii) o peso e o volume do sistema robótico, dificultando as manobras do neurocirurgião no bloco operatório e (iii) o preço elevado, devido à necessidade de um sistema de tomografia computadorizada dedicado [94].

Ainda em 1993, o sistema robótico Minerva deixou de ser utilizado em neurocirurgias estereotáxicas, em consequência de problemas de segurança e da necessidade de exames de CT em tempo real [70], [95].

### 4.2.3 SurgiScope

O desenvolvimento do sistema robótico SurgiScope começou no ano de 1989, a partir da colaboração entre a Universidade de Grenoble e a empresa AID [96]. Em 1996, o primeiro SurgiScope fabricado foi instalado no bloco operatório do departamento de neurocirurgias da Universidade de Grenoble. Nos anos subsequentes, a empresa Intelligent Surgical Instruments & Systems (ISIS), com sede em Grenoble na França, produziu um total de 40 sistemas robóticos SurgiScope.

Ao contrário dos restantes sistemas robóticos apresentados nesta secção, o SurgiScope é constituído por um braço robótico de 7 DoF com estrutura mecânica paralela. O braço robótico do SurgiScope é composto por uma base fixa, três elos paralelos e um *end-effector* móvel (figura 4.8). Este sistema foi projetado para ser montado no teto da sala de operação, de forma a não obstruir o chão e o espaço de trabalho da equipa médica.

O SurgiScope é um dispositivo de neuronavegação altamente sofisticado que auxilia a equipa médica durante a realização de cirurgias guiadas por imagem [80]. Este sistema



**Figura 4.8:** Sistema robótico SurgiScope<sup>9</sup>.

robótico é direcionado, principalmente, para a cooperação em biópsias, endoscopias e aplicações de neuronavegação, sendo capaz de posicionar, orientar e estabilizar diversas ferramentas médicas – como agulhas de biópsia e microscópios cirúrgicos [97].

Durante a fase pré-operatória, a cabeça do paciente é fixada à cama da sala de neurocirurgias e o seu crânio registado, através da localização de marcadores fiduciais colados no couro cabeludo, utilizando uma sonda portátil [98]. As trajetórias dos instrumentos médicos são concebidas através do *software* de planeamento do SurgiScope [99]. Na fase intra-operatória, o SurgiScope pode funcionar em dois modos diferentes: (i) no modo de microscópio e (ii) no modo de biópsia [99]. No primeiro modo, o SurgiScope alinha o eixo ótico com a trajetória definida e ajusta a lente do microscópio de forma a focar o alvo cirúrgico. No segundo modo, um suporte de ferramentas cirúrgicas é acoplado ao *end-effector* do SurgiScope e alinhado segundo a trajetória pré-planeada. Uma vez alinhado, o suporte permite que a agulha de biópsia seja inserida no cérebro até alcançar o alvo cirúrgico [100].

<sup>9</sup>Secção 4.2.3 – Figura retirada de [97]

Uma das principais vantagens do SurgiScope é a possibilidade de adquirir e de trabalhar com módulos individuais, permitindo que a equipa médica evite recursos supérfluos e reduza o custo do sistema [74]. Além disso, a estrutura cinemática paralela do SurgiScope proporciona o aumento da estabilidade, da precisão e da capacidade de carga, sendo capaz de manipular microscópios pesados [80]. O tempo de operação prolongado, os custos de aquisição e a falta de mobilidade do sistema robótico são considerados os principais inconvenientes do SurgiScope [98], [99].

Em 2002, um grupo de investigadores de Viena publicou um estudo de 10 pacientes selecionados para a remoção de tumores cerebrais [101]. Os autores concluíram que, em todos os pacientes, o SurgiScope ajudou a localizar o tumor, a determinar o local da craniotomia, a navegar pelo cérebro e a evitar estruturas críticas. Através da utilização do SurgiScope em aplicações *in vivo*, Lollis e Roberts relatam uma precisão média alcançada de  $1.6 \pm 3.0$  mm [99]. Numa análise retrospectiva de 41 pacientes selecionados para a realização de biópsias em colaboração com o sistema robótico SurgiScope, os autores demonstram a segurança, a precisão e a eficiência dos procedimentos [98].

Apesar do sucesso do SurgiScope nos seus primeiros anos de existência, atualmente este sistema robótico não é produzido nem comercializado<sup>10</sup>. Ainda assim, 20 dos 40 sistemas robóticos SurgiScope vendidos continuam a ser utilizados em procedimentos cirúrgicos, por mais de 10 equipas médicas, principalmente em França [74].

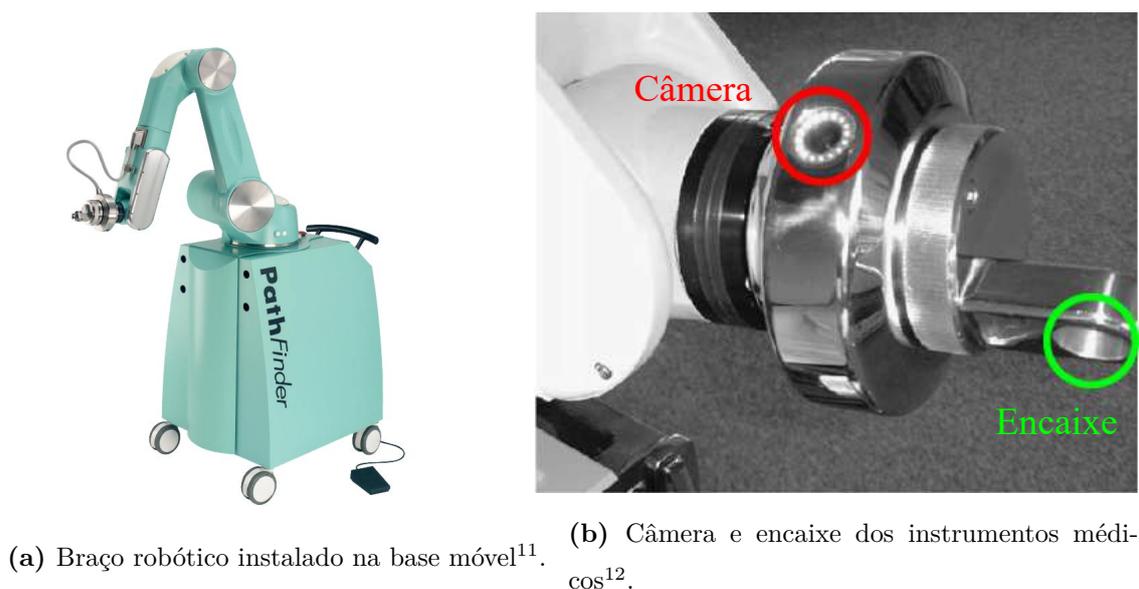
#### 4.2.4 Pathfinder

O sistema robótico Pathfinder foi introduzido em 2003 pela empresa ProSurgics Ltd., localizada em High Wycombe na Inglaterra. Em 2004, o Pathfinder foi aprovado pela FDA para a realização de procedimentos neurocirúrgicos [95].

O Pathfinder é constituído por um braço robótico do tipo série, instalado numa base móvel, e por um *software* de planeamento médico. A base móvel, além de garantir elevada estabilidade, também proporciona a movimentação do braço robótico na sala de neurocirurgia (figura 4.9a). O braço robótico possui seis juntas rotacionais que lhe asseguram 6 DoF. O seu *end-effector* inclui uma câmara que permite a localização de marcadores fiduciais e um encaixe que permite a manipulação de diversos instrumentos médicos (figura 4.9b).

---

<sup>10</sup>Secção 4.2.3 – Mais informações podem ser consultadas em <http://www.surgimedia.com/company/>.



**Figura 4.9:** Sistema robótico Pathfinder e pormenor dos elementos no seu *end-effector*.

A inclusão do Pathfinder no bloco operatório permite que a equipa médica opte pela realização de neurocirurgias com ou sem o auxílio de um dispositivo estereotáxico. As características que distinguem o Pathfinder dos sistemas robóticos desenvolvidos anteriormente são as funcionalidades disponibilizadas quando o mesmo é integrado em neurocirurgias sem aparelhos que o auxiliem na realização das trajetórias. Consequentemente, é descrito o modo de funcionamento do Pathfinder neste tipo de procedimentos.

Utilizando o Pathfinder em neurocirurgias sem dispositivos estereotáxicos, a primeira etapa é colocar marcadores fiduciais em discos adesivos que colam no couro cabeludo do paciente ou fixá-los rigidamente ao seu crânio. Os marcadores fiduciais são esferas de titânio, revestidas por um material refletor, facilmente identificadas nas imagens do exame CT e pela câmara incorporada no *end-effector* [102], [103]. Os marcadores fiduciais permitem que o sistema robótico reconheça a sua localização em relação à posição do paciente, resolvendo um dos maiores problemas dos robôs guiados por imagens pré-operatórias [74]. Deste modo, não existe a necessidade da utilização de sistemas que forneçam imagens intra-operatórias em tempo real. No entanto, os marcadores fiduciais devem ser uniformemente distribuídos pela cabeça do paciente para o correto registo espacial do crânio.

Na sala de neurocirurgia, o sistema robótico é colocado numa posição conveniente de

<sup>11</sup>Secção 4.2.4 – Figura adaptada de <http://prosurrgics.com/pdfs/Pathfinder%20brochure.pdf>.

<sup>12</sup>Secção 4.2.4 – Figura adaptada de [102].

forma a não perturbar as tarefas da equipa médica. A cabeça do paciente é imobilizada com um suporte Mayfield, rigidamente ligado à base do Pathfinder, garantindo a constante transformação de coordenadas entre a base do braço robótico e o crânio do paciente. Após a colocação dos marcadores fiduciais na cabeça do paciente, o exame CT e o exame MRI são realizados. As imagens resultantes destes exames são importadas pelo *software* de planeamento médico do Pathfinder que, automaticamente, identifica as posições e orientações dos marcadores fiduciais e constrói modelos do cérebro vistos do plano axial, sagital e coronal [102], [104]. Posteriormente, o braço robótico do Pathfinder movimenta-se segundo uma trajetória pré-programada em forma de arco, por cima da cabeça do paciente, registando a localização de todos os marcadores fiduciais [103]. Logo após este registo é realizada a fusão entre as imagens pré-operatórias e as imagens obtidas pela câmara do *end-effector*, para que o sistema robótico descubra a transformação de coordenadas entre a sua base e o paciente.

O *software* permite que o neurocirurgião observe e edite as imagens resultantes da fusão, definindo as trajetórias dos instrumentos médicos ao mesmo tempo que evita estruturas cerebrais críticas [104]. Em seguida, as informações alusivas ao planeamento cirúrgico são exportadas para o controlador do Pathfinder. Com base na seleção do neurocirurgião, o braço robótico autonomamente movimenta o seu *end-effector*, alcançando sucessivamente as posições definidas com elevada precisão [102], [105]. De referir que o movimento do braço robótico só é realizado enquanto o pedal do Pathfinder estiver pressionado (figura 4.9a).

A utilização do sistema robótico Pathfinder tem como vantagens: (i) a capacidade de registar autonomamente a posição do crânio do paciente sem utilizar um dispositivo estereotáxico [105], [106], (ii) a elevada precisão, repetibilidade e flexibilidade nas tarefas desempenhadas [104], [107], (iii) a possibilidade de bloquear o braço robótico quando o seu *end-effector* está alinhado com a trajetória pretendida, aumentando a segurança do paciente [107], [108], (iv) a capacidade de reposicionamento do robô dentro da sala de neurocirurgia sem recorrer a novos exames ou planeamento médico [104], [109] e (v) a redução da duração e da complexidade dos procedimentos [108]. Os principais problemas reportados utilizando o Pathfinder são: (i) as possíveis falhas no registo da posição do crânio do paciente, devido a condições anormais de iluminação [104] e (ii) as possíveis deslocções da pele e do cérebro entre as imagens pré-operatórias e intra-operatórias [103].

Em 2007, Eljamel investigou a viabilidade da utilização do Pathfinder em neurocirurgias estereotáxicas através de testes experimentais num *phantom* [104]. Para tal, definiu 19 alvos – 10 dos quais à superfície do cérebro e 9 no seu interior – e comparou a precisão média obtida utilizando dois dispositivos estereotáxicos diferentes, um sistema de neuronavegação da *StealthStation* e o sistema robótico Pathfinder. O autor concluiu que o Pathfinder superou os dois dispositivos estereotáxicos e o sistema de neuronavegação em termos de precisão, consistência e repetibilidade. O Pathfinder alcançou os alvos cerebrais com uma precisão média igual a 0.5 mm. Já os dois dispositivos estereotáxicos e o sistema de neuronavegação da *StealthStation* alcançaram um precisão média de 0.98 mm e 1.96 mm, respetivamente. Em 2009, Eljamel documentou a realização de 37 neurocirurgias estereotáxicas em colaboração com o sistema robótico Pathfinder. Com base nos resultados obtidos, o autor concluiu que o Pathfinder é suficientemente preciso, consistente e confiável para o auxílio numa ampla gama de procedimentos neurocirúrgicos [110]. Segundo Brodie e Eljamel, o Pathfinder foi utilizado em neurocirurgias estereotáxicas para o posicionamento de uma broca e de uma agulha de biópsia, com a finalidade de perfurar o crânio do paciente e adquirir parte de um tecido cerebral [111].

Apesar das vantagens proporcionadas pelo Pathfinder, em 2009 este sistema robótico foi retirado do mercado em virtude da falta de financiamento e de problemas de certificação. Posteriormente, a empresa Prosurjics Ltd. foi adquirida pela empresa FreeHand 2010 Ltd. [74].

#### 4.2.5 NeuroArm

Em 2003, a equipa de investigação liderada por Garnette Sutherland (Universidade de Calgary, Canadá), em colaboração com várias empresas e centros de pesquisa, desenvolveu um assistente robótico guiado por imagens MRI intra-operatórias – o NeuroArm [112]. Recentemente, este sistema robótico foi adquirido pela empresa IMRIS, fundada em Winnipeg no Canadá, e renomeado como SYMBIS.

O NeuroArm é um sistema robótico teleoperatório direcionado para neurocirurgias estereotáxicas e microcirurgias. Este sistema é constituído por uma estação de trabalho (figura 4.10a) e por dois braços robóticos remotos montados numa base móvel (figura 4.10b). Os braços robóticos são compatíveis com o sistema de aquisição de exames MRI e estão equipados com *end-effectors* que incluem sensores de força multiaxiais, proporcio-



(a) Estação de trabalho do NeuroArm.

(b) Braços robóticos do NeuroArm.

**Figura 4.10:** Constituição do sistema robótico NeuroArm<sup>13</sup>.

nando a sensação de toque [112]. Cada braço robótico tem 7 DoF, aumentando a destreza e a flexibilidade dos movimentos, um limite de carga de 0.5 kg, uma força de 10 N, uma velocidade que varia entre 0.5 mm/s e 50 mm/s, e precisão espacial submilimétrica [113]. A base móvel é posicionada de forma adjacente à cama do bloco operatório e é mecanicamente imobilizada por intermédio de uns travões localizados nas rodas.

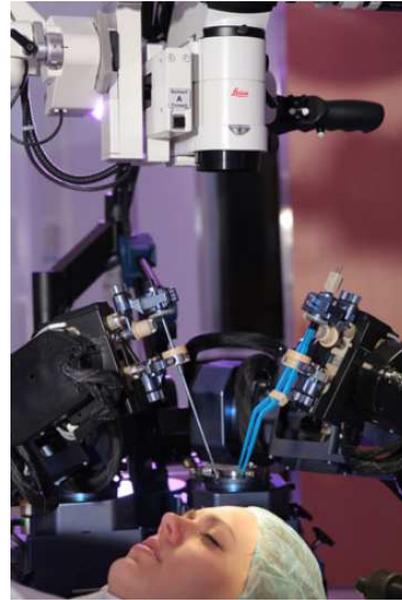
A estação de trabalho fornece *feedback* visual, áudio e tátil, criando um ambiente imersivo para o neurocirurgião [114]. Sentado na estação de trabalho, o neurocirurgião é responsável por todos os movimentos do NeuroArm na sala de neurocirurgia. Cabe ao sistema robótico replicar os movimentos produzidos pelo neurocirurgião utilizando a interface háptica [112]. A estação de trabalho integra uns binóculos que apresentam as imagens estereoscópicas obtidas pelo microscópio cirúrgico no local da operação. Esta também é equipada com dois controladores manuais hápticos de 6 DoF (figura 4.11a), que permitem controlar a posição e a orientação do *end-effector* de ambos os braços robóticos e, conseqüentemente, das ferramentas médicas (figura 4.11b). Os monitores montados na mesa da estação de trabalho fornecem uma cobertura visual completa do ambiente cirúrgico, exibindo, em tempo real, as imagens dos exames MRI, o painel de controlo dos braços robóticos remotos e o local de trabalho visto de vários ângulos [112], [115].

O NeuroArm foi projetado para funcionar dentro de um sistema de ressonância magné-

<sup>13</sup>Secção 4.2.5 – Figuras retiradas de <http://www.neuroarm.org/images/first-case/>.



(a) Controladores manuais hápticos.

(b) *End-effector* dos braços robóticos.**Figura 4.11:** Interface humano-robô do NeuroArm<sup>13</sup>.

tica durante a fase intra-operatória [112]. A sua compatibilidade com este tipo de sistemas proporciona que a posição e a orientação das ferramentas médicas sejam visualizadas pelo neurocirurgião, em tempo real, através da sobreposição dos exames MRI pré-operatórios e intra-operatórios. Ainda assim, o NeuroArm tem destreza e precisão suficiente para realizar procedimentos neurocirúrgicos sem necessitar de imagens médicas intra-operatórias [116].

Utilizando um conjunto de ferramentas especiais, o NeuroArm também é capaz de manipular, cortar e dissecar tecidos moles, suturar, eletrocauterizar e aspirar fluídos corporais [116]. A interface humano-robô permite escalonar a força aplicada e filtrar o tremor das mãos do neurocirurgião. Estas funcionalidades tornam a manipulação dos instrumentos cirúrgicos mais suave, delicada e precisa, ocasionando a redução dos danos e a melhoria dos resultados para o paciente [117], [118]. Embora inovador e, de certa forma, mais seguro do que outros sistemas robóticos, a aquisição e os custos de manutenção associados são bastante elevados, uma vez que a base móvel e os braços robóticos são produzidos exclusivamente com materiais não ferromagnéticos [88].

A primeira aplicação *in vivo* do NeuroArm foi realizada com sucesso em Maio de 2008, pelo neurocirurgião Garnette Sutherland, num caso clínico onde era fundamental remover

um tumor cerebral<sup>13</sup>. Desde então, o NeuroArm já foi utilizado com sucesso em 30 procedimentos neurocirúrgicos realizados no Hospital de Foothills em Calgary. Atualmente, um ensaio clínico liderado pelo Dr. Sutherland está em curso, no Hospital Foothills, utilizando a primeira geração do NeuroArm num grupo de 120 pacientes<sup>14</sup>.

O desenvolvimento do NeuroArm exigiu uma parceria única entre medicina, engenharia, física e educação, de forma a construir um robô capaz de operar com segurança na sala de neurocirurgia e dentro de um forte campo magnético gerado pelo sistema de aquisição de exames MRI.

#### 4.2.6 Rosa

O Rosa é um dos mais recentes sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias estereotáxicas ao cérebro, estando disponível no mercado desde 2007 (figura 4.12). Este sistema robótico foi projetado pela empresa Medtech S.A., sediada em Montpellier na França, de forma a tornar as intervenções cirúrgicas mais seguras e confiáveis, sem modificar o protocolo operacional padrão do neurocirurgião. A empresa Medtech S.A. recebeu a aprovação por parte da FDA, da CE e da *Health Canada* para a integração deste sistema nas salas de neurocirurgia dos Estados Unidos da América, da Europa e do Canadá, respetivamente.

O sistema robótico Rosa é constituído por um conjunto de elementos, sendo estes: (i) um braço robótico série com 6 DoF, (ii) um sistema de planeamento médico designado por Rosana, (iii) um sistema de registo superficial do crânio, (iv) um sistema de navegação com *feedback* háptico e (v) uma base móvel que permite ser firmemente ligada a um dispositivo estereotáxico Leksell<sup>15</sup> [120]. A versatilidade do Rosa permite que o registo cerebral do paciente seja realizado de três modos diferentes [121]:

1. O primeiro modo consiste em fixar o dispositivo estereotáxico ao crânio do paciente e, posteriormente, realizar os exames de ressonância magnética e de tomografia computadorizada. Uma vez realizados, o *software* de planeamento médico importa e funde as imagens pré-operatórias cerebrais. Após este processo, o neurocirurgião torna-se capaz de visualizar as estruturas anatómicas cerebrais e de planear o procedimento

---

<sup>14</sup>**Secção 4.2.5** – Para mais informações consultar [https://www.nasa.gov/mission\\_pages/station/research/news/neuro\\_Arm.html](https://www.nasa.gov/mission_pages/station/research/news/neuro_Arm.html).

<sup>15</sup>**Secção 4.2.6** – O dispositivo estereotáxico Leksell tem um mecanismo compatível com o Rosa [119].



**Figura 4.12:** Sistema robótico Rosa<sup>16</sup>.

neurocirúrgico.

2. O segundo modo consiste em fixar e registar a posição de marcadores fiduciais no crânio do paciente. Neste tipo de registo cerebral o braço robótico do Rosa é colocado em modo complacente, permitindo que o neurocirurgião o possa mover manualmente e faça coincidir a extremidade do *end-effector* com os marcadores fiduciais. A identificação das posições destes marcadores permite que o *software* de planeamento médico Rosana gere um modelo tridimensional do cérebro do paciente.
3. O terceiro modo baseia-se no sistema patenteado para o registo automático da superfície do crânio do paciente. O Rosa integra um sistema que realiza medições não invasivas através de um dispositivo de registo ótico *laser*. Este método permite que a neurocirurgia estereotáxica seja realizada sem marcadores fiduciais e sem dispositivo estereotáxico [122].

O Rosa interage com o neurocirurgião, sem alterar os seus hábitos de trabalho, e oferece-lhe as melhores vantagens de um sistema robótico – a repetibilidade e precisão. Durante a intervenção neurocirúrgica, o braço robótico do Rosa pode ser manualmente guiado pelo neurocirurgião ou realizar as tarefas autonomamente [122]. Quando guiado

<sup>16</sup>Secção 4.2.6 – Figura retirada de <http://www.medtech.fr>.

pelo neurocirurgião, o robô é utilizado como uma ferramenta que proporciona *feedback* háptico. No modo autónomo, o braço robótico do Rosa move-se e ajusta o *end-effector* de acordo com as trajetórias planeadas pelo neurocirurgião. Estas funcionalidades fazem com que o Rosa seja classificado como um sistema controlado por supervisão e como um sistema com controlo partilhado.

O Rosa tem importantes vantagens como: (*i*) a mobilidade do sistema robótico, (*ii*) a neuronavegação com *feedback* háptico, (*iii*) a elevada consistência e precisão da neuronavegação que se traduzem no aumento da segurança do paciente [119], (*iv*) a possibilidade de escolha entre os diversos tipos de registo cerebral e (*v*) a capacidade de funcionamento autónomo, evitando possíveis erros do neurocirurgião [119]. As principais desvantagens deste sistema robótico são: (*i*) a sua dimensão, (*ii*) o custo de aquisição e de manutenção e (*iii*) a utilização obrigatória do *software* de planeamento médico padrão – o Rosana [119], [121].

A empresa *Medtech S.A.* realizou um conjunto de estudos num *phantom*, onde se concluiu que a precisão do registo cerebral utilizando marcadores fiduciais e utilizando o dispositivo ótico *laser* é inferior a 2 mm [120]. Estudos de outros autores comprovam que o sistema robótico Rosa é extremamente preciso em diversos procedimentos neurocirúrgicos, como a DBS, a SEEG, a ablação e a biópsia, com ou sem dispositivo estereotáxico [60], [119], [121–124].

Até ao momento, cerca de 4000 procedimentos foram realizados com o sistema robótico Rosa<sup>17</sup>. O Rosa é utilizado em mais de 70 hospitais e clínicas em todo o mundo<sup>18</sup> por equipas médicas conceituadas internacionalmente.

### 4.3 Contribuição dos sistemas robóticos em neurocirurgias estereotáxicas

As equipas médicas envolvidas em procedimentos neurocirúrgicos acreditam que a introdução de sistemas robóticos nas salas de neurocirurgia contribui para a melhoria das condições de trabalho e para o aprimoramento dos resultados obtidos [125].

Como foi descrito na secção anterior, os sistemas robóticos são essencialmente carac-

<sup>17</sup>Secção 4.2.6 – Informações disponibilizadas em <http://www.medtech.fr/en>.

<sup>18</sup>Secção 4.2.6 – A localização dos centros hospitalares equipados com o sistema robótico Rosa pode ser identificada utilizando o localizador disponibilizado em <http://www.medtech.fr/en/locator>.

terizados pela precisão e estabilidade dos seus movimentos, porém as suas funcionalidades beneficiam de várias maneiras o fluxo de trabalho de uma neurocirurgia. Detalhadamente, as vantagens dos sistemas robóticos e as suas contribuições para o sucesso das neurocirurgias estereotáxicas são:

- Definitiva eliminação do anel e do arco estereotáxico dos procedimentos neurocirúrgicos, mantendo a integridade do crânio do paciente.
- Associação do sistema de planeamento médico ao controlador do robô, através de um protocolo de comunicação, evitando a perda de informação e tornando o processo de planeamento mais fidedigno.
- Os processos de calibração do *phantom* e do arco estereotáxico tornam-se desnecessários durante a validação das coordenadas do alvo e da trajetória planeada a partir do *software* de planeamento médico. O sistema robótico posiciona e orienta espacialmente o seu *end-effector* de acordo com a trajetória planeada [126].
- Ao contrário da equipa médica, um robô não é afetado pela fadiga com o decorrer da neurocirurgia. Assim, o sistema robótico proporciona a redução dos erros humanos e a eliminação do tremor das mãos do neurocirurgião durante a realização das tarefas [113], [127], [128].
- Integração de uma interface gráfica que permita ao neurocirurgião planejar trajetórias, visualizar as imagens dos exames pré-operatórios e monitorizar as coordenadas das extremidades das ferramentas médicas.
- Realização de movimentos com maior precisão, estabilidade, flexibilidade, consistência, destreza e segurança, em comparação com os membros da equipa médica [70], [129].
- Utilização de diferentes *end-effectors*, manipulação de vários instrumentos médicos e assistência em tarefas neurocirúrgicas como a perfuração do crânio e a implantação de elétrodos.
- Possibilidade de integração de um sensor que forneça o *feedback* háptico da força aplicada pelo *end-effector*, evitando a danificação de estruturas anatómicas causadas pela aplicação de forças excessivas [70], [125], [128].

- Funcionamento em locais restritos como a sala da realização do exame de tomografia computadorizada [69], [70].
- Os sistemas robóticos permitem que os neurocirurgiões com menor experiência realizem procedimentos neurocirúrgicos complexos mais facilmente. Os neurocirurgiões seniores com maior experiência e menor destreza podem ter uma carreira mais longa em cooperação com os sistemas robóticos [129].
- Redução do tempo da neurocirurgia, do cansaço da equipa médica, da probabilidade de infeções, das perdas de sangue e do período de convalescença do paciente, e aumento do número de pacientes elegíveis para neurocirurgias [128], [130], [131].

Ao longo dos anos, os sistemas robóticos concebidos para neurocirurgias estereotáxicas têm sido integrados pelas equipas médicas. No entanto, os centros hospitalares com menos recursos financeiros não têm a possibilidade de adquirir estes sistemas devido ao seu custo elevado. Assim, uma solução de baixo custo seria relevante para qualquer centro hospitalar e proporcionaria a democratização desta tecnologia.

#### **4.4 Características essenciais em sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias**

Nos últimos anos, o desenvolvimento e a melhoria dos sistemas robóticos com capacidade para cooperar em procedimentos cirúrgicos complexos – como neurocirurgias estereotáxicas ao cérebro – têm sido o foco de diversas empresas e centros de investigação. Ao longo do presente capítulo foram descritos, pormenorizadamente, os assistentes robóticos considerados como mais relevantes. A partir desta análise, constatou-se que os assistentes robóticos apresentam várias características semelhantes, como a capacidade de manipular instrumentos médicos e de se posicionarem de acordo com trajetórias específicas. No entanto, quase todos os assistentes robóticos partilham um aspeto negativo: o elevado custo de aquisição. Este estudo também permitiu identificar quais as características mais importantes que um sistema robótico direcionado para neurocirurgias estereotáxicas deve dispor:

- **Estrutura mecânica** – A maioria dos assistentes robóticos são construídos com uma estrutura mecânica série. Esta tendência emerge graças ao mecanismo série oferecer uma maior flexibilidade e um espaço de trabalho mais amplo. Os sistemas robóticos com estrutura mecânica paralela são utilizados em cenários onde é necessária elevada precisão durante a manipulação de cargas pesadas. Em neurocirurgias estereotáxicas, a elevada capacidade de carga é uma característica desnecessária, dado que as ferramentas cirúrgicas são leves (à exceção dos microscópios cirúrgicos). Tendo isto em consideração, a escolha de um sistema robótico com estrutura mecânica série aparenta ser a correta quando comparado com o mecanismo paralelo, que restringe muito a área de trabalho do neurocirurgião.
- **Número de graus de liberdade** – Sabe-se que para alcançar uma determinada posição no espaço Cartesiano com qualquer orientação é necessário um manipulador robótico com, pelo menos, 6 DoF. Em tarefas neurocirúrgicas, como a deslocação de instrumentos médicos ao longo de uma trajetória retilínea, apenas 5 DoF são necessários para a realização do procedimento. No entanto, a existência de graus de liberdade “extra” permite que os sistemas robóticos disponham de um número infinito de soluções para o desempenho de uma determinada tarefa, tornando-o mais flexível e capaz de desempenhar tarefas secundárias (apresentadas no capítulo 5). O número de graus de liberdade influencia também o espaço de trabalho de um manipulador robótico. Sistemas robóticos com poucos graus de liberdade têm de ser posicionados perto do paciente, devido à falta de flexibilidade, restringindo a área de trabalho da equipa médica. Pelo contrário, sistemas robóticos com um maior número de graus de liberdade podem ser colocados mais longe do paciente, continuando a alcançar as posições e as orientações desejadas ao longo da trajetória definida. Por estas razões, considera-se que um assistente robótico deve dispor, no mínimo, de 6 DoF.
- **Espaço de trabalho e alcance horizontal** – Quanto maior é o espaço de trabalho de um sistema robótico maior é a destreza, a flexibilidade e a sua capacidade para realizar tarefas. Espaços de trabalho amplos permitem lidar melhor com as restrições de espaço existentes na sala de neurocirurgia. O alcance horizontal é outra característica que deve ser tida em conta durante a seleção do sistema robótico.

A equipa médica trabalha numa área relativamente pequena, que será partilhada com o sistema robótico. Assim, o manipulador não pode ser extremamente grande, obstruindo a sala de neurocirurgias, nem extremamente pequeno, apenas alcançando determinadas coordenadas a partir de locais específicos.

- **Precisão** – A precisão de um sistema robótico é a capacidade de colocar o seu *end-effector* numa determinada posição dentro do seu espaço de trabalho. Em neurocirurgias estereotáxicas, 1 mm de precisão é suficiente para a realização das tarefas [111], conseqüentemente, pretende-se que a precisão do sistema robótico seja submilimétrica ( $< 1$  mm). Todavia, o valor da precisão não é disponibilizado pela maioria dos fabricantes de sistemas robóticos. O principal motivo é a complexa e incerta medição da precisão, uma vez que o valor desta varia de acordo com a posição do *end-effector* no espaço de trabalho. Normalmente, o valor da precisão deteriora-se com a proximidade do *end-effector* aos limites do espaço de trabalho e com a distância das juntas em relação à sua posição de origem. É difícil antecipar o comportamento de cada manipulador robótico e qual a precisão alcançada sem testes experimentais e simulações no robô real. Conseqüentemente, a simulação desempenha um papel fundamental no desenvolvimento de um assistente robótico.
- **Repetibilidade** – A repetibilidade é a capacidade de um sistema robótico para posicionar várias vezes o seu *end-effector* na mesma posição definida anteriormente. Assim sendo, tal como para a precisão, pretende-se que o valor da repetibilidade de um sistema robótico seja o mais pequeno possível.
- **Mobilidade e estabilidade na sala de neurocirurgias** – A facilidade de transporte dentro do bloco operatório é um requisito importante em assistentes robóticos direcionados para neurocirurgias. A qualquer momento, a equipa médica deve poder ajustar a posição do sistema robótico ou até mesmo removê-lo da sala de operações. A solução para este problema é a concepção de bases móveis ajustáveis durante a fase de projeto. As bases móveis devem ser equipadas com rodas e com um sistema de travagem, que imobiliza e estabiliza o assistente robótico quando corretamente posicionado no bloco operatório.
- **Segurança** – A segurança é a característica mais importante de um assistente ro-

bótico direcionado para neurocirurgias e a principal razão para a apreensão e desconfiança da equipa médica em relação à tecnologia robótica [74]. A segurança é imprescindível e deve ser tida em consideração desde o início do desenvolvimento do assistente robótico. Para que um sistema robótico possa colaborar em neurocirurgias é obrigatória a sua aprovação por parte de instituições credenciadas internacionalmente. Para tal, o sistema robótico não deve, em momento algum, perder o controlo e ferir a equipa médica ou o paciente. Além disso, como qualquer outro instrumento cirúrgico dentro da sala de operação, também o sistema robótico deve obedecer a políticas antissépticas. Com a finalidade de aprimorar a segurança, os sistemas robóticos são dotados com *encoders* de posição redundantes, mecanismos que limitam a velocidade e a força aplicada pelos atuadores e processadores dedicados para a verificação de funções de controlo críticas [85]. Além disso, os sistemas robóticos devem ter uma estrutura mecânica à prova de falhas, como a capacidade de manter a sua pose em caso de falha da energia elétrica. Qualquer inconsistência ou falha sensorial deve resultar na interrupção dos movimentos do sistema robótico. De forma a garantir a segurança do procedimento cirúrgico, o neurocirurgião deve supervisionar o sistema robótico sempre que este realiza uma determinada ação. Assim, o neurocirurgião deve ser cuidadosamente treinado para o novo fluxo de trabalho com o sistema robótico.

- **Facilidade de integração em instituições hospitalares** – Quando questionados, os neurocirurgiões referiram que os aspetos relacionados com a facilidade de aquisição, utilização e integração dos sistemas robóticos em centros hospitalares são fatores determinantes durante a fase de seleção. Um sistema robótico de baixo custo permite que até os centros hospitalares com menos recursos financeiros adquiram este tipo de soluções. A modularidade do sistema robótico e a possibilidade de escolher entre diferentes abordagens neurocirúrgicas – neurocirurgias com ou sem dispositivos estereotáxicos – são fatores que podem influenciar na decisão.

Concluindo, para que um sistema robótico seja bem aceite pela comunidade médica é necessário que o mesmo englobe as características anteriormente mencionadas e apresente vantagens inequívocas em relação às abordagens tradicionais. A instituição de saúde deve sempre ponderar os benefícios oferecidos pelo sistema robótico em relação à solução

existente, e considerar o impacto financeiro e a necessidade de alterar ou adaptar as metodologias.



## Parte II

# Solução Desenvolvida



# Capítulo 5

---

## Sistema Robótico Sawyer

---

O presente capítulo descreve o sistema robótico utilizado durante a implementação e validação deste projeto de dissertação – o sistema robótico Sawyer. Inicialmente são apresentadas as suas principais aplicações industriais e especificações técnicas. Posteriormente são resolvidos os problemas da cinemática direta e inversa deste sistema robótico. Especial atenção é concedida ao problema da cinemática inversa do Sawyer, dado que nenhum outro método anteriormente proposto é apropriado para a sua resolução. Ainda neste capítulo são identificadas as singularidades do Sawyer e é demonstrado o algoritmo de controlo que permite evitar os limites mecânicos das juntas do braço robótico.

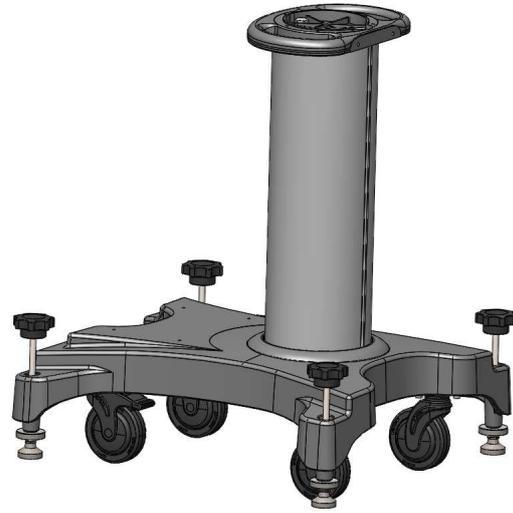
### 5.1 Especificações técnicas

Desenvolvido pela empresa *Rethink Robotics* e comercializado desde Março de 2016, o Sawyer é um dos sistemas robóticos mais recentes e sofisticados do mercado (figura 5.1). Este é constituído por um pedestal com base móvel (figura 5.1b) e por um braço robótico colaborativo projetado para realizar tarefas industriais com elevado desempenho, segurança, flexibilidade, repetibilidade e precisão (figura 5.1a). Segundo a *Rethink Robotics*, as características físicas e funcionais do Sawyer tornam-no apto para realizar tarefas como: (i) manipulação e movimentação de objetos, (ii) teste e inspeção de produtos, (iii) empacotamento, (iv) operações de moldagem de plásticos, (v) maquinação de peças metálicas,

entre outras<sup>1</sup>.



(a) Braço robótico do Sawyer.



(b) Pedestal com base móvel.

**Figura 5.1:** Sistema robótico Sawyer<sup>2</sup>.

O braço robótico do Sawyer é um manipulador série com sete juntas rotacionais. A disposição das juntas na sua estrutura mecânica confere-lhe 7 DoF. Este manipulador tem um alcance máximo de 1260 mm, realiza tarefas com  $\pm 0.1$  mm de repetibilidade e pode manipular objetos com peso até 4 kg. As principais especificações técnicas do sistema robótico Sawyer podem ser consultadas na tabela 5.1.

O Sawyer oferece uma combinação de características que o distinguem da maioria dos sistemas robóticos existentes, destacando a sua capacidade de se imobilizar em contacto com obstáculos e seres humanos. Estas funcionalidades devem-se à inclusão de sensores de força de alta resolução nos atuadores de cada junta. Os sensores de força de alta resolução permitem que: (i) o Sawyer desempenhe tarefas mais delicadas, onde a precisão e a segurança são fatores cruciais, e (ii) que funcione em modo complacente com Humanos. O modo complacente patenteado do Sawyer coloca as juntas em modo passivo e permite que um indivíduo manobre e posicione o braço robótico com a configuração desejada. Assim sendo, o Sawyer pode ser controlado tanto pelo torque como pelas posições angulares das juntas.

<sup>1</sup>Secção 5.1 – Todas as tarefas industriais que o Sawyer permite realizar podem ser consultadas em <http://www.rethinkrobotics.com/applications/>.

<sup>2</sup>Secção 5.1 – Figuras retiradas de <http://www.rethinkrobotics.com/sawyer/>.

**Tabela 5.1:** Principais especificações técnicas do sistema robótico Sawyer<sup>3</sup>.

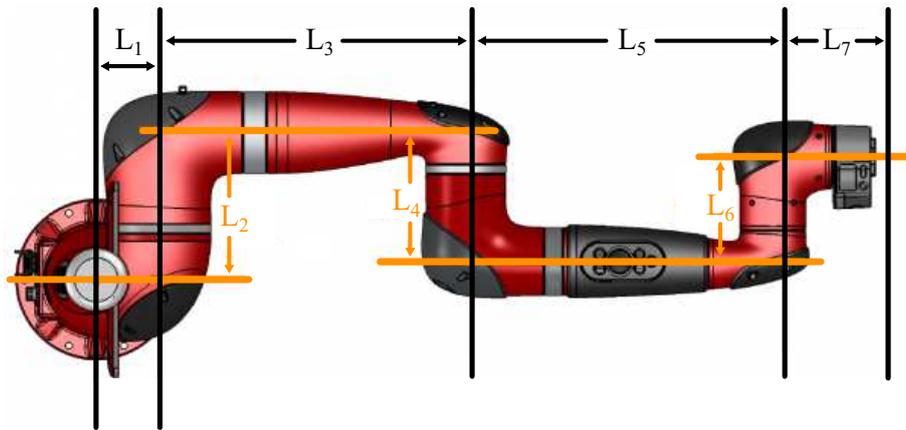
<b>Graus de liberdade</b>	7
<b>Alcance máximo</b>	1260 mm
<b>Limite de carga</b>	4 kg
<b>Repetibilidade</b>	$\pm 0.1$ mm
<b>Peso</b>	19 kg
<b>Temperatura de funcionamento</b>	5° C – 40° C, a 80% de humidade relativa
<b>Especificações energéticas</b>	100-240 VAC, 47-63 Hz, 4 A (Máx.)
<b>Protocolo de comunicação</b>	Modbus TCP, TCP/IP
<b>Tempo de vida esperado</b>	30000 h

A cabeça do Sawyer é um ecrã LCD que assenta no seu próprio torso. Esta integra uma GUI, onde menus, expressões oculares e outros conteúdos são exibidos. O Sawyer está equipado com um sistema de visão embutido na cabeça e no pulso do braço robótico. A câmara na cabeça é utilizada para adquirir imagens com um amplo campo de visão e a câmara com luz incorporada no pulso é utilizada para a realização de tarefas mais complexas.

A plataforma de *software* do Sawyer – denominada por Intera – é baseada em ROS (*Robot Operating System*) e permite que o braço robótico seja treinado, em modo complacente, através da demonstração dos movimentos. Uma vez ensinado, o braço robótico replica ciclicamente as trajetórias demonstradas pelo colaborador Humano.

O Sawyer tem a capacidade trabalhar em linhas de produção projetadas para pessoas e está aprovado para partilhar o seu espaço de trabalho com Humanos (ISO 10218-1:2011). Este sistema robótico consegue manobrar objetos em espaços apertados graças aos seus *offsets* no ombro, cotovelo e pulso, que correspondem aos elos  $L_2$ ,  $L_4$  e  $L_6$ , respetivamente (figura 5.2). Na tabela 5.2 são apresentados os tamanhos dos elos deste manipulador robótico.

<sup>3</sup>**Secção 5.1** – Informações adquiridas através de <http://www.rethinkrobotics.com/sawyer/tech-specs/>.



**Figura 5.2:** Elos do braço robótico do Sawyer<sup>4</sup> ( $L_0$  representado na figura 5.3b).

**Tabela 5.2:** Tamanho dos elos do braço robótico do Sawyer.

Elos	$L_0$	$L_1$	$L_2$	$L_3$	$L_4$	$L_5$	$L_6$	$L_7$
Tamanho (mm)	317	81	192.5	400	168.5	400	136.3	133.75

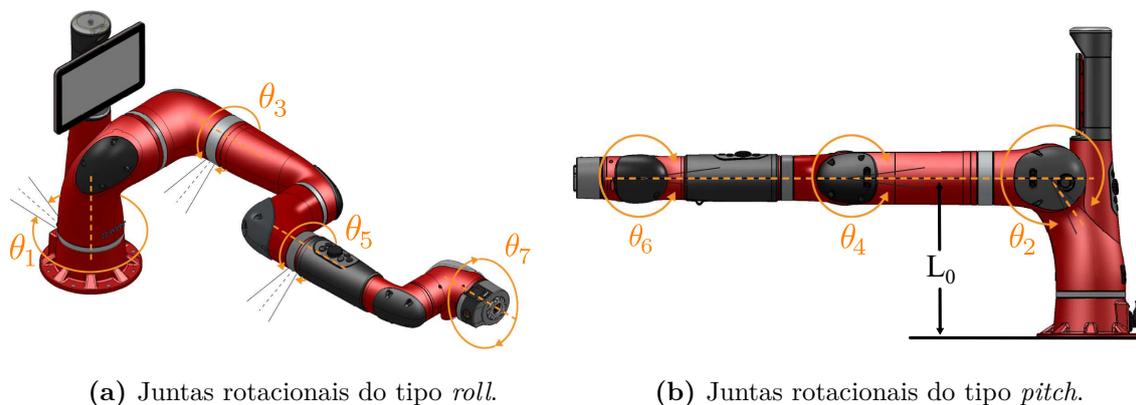
A capacidade de um braço robótico para realizar tarefas é influenciada pelo seu espaço de trabalho, que por sua vez depende do tamanho dos elos e dos limites mecânicos das juntas. Além disso, o *software* do Sawyer deteta e não permite configurações que provoquem a colisão do braço robótico com a sua própria estrutura mecânica. Esta funcionalidade também contribui para a limitação do movimento das juntas. Na figura 5.3 é demonstrada a disposição das juntas na estrutura mecânica e na tabela 5.3 são apresentados os limites superiores e inferiores das juntas do Sawyer.

**Tabela 5.3:** Limites superiores e inferiores das juntas do braço robótico do Sawyer<sup>4</sup>.

$i$	1	2	3	4	5	6	7
$\theta_{i_{max}}$ (°)	174.75	130.75	174.95	174.95	171	171	269.9
$\theta_{i_{min}}$ (°)	-174.75	-218.75	-174.75	-174.75	-171	-171	-269.9
Intervalo (°)	349.5	349.5	349.7	349.7	342	342	539.8

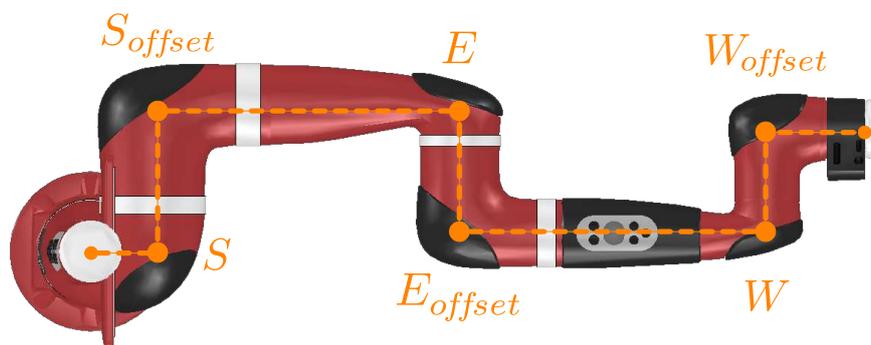
Os sete graus de liberdade e a arquitetura do braço robótico do Sawyer assemelham-se

<sup>4</sup>Secção 5.1 – Tabela e figuras adaptadas de [http://mfg.rethinkrobotics.com/wiki/Robot\\_Hardware](http://mfg.rethinkrobotics.com/wiki/Robot_Hardware).



**Figura 5.3:** Disposição das juntas na estrutura mecânica do braço robótico do Sawyer<sup>4</sup>.

a um braço humano. Com base na nomenclatura estabelecida para as articulações do braço humano foram atribuídos nomes aos pontos do braço robótico do Sawyer considerados como relevantes, sendo estes denominados por: ombro ( $S$ ), *offset* do ombro ( $S_{offset}$ ), cotovelo ( $E$ ), *offset* do cotovelo ( $E_{offset}$ ), pulso ( $W$ ) e *offset* do pulso ( $W_{offset}$ ). Os pontos referidos encontram-se ilustrados na figura 5.4. As características semelhantes a um braço humano dotam o braço robótico com elevada destreza e proporcionam maior liberdade durante a escolha das trajetórias cirúrgicas. Além disso, o preço base do sistema robótico Sawyer (aproximadamente 30000 €) é consideravelmente inferior ao preço médio de qualquer assistente robótico para neurocirurgias no mercado (cerca de 20 vezes mais caros) e, surpreendentemente, mais barato do que qualquer sistema de referência estereotáxico.



**Figura 5.4:** Classificação dos pontos do braço robótico do Sawyer com base na nomenclatura estabelecida para as articulações de um braço humano.

## 5.2 Modelo cinemático do sistema robótico Sawyer

Nesta secção são apresentados os fundamentos teóricos relacionados com a cinemática de um manipulador robótico, de forma a deduzir as expressões matemáticas que permitem descrever a transformação da posição e orientação do *end-effector* no espaço Cartesiano, e a alteração dos ângulos dos atuadores no espaço das juntas. Informações pormenorizadas sobre o assunto tratado nesta secção podem ser consultadas nos livros de Craig *et al.* [71] e Siciliano *et al.* [72].

As tarefas de um manipulador robótico são realizadas através de um conjunto de movimentos sequenciais pré-definidos ou concebidos em tempo real. O controlador do sistema robótico é responsável por fornecer sinais de controlo aos atuadores, tendo em consideração os valores recolhidos pelos sensores. No entanto, para determinar os sinais de controlo corretos, é necessário analisar a estrutura mecânica do manipulador robótico e desenvolver o modelo matemático que descreve como este se movimenta no espaço de acordo com alteração das variáveis do sistema.

A cinemática é a área da mecânica que estuda o movimento de uma estrutura robótica em termos de posição e orientação relativamente a um sistema de coordenadas, independentemente das forças que causam o movimento [72]. Através deste estudo é possível relacionar as variáveis do sistema – posição, velocidade e aceleração das juntas - com a posição, a orientação e a aceleração dos elos da estrutura mecânica de um sistema robótico. Para mover o *end-effector* entre dois pontos no espaço Cartesiano, o manipulador robótico deve movimentar simultaneamente, e de forma coordenada, todas as suas juntas. A obtenção dos conjuntos possíveis de ângulos das juntas para o alcance de uma determinada posição e orientação no espaço Cartesiano, ou vice-versa, é definido como o problema da cinemática de um manipulador robótico.

O problema da cinemática de um manipulador robótico expressa a relação entre o espaço das juntas – *joint space* – e o espaço Cartesiano – *task space* ou *Cartesian space*. O espaço das juntas é definido por um vetor com dimensão  $n \times 1$  que representa o conjunto de variáveis das juntas ( $\Theta$ ),

$$\Theta = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \vdots \\ \theta_n \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

onde  $n$  é o número de juntas do manipulador. O espaço Cartesiano é definido por um vetor de posição ( $p_e$ ) e por um vetor de orientação ( $\gamma_e$ ), ambos com dimensão  $3 \times 1$ , que, em conjunto, representam a pose do *end-effector* do manipulador robótico ( $x_e$ ):

$$x_e = \begin{bmatrix} p_e \\ \gamma_e \end{bmatrix}. \quad (5.2)$$

O problema da cinemática direta consiste em determinar a posição e a orientação do *end-effector*, em relação ao sistema de coordenadas de referência, conhecendo o ângulo de rotação de todas as juntas (equação (5.3)). Este problema é simples de resolver e para um determinado conjunto de ângulos das juntas corresponde uma única posição e orientação do *end-effector*.

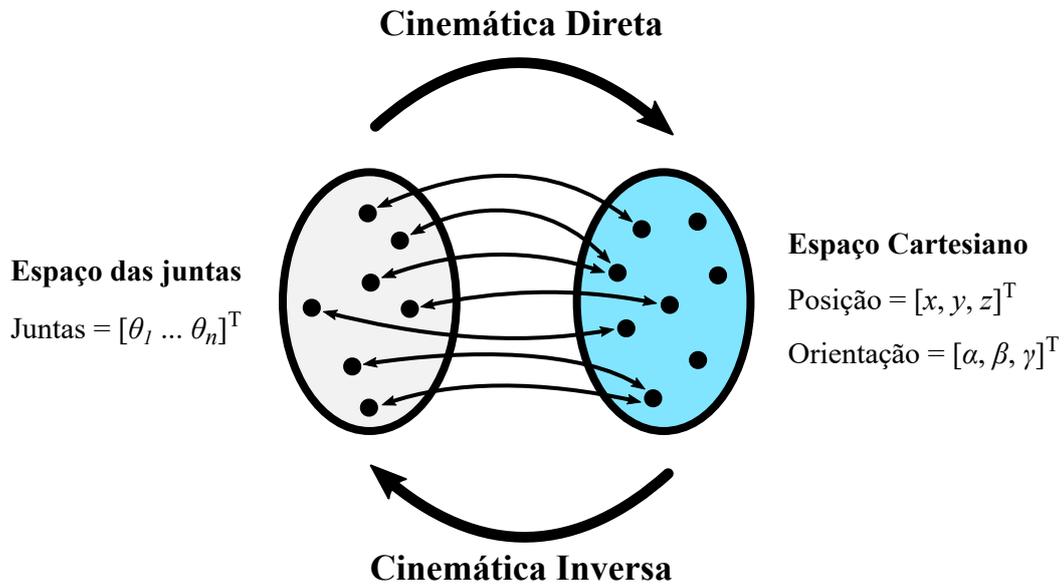
$$x_e = f(\Theta) \quad (5.3)$$

O problema da cinemática inversa consiste em calcular todos os conjuntos possíveis de ângulos das juntas quando a posição e a orientação do *end-effector* são conhecidas em relação ao sistema de coordenadas de referência (equação (5.4)). Ao contrário da cinemá-

$$\Theta = f^{-1}(x_e) \quad (5.4)$$

tica direta, a cinemática inversa pode ter uma ou múltiplas soluções, pode ter um conjunto infinito de soluções ou pode não ter solução – no caso das coordenadas do *end-effector* se encontrarem fora do espaço de trabalho destro ou atingirem uma singularidade (figura 5.5).

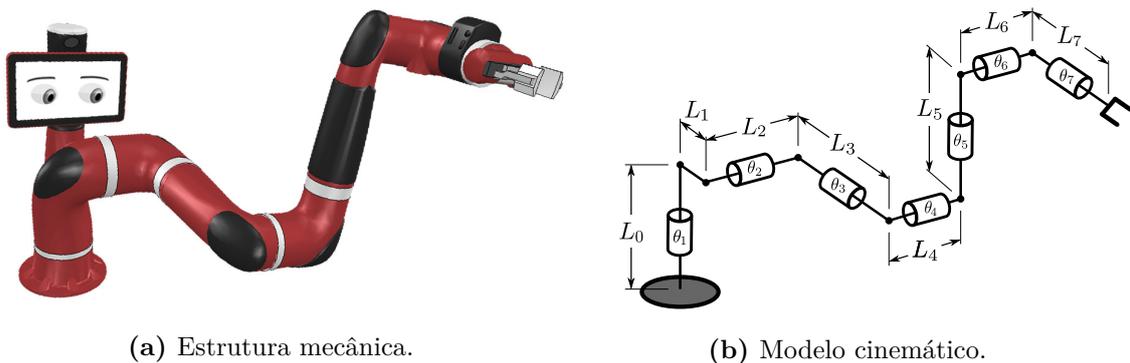
Para planejar uma trajetória e controlar o movimento de um manipulador robótico é essencial converter as coordenadas do espaço Cartesiano para o espaço das juntas e vice-versa. Tendo isto em mente, nesta secção são resolvidos os problemas da cinemática direta e inversa para o braço robótico do Sawyer.



**Figura 5.5:** Relação entre a cinemática direta e inversa.

### 5.2.1 Cinemática direta

A estrutura mecânica e as funcionalidades de um manipulador robótico são extremamente influenciadas pelo tipo, número e disposição das juntas. Independentemente da complexidade da estrutura mecânica, das propriedades dos materiais utilizados e da forma do manipulador, este pode ser representado por linhas (elos) e cilindros (juntas) quando é elaborado o seu modelo cinemático (figura 5.6).



**Figura 5.6:** Braço robótico do Sawyer.

A técnica convencional que permite representar o modelo cinemático de manipuladores robóticos foi introduzida por Denavit e Hartenberg [132]. A notação de Denavit-

Hartenberg impõe algumas regras para a modelação matemática de uma cadeia cinemática arbitrária e define quatro parâmetros que descrevem a relação entre a posição e a orientação de dois elos adjacentes, sendo estes:

- $\theta_i$  – ângulo entre  $x_{i-1}$  e  $x_i$ , medido em torno do eixo  $z_{i-1}$ .
- $d_i$  – distância entre  $x_{i-1}$  e  $x_i$ , medida ao longo do eixo  $z_{i-1}$ .
- $\alpha_i$  – ângulo entre  $z_{i-1}$  e  $z_i$ , medido em torno do eixo  $x_{i-1}$ .
- $a_i$  – distância entre  $z_{i-1}$  e  $z_i$ , medida ao longo do eixo  $x_{i-1}$ .

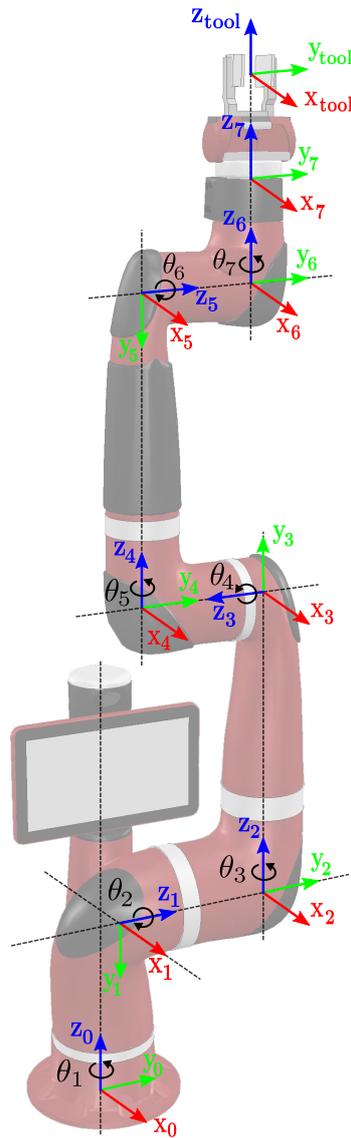
O primeiro passo para o cálculo da cinemática direta é colocar o manipulador na sua posição inicial – ou posição zero (ver figura 5.7) – e atribuir um sistema de coordenadas  $(x_i, y_i, z_i)$  à base e a cada junta, de acordo com os seguintes princípios:

- O eixo  $z_i$  deve passar pelo centro do eixo de rotação da junta  $i + 1$ .
- O eixo  $x_i$  deve ter a direção do segmento de reta definido a partir da origem da junta  $i + 1$  até à origem da junta  $i + 2$ .
- O eixo  $y_i$  é estabelecido utilizando a regra da mão direita.

Uma vez estabelecidos todos os sistemas de coordenadas, os quatro parâmetros de Denavit-Hartenberg –  $\theta_i$ ,  $d_i$ ,  $\alpha_i$  e  $a_i$  – são determinados de forma a conhecer a relação entre os elos do Sawyer. A tabela 5.4 lista os parâmetros de Denavit-Hartenberg para o braço robótico do Sawyer na sua posição inicial (ver figura 5.7).

**Tabela 5.4:** Parâmetros de Denavit-Hartenberg para o braço robótico do Sawyer na posição inicial.

$i$	$\theta_i$ (°)	$d_i$ (mm)	$a_i$ (mm)	$\alpha_i$ (°)
1	$\theta_1$	$L_0$	$L_1$	-90
2	$\theta_2$	$L_2$	0	90
3	$\theta_3$	$L_3$	0	90
4	$\theta_4$	$L_4$	0	-90
5	$\theta_5$	$L_5$	0	-90
6	$\theta_6$	$L_6$	0	90
7	$\theta_7$	$L_7$	0	0



**Figura 5.7:** Braço robótico do Sawyer na posição inicial com um sistema de coordenadas atribuído à base e a cada junta, de acordo com a notação de Denavit-Hartenberg.

A relação entre os sistemas de coordenadas de dois elos adjacentes é descrita através da matriz de transformação homogênea. Esta relaciona a posição e a orientação entre o referencial  $\{i - 1\}$  e o referencial  $\{i\}$ , e é dada pelo resultado de quatro transformações sequenciais (equação (5.5)):

$${}^{i-1}T_i = \text{Rotação}_z(\theta_i) \text{Translação}_z(d_i) \text{Translação}_x(a_i) \text{Rotação}_x(\alpha_i) \quad (5.5)$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Com base na informação apresentada pela tabela 5.4 é possível obter a matriz de transformação homogênea para cada uma das juntas do manipulador, utilizando expressão geral definida na equação (5.5):

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & -\sin \theta_1 & L_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & 0 & \cos \theta_1 & L_1 \sin \theta_1 \\ 0 & -1 & 0 & L_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.6) \quad {}^1T_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & \sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & -\cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & L_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.7)$$

$${}^2T_3 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & 0 & \sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & 0 & -\cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & L_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.8) \quad {}^3T_4 = \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & 0 & -\sin \theta_4 & 0 \\ \sin \theta_4 & 0 & \cos \theta_4 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & L_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

$${}^4T_5 = \begin{bmatrix} \cos \theta_5 & 0 & -\sin \theta_5 & 0 \\ \sin \theta_5 & 0 & \cos \theta_5 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & L_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.10) \quad {}^5T_6 = \begin{bmatrix} \cos \theta_6 & 0 & \sin \theta_6 & 0 \\ \sin \theta_6 & 0 & -\cos \theta_6 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & L_6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

$${}^6T_7 = \begin{bmatrix} \cos \theta_7 & -\sin \theta_7 & 0 & 0 \\ \sin \theta_7 & \cos \theta_7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

A solução da cinemática direta é obtida através da transformação global desde a base (referencial  $\{0\}$ ) até ao *end-effector* (referencial  $\{7\}$ ), sendo expressa como o produto

de cada matriz de transformação homogênea. A matriz de transformação global para o braço robótico do Sawyer pode ser calculada utilizando a equação (5.13) e os parâmetros fornecidos pela tabela 5.4:

$${}^0T_7 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 {}^4T_5 {}^5T_6 {}^6T_7. \quad (5.13)$$

Uma representação alternativa de  ${}^0T_7$  pode ser escrita como,

$${}^0T_7 = \left[ \begin{array}{c|c} \text{Rotação}_{3 \times 3}(\alpha, \beta, \gamma) & \text{Translação}_{3 \times 1}(x, y, z) \\ \hline \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{array} \right] = \begin{bmatrix} \hat{u} & \hat{v} & \hat{w} & \vec{p} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.14)$$

sendo que os vetores unitários  $\hat{u}$ ,  $\hat{v}$  e  $\hat{w}$  são ortonormais e, em conjunto, definem unicamente a orientação do *end-effector* em relação ao referencial da base. O vetor da posição do *end-effector* é representado como  $\vec{p}$  [133]. Na presente dissertação, a orientação do *end-effector* do Sawyer, bem como de qualquer outra entidade no espaço, é representada através da matriz de rotação constituída pelos ângulos de Euler ( $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$ ):

$${}^0R_7 = \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma \\ \cos \beta \sin \gamma & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma \\ -\sin \beta & \sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix}. \quad (5.15)$$

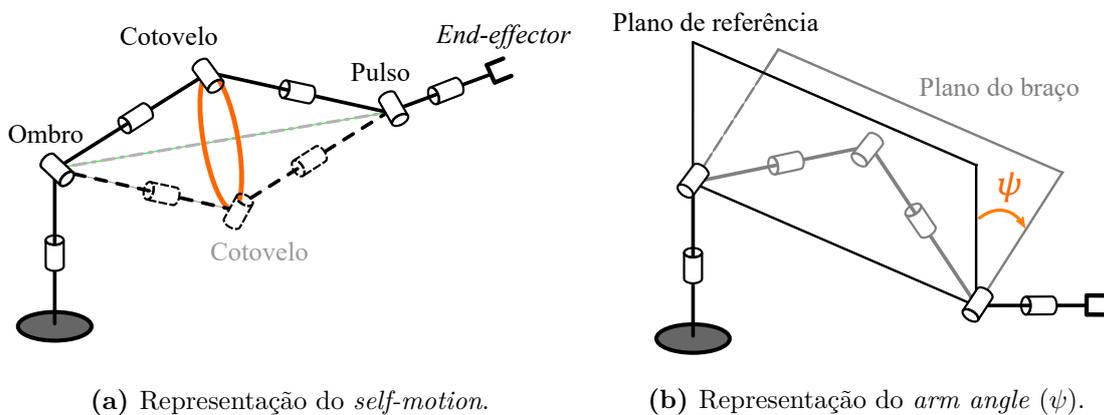
### 5.2.2 Revisão bibliográfica dos algoritmos de cinemática inversa

A cinemática de manipuladores redundantes tem sido estudada ao longo das últimas três décadas [134] e diversos métodos para a resolução da cinemática inversa foram propostos até ao momento. Diariamente, os manipuladores robóticos são incorporados em tarefas industriais como a pintura e soldadura [135], em aplicações espaciais e outros ambientes de elevado risco [136], em procedimentos cirúrgicos [74] e em investigações académicas [137].

Como foi referido no capítulo anterior, os manipuladores robóticos com sete ou mais graus de liberdade são cinematicamente redundantes, independentemente da tarefa a realizar, uma vez que 6 DoF são suficientes para posicionar o *end-effector* no espaço Cartesiano com a orientação desejada [138]. A existência de graus de liberdade “extra” fornece aos

manipuladores robóticos redundantes maior destreza e a capacidade de realizar tarefas secundárias, tais como: (i) evitar obstáculos [139], (ii) evitar singularidades [140], (iii) evitar os limites mecânicos das juntas [141] e (iv) otimizar o torque das juntas [142], ao mesmo tempo que desempenha a tarefa primária – posicionamento e orientação do *end-effector* no espaço de trabalho. O desenvolvimento de algoritmos para simultaneamente controlar a trajetória do *end-effector* e cumprir os requisitos adicionais da tarefa é conhecido como o problema de resolução da redundância [138].

Hollerbach [134] estudou a melhor maneira de adicionar uma junta rotacional a manipuladores robóticos com 6 DoF de forma a reduzir o número de singularidades, otimizar o espaço de trabalho e simplificar as equações cinemáticas, bem como a estrutura mecânica. O autor constatou que os manipuladores redundantes com estrutura cinemática do tipo S-R-S – constituídos por um ombro esférico (S), um cotovelo rotacional (R) e um pulso esférico (S) – realizam um “auto-movimento” (*self-motion*) descrito pela rotação do ponto do cotovelo em torno do segmento de reta que liga o ponto do ombro ao ponto do pulso (figura 5.8a). Fisicamente, o *self-motion* é caracterizado pela movimentação interna dos elos e das juntas do braço robótico sem que a pose do *end-effector* seja alterada. Hollerbach foi também o primeiro autor a descrever a redundância de manipuladores robóticos com 7 DoF. Para o autor, a redundância é parametrizada pelo ângulo entre o plano de referência estipulado e o plano do braço robótico, formado pelos pontos do ombro, do cotovelo e do pulso (figura 5.8b) – posteriormente chamado como “ângulo do braço” (*arm angle*) por Kreuz-Delgado *et al.* [143].



**Figura 5.8:** Trajetória realizada pelo cotovelo e parametrização da redundância em manipuladores robóticos do tipo S-R-S.

Ao longo dos anos foram propostos vários métodos para o cálculo da cinemática inversa de manipuladores redundantes e, de acordo com a forma da solução, estes podem ser divididos em três categorias: (i) numéricos, (ii) analíticos e (iii) semi-analíticos.

1. **Métodos numéricos** – Os métodos numéricos utilizam processos computacionais iterativos para a obtenção de todos os valores dos ângulos das juntas. A maioria dos métodos numéricos utiliza a pseudo-inversa da matriz Jacobiana [142], porém o método da transposição Jacobiana [144], o método da projeção do gradiente (GPM) [145] e o método da menor norma ponderada (WLN) [141] são outras técnicas bem conhecidas para a resolução da cinemática inversa. Uma revisão e comparação entre diferentes métodos numéricos, em termos de complexidade computacional e velocidade de convergência, foi realizada por Duleba e Opalka [146]. A principal vantagem destes métodos é a sua capacidade de resolver a cinemática inversa para qualquer tipo de estrutura mecânica de um manipulador robótico [147]. Por outro lado, os métodos numéricos são extremamente dependentes de uma estimativa ou condição inicial, computacionalmente dispendiosos, não garantem convergência para a solução correta e apenas retornam uma ou nenhuma solução [148], [149]. Estes inconvenientes tornam os métodos numéricos inadequados para o controle de manipuladores robóticos em tempo real.

2. **Métodos analíticos** – Os métodos analíticos estabelecem uma relação explícita entre a pose (posição e orientação) do *end-effector* e as variáveis das juntas, com base em algoritmos geométricos ou algébricos. Em geral, os métodos analíticos são os favoritos para o cálculo da cinemática inversa, uma vez que retornam todas as soluções possíveis, são mais confiáveis e computacionalmente mais rápidos [149]. No entanto, os métodos analíticos só podem ser aplicados em manipuladores robóticos com estruturas mecânicas específicas.

Shimizu *et al.* [150] e Kuhlemann *et al.* [151] propuseram métodos analíticos para a resolução da cinemática inversa de manipuladores redundantes do tipo S-R-S utilizando o *arm angle* como parâmetro de redundância.

Tondu [152] propôs também um método analítico para determinar as equações da cinemática inversa de braços antropomórficos do tipo S-R-S e faz uma comparação

entre escolher o *arm angle* ou o ângulo de uma junta como parâmetro de redundância. Este autor concluiu que a trajetória do cotovelo (*self-motion*) é semelhante, independentemente do parâmetro selecionado.

Singh and Claassens [153] apresentaram um método analítico baseado no *arm angle* para encontrar as soluções da cinemática inversa de manipuladores do tipo S-R-S com *offset* no cotovelo.

Yu *et al.* [154] utilizaram o *arm angle* como parâmetro de redundância para a dedução das equações da cinemática inversa de manipuladores robóticos com *offset* no pulso.

An *et al.* [155] desenvolveram dois métodos analíticos para resolver o problema da cinemática inversa do braço robótico Restore, que dispõe de 7 DoF e possui *offsets* no ombro e no cotovelo. Um dos métodos utiliza o *arm angle* e o outro emprega o ângulo da junta  $\theta_1$  como parâmetro de redundância. Ambos os métodos propostos por An *et al.* parametrizam o *self-motion* do cotovelo e descobrem as oito configurações do robô para cada pose do *end-effector*.

Luo e Liao [156] projetaram um sistema com dois manipuladores robóticos para o ensino, tendo o braço robótico esquerdo 7 DoF e *offsets* no ombro e no pulso, e o braço robótico direito 7 DoF e *offsets* no ombro e no cotovelo. Utilizando diferentes juntas como parâmetro de redundância ( $\theta_1$  e  $\theta_2$ ), os autores desenvolveram um método analítico para o cálculo da cinemática inversa dos dois manipuladores. Os autores concluíram que o *self-motion* dos braços robóticos depende tanto da estrutura mecânica como da junta selecionada para parâmetro de redundância. Adicionalmente, Luo e Liao derivaram um método que seleciona a junta mais apropriada para parâmetro de redundância, de acordo com a pose do *end-effector*.

### 3. Métodos semi-analíticos – Os métodos semi-analíticos são uma combinação das abordagens numéricas e analíticas.

She *et al.* [157] e Xu *et al.* [158] têm uma visão diferente quanto à redundância de um manipulador robótico. Os autores consideram que a redundância de um manipulador é extremamente importante no caso de ocorrer a falha de uma junta. Estes utilizam o grau de liberdade “extra” para a compensação do movimento da

junta danificada, continuando o manipulador a realizar as tarefas desejadas. A junta danificada é considerada como mecanicamente bloqueada e com um valor angular fixo. Os autores também destacaram as implicações da junta bloqueada na estrutura mecânica e nas equações para o cálculo da cinemática inversa. Estes concluíram que um método completamente analítico pode ser obtido quando uma das juntas  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_6$  ou  $\theta_7$  é bloqueada, uma vez que a estrutura mecânica continua a ter três juntas adjacentes com eixos paralelos. Contudo, no caso de falha da junta  $\theta_3$ ,  $\theta_4$  ou  $\theta_5$ , apenas os métodos semi-analíticos são capazes de obter soluções de forma fechada<sup>5</sup> (*closed-form solutions*). A obtenção de soluções de forma fechada para a resolução da cinemática inversa de um manipulador robótico é totalmente dependente da sua estrutura mecânica e da disposição das juntas (consultar secção 5.2.3).

As soluções da cinemática inversa de manipuladores robóticos concebidos com um pulso esférico podem ser determinadas através do desacoplamento da posição e da orientação do ponto central do pulso [159]. No entanto, quando os braços robóticos possuem um *offset* no pulso, a posição e a orientação do *end-effector* são acopladas. Assim, a movimentação do pulso afeta tanto a posição como a orientação do *end-effector* e não é possível derivar diretamente uma solução de forma fechada para a cinemática inversa.

Alguns manipuladores robóticos são construídos com *offsets* em posições específicas na estrutura com o intuito de evitar interferências mecânicas, melhorar a destreza e aumentar o seu espaço de trabalho. Porém, uma vez que as variáveis das juntas estão acopladas, as equações da cinemática inversa tornam-se altamente não-lineares, fazendo com que estas sejam extremamente difíceis (ou até mesmo impossíveis) de resolver apenas com métodos analíticos [160]. Por estas razões, os algoritmos iterativos são geralmente aplicados para a resolução do problema da cinemática inversa. Além disso, devido aos *offsets* no ombro, no cotovelo e no pulso, não é possível determinar o plano do braço robótico do Sawyer e, conseqüentemente, o *arm angle* não pode ser utilizado como parâmetro de redundância. Para superar este problema, neste capítulo é proposto um método semi-analítico para a resolução da cinemática inversa do braço robótico do Sawyer utilizando a variável da junta  $\theta_1$  como parâmetro de redundância.

Até à data, tanto quanto os autores sabem, o Sawyer é o único braço robótico redun-

---

<sup>5</sup>**Secção 5.2.2** – O método desenvolvido neste trabalho utiliza soluções de forma fechada para o cálculo da cinemática inversa do braço robótico do Sawyer.

dante com *offsets* no ombro, no cotovelo e no pulso, e sem três juntas adjacentes com eixos paralelos. Estes fatores tornam o Sawyer um caso interessante para o cálculo do problema da cinemática inversa e fazem com que nenhum outro método anteriormente proposto seja adequado para a sua resolução.

### 5.2.2.1 Problemas associados à estrutura mecânica do sistema robótico Sawyer

Segundo Pieper [159], soluções em forma fechada podem ser obtidas para a resolução do problema da cinemática inversa quando o manipulador tem três juntas adjacentes com eixos que se intersectam num ponto (*e.g.* um pulso esférico) ou quando o manipulador tem três juntas adjacentes com eixos paralelos. Estruturas mecânicas que obedecem a um destes requisitos podem ser cinematicamente desacopladas. Nestes casos, a abordagem padrão é dividir o braço robótico em duas partes: na parte superior do braço – responsável pelo posicionamento do *end-effector* ( $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  e  $\theta_4$ ), e na parte inferior do braço – responsável pela orientação do *end-effector* ( $\theta_5, \theta_6$  e  $\theta_7$ ). No entanto, a estrutura mecânica do braço robótico do Sawyer não se enquadra nesta categoria. A posição e a orientação do seu *end-effector* estão acopladas e equações em forma fechada não podem ser derivadas para a resolução do problema da cinemática inversa [159]. Todas as sete juntas do Sawyer contribuem para o posicionamento e orientação do seu *end-effector*. Esta característica aumenta consideravelmente a complexidade da análise cinemática do Sawyer comparativamente aos manipuladores com pulso esférico.

### 5.2.3 Cinemática inversa do robô Sawyer

Nesta subsecção é proposto um método para o cálculo de todos os conjuntos possíveis de ângulos das juntas para uma determinada posição e orientação do *end-effector*, em relação ao referencial da base do Sawyer ( ${}^0T_7$ ).

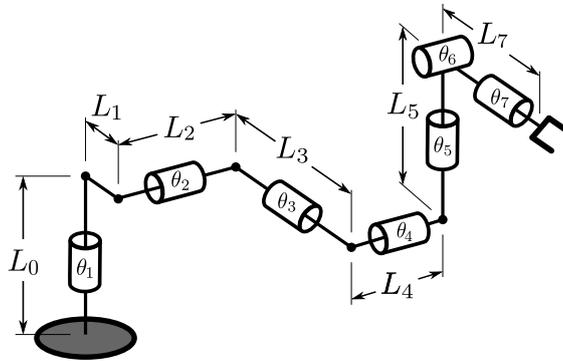
O controlo da configuração global de um manipulador robótico é uma funcionalidade essencial, dado que nem todas as soluções da cinemática inversa são factíveis ou adequadas para uma determinada tarefa. O parâmetro *GC* codifica a configuração global do manipulador no espaço tridimensional através do sinal das juntas do ombro ( $GC_s = \pm 1$ ), do cotovelo ( $GC_e = \pm 1$ ) e do pulso ( $GC_w = \pm 1$ ). Ao incluir este parâmetro no cálculo da cinemática inversa é possível obter todas as soluções factíveis e escolher a configuração do

manipulador mais adequada para a realização da tarefa. De forma a facilitar a apresentação das configurações do manipulador robótico no capítulo 6, um algoritmo distinto foi atribuído a cada combinação da configuração global  $GC$  (tabela 5.5).

**Tabela 5.5:** Atribuição de um algoritmo a cada configuração global do manipulador robótico Sawyer.

Algoritmo	0	1	2	3	4	5	6	7
Configuração ( $GC_s, GC_e, GC_w$ )	(-1,-1,-1)	(-1,-1,1)	(-1,1,-1)	(-1,1,1)	(1,-1,-1)	(1,-1,1)	(1,1,-1)	(1,1,1)

Para calcular a cinemática inversa do braço robótico do Sawyer concluiu-se que o conceito da modificação do *offset* (*offset modification concept* [161]) deve ser utilizado como ponto de partida. Aplicando este conceito, um manipulador virtual com pulso esférico é construído como uma réplica do manipulador real (*i.e.* Sawyer), mas sem o *offset* no pulso (figura 5.9). A construção do manipulador virtual além de modificar a estrutura mecânica do manipulador real, também altera os parâmetros de Denavit-Hartenberg anteriormente estabelecidos, considerando o comprimento do elo  $L_6$  igual a zero (ver tabela 5.6). Uma



**Figura 5.9:** Manipulador virtual com um pulso esférico (comparar com a figura 5.6b).

vez que o manipulador virtual tem um pulso esférico, este pode ser cinematicamente desacoplado e as soluções da cinemática inversa podem ser obtidas de forma fechada. Em seguida, é apresentado o método semi-analítico para a resolução da cinemática inversa dos manipuladores virtual e real. Este método obtém soluções de forma fechada para o manipulador virtual e utiliza iterações para diminuir a diferença de posições entre *end-effector* do manipulador virtual e o *end-effector* do manipulador real.

**Tabela 5.6:** Parâmetros de Denavit-Hartenberg para o manipulador virtual na posição inicial (comparar com a tabela 5.4).

$i$	$\theta_i$ (°)	$d_i$ (mm)	$a_i$ (mm)	$\alpha_i$ (°)
1	$\theta_1$	$L_0$	$L_1$	-90
2	$\theta_2$	$L_2$	0	90
3	$\theta_3$	$L_3$	0	90
4	$\theta_4$	$L_4$	0	-90
5	$\theta_5$	$L_5$	0	-90
6	$\theta_6$	0	0	90
7	$\theta_7$	$L_7$	0	0

### 5.2.3.1 Solução para o manipulador virtual

O método para cálculo da cinemática inversa de um manipulador com 7 DoF não é trivial, uma vez que é necessário controlar sete juntas  $\Theta = [\theta_1, \dots, \theta_7]^T$  com base nas seis variáveis que definem a posição e a orientação do *end-effector*  $x_e = [x, y, z, \alpha, \beta, \gamma]^T$ . Esta circunstância torna o problema redundante, pois existem mais variáveis do que equações.

Conforme mencionado anteriormente, devido aos *offsets* no ombro, no cotovelo e no pulso, não é possível determinar o plano do braço robótico do Sawyer e, conseqüentemente, o *arm angle* não pode ser utilizado como parâmetro de redundância. Para parametrizar a redundância e permitir o *self-motion* do Sawyer, decidiu-se utilizar o ângulo da junta  $\theta_1$  como parâmetro de redundância. Desta forma, para cada valor da junta  $\theta_1$ , o problema da cinemática inversa passa a ter 6 variáveis para 6 equações e a solução geral da cinemática inversa (equação (5.4)) pode ser expressa para o manipulador virtual como:

$$\Theta_i = f^{-1}(x_e, \theta_1), \text{ sendo } i \in [2, 7]. \quad (5.16)$$

#### Cálculo de $\theta_4$ :

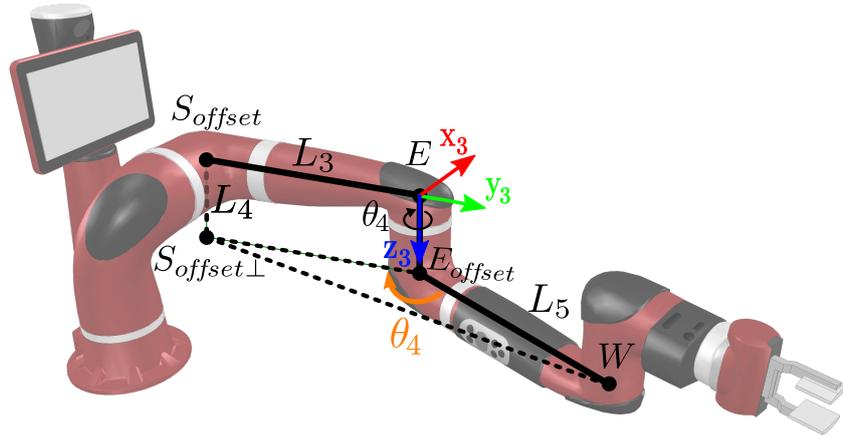
A atribuição de um valor ao ângulo da junta  $\theta_1$  permite determinar, inequivocamente, a posição do *offset* do ombro ( ${}^0\vec{P}_2$ ) em relação ao referencial da base:

$$\vec{P}_{S_{offset}} = {}^0\vec{P}_2 = \begin{bmatrix} L_1 \cos \theta_1 - L_2 \sin \theta_1 \\ L_1 \sin \theta_1 + L_2 \cos \theta_1 \\ L_0 \end{bmatrix}. \quad (5.17)$$

Conhecendo a posição ( ${}^0\vec{P}_7$ ) e a orientação ( ${}^0R_7$ ) do *end-effector*, a posição do pulso esférico virtual é definida como:

$$\vec{P}_W = {}^0\vec{P}_6 = {}^0\vec{P}_7 + {}^0R_7 {}^7\vec{P}_6 \quad (5.18)$$

onde  ${}^7\vec{P}_6 = [0, 0, -L_7]^T$  é o vetor que representa a translação desde o *end-effector* até ao pulso esférico virtual. Para calcular o ângulo da junta do cotovelo ( $\theta_4$ ), o braço robótico do Sawyer é projetado num plano perpendicular ao eixo de rotação da junta  $\theta_4$  ( $z_3$ ). O plano projetado é demonstrado na figura 5.10, onde  $S_{offset\perp}$ ,  $S_{offset}$ ,  $E$ ,  $E_{offset}$  e  $W$  representam as localizações da projeção do *offset* do ombro, do *offset* do ombro, do cotovelo, do *offset* do cotovelo e do pulso esférico virtual, respetivamente.



**Figura 5.10:** Projeção do plano perpendicular ao eixo de rotação da junta  $\theta_4$ .

O vetor de posição entre o *offset* do ombro e o pulso esférico virtual, em relação ao referencial da base, é dado por:

$$\vec{P}_W - \vec{P}_{S_{offset}} = {}^0\vec{P}_6 - {}^0\vec{P}_2 = {}^2\vec{P}_6 . \quad (5.19)$$

Aplicando o teorema de Pitágoras, a distância Euclidiana entre a projeção do *offset* do ombro e o pulso esférico virtual é calculada utilizando:

$$\overline{S_{offset\perp}W}^2 = \|{}^2\vec{P}_6\|^2 - L_4^2 . \quad (5.20)$$

Dado que  $\theta_4$  é um ângulo do plano projetado (ver figura 5.10), este pode ser deter-

minado utilizando a equação (5.20) e a lei dos cossenos:

$$\cos \theta_4 = \frac{L_3^2 + L_5^2 - \overline{S_{offset\perp} W^2}}{2 L_3 L_5}. \quad (5.21)$$

Contudo, o cálculo do ângulo da junta  $\theta_4$  só é possível se a condição (5.22) for verificada:

$$\begin{aligned} -1 &\leq \cos \theta_4 \leq 1 \\ \Leftrightarrow L_4 &\leq \|\vec{P}_6\| \leq \sqrt{(L_3 + L_5)^2 + L_4^2}. \end{aligned} \quad (5.22)$$

Para cada valor escolhido do parâmetro de redundância  $\theta_1$ , duas soluções são possíveis para  $\theta_4$ , sendo calculadas através da combinação das equações (5.21) e (5.23):

$$\sin \theta_4 = \pm \sqrt{1 - \cos^2 \theta_4} = GC_e \sqrt{1 - \cos^2 \theta_4} \quad (5.23)$$

$$\theta_4 = \text{atan}_2(\sin \theta_4, \cos \theta_4). \quad (5.24)$$

### Cálculo de $\theta_3$ :

O vetor de posição entre o ombro e o pulso esférico virtual, em relação ao referencial do ombro ( ${}^1\vec{P}_{6\{1\}}$ ), é dado por:

$$\begin{aligned} {}^1\vec{P}_{6\{1\}} &= I_{3 \times 4} {}^0T_1^{-1} [\vec{P}_W^T, 1]^T \\ &= \begin{bmatrix} L_4 \cos \theta_2 \sin \theta_3 + L_3 \sin \theta_2 + L_5 \sin \theta_2 \cos \theta_4 - L_5 \cos \theta_2 \cos \theta_3 \sin \theta_4 \\ L_4 \sin \theta_2 \sin \theta_3 - L_3 \cos \theta_2 - L_5 \cos \theta_2 \cos \theta_4 - L_5 \sin \theta_2 \cos \theta_3 \sin \theta_4 \\ L_2 - L_4 \cos \theta_3 - L_5 \sin \theta_3 \sin \theta_4 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.25)$$

onde  $I_{3 \times 4} = [I_{3 \times 3}, \vec{0}_{3 \times 1}]$ , sendo  $I_{3 \times 3}$  a matriz identidade com dimensão  $3 \times 3$  e  $\vec{0}_{3 \times 1}$  o vetor nulo com dimensão  $3 \times 1$ .  ${}^0T_1^{-1}$  é a inversa da matriz de transformação homogênea entre a base (referencial  $\{0\}$ ) e o ombro (referencial  $\{1\}$ ). A partir do terceiro elemento (componente em z) do vetor  ${}^1\vec{P}_{6\{1\}}$  é possível descobrir o ângulo da junta  $\theta_3$ , dado que a junta  $\theta_4$  já foi determinada. De forma a facilitar os cálculos, algumas simplificações foram realizadas como exemplificado:

$$A \sin \theta_3 + B \cos \theta_3 = C \quad (5.26)$$

onde  $A = -L_5 \sin \theta_4$ ,  $B = -L_4$  e  $C = {}^1\vec{P}_{6\{1\},z} - L_2$ . Utilizando o método de substituição designado como *tangent half-angle*, os termos trigonométricos em (5.26) são convertidos numa função polinomial:

$$(B + C)t^2 - 2At - B + C = 0 \quad (5.27)$$

onde  $\sin \theta_3 = \frac{2t}{1+t^2}$ ,  $\cos \theta_3 = \frac{1-t^2}{1+t^2}$  e  $t = \tan \frac{\theta_3}{2}$ , e a equação (5.26) pode ser resolvida em função de  $\theta_3$ . Para cada valor da junta  $\theta_4$  existem duas soluções para a junta  $\theta_3$ , que são calculadas utilizando a equação (5.28):

$$\theta_3 = 2 \operatorname{atan}_2\left(A + GC_s \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}, B + C\right) . \quad (5.28)$$

Todavia, o ângulo da junta  $\theta_3$  só pode ser calculado quando as condições de existência da equação (5.28) são obedecidas:

$$\begin{aligned} A^2 + B^2 - C^2 &\geq 0 \\ \Leftrightarrow L_2 - \sqrt{L_4^2 + L_5^2 \sin^2 \theta_4} &\leq {}^1\vec{P}_{6\{1\},z} \leq L_2 + \sqrt{L_4^2 + L_5^2 \sin^2 \theta_4} . \end{aligned} \quad (5.29)$$

### Cálculo de $\theta_2$ :

Neste ponto, somente a junta  $\theta_2$  é uma variável incógnita nos elementos  $x$  e  $y$  do vetor de posição  ${}^1\vec{P}_{6\{1\}}$ . Estas duas componentes podem ser simplificadas da seguinte forma:

$${}^1\vec{P}_{6\{1\},x} = D \cos \theta_2 + E \sin \theta_2 \quad (5.30)$$

$${}^1\vec{P}_{6\{1\},y} = D \sin \theta_2 - E \cos \theta_2 \quad (5.31)$$

onde  $D = L_4 \sin \theta_3 - L_5 \cos \theta_3 \sin \theta_4$  e  $E = L_5 \cos \theta_4 + L_3$ . Resolvendo as equações (5.30) e (5.31) de forma a obter  $\sin \theta_2$  e  $\cos \theta_2$ , as seguintes equações são derivadas:

$$\sin \theta_2 = \frac{D {}^1\vec{P}_{6\{1\},y} + E {}^1\vec{P}_{6\{1\},x}}{D^2 + E^2} \quad (5.32)$$

$$\cos \theta_2 = \frac{{}^1\vec{P}_{6\{1\},x}}{D} - \frac{E}{D} \sin \theta_2 . \quad (5.33)$$

De notar que se  $D = 0$ ,  $\cos \theta_2$  não pode ser calculado utilizando a equação (5.33). Isto acontece quando os ângulos das juntas  $\theta_3$  e  $\theta_4$  são simultaneamente zero ( $\theta_3 = \theta_4 = 0^\circ$ ). Uma vez que existem duas soluções para a junta  $\theta_4$  e cada uma destas produz duas soluções para a junta  $\theta_3$ , a junta  $\theta_2$  pode ter quatro soluções:

$$\theta_2 = \text{atan}_2(\sin \theta_2, \cos \theta_2) . \quad (5.34)$$

### Cálculo de $\theta_6$ , $\theta_5$ e $\theta_7$ :

Utilizando os ângulos das juntas previamente obtidos ( $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$  e  $\theta_4$ ), a posição e a orientação do *offset* do cotovelo ( ${}^0T_4$ ), em relação em referencial da base, podem ser determinadas utilizando a seguinte matriz de transformação:

$${}^0T_4 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 . \quad (5.35)$$

Para cada solução obtida, os ângulos das três juntas do pulso esférico virtual ( $\theta_5$ ,  $\theta_6$  e  $\theta_7$ ) devem ser ajustados de forma a obter a orientação desejada do *end-effector*:

$${}^4T_7 = {}^0T_4^{-1} {}^0T_7 . \quad (5.36)$$

De referir que a equação (5.36) só pode ser utilizada quando o manipulador é cinematicamente desacoplado, isto é, a posição e a orientação do *end-effector* são independentes (*e.g.* pulso esférico). A parte de orientação ( ${}^4R_7$ ) da matriz simbólica  ${}^4T_7$  é definida como:

$${}^4R_7 = \begin{bmatrix} * & * & \cos \theta_5 \sin \theta_6 \\ * & * & \sin \theta_5 \sin \theta_6 \\ -\sin \theta_6 \cos \theta_7 & \sin \theta_6 \sin \theta_7 & \cos \theta_6 \end{bmatrix} \quad (5.37)$$

e é utilizada para calcular algebricamente os ângulos das juntas do pulso esférico virtual. Os elementos da matriz  ${}^4R_7$  representados com o símbolo \* foram omitidos, uma vez que não são necessários para o cálculo da orientação do *end-effector*. O ângulo da junta  $\theta_6$  é descoberto a partir da matriz representada na equação (5.37) (consultar o elemento na terceira linha e terceira coluna  ${}^4R_{7(3,3)}$ ):

$$\cos \theta_6 = {}^4R_{7(3,3)} \quad (5.38)$$

$$\sin \theta_6 = \pm \sqrt{1 - \cos^2 \theta_6} = GC_w \sqrt{1 - \cos^2 \theta_6} \quad (5.39)$$

$$\theta_6 = \text{atan}_2(\sin \theta_6, \cos \theta_6) . \quad (5.40)$$

O ângulo da junta  $\theta_5$  é obtido combinando os elementos  ${}^4R_{7(1,3)}$  e  ${}^4R_{7(2,3)}$ . Por outro lado, o ângulo da junta  $\theta_7$  é calculado a partir dos elementos  ${}^4R_{7(3,1)}$  e  ${}^4R_{7(3,2)}$ . Existem duas soluções para cada valor da junta  $\theta_6$ , portanto, no melhor dos casos, o manipulador virtual pode alcançar uma determinada posição e orientação no espaço Cartesiano com oito configurações diferentes. As equações (5.41) e (5.42) apresentam as duas soluções para a orientação do pulso esférico virtual, tendo em consideração o parâmetro da configuração global do manipulador  $GC$ :

$$\begin{cases} \theta_5 \\ \theta_6 \\ \theta_7 \end{cases} = \begin{cases} \text{atan}_2 \left( {}^4T_{7(2,3)}, {}^4T_{7(1,3)} \right) \\ \text{atan}_2 (\sin \theta_6, \cos \theta_6) \\ \text{atan}_2 \left( {}^4T_{7(3,2)}, -{}^4T_{7(3,1)} \right) \end{cases}, \text{ quando } GC_w = 1 \quad (5.41)$$

$$\begin{cases} \theta_5 \\ \theta_6 \\ \theta_7 \end{cases} = \begin{cases} \text{atan}_2 \left( -{}^4T_{7(2,3)}, -{}^4T_{7(1,3)} \right) \\ \text{atan}_2 (-\sin \theta_6, \cos \theta_6) \\ \text{atan}_2 \left( -{}^4T_{7(3,2)}, {}^4T_{7(3,1)} \right) \end{cases}, \text{ quando } GC_w = -1. \quad (5.42)$$

Concluindo, os ângulos das juntas do manipulador virtual são determinados inequivocamente com base na pose desejada do *end-effector*  ${}^0T_7$  e em dois parâmetros auxiliares, o ângulo da junta  $\theta_1$  e a configuração global das juntas  $GC$ .

### 5.2.3.2 Solução para o manipulador real

Na subsecção anterior foram descobertas as soluções analíticas que permitem resolver o problema da cinemática inversa para o manipulador virtual. Neste ponto é explicado o algoritmo iterativo que determina os possíveis conjuntos de ângulos das juntas que colocam o *end-effector* do manipulador real – Sawyer – na posição e orientação desejada.

Os ângulos das juntas calculados para os manipuladores virtual e real são representados

como  $\Theta_v$  e  $\Theta_r$ , respetivamente. As poses do *end-effector* do manipulador virtual ( ${}^0T_{7_v}$ ) e do manipulador real ( ${}^0T_{7_r}$ ) são definidas, respetivamente, por:

$${}^0T_{7_v} = \begin{bmatrix} \hat{u}_v & \hat{v}_v & \hat{w}_v & \vec{p}_v \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^0R_{7_v} & {}^0\vec{P}_{7_v} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.43)$$

$${}^0T_{7_r} = \begin{bmatrix} \hat{u}_r & \hat{v}_r & \hat{w}_r & \vec{p}_r \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^0R_{7_r} & {}^0\vec{P}_{7_r} \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.44)$$

Comparando as configurações dos dois manipuladores quando estes tem juntas com posições angulares idênticas ( $\Theta_v = \Theta_r = \Theta$ ), constatou-se que ambos evidenciam a mesma orientação  ${}^0R_{7_v} = {}^0R_{7_r}$ , mas os seus *end-effectors* possuem posições diferentes  ${}^0\vec{P}_{7_v} \neq {}^0\vec{P}_{7_r}$ . O pulso esférico virtual não altera a orientação do *end-effector*, uma vez que não depende do tamanho do elo  $L_6$ . Em contrapartida, existe uma diferença de posição  $\Delta_p$  entre as posições do manipulador virtual e real (*i.e.* erro posicional  $\varepsilon$ ), que pode ser calculado utilizando<sup>6</sup>:

$$\Delta_p(\Theta) = {}^0\vec{P}_{7_v} - {}^0\vec{P}_{7_r} = \begin{bmatrix} L_6 [c_{\theta_5} (s_{\theta_1} c_{\theta_3} + c_{\theta_1} c_{\theta_2} s_{\theta_3}) - s_{\theta_5} (s_{\theta_1} s_{\theta_3} c_{\theta_4} - c_{\theta_1} c_{\theta_2} c_{\theta_3} c_{\theta_4} - c_{\theta_1} s_{\theta_2} s_{\theta_4})] \\ L_6 [s_{\theta_5} (c_{\theta_1} s_{\theta_3} c_{\theta_4} + s_{\theta_1} c_{\theta_2} c_{\theta_3} c_{\theta_4} + s_{\theta_1} s_{\theta_2} s_{\theta_4}) - c_{\theta_5} (c_{\theta_1} c_{\theta_3} - s_{\theta_1} c_{\theta_2} s_{\theta_3})] \\ L_6 [s_{\theta_5} (c_{\theta_2} s_{\theta_4} - s_{\theta_2} c_{\theta_3} c_{\theta_4}) - s_{\theta_2} s_{\theta_3} c_{\theta_5}] \end{bmatrix} \quad (5.45)$$

$$\varepsilon = \|\Delta_p(\Theta)\|. \quad (5.46)$$

Uma característica importante da equação (5.45) é o seu valor máximo ser igual ao tamanho do elo  $L_6$  do manipulador real:

$$\|\Delta_{p_{max}}(\Theta)\| = L_6. \quad (5.47)$$

No problema da cinemática inversa, a pose do *end-effector* do manipulador real ( ${}^0T_{7_r}$ ) é dada, isto é, os vetores  $\hat{u}_r$ ,  $\hat{v}_r$ ,  $\hat{w}_r$  e  $\vec{p}_r$  são conhecidos, sendo  $\vec{p}_v$  a única incógnita. O vetor da posição do *end-effector* do manipulador virtual ( $\vec{p}_v$ ) é essencial para o controlo do algoritmo iterativo, sendo recalculado a cada iteração:

<sup>6</sup>**Secção 5.2.3.2** – De forma a encaixar a equação (5.45) na área impressa, os termos com  $\cos \theta_i$  e  $\sin \theta_i$  foram abreviados para  $c_{\theta_i}$  e  $s_{\theta_i}$ , respetivamente.

$$\vec{p}_v = {}^0\vec{P}_{7_v} = {}^0\vec{P}_{7_r} + \Delta_p(\Theta) . \quad (5.48)$$

O valor escalar do erro resultante de cada iteração ( $\varepsilon$ ) é calculado através da distância Euclidiana. À medida que o erro diminui, o *end-effector* do manipulador real aproxima-se da posição desejada  $\vec{p}_r$ . Quando o erro entre iterações é menor do que o erro máximo permitido  $\varepsilon_{max}$ , o algoritmo iterativo termina e os ângulos das juntas  $\Theta_r$  são determinados, colocando o *end-effector* do manipulador real na pose desejada  ${}^0T_{7_r}$ . Como a cinemática inversa do manipulador virtual contém, implicitamente, a configuração desejada para o braço robótico do Sawyer, as soluções obtidas providenciam controlo direto sobre as configurações do manipulador real. O algoritmo (1) apresenta as etapas para a resolução do problema de cinemática inversa do manipulador real.

Concluindo, os ângulos das juntas do manipulador real são determinados inequivocamente com base na pose desejada do *end-effector*  ${}^0T_7$  e em três parâmetros auxiliares, o ângulo da junta  $\theta_1$ , a configuração global das juntas  $GC$  e o erro máximo permitido  $\varepsilon_{max}$ .

### 5.3 Singularidades

Todos os manipuladores robóticos possuem conjuntos de ângulos das juntas onde a matriz Jacobiana se torna singular [71]. Quando tal acontece, diz-se que ocorreu uma singularidade. É fundamental analisar e descobrir as singularidades de um manipulador robótico porque em pontos singulares e suas vizinhanças: (*i*) o manipulador perde momentaneamente um ou mais graus de liberdade, (*ii*) podem existir infinitas soluções para o problema da cinemática inversa e (*iii*) pequenas velocidades no espaço Cartesiano podem causar velocidades elevadas no espaço das juntas. De acordo com Craig [71], quanto maior é a distância entre a configuração do manipulador e as diversas singularidades, maior é a sua destreza, manipulabilidade e capacidade para realizar tarefas de maneira uniforme ao longo do espaço de trabalho.

Fisicamente, quando um manipulador se aproxima de uma configuração singular, a velocidade angular de uma ou mais juntas tende para infinito. No entanto, como a velocidade angular de todas as juntas é mecanicamente limitada, esta situação faz com que o manipulador não consiga realizar a trajetória planeada.

---

**Algoritmo 1:** Resolução do problema da cinemática inversa para o manipulador real.

---

**Entradas:**

$\hat{u}_r, \hat{v}_r, \hat{w}_r$  e  $\vec{p}_r$  (pose desejada para o *end-effector* do braço robótico do Sawyer)

$GC$  (configuração global das juntas)

$\theta_1$  (valor angular do parâmetro de redundância)

$\varepsilon_{max}$  (valor da condição de paragem do algoritmo)

**Inicialização:**

$k_{max} = 200$  (número máximo de iterações)

$k = 1$  (número de iterações)

$\vec{p}_v = \vec{p}_r$  (condição inicial)

**Repetir**

Atualizar a pose desejada para o *end-effector* do manipulador virtual:

$${}^0T_{7_v} = \begin{bmatrix} \hat{u}_r & \hat{v}_r & \hat{w}_r & \vec{p}_v \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Resolver a cinemática inversa do manipulador virtual utilizando  ${}^0T_{7_v}$ :

$$\Theta_v = \text{CinematicaInversaVirtual}({}^0T_{7_v}, GC, \theta_1)$$

Calcular a diferença de posição  $\Delta_p$  utilizando os ângulos das juntas  $\Theta_v$  (equação (5.45))

Atualizar a posição do *end-effector* do manipulador virtual usando a equação (5.48) e incrementar o número de iterações:

$$\vec{p}_v(k) = \vec{p}_r + \Delta_p(\Theta_v)$$

$$k = k + 1$$

Até  $|\vec{p}_v(k) - \vec{p}_v(k-1)| < \varepsilon_{max}$  ou  $k > k_{max}$ ;

Quando a primeira condição de paragem é verificada, a cinemática inversa do manipulador real é resolvida e os ângulos das suas juntas têm o valor  $\Theta_r = \Theta_v$ .

Quando a segunda condição de paragem é verificada, os ângulos das juntas não são encontrados.

**Saídas :**

$\Theta_r$  (ângulos das juntas do braço robótico do Sawyer)

---

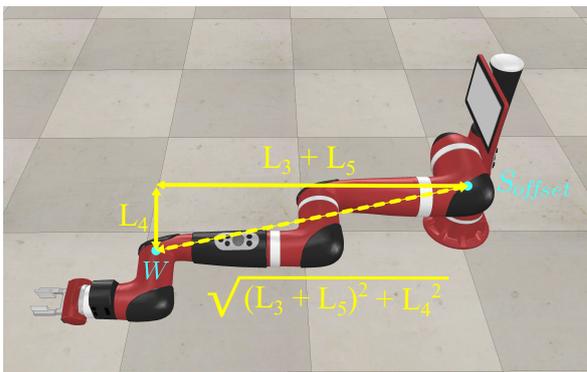
As singularidades de um manipulador robótico podem ser classificadas como: (i) cinemáticas e (ii) algorítmicas. As próximas subsecções descrevem os diferentes tipos de singularidades, destacando as que são evidenciadas pelo braço robótico do Sawyer.

### 5.3.1 Singularidades cinemáticas

As singularidades cinemáticas podem ser divididas em duas categorias: (i) singularidades no limite do espaço de trabalho e (ii) singularidades internas. Todos os manipuladores robóticos evidenciam singularidades nos limites do seu espaço de trabalho alcançável e a grande maioria apresenta singularidades no interior do mesmo espaço.

#### Singularidades no limite do espaço de trabalho :

As singularidades no limite do espaço de trabalho acontecem quando o manipulador robótico está totalmente esticado ou retraído. Este tipo de singularidades não representa um verdadeiro problema para o algoritmo de controlo, dado que podem ser evitadas caso o manipulador não seja deslocado para os limites do seu espaço de trabalho. Teoricamente, as singularidades do limite do espaço de trabalho alcançável pelo Sawyer ocorrem quando o ângulo da junta do cotovelo tem o valor de  $\theta_4 = 0^\circ$  (figura 5.11a) ou de  $\theta_4 = \pm 180^\circ$  (figura 5.11b). A nível prático, apenas o primeiro caso ( $\theta_4 = 0^\circ$ ) despoleta efetivamente uma singularidade, visto que a posição angular da junta  $\theta_4$  apenas pode variar entre valores pertencentes ao intervalo de  $\theta_4 \in [-174.75^\circ, 174.95^\circ]$ . Para a existência de soluções



(a) Singularidade quando  $\theta_4 = 0^\circ$ .



(b) Singularidade quando  $\theta_4 = \pm 180^\circ$ .

**Figura 5.11:** Singularidades no cotovelo quando o braço robótico do Sawyer se encontra no limite interno e externo do espaço de trabalho alcançável.

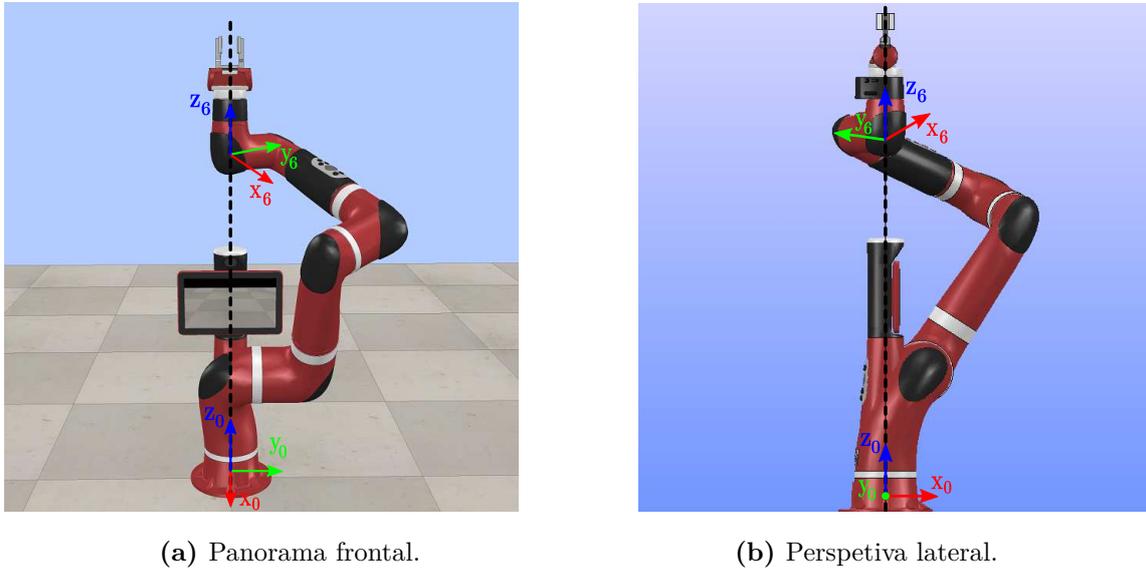
da cinemática inversa é mandatório que a localização do ponto fornecido esteja dentro do espaço de trabalho alcançável, respeitando a condição  $-1 \leq \cos \theta_4 \leq 1$ . Durante o cálculo da cinemática inversa, as singularidades do cotovelo do braço robótico do Sawyer são evitadas através da verificação da equação (5.22) (ver figura 5.11). Desta forma é possível restringir o movimento do braço robótico e impedir que este se desloque para pontos próximos ou fora do espaço de trabalho alcançável.

### Singularidades internas :

As singularidades internas ocorrem dentro do espaço de trabalho alcançável e, geralmente, são causadas por configurações particulares do manipulador robótico ou pelo alinhamento de dois ou mais eixos de rotação das juntas [72]. Ao contrário das singularidades descritas anteriormente, estas constituem um problema grave para a eficiência dos algoritmos de controlo, bem como para a segurança dos colaboradores Humanos e dos bens materiais. A localização das singularidades internas provocadas pelas configurações peculiares do manipulador robótico variam de acordo com a sua estrutura cinemática, sendo extremamente difíceis de determinar e de resolver [72]. Em contrapartida, as singularidades internas originadas pelo alinhamento dos eixos de rotação das juntas são facilmente identificadas e solucionadas. O método comum para a resolução deste problema consiste em especificar o valor de uma das juntas envolvidas e determinar o valor das restantes, definindo inequivocamente a configuração do manipulador.

Através de uma análise meticolosa à estrutura mecânica do braço robótico do Sawyer concluiu-se que apenas o alinhamento entre os eixos de rotação da junta  $\theta_1$  ( $z_0$ ) e da junta  $\theta_7$  ( $z_6$ ) resulta numa singularidade cinemática interna (figura 5.12). Esta particularidade surge em virtude da existência de *offsets* no ombro, cotovelo e pulso, e dos seus diferentes tamanhos ( $L_2 \neq L_4 \neq L_6$ ). Fisicamente, esta singularidade ocorre quando as componentes  $x$  e  $y$  da posição do *offset* do pulso são nulas ( $\vec{P}_{W_{offset,x}} = \vec{P}_{W_{offset,y}} = 0$ ), resultando em infinitas soluções para o problema da cinemática inversa. No nosso caso em particular esta singularidade não constitui um verdadeiro problema, pois o ângulo da junta  $\theta_1$  é utilizado como parâmetro de redundância e o seu valor é especificado no cálculo da cinemática inversa, sendo a posição angular da junta  $\theta_7$  determinada de forma inequívoca. Por outro lado, singularidades internas originadas por configurações específicas do manipulador não foram encontradas até ao momento, pelo que mais testes experimentais devem ser

realizados utilizando o braço robótico real do Sawyer.



**Figura 5.12:** Alinhamento dos eixos de rotação das juntas  $\theta_1$  e  $\theta_7$ , e consequente singularidade cinemática interna.

### 5.3.2 Singularidades algorítmicas

As singularidades algorítmicas são introduzidas pelos métodos de resolução da cinemática inversa e ocorrem quando uma ou mais expressões matemáticas tendem para infinito. Quando tal acontece, a posição angular de uma ou mais juntas permanece indeterminada e não existe uma configuração que coloque o *end-effector* com a pose desejada no espaço Cartesiano.

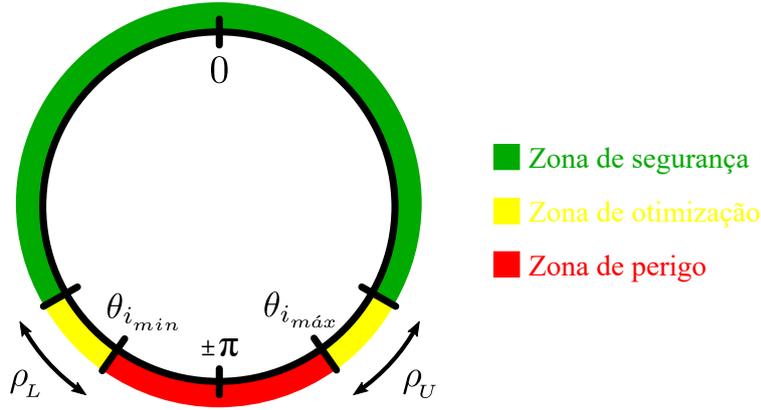
O método desenvolvido para o cálculo da cinemática inversa do Sawyer é composto por duas equações matemáticas que introduzem singularidades. A equação matemática (5.28) só permite determinar o ângulo da junta  $\theta_3$  quando a sua condição de existência (equação (5.29)) é verificada. Quando a condição de existência (5.29) não é satisfeita, o cálculo da posição angular da junta  $\theta_3$  falha e os valores dos ângulos das juntas  $\theta_2$ ,  $\theta_5$ ,  $\theta_6$  e  $\theta_7$  permanecem indeterminados. A segunda singularidade algorítmica emerge quando as posições angulares das juntas  $\theta_3$  e  $\theta_4$  são simultaneamente iguais a zero. Estes valores tornam o denominador da equação (5.33) nulo e a consequente divergência da expressão matemática. Apesar disso, esta singularidade é virtualmente eliminada quando a singularidade cinemática do limite do espaço de trabalho alcançável pelo Sawyer é evitada, pois o ângulo da junta  $\theta_4$  não é nulo.

## 5.4 Algoritmo de controlo para o afastamento dos limites mecânicos das juntas

Como anteriormente mencionado, o método desenvolvido para a resolução da cinemática inversa do Sawyer permite determinar, no máximo, oito soluções diferentes para cada valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$ . Eventualmente, a existência de limites mecânicos nas juntas pode reduzir o número de soluções admissíveis para o manipulador robótico [72]. As soluções com um ou mais ângulos fora dos limites mecânicos das juntas não são concretizáveis fisicamente, pelo que devem ser descartadas. Durante o planeamento de movimentos é extremamente importante evitar os limites mecânicos das juntas, porque nestes locais e suas proximidades o desempenho do manipulador robótico é deteriorado, podendo este perder a capacidade de realizar determinadas tarefas [147].

Diversos autores exploraram a redundância de manipuladores robóticos de 7 DoF com o objetivo de evitar os limites mecânicos das juntas [147], [162–165]. A grande maioria dos métodos existentes para este propósito consiste em minimizar a distância entre o ângulo atual e o ângulo médio da gama de valores possíveis de uma junta. O principal inconveniente destes métodos é a permanente otimização dos ângulos das juntas, de forma a aproximarem-se do seu ângulo médio correspondente. Esta contingência provoca o elevado consumo de energia e de tempo computacional, limita outras otimizações cinemáticas e não utiliza plenamente toda a gama de valores possíveis das juntas [162], [163].

O método implementado para o afastamento dos limites mecânicos das juntas do Sawyer é baseado nos métodos propostos por Huo *et al.* em [163] e [164]. Não obstante, determinadas equações e conceitos foram modificados e adaptados para o nosso caso em particular. O método apresentado nesta secção além de prevenir a transgressão dos limites mecânicos das juntas também utiliza, quase na totalidade, a gama de valores possíveis das sete juntas do Sawyer. O intervalo de posições angulares de cada junta é dividido em quatro zonas bem definidas – uma zona de segurança, duas zonas de otimização e uma zona de perigo – conforme é ilustrado na figura 5.13. Considera-se que na zona de segurança o ângulo da junta  $i$  está suficientemente longe dos seus limites mecânicos, portanto não são realizadas otimizações cinemáticas. A zona de “perigo” corresponde ao intervalo de posições angulares fora dos limites mecânicos da junta  $i$ . Ao contrário dos



**Figura 5.13:** Identificação das zonas do intervalo de posições angulares da junta  $i$ .

métodos recorrentes para o afastamento dos limites mecânicos das juntas, este método apenas realiza otimizações nas zonas de otimização e de perigo, viabilizando a utilização quase completa do intervalo de ângulos possíveis da junta  $i$ . A função de otimização da junta  $i$  é expressa como:

$$M_i = \begin{cases} \frac{(\theta_{i_{max}} - \theta_i) - \rho_U}{\rho_U}, & \theta_{i_{max}} - \theta_i < \rho_U \\ \frac{\rho_L - (\theta_i - \theta_{i_{min}})}{\rho_L}, & \theta_i - \theta_{i_{min}} < \rho_L \\ 0, & \text{em outro caso} \end{cases} \quad (5.49)$$

onde  $\theta_{i_{min}}$  e  $\theta_{i_{max}}$  são os limites mecânicos inferior e superior da junta  $i$ ,  $\rho_L$  e  $\rho_U$  são os parâmetros que identificam os intervalos inferior e superior da zona de otimização, respetivamente.

Quando em zona de otimização ou de perigo, pressupõem-se que na junta  $i$  do Sawyer atua um torque virtual individual com valor igual a  $M_i$ , que a repele para a zona de segurança. Na zona de segurança, o torque virtual da junta  $i$  é igual a zero (ver equação (5.49)). Todas as juntas com torque virtual não nulo ( $M_i \neq 0$ ) contribuem para o torque virtual total do Sawyer ( $M_{total}$ ), que é expresso da seguinte forma:

$$M_{total,i} = \frac{w_i M_i}{\left| \sum_{i=0}^7 M_i \right|} \quad (5.50)$$

$$M_{total} = |M_{total, i}| \quad (5.51)$$

onde  $w_i$  é o peso da junta  $i$  durante a otimização. O vetor de pesos  $w$  define a relevância das juntas na estrutura mecânica e influencia a velocidade de afastamento das juntas dos seus limites. A aplicação do torque virtual total ( $M_{total}$ ) no parâmetro de redundância causa o deslocamento angular da junta  $\theta_1$  e o conseqüente *self-motion* do Sawyer, possibilitando, simultaneamente, o posicionamento e a orientação do *end-effector* no espaço de trabalho e o afastamento dos limites mecânicos das juntas. O deslocamento angular da junta  $\theta_1$  originado pelo torque virtual total é calculado através da seguinte equação:

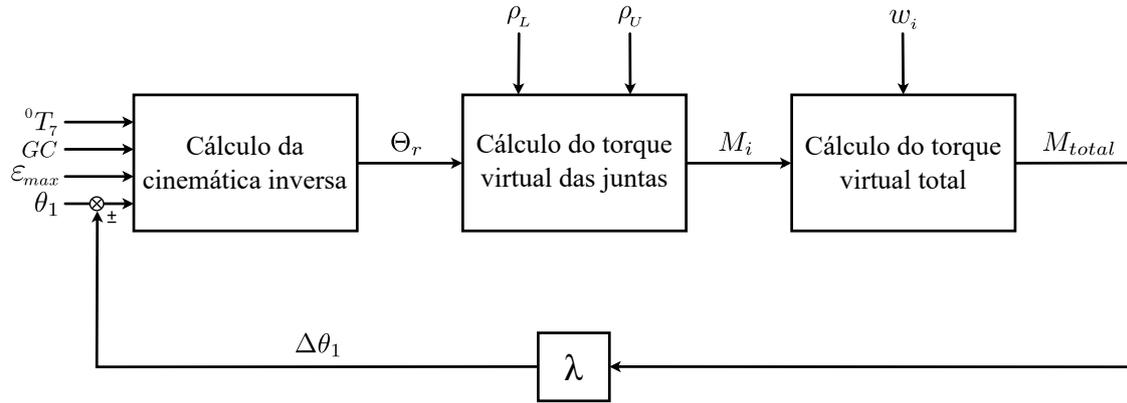
$$\Delta\theta_1 = \lambda M_{total} \quad (5.52)$$

sendo  $\lambda$  a constante que controla a força de repulsão dos limites das juntas. O valor desta constante deve ser cuidadosamente ajustado para que o algoritmo não se torne instável e seja capaz de convergir para uma solução. Na presente dissertação esta constante assume um valor fixo igual a  $\lambda = 0.01$ . A nova posição angular da junta  $\theta_1$  é calculada a partir da equação (5.53):

$$\theta_1(k+1) = \theta_1(k) \pm \Delta\theta_1 \quad (5.53)$$

sendo  $\theta_1(k+1)$  e  $\theta_1(k)$  os ângulos do parâmetro de redundância  $\theta_1$  nos instantes  $t_{k+1}$  e  $t_k$ , respetivamente. Como o sinal das juntas não tem uma correspondência direta com o sinal do parâmetro de redundância, as otimizações são testadas para os dois sentidos de variação da junta  $\theta_1$ . Com base no método descrito, o esquema de controlo geral para a resolução da cinemática inversa do Sawyer com o afastamento dos limites mecânicos das juntas é apresentado na figura 5.14.

As otimizações cinemáticas são realizadas através de um algoritmo iterativo que minimiza o torque virtual aplicado na junta  $\theta_1$ . Quando  $M_{total} \neq 0$ , podem existir *self-motions* que minimizam o torque virtual total do Sawyer. Nestes casos, o novo valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$  é determinado e as posições angulares das restantes juntas ( $\theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6$  e  $\theta_7$ ) são calculadas utilizando o método semi-analítico de cinemática inversa proposto. Quando  $M_{total} = 0$ , as otimizações cinemáticas para o afastamento dos limites mecânicos das juntas param, o que significa que todos os ângulos das juntas se encontram na zona



**Figura 5.14:** Diagrama de blocos geral para a resolução da cinemática inversa do Sawyer com controle para o afastamento dos limites mecânicos das juntas.

de segurança. Computacionalmente, o valor absoluto de  $M_{total}$  pode não ser zero, mas ser um valor relativamente próximo. Desta forma, definiu-se como condição de paragem da otimização a constante  $M_{min}$ , que possui um valor suficientemente próximo de zero. Para melhorar a eficiência computacional do algoritmo e detetar eventuais erros computacionais foram definidas condições de paragem adicionais da otimização, tais como:

1. A alteração da direção de convergência de  $M_{total}$ .
2. O número de iterações ultrapassar o valor máximo de iterações estipulado.

O algoritmo (1) descreve a resolução da cinemática inversa do manipulador robótico Sawyer para os parâmetros de entrada fornecidos, retornando os ângulos das sete juntas como parâmetros de saída. O algoritmo (2) demonstra a integração do método de otimização com o método semi-analítico proposto para a resolução da cinemática inversa do Sawyer. Na descrição deste algoritmo considera-se que a função *CinemáticaInversaSawyer* representa as funcionalidades do algoritmo (1).

Resumidamente, o método implementado otimiza o valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$  e utiliza o *self-motion* do braço robótico do Sawyer para afastar os ângulos das restantes juntas da zona de otimização e, conseqüentemente, dos seus limites mecânicos. Este método utiliza quase na totalidade a gama de valores possíveis das juntas e obtêm soluções fisicamente factíveis dentro dos limites mecânicos.

---

**Algoritmo 2:** Algoritmo de otimização para o afastamento dos limites mecânicos das juntas do Sawyer.

---

**Entradas:** ${}^0T_7$  (pose desejada para o *end-effector* do braço robótico do Sawyer) $GC$  (configuração global das juntas) $\theta_1$  (valor angular do parâmetro de redundância) $\varepsilon_{max}$  (valor da condição de paragem do algoritmo de cinemática inversa) $M_{min}$  (valor da condição de paragem do algoritmo de otimização)**Inicialização:** $\rho_L = \rho_U = 10^\circ$  (largura das zonas de otimização inferior e superior) $\lambda = 0.01$  (força de repulsão dos limites das juntas) $w_i = [1, 1, 1, 1, 1, 1, 1]$  (vetor de pesos das juntas) $k_{max} = 200$  (número máximo de iterações) $k = 1$  (número de iterações)**Repetir***Resolver a cinemática inversa do manipulador robótico Sawyer:* $\Theta_r = \text{CinematicaInversaSawyer}({}^0T_7, GC, \theta_1, \varepsilon_{max})$ *Calcular o torque virtual individual das juntas  $M_i$  utilizando (5.49).**Calcular o torque virtual total do Sawyer  $M_{total}$  utilizando (5.50) e (5.51).**Calcular o deslocamento angular da junta redundante  $\Delta\theta_1$  utilizando (5.52).**Atualizar o valor da posição angular da junta  $\theta_1$  utilizando (5.53).**Atualizar o número de iterações:* $k = k + 1$ **Até**  $M_{total} < M_{min}$  ou  $k > k_{max}$  ou  $M_{total}(k+1) > M_{total}(k)$ ;*Quando a primeira condição de paragem é verificada, a otimização cinemática é bem sucedida e os ângulos das juntas têm o valor  $\Theta_{optim} = \Theta_r$ .**Quando a segunda ou a terceira condição de paragem é verificada não são encontrados ângulos ótimos para as juntas.***Saídas :** $\Theta_{optim}$  (ângulos ótimos das juntas do braço robótico do Sawyer)



# Capítulo 6

---

## Implementação e Validação em Simulação

---

De forma a estabelecer uma relação entre os conteúdos abordados nos capítulos anteriores e a integração dos algoritmos no sistema robótico real, no presente capítulo são validados, por intermédio de simulações, os conceitos relacionados com a cinemática e com o planeamento de movimentos do Sawyer na sala de neurocirurgias. Independentemente do planeamento elaborado e da qualidade da solução desenvolvida deve sempre existir uma fase de testes em simulação, que geralmente revela problemas na fase de implementação e outras falhas imprevistas.

### 6.1 Simulador robótico

Os simuladores robóticos são *softwares* que replicam o comportamento de um sistema robótico num ambiente virtual tão próximo quanto possível ao mundo real. Este tipo de simuladores permite ao utilizador: (i) avaliar o desempenho de sistemas robóticos, (ii) testar aplicações de controlo, (iii) desenvolver novas funcionalidades, (iv) adicionar novos componentes, (v) recolher dados num ambiente controlado e (vi) resolver problemas inesperados sem comprometer a segurança dos utilizadores e sem danificar equipamentos monetariamente dispendiosos. Além disso, de um modo geral, os testes experimentais são mais rápidos em simulação do que no mundo real e, ao contrário dos sistemas robóticos, um

simulador está sempre disponível para utilização. Os progressos constantes na tecnologia e no poder de processamento permitem aos simuladores replicar ambientes gráficos e modelos de sistemas complexos com elevada precisão.

No nosso caso em particular, o simulador robótico além de ter um papel fundamental na validação dos algoritmos implementados também pode ser utilizado para: (i) treinar a equipa médica em procedimentos neurocirúrgicos robotizados, (ii) dar a conhecer as funcionalidades disponibilizadas pelo sistema robótico Sawyer e para (iii) prever e avaliar os movimentos do manipulador, durante a fase intra-operatória, antes da execução de qualquer trajetória no contexto real.

Após uma breve pesquisa dos simuladores robóticos existentes no mercado decidimos utilizar a ferramenta de simulação V-REP. Diversos fatores suscitaram a nossa preferência por esta ferramenta em detrimento de outros simuladores. Contudo, o principal motivo para esta escolha foi o facto da *Rethink Robotics* – empresa criadora do Sawyer – ter disponibilizado o modelo CAD do sistema robótico e o simulador incluí-lo como um dos seus modelos padrão. Além disso, o V-REP é a ferramenta de simulação gratuita utilizada por todos os membros do MarLab e existe um cenário de neurocirurgias anteriormente desenvolvido pelo nosso laboratório. Sabendo *a priori* que esta ferramenta permite realizar os testes experimentais idealizados é possível evitar o compromisso com um *software* que não permita alcançar o objetivo final proposto. Todos estes aspetos reduzem a curva de aprendizagem associada à exploração das funcionalidades do simulador e podem ser benéficos para a resolução de eventuais erros ou problemas.

O simulador selecionado para a realização dos testes experimentais é um simulador robótico, ou seja, este não oferece as funcionalidades disponibilizadas por um simulador cirúrgico, tais como: (i) o nível de interação com os tecidos cerebrais, (ii) a força aplicada pelo sistema robótico durante a realização das tarefas e (iii) as implicações neurofisiológicas associadas ao manuseamento dos instrumentos cirúrgicos.

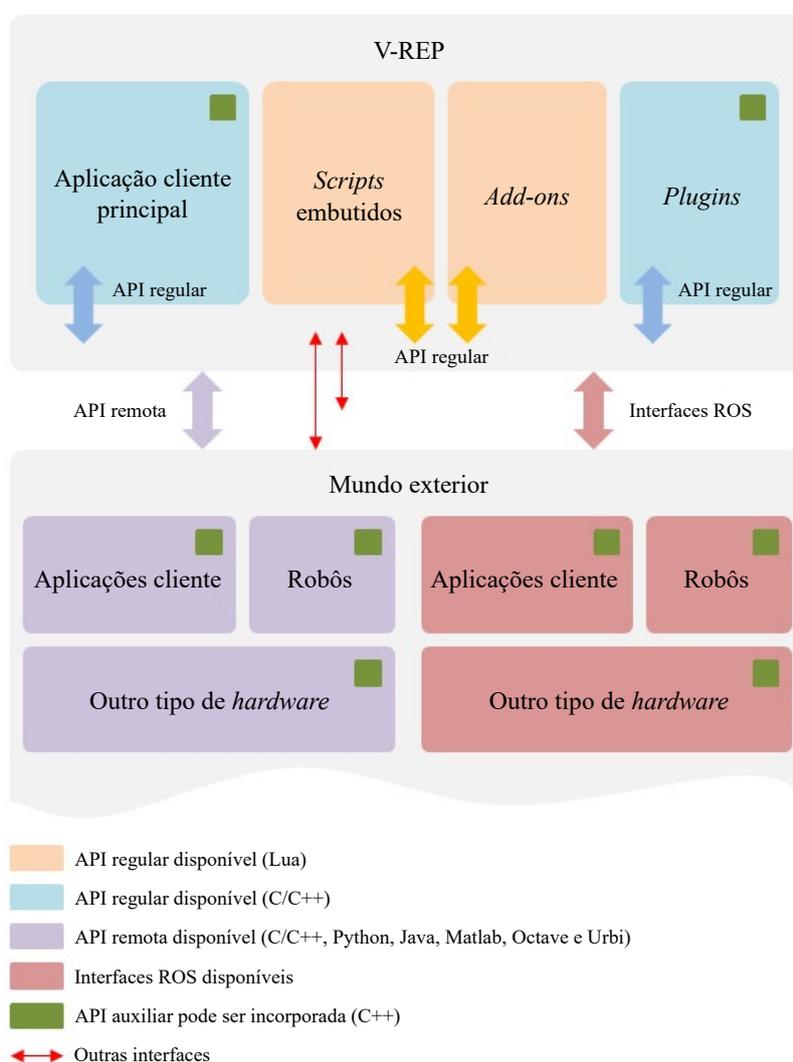
### 6.1.1 V-REP

O V-REP (*Virtual Robot Experimentation Platform*) é um simulador robótico desenvolvido pela empresa *Coppelia Robotics*, localizada em Zurique na Suíça. Este é um *software open source* multiplataforma<sup>1</sup> que permite o desenvolvimento de algoritmos por-

<sup>1</sup>Secção 6.1.1 – O V-REP está disponível para os sistemas operativos Windows, Mac OS e Linux.

táveis, escaláveis, modificáveis e de fácil manutenção. As aplicações típicas do V-REP são o desenvolvimento rápido de algoritmos, prototipagem rápida, simulações em ambientes industriais, otimização de processos, educação em robótica, entre outras.

A arquitetura de controlo distribuído do simulador permite que as simulações sejam totalmente personalizáveis e que cada objeto, modelo ou cenário possa ser controlado através de seis abordagens de programação distintas – *scripts* embutidos, *plugins*, *add-ons*, aplicações cliente remotas, interfaces ROS e soluções personalizadas – mutuamente compatíveis e que podem até funcionar em simultâneo (figura 6.1).



**Figura 6.1:** *Framework* do simulador robótico V-REP<sup>2</sup>.

<sup>2</sup>Secção 6.1.1 – Figura adaptada de <http://www.coppeliarobotics.com/helpFiles/en/apisOverview.htm>.

Outra característica diferenciadora do V-REP em relação aos restantes simuladores disponíveis é a possibilidade de programar em sete linguagens diferentes – C/C++, Matlab, Python, Java, Octave, Urbi e Lua – sendo esta última a linguagem de programação padrão. Estes aspetos tornam o V-REP extremamente versátil e a plataforma ideal para testar um amplo número de aplicações. Não menos importante, este simulador apresenta uma comunidade de utilizadores bastante ativa que interage e colabora entre si a partir do fórum oficial do V-REP<sup>3</sup>. O extenso leque de funcionalidades deste simulador pode ser consultado no manual de instruções disponibilizado pela empresa *Coppelia Robotics*<sup>3</sup>.

Utilizando o simulador V-REP e um cenário direcionado para neurocirurgias é possível testar o comportamento do robô Sawyer e estudar a viabilidade da sua utilização como assistente robótico em procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos (figura 6.2). Na presente dissertação espera-se que o V-REP reproduza os movimentos do sistema robótico Sawyer comandados por um controlador de alto nível, através de um protocolo de comunicação disponibilizado pelo simulador.



**Figura 6.2:** Sala de neurocirurgias em ambiente de simulação.

<sup>3</sup>Secção 6.1.1 – O fórum oficial e o manual de instruções do V-REP podem ser consultados em <http://www.forum.coppeliarobotics.com/> e em <http://www.coppeliarobotics.com/helpFiles/index.html>, respetivamente.

### 6.1.2 Comunicação

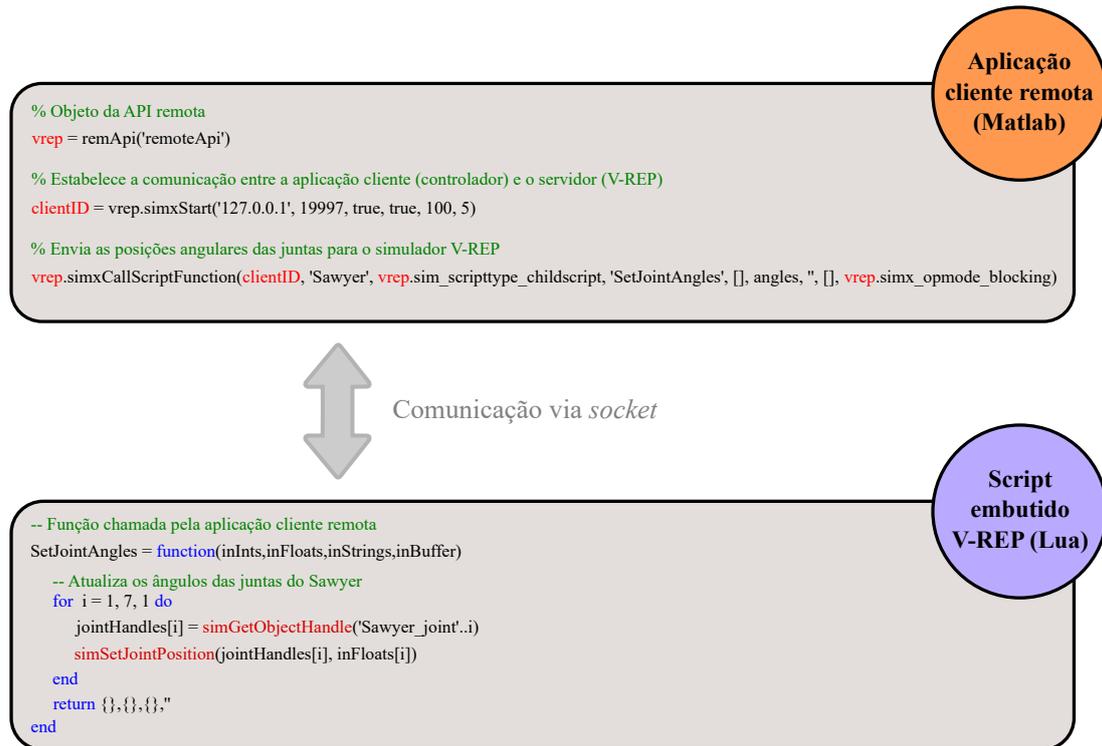
Todos os algoritmos de controlo propostos neste trabalho foram implementados utilizando a linguagem de programação Matlab. Todavia, como o modelo do sistema robótico Sawyer está incorporado no simulador, a leitura dos sensores e a atuação nos motores das juntas é realizada por intermédio de *scripts* embutidos, utilizando a linguagem de programação Lua. Desta forma, para validar os algoritmos de controlo desenvolvidos é necessário estabelecer a comunicação entre o simulador robótico V-REP e a aplicação cliente externa.

A comunicação entre o simulador V-REP – servidor – e a aplicação de controlo externa – cliente – é estabelecida através da API remota por intermédio de *sockets*. A API remota disponibilizada pelo V-REP é composta por mais de cem funções que permitem controlar a simulação remotamente, podendo ser chamadas a partir de aplicações cliente, sistemas robóticos ou outros tipos de *hardware*. As vantagens desta API são: (i) a facilidade de utilização, (ii) o suporte para operações síncronas e assíncronas, (iii) ser otimizada para a transferência intensa de dados, (iv) minimizar a latência da comunicação e (v) poder ser executada por quase todas as aplicações ou *hardwares* externos<sup>4</sup>.

O nível de abstração inerente à API remota permite que a comunicação possa ser estabelecida em diferentes sistemas operativos e que a transferência de dados ocorra de uma maneira “transparente” para o utilizador. De facto, para iniciar a comunicação entre o servidor e o cliente são necessárias apenas duas linhas de código, tal como é demonstrado na figura 6.3. A primeira linha de código importa as funcionalidades da API remota – funções e constantes – e a segunda define determinados parâmetros da comunicação – entre eles o endereço IP e a porta do servidor e a frequência da transferência de dados. Como o simulador V-REP está instalado na própria máquina, o endereço IP do servidor é o 127.0.0.1 – *localhost* – e a porta de comunicação é a 19997 – porta padrão da API remota. A frequência da transmissão de dados entre a aplicação cliente e o servidor definiu-se como sendo igual a 200 Hz. Sendo esta comunicação uma abordagem simples e abstrata é possível controlar o sistema robótico Sawyer simulado e real com os mesmos algoritmos de controlo.

---

<sup>4</sup>Secção 6.1.2 – Informações disponibilizadas em <http://www.coppeliarobotics.com/assets/v-repspecifications.pdf>.



**Figura 6.3:** Comunicação entre a aplicação cliente (controlador) e o simulador V-REP.

## 6.2 Interface gráfica com o utilizador para validações cinemáticas

Nesta secção é demonstrado e explicado o modo de funcionamento da interface gráfica que permitiu a validação dos algoritmos de cinemática direta, cinemática inversa, afastamento dos limites mecânicos e geração de trajetórias no espaço das juntas (figura 6.4). A interface gráfica foi desenvolvida utilizando a *app designer*, uma ferramenta disponibilizada pelo *software* Matlab. Esta interface gráfica está dividida em três painéis – cinemática direta, cinemática inversa e geração de trajetórias – para uma mais fácil compreensão por parte do utilizador.

### Painel da cinemática direta

No painel da cinemática direta são ajustadas as posições angulares de cada uma das juntas do sistema robótico Sawyer, quer através dos sete *sliders* disponibilizados – utilizando o rato – quer através das sete caixas de texto associadas – utilizando o teclado.

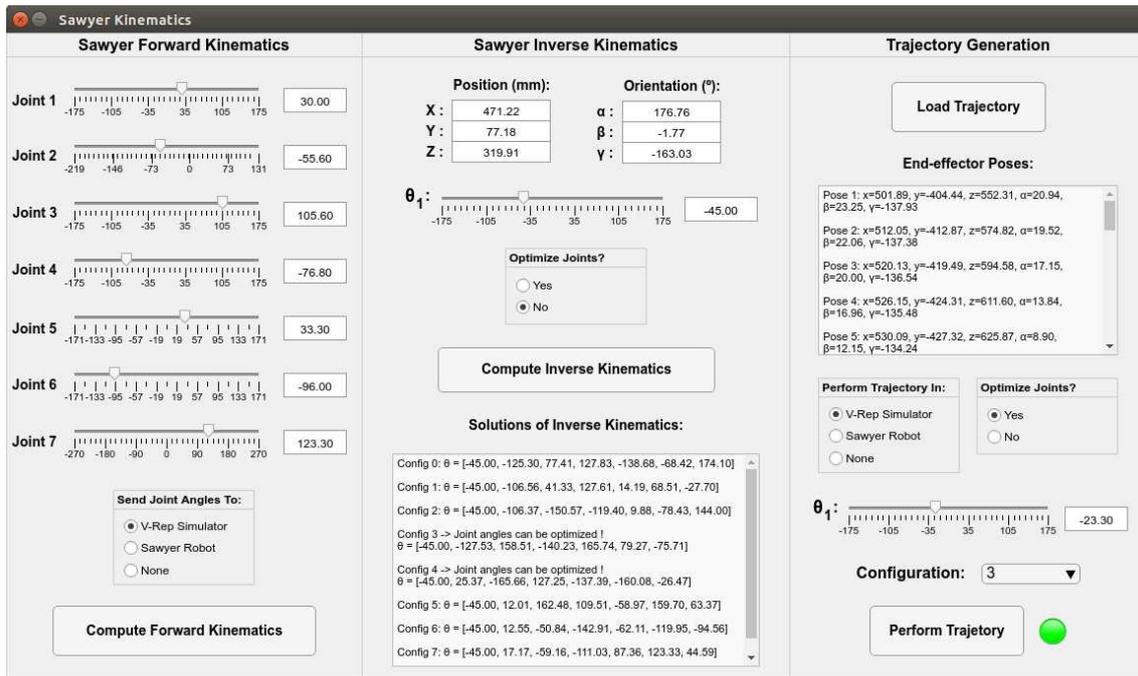


Figura 6.4: Interface gráfica com o utilizador para validações cinemáticas.

Quando o botão de cálculo da cinemática direta é pressionado, os ângulos das juntas inseridos pelo utilizador são adquiridos e a solução da cinemática direta é determinada utilizando a gama de equações (5.5) - (5.13).

Dependendo da escolha do utilizador, a solução da cinemática direta pode ser enviada para o simulador robótico V-REP, para o sistema robótico Sawyer ou para nenhum dos casos anteriores. Independentemente da opção selecionada, a solução da cinemática direta é apresentada no painel da cinemática inversa nos campos referentes à posição –  $x$ ,  $y$ ,  $z$  – e à orientação do *end-effector* –  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ . Caso o utilizador selecione o simulador, os ângulos das juntas são enviados para o V-REP e a posição resultante do *end-effector* é confirmada a partir do posicionamento de uma esfera laranja, que representa a solução da cinemática direta. O resultado esperado é a posição da esfera coincidir com extremidade do *end-effector*, significando que os ângulos das juntas colocam o braço robótico na pose desejada. Caso o utilizador selecione o sistema robótico Sawyer, o manipulador desloca-se suavemente desde a sua posição atual até à posição resultante da cinemática direta. No capítulo 7 é explicado como são gerados os movimentos suaves do braço robótico entre dois pontos do espaço Cartesiano.

O resultado do cálculo da cinemática direta é a matriz de transformação global  ${}^0T_7$ , sendo as coordenadas de posição  $x$ ,  $y$  e  $z$  determinadas diretamente a partir dos elementos  ${}^0T_{7(1,4)}$ ,  ${}^0T_{7(2,4)}$  e  ${}^0T_{7(3,4)}$ , respetivamente. Para o cálculo dos ângulos de Euler considera-se que a parte de orientação da matriz  ${}^0T_7$  ( ${}^0R_7$ ) é igual à matriz de rotação apresentada na equação (5.15). Deste modo, os ângulos de Euler  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  podem ser calculados utilizando as equações (6.1), (6.2) e (6.3), respetivamente:

$$\alpha = \text{atan}_2 \left( {}^0R_{7(3,2)}, {}^0R_{7(3,3)} \right) \quad (6.1)$$

$$\beta = \text{atan}_2 \left( -{}^0R_{7(3,1)}, \sqrt{1 - ({}^0R_{7(3,1)})^2} \right) \quad (6.2)$$

$$\gamma = \text{atan}_2 \left( {}^0R_{7(2,1)}, {}^0R_{7(1,1)} \right). \quad (6.3)$$

Na subsecção da validação da cinemática direta são apresentadas duas experiências utilizando este painel.

### Painel da cinemática inversa

No painel da cinemática inversa são determinados os conjuntos de ângulos das juntas que colocam o *end-effector* do Sawyer na posição  $-x$ ,  $y$ ,  $z$  – e orientação desejada  $-\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  – para o valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$  estipulado. Ao utilizador é dada a possibilidade de escolher entre ângulos das juntas otimizados ou não otimizados. Por ângulos das juntas otimizados entende-se que as posições angulares das juntas estão suficientemente afastadas dos seus limites mecânicos. Esta distância é definida pelos parâmetros  $\rho_L$  e  $\rho_U$ , que correspondem aos intervalos inferior e superior da zona de otimização, respetivamente. Em todas as simulações aqui apresentadas considerou-se que o valor destes parâmetros é  $\rho_L = \rho_U = 10^\circ$ .

Caso o utilizador opte por posições angulares sem otimização, o conjunto de ângulos associado a cada configuração do braço robótico é calculado utilizando o algoritmo de cinemática inversa desenvolvido (algoritmo (1)). Quando este algoritmo determina uma solução são realizadas várias verificações para classificar a exequibilidade da configuração:

1. Verifica-se se o conjunto de posições angulares coloca o *end-effector* na pose desejada. Utilizando a cinemática direta calcula-se a pose correspondente ao conjunto

de ângulos e compara-se com a pose inserida na interface gráfica. Se as poses coincidirem realiza-se a 2ª verificação, caso contrário o conjunto de ângulos é considerado como não válido. Neste último caso, a mensagem apresentada na interface gráfica é: *No feasible solution.*

2. Averigua-se se todas posições angulares estão dentro dos limites mecânicos das juntas. Se esta verificação for verdadeira realiza-se a 3ª verificação, caso contrário o conjunto de ângulos das juntas é considerado como não factível. Neste último caso, a mensagem apresentada na interface gráfica é: *Joint angles out of mechanical limits.*
3. Apura-se se todos os ângulos estão dentro da zona de segurança. Se esta verificação não for verdadeira pelo menos um ângulo está na zona de otimização, e neste caso a mensagem apresentada na interface gráfica é: *Joint angles can be optimized.*

Independentemente da exequibilidade da solução da cinemática inversa, o conjunto de ângulos é apresentado juntamente com a sua mensagem classificatória na interface gráfica. No caso de uma determinada configuração não ter solução de cinemática inversa considera-se que não existe solução válida, sendo apresentada na interface gráfica a mensagem: *No feasible solution.*

Caso o utilizador opte por posições angulares otimizadas, o conjunto de ângulos associado a cada configuração do braço robótico é calculado utilizando o algoritmo de afastamento dos limites mecânicos das juntas (algoritmo (2)). Como já foi referido na secção 5.4, o sinal das juntas não tem uma correspondência direta com o sinal do parâmetro de redundância, portanto as otimizações são testadas para os dois sentidos de variação da junta  $\theta_1$ . Caso este algoritmo não consiga otimizar o conjunto de ângulos mas as posições angulares das juntas estejam dentro dos limites mecânicos e coloquem o *end-effector* na pose desejada, este conjunto de ângulos é considerado como fisicamente factível, sendo apresentada na interface gráfica a seguinte mensagem: *Joint angles not optimized but within mechanical limits.* No caso do conjunto de posições angulares não colocar o *end-effector* na pose desejada ou não se localizar dentro dos limites mecânicos das juntas, a mensagem apresentada na interface gráfica é: *No feasible solution.*

Na figura 6.5 é apresentado o fluxograma que sumariza o modo de funcionamento do painel da cinemática inversa. Na secção das validações cinemáticas é apresentada uma

experiência que revela as posições angulares das juntas do Sawyer antes e após a aplicação do método de afastamento dos limites mecânicos das juntas.

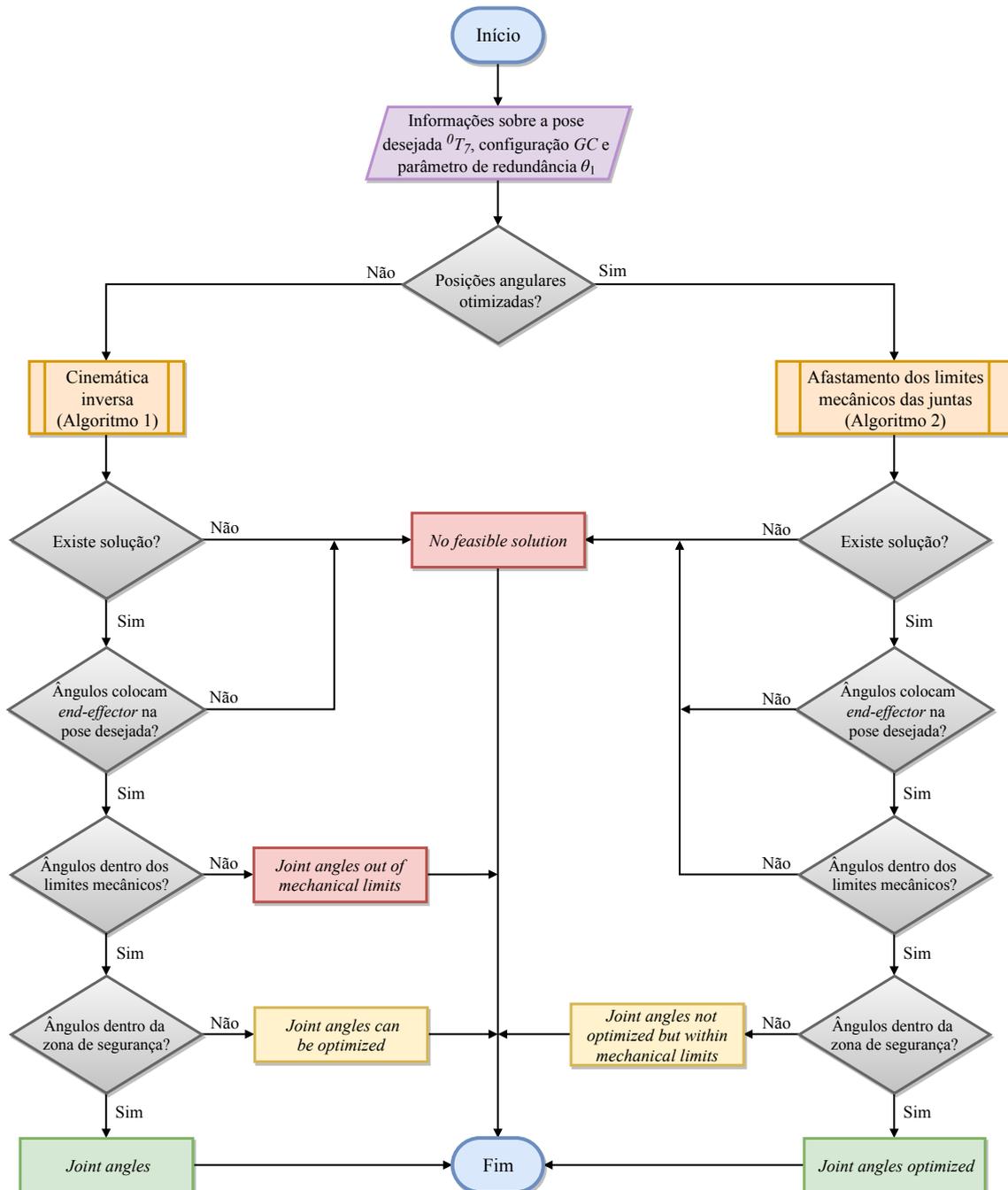


Figura 6.5: Modo de funcionamento do painel da cinemática inversa.

## Painel da geração de trajetórias

No painel da geração de trajetórias são adicionados os trajetos tridimensionais que o utilizador deseja ver percorridos pelo *end-effector* do sistema robótico. Quando o botão de inserção de trajetórias é pressionado, surge uma caixa de diálogo que permite a seleção do ficheiro com a trajetória pretendida. O ficheiro selecionado deve conter informações sobre a posição e a orientação de todos os pontos que constituem a trajetória. Estas informações são apresentadas em forma de lista neste painel.

Novamente, ao utilizador é dada a possibilidade de: (i) escolher entre realizar trajetórias no sistema robótico real ou no simulador V-REP, (ii) selecionar a configuração global *GC* do manipulador robótico, (iii) definir o valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$  e (iv) optar por ângulos das juntas com ou sem otimização. Estas opções são facultadas e devem ser selecionadas no próprio painel da geração de trajetórias.

Como no contexto desta dissertação as trajetórias são especificadas no espaço Cartesiano – porque é mais fácil e intuitivo para os utilizadores – existe um grande interesse em converter a posição e a orientação de todos os pontos para o espaço das juntas. Esta conversão é efetuada utilizando o processo apresentado no painel da cinemática inversa. A cada ponto do espaço Cartesiano deve ser associado um conjunto de posições angulares. Este conjunto é determinado com base na posição e orientação do ponto, na configuração global *GC* e no valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$ . Tal como no painel anterior, o conjunto de posições angulares associado a cada ponto da trajetória é analisado de forma a compreender se estes se encontram dentro dos limites mecânicos das juntas e se colocam o *end-effector* na pose desejada.

Independentemente da escolha efetuada pelo utilizador, o sistema robótico real ou simulado apenas realiza a trajetória quando esta é fisicamente fazível, ou seja, quando existe um conjunto fazível de posições angulares associado a cada um dos pontos que constitui a trajetória. Neste caso, o braço robótico alinha o *end-effector* e desloca-o suavemente ao longo da trajetória definida. No capítulo 7 é explicado o método utilizado para a geração dos movimentos suaves do braço robótico do Sawyer. Quando a trajetória é considerada como fisicamente fazível, a lâmpada associada ao painel da geração de trajetórias fica com cor verde, caso contrário a lâmpada fica com cor vermelha.

O painel da geração de trajetórias é particularmente útil, pois o utilizador pode de-

senhar a trajetória no simulador, exportar um ficheiro com as informações do trajeto e usufruir da interface gráfica para testar e avaliar os movimentos do Sawyer utilizando diferentes configurações globais  $GC$  e valores do parâmetro de redundância  $\theta_1$ . Na secção das validações cinemáticas são testados vários tipos de trajetórias para as diferentes configurações do sistema robótico Sawyer, de forma a corroborar a sua elevada flexibilidade dentro do espaço de trabalho.

### 6.3 Validações cinemáticas

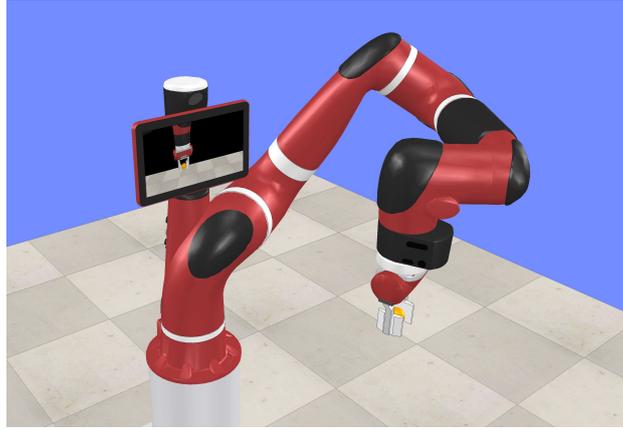
Nesta secção são apresentadas as validações cinemáticas realizadas utilizando o sistema robótico Sawyer e a interface gráfica descrita anteriormente. As simulações aqui demonstradas tem como objetivo verificar a validade do método semi-analítico para a resolução do problema da cinemática inversa e a eficácia do método de afastamento dos limites mecânicos das juntas. Em todos os casos testados verificou-se que ambos os métodos desenvolvidos são válidos, porém, nesta dissertação, são apresentados apenas dois casos particulares que são suficientes para mostrar mais valia destes métodos.

#### 6.3.1 Cinemática direta e inversa

Considerando os ângulos das juntas  $\Theta_{d_1} = [30^\circ, -55.6^\circ, 105.6^\circ, -76.8^\circ, 33.3^\circ, -96^\circ, 123.3^\circ]$ , a posição e a orientação resultantes do *end-effector*, em relação ao referencial da base, são encontradas calculando a cinemática direta:

$${}^0T_7^{d_1} = \begin{bmatrix} -0.956 & -0.290 & -0.046 & 471.19 \\ -0.292 & 0.955 & 0.045 & 77.21 \\ 0.031 & 0.057 & -0.998 & 319.36 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (6.4)$$

Na figura 6.6 é apresentada a configuração do sistema robótico Sawyer para o conjunto de ângulos das juntas  $\Theta_{d_1}$ . De notar que se o *end-effector* tiver uma ferramenta acoplada, o seu tamanho deve ser adicionado ao parâmetro de Denavit-Hartenberg  $L_7$ . Durante as validações cinemáticas foi utilizada a *gripper* elétrica da *Rethink Robotics*, cujo tamanho é  $L_{tool} = 117.7$  mm. Assim sendo, o valor atualizado do parâmetro de Denavit-Hartenberg é  $L_7 = 133.75 + 117.7 = 251.45$  mm.



**Figura 6.6:** Configuração do sistema robótico Sawyer para as posições angulares  $\Theta_{d_1}$ .

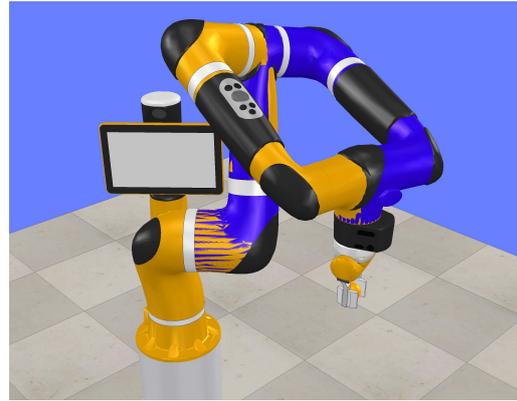
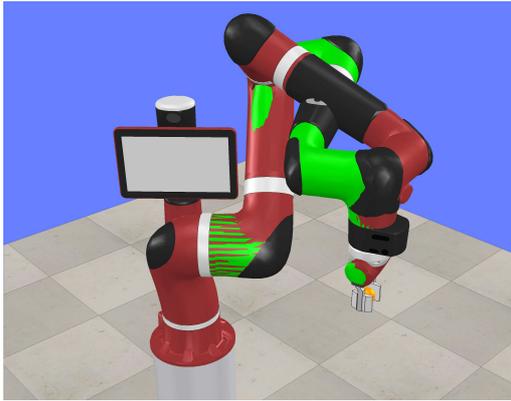
Assumindo que o valor do parâmetro de redundância é  $\theta_1 = -45^\circ$  e que o erro máximo permitido entre iterações é  $\varepsilon_{max} = 10^{-6}$  mm, foram descobertas as oito soluções da cinemática inversa para a pose do *end-effector*  ${}^0T_7^{d_1}$ . A tabela 6.1 lista as oito soluções calculadas e a figura 6.7 demonstra oito sistemas robóticos Sawyer com diferentes cores, onde cada um representa uma solução diferente. De referir que apenas o sistema robótico Sawyer com a cor vermelha existe na realidade, sendo as restantes cores meramente ilustrativas. Com base na figura 6.7 pode concluir-se que as oito soluções da cinemática

**Tabela 6.1:** Soluções possíveis para a pose desejada do *end-effector*  ${}^0T_7^{d_1}$ .

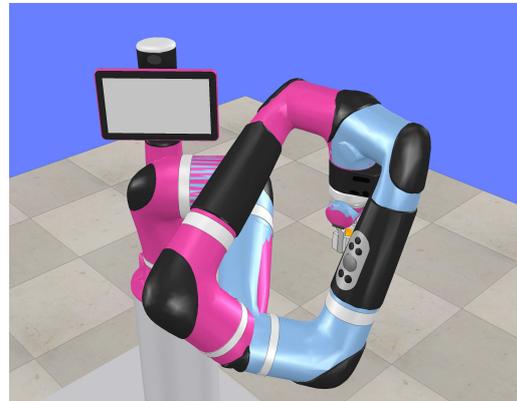
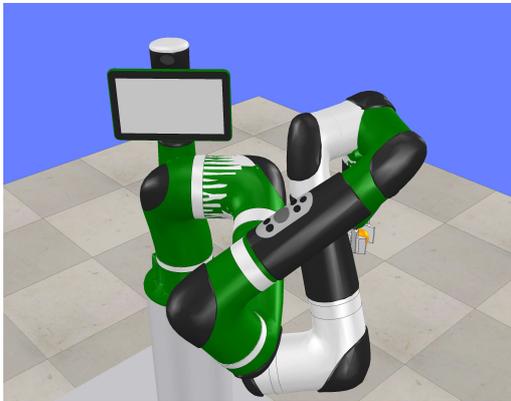
Configuração	0	1	2	3	4	5	6	7
$\theta_1$ (°)	-45.00	-45.00	-45.00	-45.00	-45.00	-45.00	-45.00	-45.00
$\theta_2$ (°)	-125.30	-106.56	-106.37	-127.53	25.37	12.01	12.55	17.17
$\theta_3$ (°)	77.41	41.33	-150.57	158.51	-165.66	162.48	-50.84	-59.16
$\theta_4$ (°)	127.83	127.61	-119.40	-140.23	127.25	109.51	-142.91	-111.03
$\theta_5$ (°)	-138.68	14.19	9.88	165.74	-137.39	-58.97	-62.11	87.36
$\theta_6$ (°)	-68.42	68.51	-78.43	79.27	-160.08	159.70	-119.95	123.33
$\theta_7$ (°)	174.10	-27.70	144.00	-75.71	-26.47	63.37	-94.56	44.59

inversa são válidas, pois todas colocam o *end-effector* na posição desejada – representada pela esfera laranja – com a orientação definida.

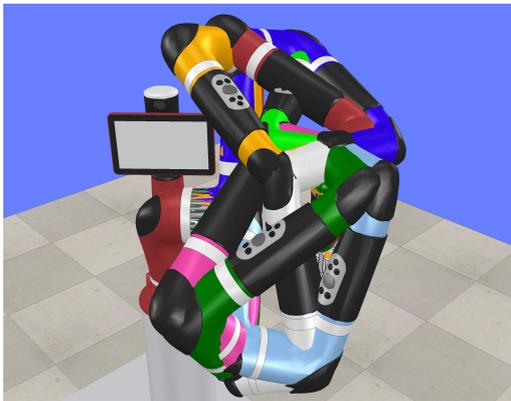
Em todas as soluções, a diferença de posição inicial entre os *end-effectors* dos manipuladores robóticos real e virtual é  $\varepsilon = \|\Delta_{p_{max}}(\Theta_{d_1})\| = L_6$ , devido à omissão do elo  $L_6$ . Não obstante, espera-se que o valor do erro posicional ( $\varepsilon$ ) decresça à medida que o número de iterações aumenta. A figura 6.8 mostra a evolução do erro posicional para cada configuração do sistema robótico durante a resolução do problema da cinemática inversa. Com base nesta figura é possível verificar que o método semi-analítico determinou as oito soluções



(a) Configuração 0 (vermelho) e 2 (verde claro). (b) Configuração 1 (amarelo) e 3 (azul escuro).



(c) Configuração 4 (branco) e 5 (verde escuro). (d) Configuração 6 (rosa) e 7 (azul claro).



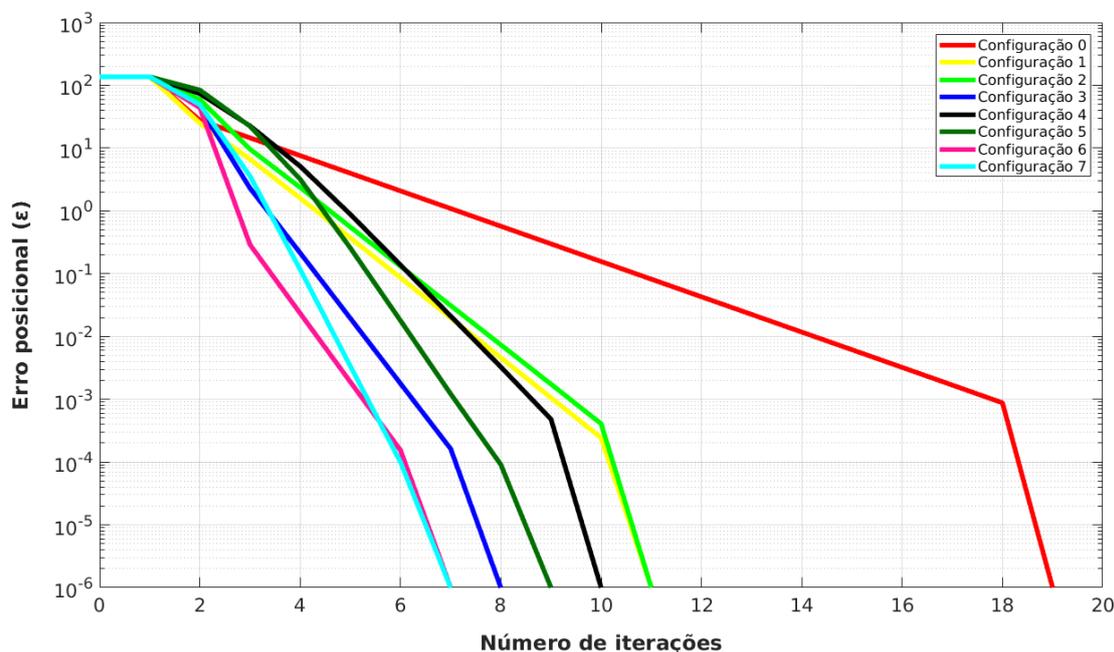
(e) Oito configurações vistas de frente.

(f) Oito configurações vistas de lado.

**Figura 6.7:** Todas as soluções da cinemática inversa para a pose desejada do *end-effector*  ${}^0T_7^{d_1}$ , de acordo com o valor do parâmetro da configuração global  $GC$ .

da cinemática inversa, pois o erro posicional torna-se menor que o erro máximo permitido  $\varepsilon_{max}$ . De referir que o valor de  $\varepsilon_{max}$  influencia o número de iterações necessárias para

achar uma solução.



**Figura 6.8:** Evolução do erro em função do número de iterações, utilizando como critério de paragem o erro máximo permitido  $\varepsilon_{max} = 10^{-6}$  mm.

O método semi-analítico proposto foi implementado utilizando o programa Matlab R2016a (64-bit). O tempo de execução do algoritmo foi testado num computador portátil equipado com um processador Intel® Core™ i7-3630QM (2.40 GHz) e uma placa gráfica NVIDIA GeForce GT 635M, utilizando o Windows 10 (64-bit) como sistema operativo. O tempo computacional necessário para achar cada solução foi obtido utilizando os valores de  $\theta_1$ ,  $\varepsilon_{max}$  e  ${}^0T_7^{d1}$  mencionados anteriormente (tabela 6.2):

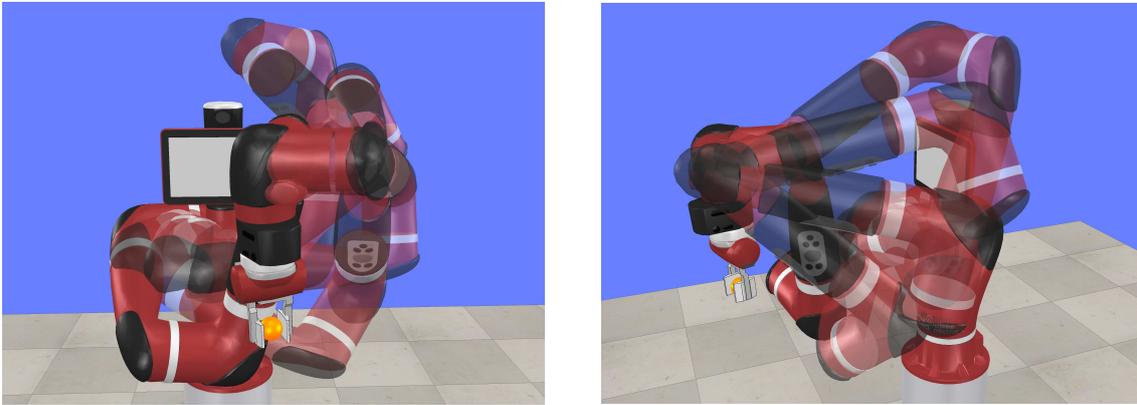
**Tabela 6.2:** Tempo computacional do algoritmo de cinemática inversa para cada solução.

Configuração	0	1	2	3	4	5	6	7
Tempo (ms)	3.16	1.83	1.83	1.34	1.69	1.51	1.18	1.16

Com o objetivo de determinar o tempo computacional médio necessário para descobrir uma solução da cinemática inversa foram seleccionadas mil poses aleatórias do *end-effector* e, para cada uma, foram testados diferentes valores do parâmetro de redundância  $\theta_1$  e

da configuração global  $GC$ . Durante esta experiência somente o erro máximo permitido entre iterações foi mantido constante, sendo igual a  $\varepsilon_{max} = 10^{-6}$  mm. Constatou-se que o tempo médio necessário para encontrar uma solução da cinemática inversa é 1.85 ms.

Tal como referido nos capítulos anteriores, os manipuladores robóticos redundantes têm um DoF “extra” que lhes permite realizar o *self-motion*. Para demonstrar o *self-motion* do braço robótico do Sawyer foi realizada uma experiência. Utilizando a pose do *end-effector*  ${}^0T_7^{d_1}$ , a configuração global 0 e o erro máximo permitido  $\varepsilon_{max} = 10^{-6}$  mm, calculou-se a cinemática inversa para diferentes valores da junta  $\theta_1$  (figura 6.9). Observando a figura



(a) *Self-motion* visto da perspectiva frontal.

(b) *Self-motion* visto da perspectiva lateral.

**Figura 6.9:** *Self-motion* do braço robótico do Sawyer.

6.9 é possível constatar que para os valores factíveis do parâmetro de redundância  $\theta_1$ , a pose do *end-effector* permanece imóvel, porém os ângulos das restantes juntas mudam continuamente. O *self-motion* é uma característica importante, pois torna o manipulador robótico capaz de realizar subtarefas como evitar singularidades, desvio dos obstáculos e afastamento dos limites mecânicos das juntas. No próximo caso é demonstrado o uso do *self-motion* para a otimização dos ângulos das juntas e conseqüente afastamento dos seus limites mecânicos.

Considerando agora os ângulos das juntas  $\Theta_{d_2} = [45^\circ, -27.73^\circ, 20.36^\circ, 84.05^\circ, -74.75^\circ, 89.15^\circ, -86.35^\circ]$ , a posição e a orientação resultantes do *end-effector*, em relação ao referencial da base, são determinadas utilizando a cinemática direta:

$${}^0T_7^{d_2} = \begin{bmatrix} 0.790 & -0.169 & 0.590 & 392.76 \\ 0.360 & -0.651 & -0.669 & 375.15 \\ 0.497 & 0.740 & -0.453 & -34.64 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (6.5)$$

Na figura 6.10 é apresentada a configuração do sistema robótico Sawyer para o conjunto de ângulos das juntas  $\Theta_{d_2}$ . Mais uma vez, e tal como esperado, a extremidade da *gripper* elétrica coincide com a esfera laranja.

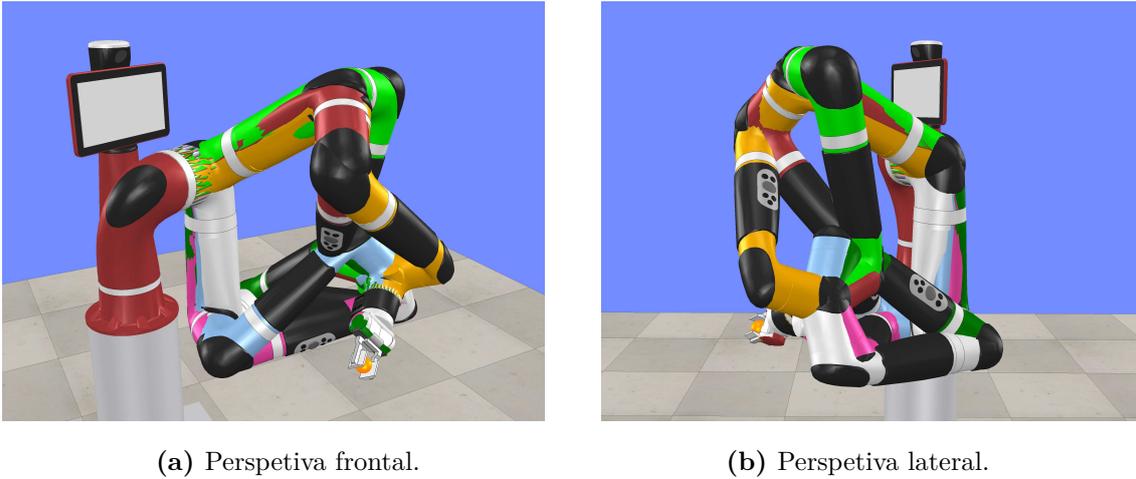


**Figura 6.10:** Configuração do sistema robótico Sawyer para as posições angulares  $\Theta_{d_2}$ .

Assumindo que a pose do *end-effector* é representada pela equação (6.5), que o valor do parâmetro de redundância é  $\theta_1 = 27.47^\circ$  e que o erro máximo permitido entre iterações é  $\varepsilon_{max} = 10^{-6}$  mm, calculou-se a solução da cinemática inversa para os diferentes valores do parâmetro da configuração global  $GC$ . Na figura 6.11 são ilustradas as soluções factíveis da cinemática inversa para os parâmetros estipulados e na tabela 6.3 são listados os conjuntos de posições angulares associados a cada configuração global.

**Tabela 6.3:** Soluções possíveis da cinemática inversa para a pose desejada do *end-effector*  ${}^0T_7^{d_2}$ .

Configuração	0	1	2	3	4	5	6	7
$\theta_1$ (°)	27.47	27.47	27.47	27.47	27.47	27.47	27.47	27.47
$\theta_2$ (°)	-29.34	-26.55	-30.50	-26.63	85.94	94.97	93.66	89.84
$\theta_3$ (°)	52.88	47.45	172.33	-178.35	169.24	-169.16	-55.17	-47.61
$\theta_4$ (°)	133.28	93.53	-133.66	-93.59	92.16	133.59	-99.57	-131.23
$\theta_5$ (°)	107.55	-88.28	-116.19	88.76	-62.14	126.67	115.91	-88.85
$\theta_6$ (°)	-105.00	107.29	-61.81	61.59	-90.00	90.01	-129.50	132.16
$\theta_7$ (°)	137.70	-82.02	140.16	-82.21	26.96	169.32	47.14	-178.79
Zona das juntas	Segurança	Segurança	Otimização	Perigo	Otimização	Otimização	Segurança	Segurança



**Figura 6.11:** Soluções fazíveis da cinemática inversa para a pose desejada do *end-effector*  ${}^0T_7^{d_2}$ .

Analisando a tabela 6.3 conclui-se que os conjuntos de posições angulares associados às configurações globais 1, 2, 6 e 7 estão dentro da zona de segurança. No entanto, as configurações globais 2, 4 e 5 possuem um ângulo que se encontra na zona de otimização. Este facto é explicado pelo intervalo de otimização da junta  $\theta_3$  ser igual à gama de valores seguinte:  $[\theta_{3_{min}}, \theta_{3_{min}} + \rho_L] \cup [\theta_{3_{max}} - \rho_U, \theta_{3_{max}}] = [-174.75^\circ, -164.75^\circ] \cup [164.95^\circ, 174.95^\circ]$ . Por outro lado, a configuração global 3 tem um ângulo na zona de perigo, uma vez que a posição angular da junta  $\theta_3$  apenas pode variar entre os valores pertencentes ao intervalo de  $\theta_3 \in [-174.75^\circ, 174.95^\circ]$ .

Como podemos ver, oito soluções foram descobertas para a pose seleccionada e para os parâmetros de cinemática inversa escolhidos. Porém, uma das soluções – configuração 3 (Sawyer azul escuro) – não é fisicamente fazível em virtude da existência de limites mecânicos nas juntas. Este aspeto pode ser um entrave durante o planeamento de movimentos porque reduz uma das soluções admissíveis do sistema robótico. Assim, decidiu-se aplicar o método de afastamento dos limites mecânicos das juntas e avaliar a eficácia do mesmo.

### 6.3.2 Afastamento dos limites mecânicos das juntas

Para colocar as posições angulares das configurações globais 2, 4 e 5 na zona de segurança e tentar “recuperar” a solução da cinemática inversa associada à configuração global 3, aplicou-se o método de afastamento dos limites mecânicos das juntas. Observando a figura 6.12 é possível notar que as configurações globais 2, 3, 4 e 5 – sistema robótico

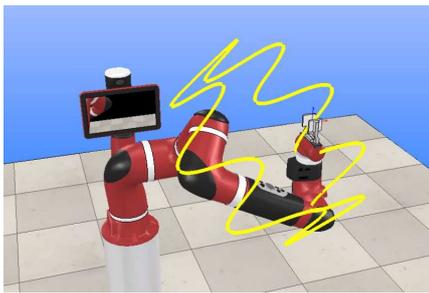


Por intermédio de múltiplas experiências, verificou-se que o método de afastamento dos limites mecânicos das juntas introduz, de certa forma, um nível de “inteligência” à nossa solução. Este algoritmo é particularmente interessante durante o planeamento de movimentos na sala de neurocirurgias, onde é necessário o maior número possível de soluções factíveis para a realização das trajetórias. Deste modo, a equipa médica tem a possibilidade de escolher a configuração do braço robótico mais adequada para desempenhar a tarefa.

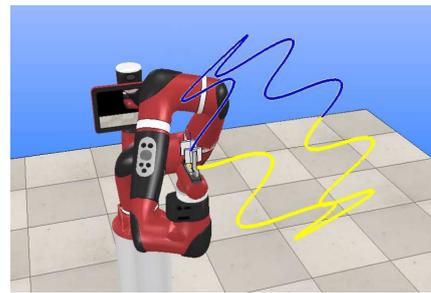
### 6.3.3 Realização de trajetórias no espaço Cartesiano

Em neurocirurgias estereotáxicas robotizadas o foco principal é a realização de trajetórias retilíneas no espaço Cartesiano. Porém, para mostrar a flexibilidade do sistema robótico Sawyer no espaço de trabalho, decidimos testar se o nosso controlador permite também realizar trajetórias curvilíneas tridimensionais. Para tal, desenhou-se no simulador um itinerário curvilíneo fechado constituído por 240 pontos, em que o ponto inicial coincide com o ponto final (figura 6.13a). Em seguida, exportou-se para um ficheiro a posição e a orientação de cada ponto da trajetória em relação à base do braço robótico. Utilizando o painel da geração de trajetórias, importou-se este ficheiro e testou-se a factibilidade do percurso para diferentes valores de  $\theta_1$  e para as oito configurações do sistema robótico. Apesar desta experiência ter sido bem sucedida para diferentes combinações dos parâmetros mencionados, nesta dissertação apenas é ilustrada a realização da trajetória curvilínea para a configuração global 0 e para o parâmetro de redundância  $\theta_1 = -90^\circ$  (figura 6.13).

Sendo o nosso principal objetivo realizar trajetórias retilíneas no espaço Cartesiano durante a implantação de eléctrodos no cérebro, decidimos mostrar também a execução deste tipo de trajetórias com e sem a aplicação do algoritmo de controlo para o afastamento dos limites mecânicos das juntas. No simulador foi desenhada uma trajetória típica de neurocirurgias estereotáxicas com 400 mm de comprimento. Após a extração da posição e orientação de cada ponto da trajetória e a inserção dos mesmos no painel da geração de trajetórias, foram avaliadas as oito configurações do sistema robótico Sawyer para diferentes posições angulares da junta  $\theta_1$ . Nas figuras 6.14 e 6.15 são ilustradas as trajetórias retilíneas realizadas pelo sistema robótico Sawyer utilizando as configurações globais 3 e 5 para os ângulos do parâmetro de redundância  $\theta_1 = 0^\circ$  e  $\theta_1 = 15^\circ$ , respetivamente.



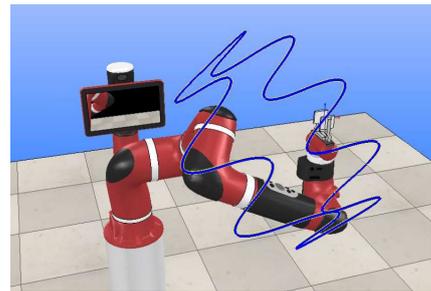
(a) Início da trajetória.



(b) Ponto intermédio da trajetória.



(c) Ponto mais distante à base do Sawyer.



(d) Fim da trajetória.

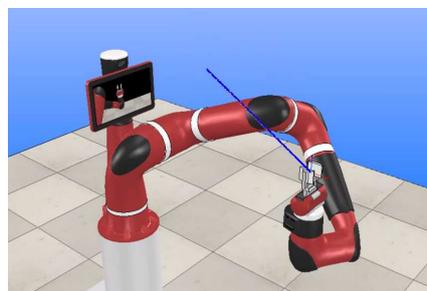
**Figura 6.13:** Realização de uma trajetória curvilínea no espaço Cartesiano.



(a) Início da trajetória.

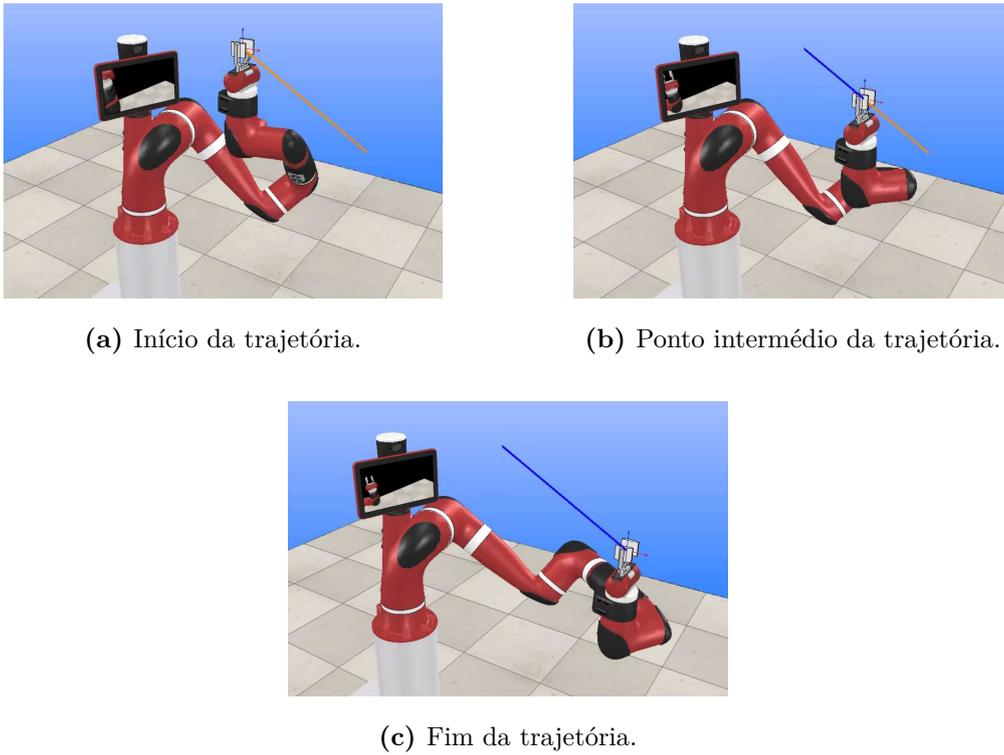


(b) Ponto intermédio da trajetória.



(c) Fim da trajetória.

**Figura 6.14:** Realização de uma trajetória retilínea para a configuração global 3 e  $\theta_1 = 0^\circ$ .



**Figura 6.15:** Realização de uma trajetória retilínea para a configuração global 5 e  $\theta_1 = 15^\circ$ .

Na tabela 6.5 são indicados os intervalos fazíveis do parâmetro de redundância  $\theta_1$  para as diferentes configurações globais do sistema robótico. Analisando esta tabela verifica-se

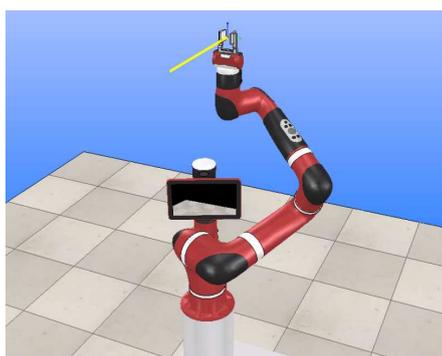
**Tabela 6.5:** Intervalos fazíveis da junta  $\theta_1$  (em graus) para a realização da trajetória retilínea.

Configuração	0	1	2	3	4	5	6	7
Sem otimização	$[-161.4, -136.8] \cup [-35.5, 7.2]$	$\emptyset$	$\emptyset$	$[-161.1, -141.6] \cup [-12.1, 18.1]$	$[-147.0, -125.3] \cup [10.7, 20.4]$	$[-174.75, -152.2] \cup [-11.9, 17.5]$	$[-35.5, -20.3]$	$[-163.3, -134.8]$
Com otimização	$[-170.8, -136.8] \cup [-35.5, 7.2]$	$\emptyset$	$\emptyset$	$[-161.1, -141.6] \cup [-25.3, 18.1]$	$[-147.0, -125.3] \cup [10.7, 20.4]$	$[-174.75, -152.2] \cup [-24.9, 17.5]$	$[-35.5, -20.3]$	$[-163.3, -134.8]$

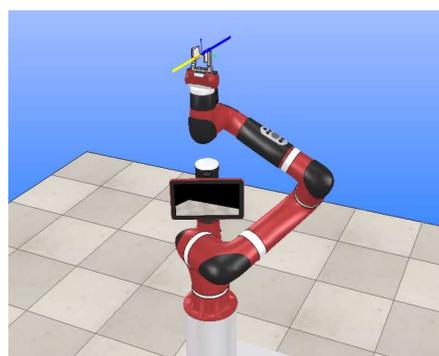
que, independentemente do valor angular da junta  $\theta_1$ , não é possível realizar a trajetória retilínea utilizando as configurações globais 1 e 2 do manipulador robótico. Esta eventualidade surge em consequência de um ou mais pontos da trajetória estarem fora do espaço de trabalho destro do braço robótico ou em consequência de um ou mais ângulos da solução da cinemática inversa estarem fora dos limites mecânicos das juntas. Comparando os intervalos fazíveis da junta  $\theta_1$  para as configurações globais 0, 3 e 5, é possível notar que o algoritmo de afastamento dos limites mecânicos das juntas permite recuperar várias soluções da cinemática inversa e, conseqüentemente, alargar o intervalo de valores fazíveis

do parâmetro de redundância  $\theta_1$ . De referir que estes intervalos foram descobertos manualmente por um processo de “tentativa e erro”. Futuramente, espera-se desenvolver um método que calcule autonomamente os intervalos fazíveis do parâmetro de redundância.

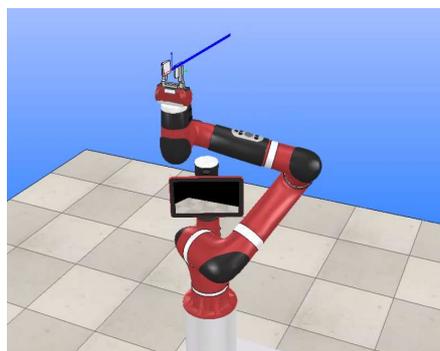
Para provar que o controlador desenvolvido não é suscetível a singularidades internas originadas pelo alinhamento dos eixos de rotação das juntas  $\theta_1$  e  $\theta_6$  (ver figura 5.12), desenhou-se no simulador uma trajetória retilínea de 400 mm que atravessa o ponto “singular”. Utilizando novamente o painel da geração de trajetórias e o ficheiro com as posições e orientações dos pontos do trajeto, foram testadas as oito configurações globais  $GC$  do braço robótico para diferentes valores do parâmetro de redundância  $\theta_1$ . Em todos os casos testados, o sistema robótico realizou ininterruptamente a trajetória e não manifestou qualquer tipo de singularidade. Nas figuras 6.16 e 6.17 são ilustradas as trajetórias realizadas pelo sistema robótico utilizando as configurações globais 2 e 4 para os ângulos do parâmetro de redundância  $\theta_1 = -20^\circ$  e  $\theta_1 = -131^\circ$ , respetivamente.



(a) Início da trajetória.

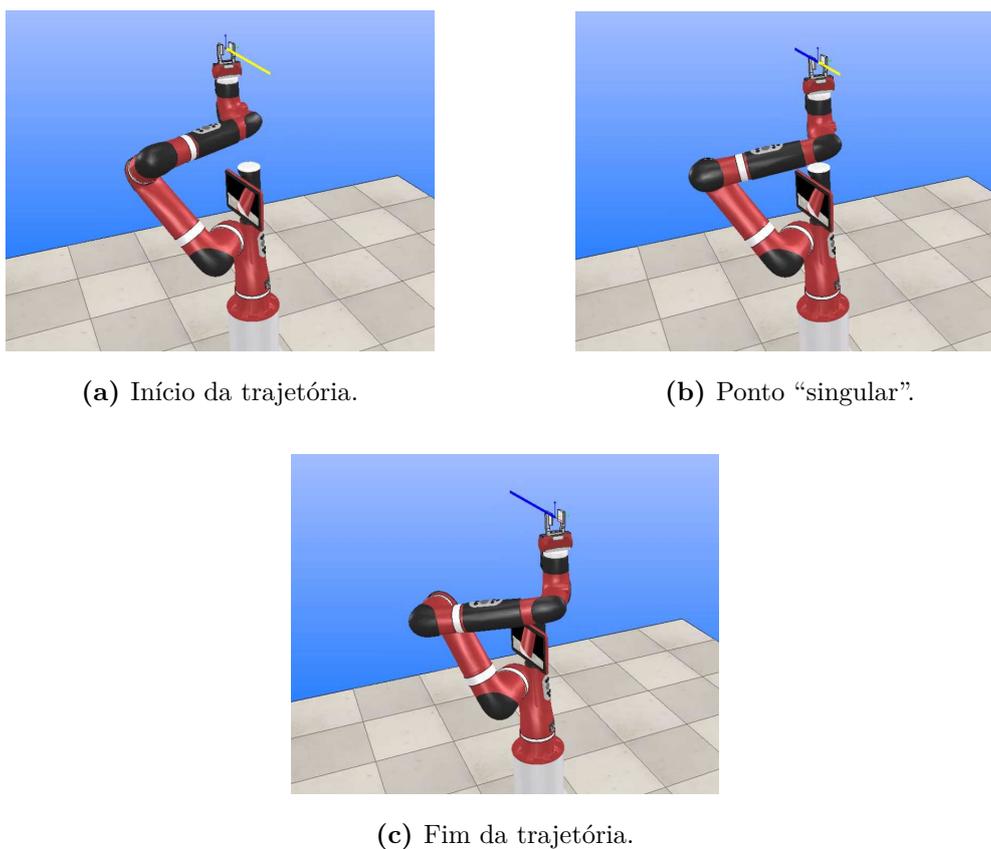


(b) Ponto “singular”.



(c) Fim da trajetória.

**Figura 6.16:** Realização de uma trajetória retilínea sujeita a singularidades internas utilizando a configuração global 2 e  $\theta_1 = -20^\circ$ .



**Figura 6.17:** Realização de uma trajetória retilínea sujeita a singularidades internas utilizando a configuração global 4 e  $\theta_1 = -131^\circ$ .

Após terem sido realizados diferentes tipos de trajetórias no espaço Cartesiano concluiu-se que a fazibilidade das mesmas depende: *(i)* da posição e orientação dos pontos em relação à base do braço robótico, *(ii)* da configuração global  $GC$  selecionada, *(iii)* do valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$  escolhido, *(iv)* do erro máximo permitido entre iterações  $\varepsilon_{max}$  e *(v)* do número máximo de iterações  $k_{max}$  estabelecido para achar uma solução da cinemática inversa.

## 6.4 Interface gráfica com o utilizador para neurocirurgias estereotáxicas

Nesta secção é descrito o modo de funcionamento da interface gráfica desenvolvida para controlar o comportamento do sistema robótico Sawyer durante a realização de neurocirurgias estereotáxicas. Ademais, são minuciosamente clarificados todos os detalhes que dão origem às funcionalidades providenciadas ao Sawyer.

Após o conhecimento do sistema robótico a utilizar, a visita à sala de neurocirurgias do CHUC e a visualização de um procedimento neurocirúrgico real, todas as condições se reuniram para o início do desenvolvimento de uma aplicação de controlo e o alcance do objetivo final proposto nesta dissertação – investigar a viabilidade da utilização do Sawyer como assistente robótico em neurocirurgias estereotáxicas.

Nos procedimentos neurocirúrgicos estereotáxicos cerebrais, o sistema robótico funciona muito perto da cabeça do paciente. Sendo o cérebro uma zona extremamente importante e vital, é fundamental prever o comportamento do manipulador robótico em todos os momentos da neurocirurgia, de forma a evitar potenciais colisões com o paciente, com a equipa médica e com os equipamentos existentes. Para que o sistema robótico Sawyer seja capaz de colaborar em neurocirurgias estereotáxicas, desenvolveu-se uma interface gráfica que integra todas as funcionalidades do controlador implementado e que tem em consideração os procedimentos de segurança e as restrições impostas pela equipa médica. A interface gráfica com o utilizador para neurocirurgias estereotáxicas é apresentada na figura 6.18.

### **Seleção do procedimento neurocirúrgico e da plataforma robótica**

Antes de avançar para a fase intra-operatória, a equipa médica deve tomar duas decisões. Em primeiro lugar, a equipa médica deve escolher o procedimento neurocirúrgico que pretende realizar: Estimulação Cerebral Profunda (DBS) ou Estereoeletroencefalografia (SEEG). Esta preferência não influencia o modo de funcionamento da interface gráfica nem como o procedimento neurocirúrgico se desenrola. Em segundo lugar, a equipa médica deve escolher por quem devem ser desempenhadas as tarefas cirúrgicas: pelo simulador ou pelo sistema robótico Sawyer. Esta opção apenas influencia o modo de como a transferência de dados é processada. Caso a equipa médica selecione o simulador, a transmissão de dados é efetuada com o auxílio da API remota. Caso o sistema robótico Sawyer tenha sido selecionado, a transferência de dados é realizada por intermédio de uma interface ROS, tal como será explicado no capítulo 7. Aconselha-se que a neurocirurgia planeada seja primeiramente testada no simulador, para que a equipa médica possa prever e avaliar o comportamento do sistema robótico antes da execução de qualquer movimento na sala de neurocirurgias real.

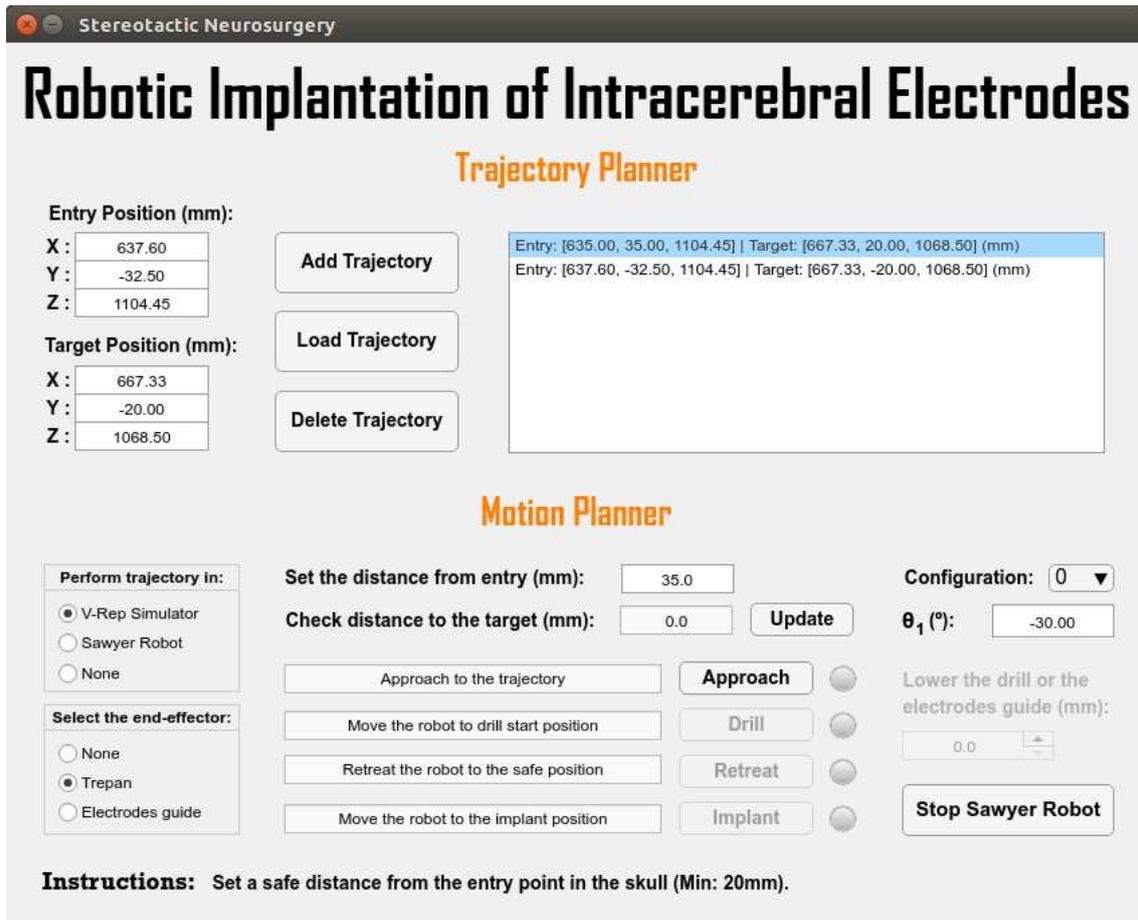


Figura 6.18: Interface gráfica com o utilizador para neurocirurgias estereotáxicas.

## Inserção e remoção de trajetórias cirúrgicas

Após o processo de aquisição e fusão de imagens pré-operatórias e o processo de seleção dos alvos cerebrais e dos pontos de entrada no crânio, a equipa médica tem o que necessita para iniciar a fase intra-operatória da neurocirurgia. Esta fase pode agora ser auxiliada pela nossa interface gráfica direcionada para neurocirurgias estereotáxicas e pelo sistema robótico Sawyer. A partir das coordenadas fornecidas pelo *software* de planeamento médico, nomeadamente as coordenadas do alvo cerebral ( $\vec{P}_{target}$ ) e do ponto de entrada no crânio ( $\vec{P}_{entry}$ ), espera-se que o simulador exiba estas entidades e trace uma reta que intersekte ambos os pontos. Para tal, quando o neurocirurgião pressiona o botão de adicionar uma trajetória – botão *Add Trajectory* – são criadas e posicionadas duas esferas no V-REP, de acordo com as coordenadas das diretivas pré-operatórias inseridas na interface gráfica. Com base nestas diretivas, também é desenhada no simulador uma

reta de 400 mm composta por 81 pontos, separados por intervalos de 5 mm, que simboliza a trajetória a ser realizada pela ferramenta cirúrgica. Uma das extremidades desta reta coincide com o ponto do alvo cerebral e a outra situa-se a 400 mm do mesmo. Obviamente, as representações gráficas do alvo cerebral, do ponto de entrada no crânio e da trajetória cirúrgica só são desenhadas quando o simulador robótico está selecionado. Estas entidades providenciam um *feedback* visual essencial para a avaliação do comportamento do manipulador robótico em relação ao plano pré-operatório.

Independentemente da plataforma robótica selecionada, é necessário conhecer os conjuntos de posições angulares que permitem ao Sawyer realizar a trajetória cirúrgica gerada. Para calcular a posição de todos os pontos desta trajetória é fundamental determinar o vetor direcional ( $\hat{u}_{surg}$ ) entre o ponto do alvo cerebral e o ponto de entrada no crânio, cuja fórmula é:

$$\hat{u}_{surg} = \frac{\vec{P}_{entry} - \vec{P}_{target}}{\|\vec{P}_{entry} - \vec{P}_{target}\|}. \quad (6.6)$$

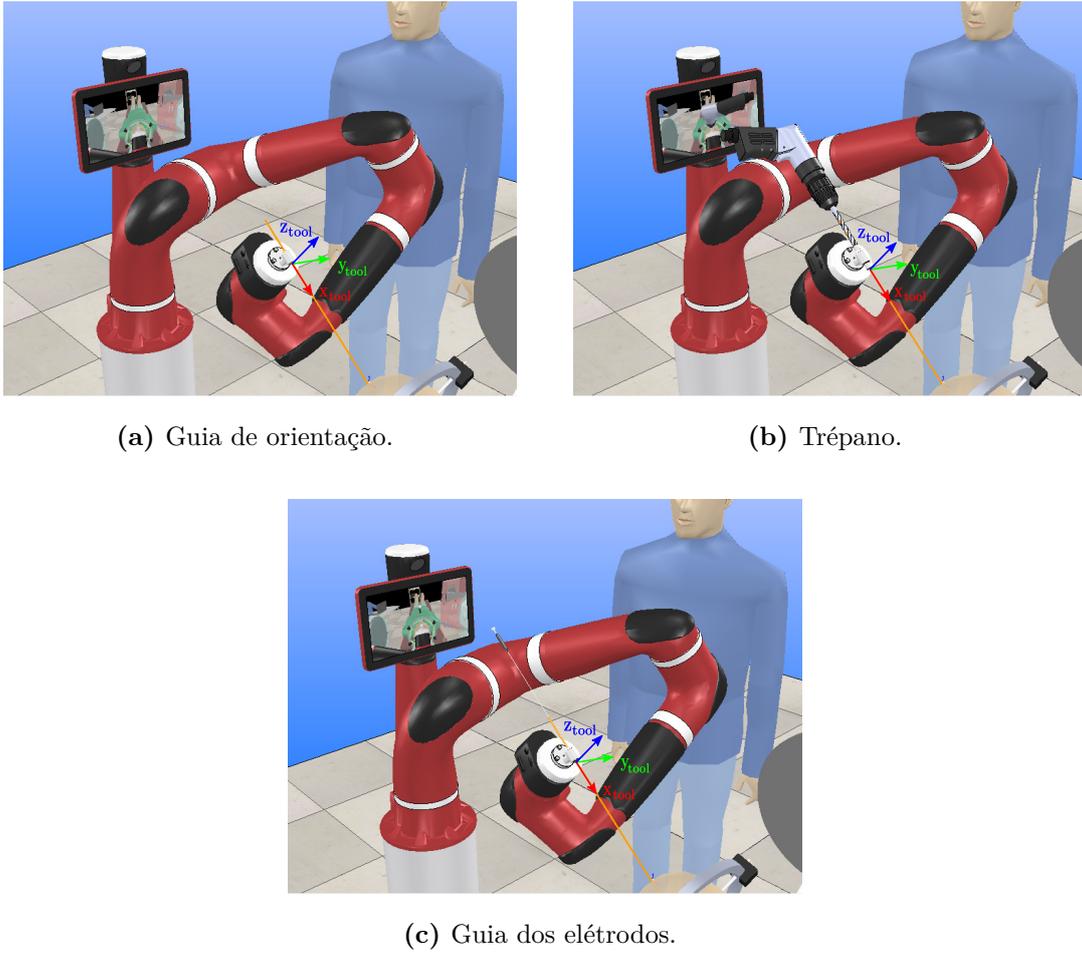
A posição dos pontos pertencentes a esta trajetória podem agora ser calculados utilizando a equação (6.7):

$$\vec{P}_{traj}(k) = \vec{P}_{target} + 5k * \hat{u}_{surg}, \text{ sendo } k \in [0, 80]. \quad (6.7)$$

Conhecendo a posição de cada ponto da trajetória cirúrgica, é necessário determinar também a orientação com que a ferramenta médica deve atravessá-los. Observando as figuras 5.7, 6.19a, 6.19b e 6.19c, conclui-se que para movimentar a ferramenta médica colinearmente com a trajetória cirúrgica é necessário alinhar o eixo  $\hat{x}_{tool}$  com o vetor  $\hat{u}_{surg}$ . Sendo  $\hat{u}_{surg}$  o vetor unitário que representa a trajetória cirúrgica com a direção do alvo cerebral para o ponto de entrada no crânio, pretende-se que o eixo  $\hat{x}_{tool}$  tenha a mesma orientação mas com sentido oposto, pois a ferramenta cirúrgica deve realizar uma trajetória descendente. Assim sendo, é possível afirmar que:

$$\hat{x}_{tool} = -\hat{u}_{surg}. \quad (6.8)$$

Considerando que o vetor unitário  $\hat{x}_{tool}$  é igual ao vetor unitário  $\hat{u}$  da equação (5.15),



**Figura 6.19:** Ferramentas cirúrgicas em ambiente de simulação.

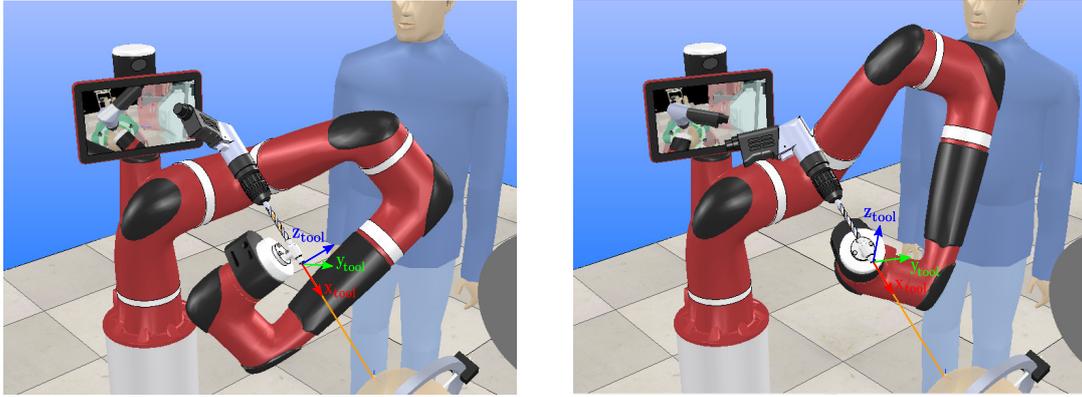
os ângulos de Euler  $\beta$  e  $\gamma$  podem ser determinados a partir das equações (6.9) e (6.10), respetivamente:

$$\beta = \text{atan}_2 \left( \hat{x}_{tool(3,1)}, \sqrt{1 - \hat{x}_{tool(3,1)}^2} \right) \quad (6.9)$$

$$\gamma = \text{atan}_2 \left( \hat{x}_{tool(2,1)}, \hat{x}_{tool(1,1)} \right). \quad (6.10)$$

Sabe-se que para realizar uma trajetória retilínea no espaço Cartesiano são necessários apenas 5 DoF. O sistema robótico Sawyer disponibiliza 7 DoF, sendo 1 DoF utilizado para controlar o *self-motion* através do parâmetro de redundância  $\theta_1$ . No entanto, para a realização desta tarefa é necessário impor uma segunda condição. Durante a realização da trajetória retilínea, e mesmo com os ângulos de Euler  $\beta$  e  $\gamma$  conhecidos, a ferramenta

cirúrgica pode girar em torno do eixo  $\hat{x}_{tool}$  (ver figuras 6.19b, 6.20a e 6.20b). Para colmatar este facto, a condição imposta é representada pelo valor do ângulo de Euler  $\alpha$ . Nesta dissertação estabeleceu-se que o ângulo de Euler  $\alpha$  é igual a  $0^\circ$ .



(a) Orientação para  $\alpha = -30^\circ$ .

(b) Orientação para  $\alpha = 30^\circ$ .

**Figura 6.20:** Orientação da ferramenta cirúrgica para diferentes valores do ângulo de Euler  $\alpha$ .

Computacionalmente, a trajetória cirúrgica é representada por um vetor de matrizes, onde cada matriz contém informações sobre a posição e a orientação de um ponto da trajetória. Esta matriz tem dimensão  $4 \times 4$  e é expressa da mesma forma que a matriz da equação (5.14). O tamanho do vetor é igual ao número de pontos da trajetória cirúrgica. Sempre que novas diretivas pré-operatórias são adicionadas na interface gráfica, uma nova trajetória cirúrgica é gerada e listada sob a forma de uma mensagem padrão: *Entry:*  $[x, y, z] \mid Target: [x, y, z]$  (mm).

Caso a equipa médica deseje realizar várias trajetórias cirúrgicas mas não pretenda adicionar individualmente as diretivas pré-operatórias na interface gráfica, um dos assistentes pode preparar um ficheiro com o planeamento cirúrgico completo. Este ficheiro deve conter as informações alusivas a cada trajetória que se pretenda gerar, nomeadamente o ponto de entrada no crânio e o ponto do alvo cerebral. O ficheiro com o planeamento cirúrgico pode ser selecionado depois do neurocirurgião pressionar o botão de importação de planeamentos cirúrgicos – botão *Load Trajectory*. O processo de geração de trajetórias descrito anteriormente é efetuado para cada conjunto de diretivas pré-operatórias existentes no ficheiro.

Aos membros da equipa médica também é dada a possibilidade de remover trajetórias cirúrgicas da interface gráfica. Primeiramente deve-se selecionar a trajetória que se deseja eliminar e em seguida é necessário pressionar o botão de remoção de trajetórias – botão *Delete Trajectory* – para que a ação seja consumada. De notar que esta funcionalidade só é disponibilizada quando existe pelo menos uma trajetória na lista da interface gráfica.

### Alteração da ferramenta cirúrgica

Sendo a aplicação do sistema robótico a colaboração em neurocirurgias estereotáxicas, espera-se que este seja capaz de trocar, segurar e estabilizar as diferentes ferramentas médicas nas diversas tarefas cirúrgicas. Para tal, dotou-se o robô Sawyer com a capacidade de alterar a ferramenta médica acoplada ao seu *end-effector* antes e durante a simulação.

Nesta dissertação, o sistema robótico é utilizado simplesmente para posicionar e orientar a ferramenta cirúrgica ao longo da trajetória delineada no espaço Cartesiano e para estabilizá-la quando atingida a posição de segurança definida – sistema robótico passivo. Tanto em simulação como no contexto real, uma das responsabilidades do neurocirurgião é alterar a profundidade do trépano durante a perfuração do crânio e a profundidade dos elétrodos durante a implantação dos mesmos. Todavia, em simulação não existem neurocirurgiões com a função de trocar e ajustar a profundidade da ferramenta cirúrgica. Para compensar este aspeto são utilizadas três ferramentas médicas - guia de orientação (figura 6.19a), trépano (figura 6.19b) e guia dos elétrodos (figura 6.19c) - previamente desenhadas pelos membros do MarLab. As duas últimas ferramentas possuem uma junta linear que permite alterar a profundidade dos elétrodos e do trépano relativamente ao *end-effector* do sistema robótico. O deslocamento destas juntas lineares é também controlado a partir da interface gráfica apresentada nesta secção.

Para acoplar a ferramenta cirúrgica em simulação é necessário conhecer a pose atual do sistema robótico Sawyer, em particular a posição do *end-effector* ( ${}^0\vec{P}_7$ ) e a posição do *offset* do pulso ( ${}^0\vec{P}_6$ ) em relação à base. Com estas posições é calculado o vetor unitário ( $\hat{v}$ ) que atravessa ambos os pontos mencionados:

$$\hat{v} = \frac{{}^0\vec{P}_7 - {}^0\vec{P}_6}{\|{}^0\vec{P}_7 - {}^0\vec{P}_6\|}. \quad (6.11)$$

A posição da base da ferramenta cirúrgica, em relação à base do braço robótico, é então

calculada utilizando a equação (6.12):

$$\vec{P}_{tool} = {}^0\vec{P}_7 + \hat{v} * L_t \quad (6.12)$$

sendo  $L_t$  a distância entre o *end-effector* e a base da ferramenta cirúrgica. A orientação da ferramenta médica ( $R_{tool}$ ) é igual à orientação do último elo do sistema robótico ( ${}^0R_7$ ). Assim sendo, a matriz que estabelece o acoplamento entre as diferentes ferramentas cirúrgicas e o *end-effector* é representada pela equação (6.13):

$$T_{tool} = \begin{bmatrix} R_{tool} & \vec{P}_{tool} \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (6.13)$$

A ferramenta médica acoplada ao *end-effector* do sistema robótico pode ser substituída num dos painéis desta interface gráfica.

### Seleção do ponto de segurança

Uma vez selecionada a trajetória cirúrgica a realizar, no painel das instruções surge a mensagem: *Set a safe distance from the entry point in the skull (Min: 20mm)*. Durante a realização de neurocirurgias estereotáxicas em colaboração com um assistente robótico, não se pretende que este, em momento algum, entre em contacto com o paciente. Para tal, e antes do sistema robótico se movimentar, deve ser definida uma distância de segurança entre o crânio do paciente e a extremidade da ferramenta cirúrgica. Na interface gráfica é disponibilizado um campo próprio para a introdução do valor da distância de segurança. Esta distância deve ser inserida em milímetros e o seu valor deve ser superior a 20 mm. Quando uma distância de segurança válida é introduzida, no painel das instruções é publicada a seguinte mensagem: *Select the configuration and  $\theta_1$ , then press the approach button to perform the trajectory*. Caso a distância de segurança não respeite os critérios definidos, a equipa médica é notificada com uma mensagem de aviso. De referir que o sistema robótico real ou simulado só inicia a tarefa cirúrgica após ter sido estabelecida uma distância de segurança válida.

Com base na distância de segurança e na trajetória cirúrgica de 400 mm, é elaborada uma segunda trajetória, denominada por trajetória cirúrgica da cinemática inversa. Os pontos desta nova trajetória em tudo são iguais aos da trajetória cirúrgica. A diferença

entre estas duas trajetórias é o comprimento, sendo a trajetória cirúrgica da cinemática inversa relativamente mais curta. Ao contrário da trajetória cirúrgica em que o ponto final é o alvo cerebral, a trajetória cirúrgica da cinemática inversa tem como ponto final o ponto de segurança – ponto onde o braço robótico deve colocar e estabilizar a ferramenta médica. Todavia, ambas as trajetórias partilham o mesmo ponto inicial – ponto a 400 mm de distância do alvo cerebral. O ponto de segurança pode ser calculado através da equação (6.14):

$$\vec{P}_{safe} = \vec{P}_{entry} + L_{SafeDist} * \hat{u}_{surg} \quad (6.14)$$

sendo  $L_{SafeDist}$  a distância de segurança. Apesar do tamanho da trajetória cirúrgica da cinemática inversa<sup>5</sup> não ser utilizado durante a implementação, o mesmo pode ser calculado através da seguinte equação:

$$Length = 400 - \left\| \vec{P}_{target} - \vec{P}_{entry} \right\| - L_{SafeDist} \text{ (mm)}. \quad (6.15)$$

Este pormenor além de aprimorar a segurança da solução desenvolvida, implicitamente também aumenta o número de soluções possíveis para a realização da tarefa cirúrgica, visto que os pontos da trajetória mais afastados do Sawyer não são percorridos pelo seu *end-effector*. Estes pontos apenas são percorridos pelo trépano e pelos elétrodos, aquando dos procedimentos de perfuração e implantação, respetivamente.

### Aproximação à trajetória cirúrgica

A interface gráfica foi desenvolvida de maneira a que o sistema robótico siga o fluxo de trabalho de um procedimento neurocirúrgico real, tal como o apresentado na secção 3.1.1. Deste modo, a interface gráfica alterna entre os seus diferentes estados conforme a etapa atual do procedimento neurocirúrgico. À exceção de um caso, em cada estado apenas um dos botões *Approach*, *Drill*, *Retreat* ou *Implant* está ativo, consoante a próxima etapa a realizar. Após a seleção da trajetória cirúrgica desejada, espera-se que o braço robótico realize uma aproximação ao ponto inicial da mesma. Portanto, apenas o botão da etapa de aproximação – botão *Approach* – se encontra ativo num primeiro instante.

<sup>5</sup>**Secção 6.4** – Devido à semelhança entre as trajetórias e de modo a facilitar a compreensão do leitor, doravante a trajetória cirúrgica da cinemática inversa será chamada de trajetória cirúrgica.

O botão de aproximação realiza uma das tarefas mais importantes da interface gráfica, nomeadamente o cálculo e a avaliação da fazibilidade dos conjuntos de posições angulares associados a cada ponto da trajetória cirúrgica. Os conjuntos de posições angulares são calculados com base no valor da configuração global  $GC$  e no valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$ , utilizando o algoritmo de controlo para o afastamento dos limites mecânicos das juntas. Os valores destes parâmetros podem ser ajustados pelo neurocirurgião na própria interface gráfica. Para além de alargar o intervalo de valores possíveis do parâmetro de redundância  $\theta_1$  (consultar secção 6.3.3), o método escolhido para o cálculo dos conjuntos de posições angulares também pode melhorar substancialmente a precisão da solução obtida, pois os ângulos das juntas estão mais distantes dos seus limites mecânicos e, conseqüentemente, mais próximos das suas posições de origem (consultar o tópico da precisão na secção 4.4).

As etapas do procedimento neurocirúrgico só são realizadas quando é descoberto um conjunto de posições angulares possível para cada ponto pertencente à trajetória cirúrgica. Todos os conjuntos de ângulos devem colocar o *end-effector* na pose desejada, devem estar dentro dos limites mecânicos das juntas e, se possível, dentro da zona de segurança. Apenas um conjunto de ângulos que não respeite as condições referidas é suficiente para considerar a trajetória como não possível. Neste caso, a presente etapa não é realizada e a lâmpada associada ao botão de aproximação é colocada com cor vermelha. Quando a trajetória é possível, a lâmpada supracitada é colocada com cor verde e no painel das instruções é divulgada a mensagem: *Approaching the initial point of the trajectory*. Nesta circunstância, o braço robótico do Sawyer desloca-se desde a sua postura inicial até ao primeiro ponto da trajetória cirúrgica, seguindo o itinerário mais curto no espaço das juntas. Com a intenção de suavizar a trajetória, neste mesmo espaço é aplicado o método da interpolação linear entre conjuntos subsequentes de ângulos das juntas. Informações pormenorizadas sobre a implementação da interpolação linear no espaço das juntas são disponibilizadas no capítulo 7. Além disso, são desativados os botões de aproximação, inserção e remoção de trajetórias, os painéis de seleção das ferramentas médicas e da plataforma de simulação, e as opções da configuração global  $GC$  e do parâmetro de redundância  $\theta_1$ .

Uma vez alcançado o ponto inicial da trajetória cirúrgica, é necessário transitar para a próxima etapa da neurocirurgia. Esta transição depende se a equipa médica deseja realizar o procedimento neurocirúrgico no paciente ou no dispositivo *phantom*. De modo a

reduzir o tempo do processo de validação das coordenadas pré-operatórias no dispositivo *phantom*, considerou-se que as etapas de perfuração craniana e de recuo do braço robótico não são necessárias. Como tal, no final da etapa de aproximação são ativados os botões de perfuração craniana e de implantação dos elétrodos – sendo este o caso excepcional. Por fim, o painel de seleção das ferramentas médicas é ativado e no painel das instruções é apresentada a mensagem: *Select the trepan and press the drill button to move the robot to the drill position.*

### Perfuração do crânio

No início desta etapa, o instrumento médico acoplado ao *end-effector* do braço robótico encontra-se no ponto inicial da trajetória cirúrgica – ponto a uma distância de 400 mm do alvo cerebral. Sendo o propósito desta etapa a perfuração de uma pequena área do crânio, é necessário eleger o trépano como ferramenta cirúrgica. Esta ação pode ser efetuada no painel de seleção das ferramentas médicas.

Neste ponto, a interface gráfica apenas tem ativo o painel de seleção das ferramentas médicas e os botões de perfuração, de implantação, de paragem do sistema robótico e de atualização da distância ao alvo cerebral. Além de tornar a neurocirurgia estereotáxica mais segura, este aspeto também torna a interface gráfica mais intuitiva, pois o neurocirurgião sabe o próximo passo a realizar. Uma vez pressionado o botão de perfuração – botão *Drill*, averigua-se se o trépano está acoplado ao *end-effector*. Se acoplado, o braço robótico alinha o trépano e desloca-o ao longo da trajetória cirúrgica pré-planeada até alcançar o ponto de segurança. Caso contrário, a equipa médica é advertida com a mensagem de aviso: *Trepan is not selected!*, a lâmpada associada ao botão de perfuração é colocada com cor vermelha e a etapa de perfuração não é realizada.

Durante a deslocação do trépano ao longo da trajetória cirúrgica, o braço robótico alcança sucessivamente os conjuntos de posições angulares calculados na etapa de aproximação. Simultaneamente, no painel das instruções é apresentada a mensagem: *Moving the robot to the drill position.* Ademais, são desativados o painel de seleção das ferramentas médicas e os botões de perfuração e de implantação. Uma vez alcançado o ponto de segurança, a lâmpada associada ao botão de perfuração é colocada com cor verde e os botões de ajuste da profundidade da ferramenta cirúrgica e de recuo do braço robótico são ativados. O primeiro botão permite ao neurocirurgião compreender, em ambiente de si-

mulação, se o trépano realmente atinge o ponto de entrada no crânio estabelecido. Porém, esta funcionalidade não tem qualquer utilidade em ambiente real, visto que a profundidade do trépano é manualmente ajustada pelo neurocirurgião. Após a perfuração do crânio, o neurocirurgião pode diminuir a profundidade do trépano e recuar o braço robótico novamente até ao ponto inicial da trajetória cirúrgica. Finalmente, no painel das instruções é apresentada a seguinte mensagem: *Press the retreat button to move the robot to the initial point of the trajectory.*

### **Recuo até ao ponto inicial da trajetória cirúrgica**

Após a perfuração de um orifício para o acesso intracraniano, pretende-se implantar um eletrodo na localização pré-planeada do alvo cerebral. A etapa de implantação é realizada com o auxílio da guia dos eletrodos, sendo necessário acoplar esta ferramenta ao *end-effector* do braço robótico. Porém, neste momento, a extremidade da ferramenta cirúrgica atual (trépano) encontra-se no ponto de segurança, ou seja, muito próxima do crânio. Com a intenção de evitar potenciais colisões com o paciente, estipulou-se que a ferramenta cirúrgica só pode ser alterada quando o braço robótico do Sawyer se situa na posição inicial da trajetória retilínea planeada.

Tendo em consideração as restrições estabelecidas, a presente etapa consiste em movimentar o instrumento médico, de forma colinear com a trajetória cirúrgica retilínea, desde o ponto de segurança até ao ponto inicial desta trajetória. Neste ponto, a guia dos eletrodos deve ser selecionada a partir do painel correspondente. Quando o botão de recuo do braço robótico – botão *Retreat* – é pressionado, são desativados os botões de ajuste da profundidade das ferramentas médicas e de recuo do braço robótico. Simultaneamente, no painel das instruções é revelada a seguinte mensagem: *Moving the robot to the initial point of the trajectory.* O itinerário percorrido pelo instrumento médico é exatamente o mesmo da etapa anterior. No entanto, como o braço robótico se está a afastar do crânio, os conjuntos de posições angulares calculados na etapa de aproximação são alcançados sequencialmente pela ordem inversa. Uma vez atingido o ponto inicial da trajetória cirúrgica, a lâmpada associada ao botão de recuo é colocada com cor verde e são ativados o painel de seleção das ferramentas médicas e o botão de implantação dos eletrodos. Por fim, no painel das instruções é expressa a mensagem: *Select the electrodes guide and press the implant button to move the robot to the implant position.*

## Implantação dos eletrodos

A etapa de implantação é semelhante à etapa de perfuração. Inicialmente, o instrumento médico acoplado ao *end-effector* encontra-se no ponto inicial da trajetória cirúrgica. Sendo o propósito desta etapa a implantação de um eletrodo na localização cerebral pré-planeada, é necessário selecionar a guia dos eletrodos como ferramenta cirúrgica.

Neste ponto, a interface gráfica apenas tem ativo o painel de seleção das ferramentas médicas e os botões de implantação, de paragem do sistema robótico e de atualização da distância ao alvo cerebral. Uma vez pressionado o botão de implantação – botão *Implant*, verifica-se se a guia dos eletrodos está acoplada ao *end-effector*. Se acoplada, o braço robótico alinha esta ferramenta e desloca-a ao longo da trajetória cirúrgica planeada até alcançar o ponto de segurança. Caso contrário, a equipa médica é advertida com a mensagem de aviso: *Electrodes guide is not selected!*, a lâmpada associada ao botão de implantação é colocada com cor vermelha e a própria etapa de implantação não é desempenhada.

Novamente, durante a deslocação do eletrodo ao longo da trajetória cirúrgica, o braço robótico alcança ordenadamente os conjuntos de posições angulares calculados na etapa de aproximação. Ao mesmo tempo, no painel das instruções é apresentada a mensagem: *Moving the robot to the implant position*. Além disso, são desativados o painel de seleção das ferramentas médicas e o botão de implantação. Alcançado o ponto de segurança, a lâmpada associada ao botão de implantação é colocada com cor verde, o botão de ajuste da profundidade do instrumento médico é ativado e o botão de deslocar o braço robótico até à sua postura inicial é revelado. O primeiro botão permite ao neurocirurgião alterar, de forma iterativa, a profundidade do eletrodo até alcançar o alvo cerebral. Utilizando o simulador, o neurocirurgião pode também verificar se o eletrodo percorreu a trajetória cirúrgica com a precisão requerida. No entanto, esta funcionalidade não tem qualquer utilidade em ambiente real, pois a profundidade do eletrodo é mecanicamente ajustada pelo neurocirurgião.

Após a implantação do eletrodo no cérebro, o neurocirurgião pode dar a ordem para o braço robótico se mover até à sua postura inicial, sendo apresentada no painel das instruções a seguinte mensagem: *Press the home button to move the robot to the home position*.

## Retorno à postura inicial

A deslocação do braço robótico até à sua postura inicial é composta por duas subetapas: (i) o recuo do braço robótico desde a posição de segurança até à posição inicial da trajetória cirúrgica e (ii) a deslocação do braço robótico desde a posição anterior até à sua postura inicial. Ambas as subetapas são realizadas após o neurocirurgião pressionar o botão *Home Position*.

A primeira subetapa é similar ao procedimento efetuado na etapa de recuo do braço robótico. Sucintamente, o Sawyer alcança progressivamente os conjuntos de posições angulares associados a cada ponto da trajetória, começando no ponto de segurança e terminando no ponto inicial da mesma. A segunda subetapa consiste em realizar uma trajetória retilínea no espaço das juntas entre a posição inicial da trajetória cirúrgica e a postura inicial do sistema robótico. O itinerário percorrido pelo instrumento médico é idêntico ao realizado durante a fase de aproximação. Durante a realização destas duas subetapas, a seguinte mensagem é transmitida no painel das instruções: *Moving the robot to the home position*.

Após o término de ambas as subetapas, a equipa médica pode selecionar e realizar outra trajetória cirúrgica. Neste ponto são novamente ativados os botões de inserção e remoção de trajetórias, bem como os botões de seleção da plataforma de simulação, configuração global, parâmetro de redundância, ferramenta cirúrgica e de aproximação à trajetória. Pelo contrário, o botão de ajuste da profundidade da ferramenta cirúrgica é bloqueado e o botão *Home Position* é omitido. As lâmpadas mencionadas nos tópicos anteriores são colocadas com cor cinzenta e no painel das instruções é apresentada a mensagem: *Please select another trajectory to continue the neurosurgical procedure*.

Quando se tenciona alcançar um novo alvo cerebral, o braço robótico deve começar a partir da postura inicial especificada. Esta é uma medida de segurança que tem como finalidade evitar potenciais colisões com o crânio do paciente (*e.g.* evitar o deslocamento do instrumento médico entre um ponto localizado no lado esquerdo do crânio e um ponto situado no lado direito do mesmo, seguindo o caminho mais curto). Caso a equipa médica deseje terminar o procedimento neurocirúrgico em curso, um dos assistentes pode simplesmente fechar a interface gráfica. Neste caso, a comunicação com o sistema robótico real ou simulado é finalizada.

Tendo em consideração a descrição das etapas necessárias para a implantação de um eletrodo, é possível perceber que a interface gráfica direcionada para neurocirurgias foi desenvolvida com o objetivo de aprimorar a segurança do procedimento cirúrgico e de aumentar a previsibilidade dos movimentos do braço robótico. É por causa deste segundo aspecto que são realizadas as mesmas trajetórias retilíneas durante as diversas etapas descritas anteriormente.

### Verificação da distância ao alvo cirúrgico

A qualquer momento, o neurocirurgião pode consultar a distância entre a extremidade da ferramenta cirúrgica e o alvo cerebral a alcançar. Quando o neurocirurgião pressiona o botão *Update* são adquiridas as posições angulares atuais das sete juntas do braço robótico. Dependendo da escolha inicial da equipa médica, as posições angulares do sistema robótico real ou simulado são solicitadas por intermédio da comunicação ROS ou da API remota, respetivamente. Caso se tenha selecionado o simulador V-REP para antever o comportamento do braço robótico, também é adquirido o valor do deslocamento da junta linear da ferramenta médica.

Em simulação, durante a realização de neurocirurgias estereotáxicas são utilizadas as três ferramentas médicas mencionadas anteriormente, cujos tamanhos são  $L_{tool} = 42$  mm. Este tamanho deve ser somado ao parâmetro de Denavit-Hartenberg  $L_7$ . Assim sendo, o valor atualizado do parâmetro de Denavit-Hartenberg é  $L_7 = 133.75 + 42 = 175.75$  mm. A pose da ferramenta cirúrgica correspondente ao conjunto de ângulos adquirido é calculada utilizando a cinemática direta. Conhecendo a posição do alvo cerebral em relação à base do braço robótico ( $\vec{P}_{target}$ ) e sabendo a posição atual da ferramenta cirúrgica ( $\vec{P}_{tool}$ ), é possível calcular a distância entre estes dois pontos ( $d_{target}$ ) a partir da equação (6.16):

$$d_{target} = \left\| \vec{P}_{target} - \vec{P}_{tool} \right\| - d_{tool} \text{ (mm)} \quad (6.16)$$

sendo  $d_{tool}$  a profundidade do trépano ou dos eletrodos relativamente ao referencial da ferramenta cirúrgica (*i.e.* deslocamento da junta linear). De referir que a parcela  $d_{tool}$  não é adicionada aquando da utilização do sistema robótico real, pois a profundidade do trépano ou dos eletrodos é ajustada manualmente pelo neurocirurgião. O resultado obtido na equação (6.16) é divulgado na caixa de texto associada ao botão *Update*.

## Interrupção e recomeço da movimentação do Sawyer

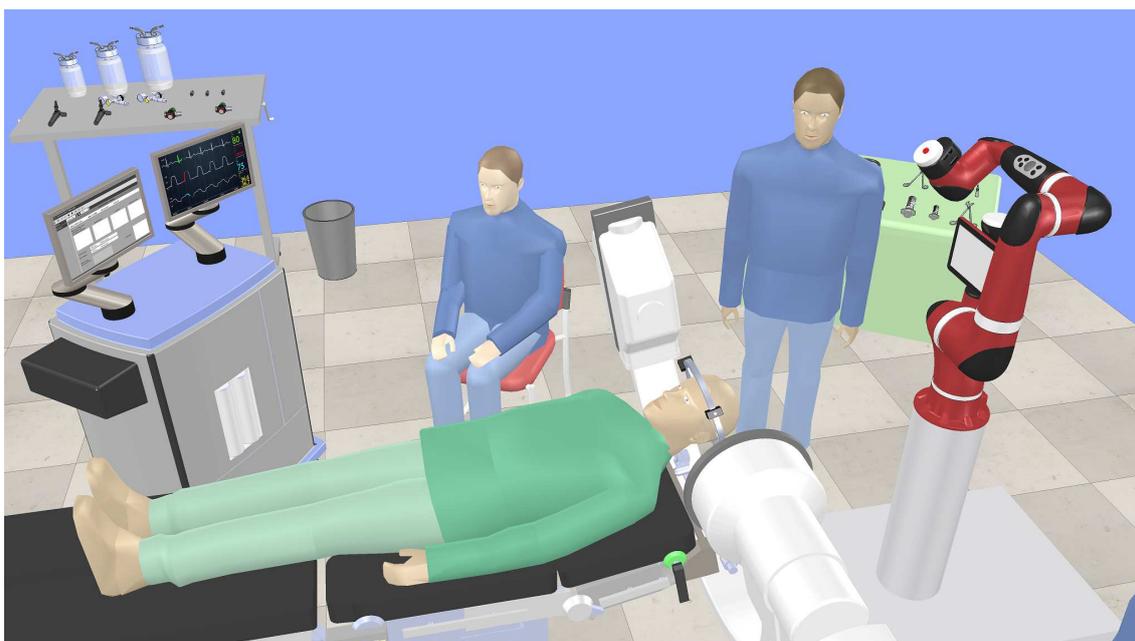
A qualquer instante, a equipa médica pode também interromper o movimento do sistema robótico real ou simulado. Esta ordem é efetuada após o botão de paragem – botão *Stop Sawyer Robot* – ter sido pressionado por um dos assistentes médicos. Novamente, esta diretriz é submetida através da comunicação ROS ou da API remota, dependendo da plataforma selecionada inicialmente. Caso tenha sido selecionado o simulador V-REP, a simulação em execução é pausada, fazendo com que o manipulador robótico simulado pare. Caso tenha sido selecionado o sistema robótico Sawyer, os travões mecânicos são acionados e a alimentação elétrica dos atuadores é cessada. Uma vez imobilizado o braço robótico, o botão *Stop Sawyer Robot* é omitido e no seu lugar é colocado o botão *Enable Sawyer Robot*.

Ao contrário do botão anterior, o botão *Enable Sawyer Robot* autoriza a movimentação do Sawyer na sala de neurocirurgias. No simulador robótico é dada a ordem para retomar a simulação previamente em execução. Por outro lado, no sistema robótico real são desacionados os travões mecânicos que bloqueiam as juntas e é restabelecida a alimentação elétrica dos atuadores. Informações pormenorizadas sobre a interrupção e o recomeço dos movimentos do sistema robótico real podem ser consultadas no capítulo 7. Após o desempenho destes procedimentos é realizado o processo inverso. Desta vez o botão *Enable Sawyer Robot* é ocultado e o botão *Stop Sawyer Robot* é revelado.

## 6.5 Validação em ambiente de sala de neurocirurgias

O ambiente virtual utilizado nesta dissertação assemelha-se à sala de neurocirurgias do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra. Durante a criação deste cenário – por parte dos membros do MarLab – o objetivo foi incluir todos os equipamentos com as dimensões e posições verdadeiras, de forma a ser o mais semelhante possível ao bloco operatório real. Deste modo, o utilizador pode definir a posição do sistema robótico, compreender como o manipulador se deve mover dentro do espaço de trabalho disponível e constatar possíveis restrições nos seus movimentos. Além da obtenção de resultados mais fidedignos, a estética e a semelhança à sala de neurocirurgias torna o cenário mais atraente e fornece uma sensação alargada de realidade.

Um aspeto importante a realçar e que deve ser definido antes de qualquer planeamento cirúrgico é a posição inicial do sistema robótico no ambiente neurocirúrgico real e simulado. Como referido anteriormente, a equipa médica trabalha numa área relativamente pequena que será partilhada pelo sistema robótico. Assim sendo, o manipulador robótico não deve estar demasiado perto do paciente, obstruindo o campo de visão e a área de trabalho do neurocirurgião. Porém, o paciente deve estar a uma distância que pertença ao espaço de trabalho do sistema robótico e que permita realizar trajetórias cirúrgicas com destreza e flexibilidade, isto é, alcançar os diversos alvos cerebrais a partir de diferentes orientações do *end-effector* e configurações do braço robótico. Após o teste e a análise de diversas posições para a base do Sawyer, concluiu-se que uma posição possível é a que se encontra representada na figura 6.21. A partir desta posição, o Sawyer consegue aceder a qualquer zona cerebral do paciente com diferentes configurações do braço robótico e orientações do seu *end-effector*.



**Figura 6.21:** Posição e postura inicial do braço robótico do Sawyer na sala de neurocirurgias.

Outro detalhe que é preciso definir *a priori* é a postura inicial do Sawyer na sala de neurocirurgias. Como o bloco operatório é um ambiente tipicamente congestionado pelos membros da equipa médica e pelos equipamentos cirúrgicos, a postura inicial do Sawyer deve cumprir diversos requisitos, tais como: (i) ser uma postura compacta e que ocupe pouco volume de trabalho, (ii) não deve colidir com qualquer tipo de entidade

inserida no ambiente cirúrgico, (iii) não deve colidir com a própria estrutura mecânica do sistema robótico, (iv) deve permitir a fácil movimentação do braço robótico até ao ponto inicial da trajetória cirúrgica e (v) não deve obstruir a câmera da cabeça do Sawyer – apesar das funcionalidades disponibilizadas pelo sistema de visão não serem utilizadas na presente dissertação. Na tabela 6.6 são apresentadas as posições angulares escolhidas para as juntas do Sawyer, de maneira a cumprir todos os requisitos mencionados para a seleção da postura inicial. A postura inicial selecionada para o Sawyer também se encontra representada na figura 6.21.

**Tabela 6.6:** Posições angulares correspondentes à postura inicial do braço robótico do Sawyer na sala de neurocirurgias.

Junta	$\theta_1$	$\theta_2$	$\theta_3$	$\theta_4$	$\theta_5$	$\theta_6$	$\theta_7$
Ângulo (°)	0	-90	-90	90	-45	-90	90

Nos procedimentos neurocirúrgicos demonstrados nas próximas subsecções – Estimulação Cerebral Profunda (DBS) e Estereoeletroencefalografia (SEEG) – o Sawyer comporta-se como um sistema robótico controlado por supervisão, em que o neurocirurgião planeia previamente todo o procedimento neurocirúrgico e define os movimentos do manipulador robótico no bloco operatório. Após a transferência das informações alusivas ao planeamento cirúrgico para o controlador desenvolvido nesta dissertação, o sistema robótico Sawyer realiza autonomamente os movimentos sob a constante supervisão do neurocirurgião. O neurocirurgião também é responsável pela ordem de começo da movimentação do braço robótico, pela troca das ferramentas cirúrgicas, pela perfuração do crânio e pela alteração da profundidade dos elétrodos no cérebro do paciente. Cabe ao sistema robótico mover-se segundo as trajetórias planeadas, e segurar e estabilizar as ferramentas cirúrgicas, aumentando a precisão e eliminando o tremor das mãos do neurocirurgião.

A realização dos procedimentos neurocirúrgicos de DBS e de SEEG em colaboração com o sistema robótico Sawyer pressupõe a execução de várias tarefas, sendo estas:

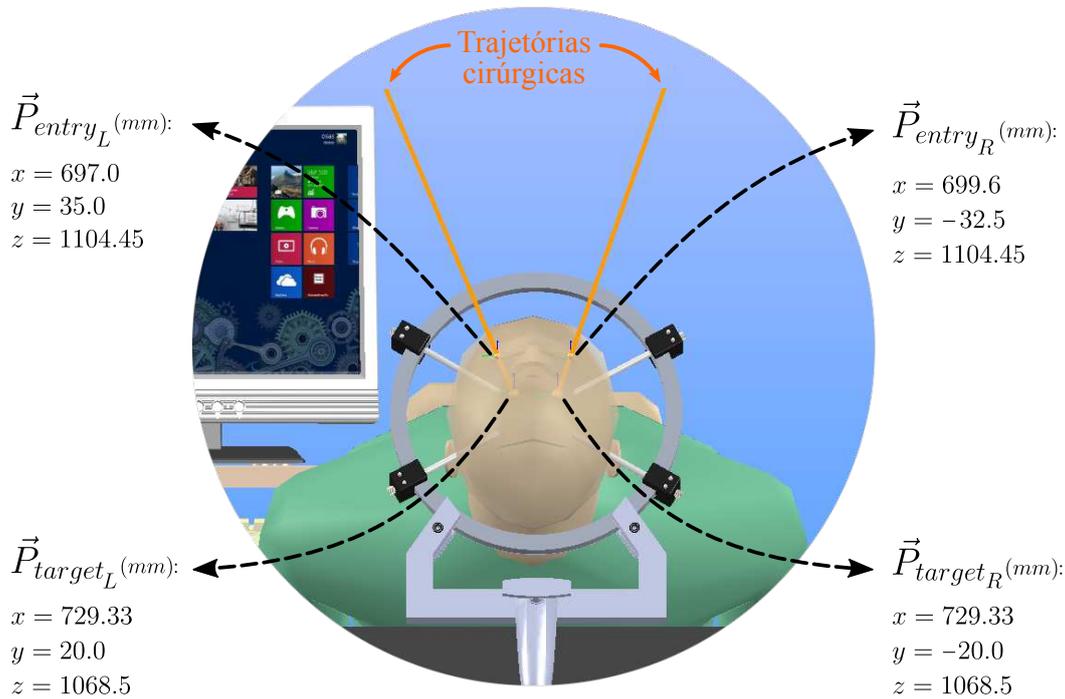
1. O planeamento do comportamento do sistema robótico ao longo da trajetória delineada, isto é, a escolha do valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$ , a seleção da configuração global  $GC$  do braço robótico e a delimitação da distância de segurança  $L_{SafeDist}$ .

2. A aproximação ao ponto inicial da trajetória cirúrgica.
3. A realização da trajetória cirúrgica, de forma retilínea, até ao ponto de segurança definido inicialmente.
4. O ajuste da profundidade do trépano e a perfuração do crânio.
5. O recuo do braço robótico do Sawyer até à posição inicial da trajetória cirúrgica, novamente segundo a trajetória retilínea planeada, e a alteração da ferramenta médica.
6. A realização da trajetória cirúrgica, de forma retilínea, até ao ponto de segurança previamente definido.
7. O ajuste da profundidade e a implantação dos elétrodos no cérebro.
8. O recuo do braço robótico do Sawyer até à posição inicial da trajetória cirúrgica e o retorno até à sua postura inicial.

### 6.5.1 Neurocirurgia de Estimulação Cerebral Profunda

O primeiro procedimento neurocirúrgico proposto para a validação do trabalho desenvolvido na presente dissertação é a Estimulação Cerebral Profunda. Este procedimento consiste na cooperação entre o sistema robótico Sawyer e o neurocirurgião durante a implantação bilateral de elétrodos, em alvos cerebrais previamente definidos pela equipa médica, segundo trajetórias retilíneas no espaço Cartesiano.

Com base na neurocirurgia de DBS assistida no Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, definiu-se um planeamento cirúrgico para comprovar que a solução desenvolvida cumpre os objetivos propostos e pode auxiliar a equipa médica do CHUC. Para tal, em simulação, foram selecionados dois pontos no interior do cérebro do paciente a cerca de 50 mm da superfície craniana. Estes pontos – alvos cerebrais – pretendem representar o núcleo subtalâmico (STN), tendo sido colocado o primeiro no hemisfério esquerdo e o segundo no hemisfério direito do cérebro. Os pontos de entrada do elétrodo no crânio foram definidos de forma a serem obtidas trajetórias idênticas às realizadas na neurocirurgia presenciada (figura 6.22).



**Figura 6.22:** Diretivas pré-operatórias do procedimento de DBS.

Utilizando a interface gráfica orientada para neurocirurgias estereotáxicas, introduziu-se o planejamento médico constituído pelas diretivas pré-operatórias indicadas na figura 6.22. Com o intuito de implantar um eléctrodo na STN do hemisfério esquerdo do cérebro, seleccionou-se a trajetória cirúrgica correspondente e definiu-se que o ponto de segurança se encontra a 50 mm do ponto de entrada no crânio. Recorrendo à configuração global 0 do braço robótico e ao valor do parâmetro de redundância  $\theta_1 = 25^\circ$ , verificou-se que, para estes parâmetros, a trajetória cirúrgica é fisicamente factível, procedendo-se à aproximação entre ferramenta médica e o ponto inicial da trajetória retilínea (figura 6.24b). Para o acesso intracraniano, deslocou-se o instrumento médico de forma colinear com a trajetória cirúrgica até ao ponto de segurança (figura 6.24c) e, a partir da alteração da profundidade do trépano, perfurou-se um pequeno orifício no crânio (figura 6.24d). Sendo o propósito deste procedimento a implantação de um eléctrodo no cérebro, foi necessário acoplar a guia dos eléctrodos ao *end-effector*. Para isso, deslocou-se de novo a ferramenta médica até ao ponto inicial da trajetória retilínea, onde o neurocirurgião pode trocar de instrumento sem comprometer a segurança do paciente (figura 6.24e). Uma vez realizada esta etapa, a guia dos eléctrodos foi deslocada até ao ponto de segurança, novamente pelo

itinerário percorrido anteriormente (figura 6.24f). A partir deste ponto, a profundidade do eletrodo foi aumentada de forma iterativa até este coincidir com o alvo cerebral planeado (figura 6.24g). Por fim, a última etapa move o braço robótico até à sua postura inicial, percorrendo novamente o percurso delineado (figura 6.24h). De referir que a trajetória cirúrgica planeada e o percurso realizado pela ferramenta médica estão representados na figura 6.24 com cor laranja e azul, respetivamente.

Utilizando a configuração global 4 do braço robótico, o valor do parâmetro de redundância  $\theta_1 = 0^\circ$  e a distância de segurança  $L_{SafeDist} = 65$  mm, realizaram-se as etapas descritas acima para a implantação do eletrodo na STN do hemisfério direito do cérebro (figura 6.25). Em ambos os casos, o sistema robótico realizou as trajetórias planeadas sem qualquer tipo de colisão e implantou os eletrodos nas posições cerebrais estipuladas com precisão inferior a 1 mm.

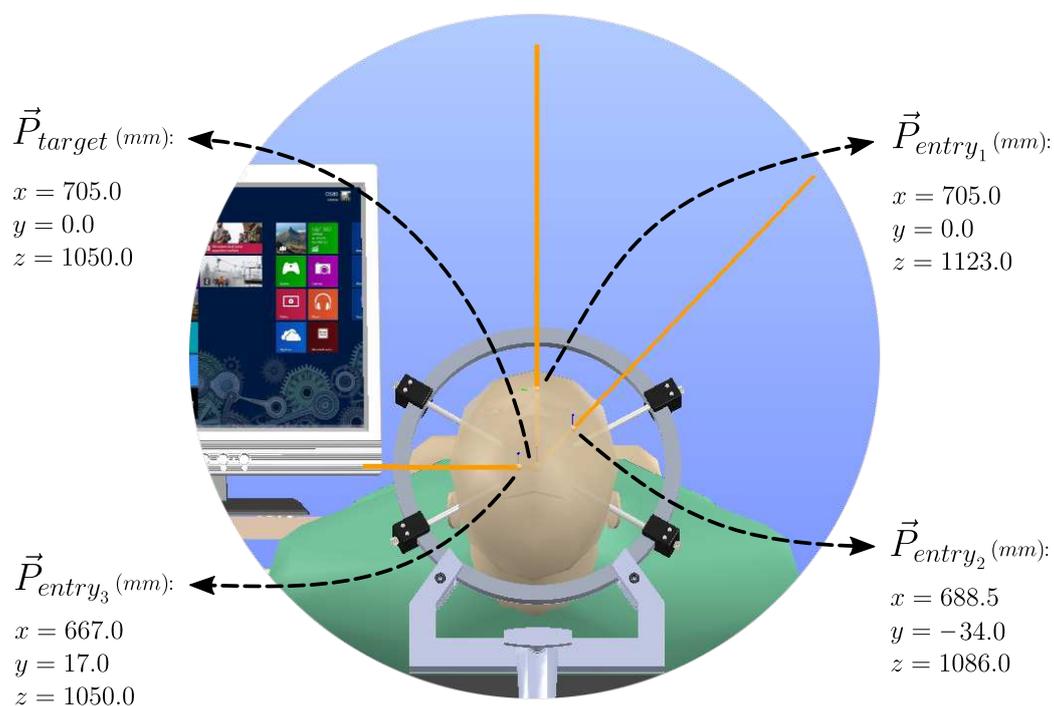
### 6.5.2 Neurocirurgia de Estereoencefalografia

O segundo procedimento neurocirúrgico proposto para a validação da nossa aplicação de controlo é a Estereoencefalografia. Com a simulação deste procedimento pretende-se provar que a solução desenvolvida permite realizar trajetórias cirúrgicas com elevada flexibilidade, destreza e precisão.

Sendo a SEEG um procedimento neurocirúrgico que se baseia na implantação de eletrodos para o registo da atividade elétrica cerebral, considerou-se que o foco responsável pelas descargas elétricas anômalas é conhecido, sendo necessário identificar as estruturas anatómicas cerebrais afetadas. Para tal, foi definido um alvo cerebral fixo e delineadas três trajetórias cirúrgicas para o alcance do mesmo. As diretivas pré-operatórias do procedimento de SEEG estão representadas na figura 6.23.

Durante a realização do procedimento de SEEG foram executadas as etapas enumeradas na secção 6.5 e descritas na subsecção 6.5.1. Devido à semelhança entre os procedimentos de DBS e SEEG, e de forma a não estender a dimensão da presente dissertação, apenas são indicados os parâmetros utilizados para a realização das trajetórias cirúrgicas. Durante a realização da trajetória cirúrgica constituída pelas diretivas pré-operatórias  $\vec{P}_{target}$  e  $\vec{P}_{entry_1}$  foi utilizada a configuração global 1 do braço robótico, o parâmetro de redundância  $\theta_1 = 25^\circ$  e a distância de segurança  $L_{SafeDist} = 50$  mm (figura 6.26).

Já para realização a trajetória formada pelas diretivas pré-operatórias  $\vec{P}_{target}$  e  $\vec{P}_{entry_2}$

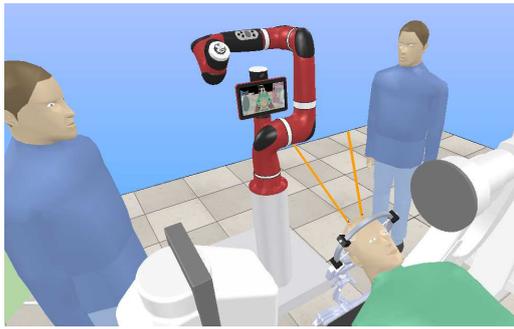


**Figura 6.23:** Diretivas pré-operatórias do procedimento de SEEG.

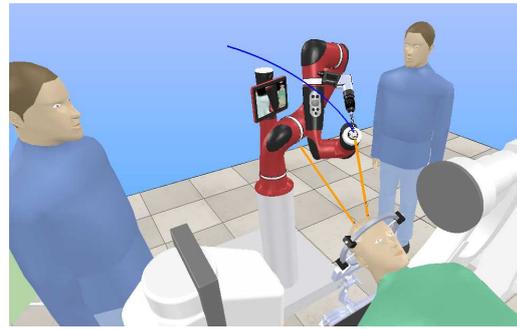
foi utilizada a configuração global 6, o parâmetro de redundância  $\theta_1 = -45^\circ$  e a distância de segurança  $L_{SafeDist} = 70$  mm (figura 6.27). Para a realização da trajetória cirúrgica criada através das diretivas pré-operatórias  $\vec{P}_{target}$  e  $\vec{P}_{entry_3}$  foi utilizada a configuração global 5, o parâmetro de redundância  $\theta_1 = -15^\circ$  e a distância de segurança  $L_{SafeDist} = 75$  mm (figura 6.28). Novamente, o sistema robótico realizou as trajetórias planejadas sem qualquer tipo de colisão e percorreu-as com precisão inferior a 1 mm.

<sup>6</sup>Secção 6.5.1 – Vídeo completo disponibilizado em <https://youtu.be/ETOur-uh4W0> e em <https://youtu.be/MBxKf1cMtuU>.

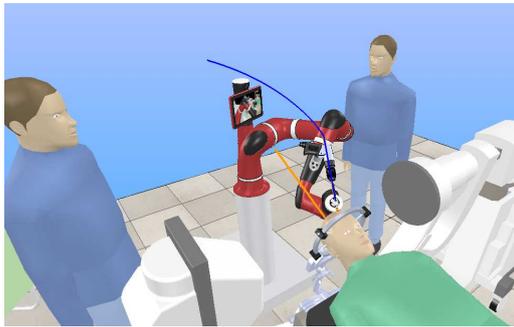
<sup>7</sup>Secção 6.5.2 – Vídeo completo disponibilizado em [https://youtu.be/qq8L19fz\\_5U](https://youtu.be/qq8L19fz_5U) e em <https://youtu.be/CR6oypoCeSY>.



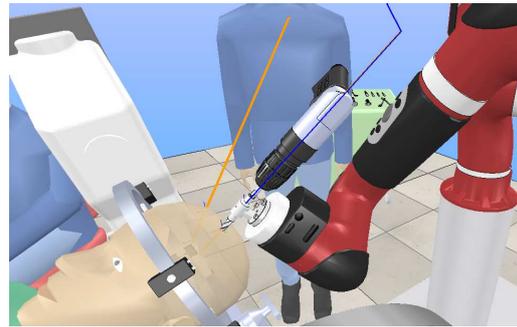
(a) Postura inicial.



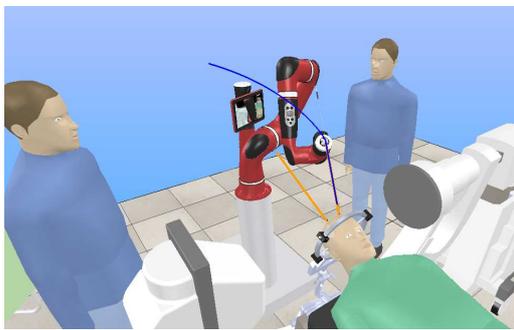
(b) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



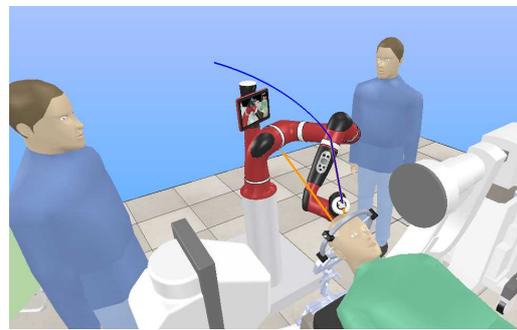
(c) Aproximação ao ponto de segurança.



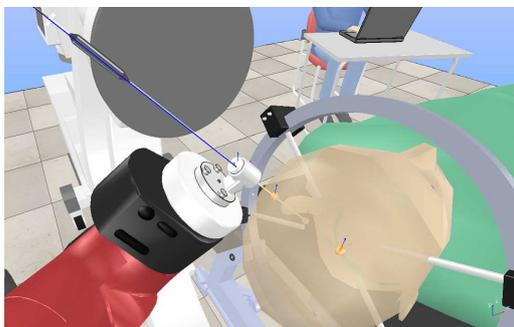
(d) Perfuração do crânio.



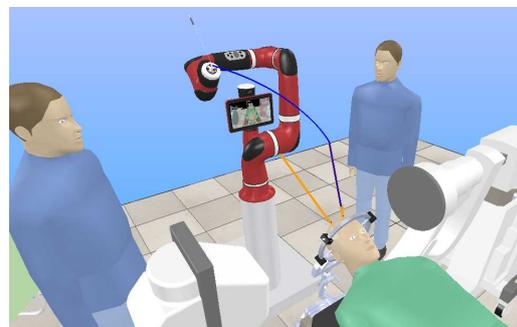
(e) Recuo até ao ponto inicial da trajetória.



(f) Aproximação ao ponto de segurança.

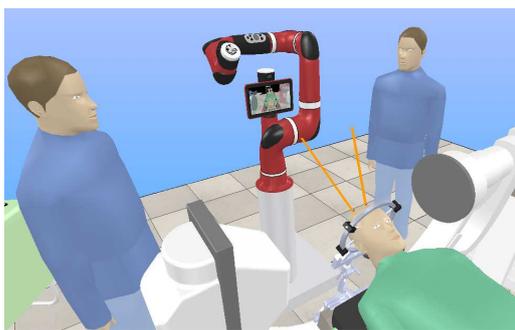


(g) Implantação do eléctrodo.



(h) Retorno até à postura inicial.

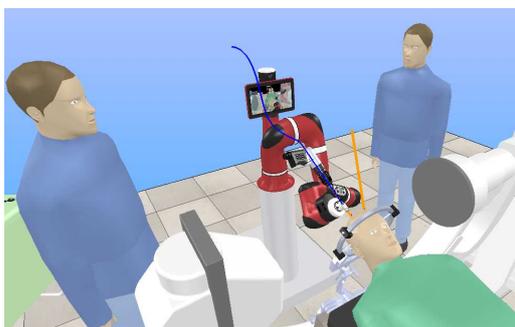
**Figura 6.24:** Sequência de movimentos executados durante o procedimento de DBS ao hemisfério esquerdo do cérebro<sup>6</sup>.



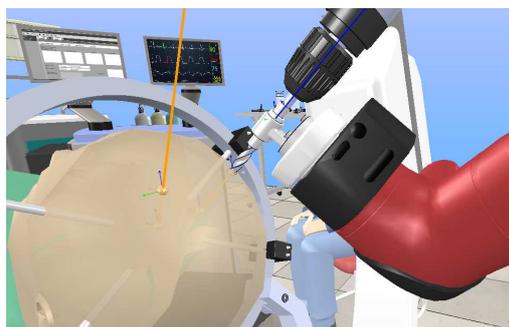
(a) Postura inicial.



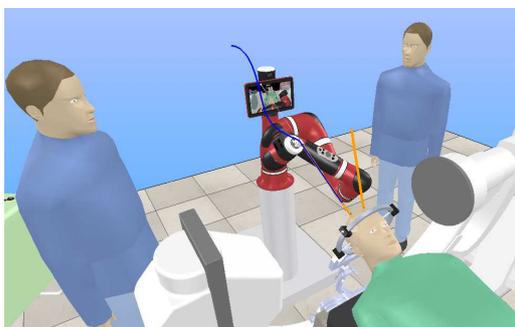
(b) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



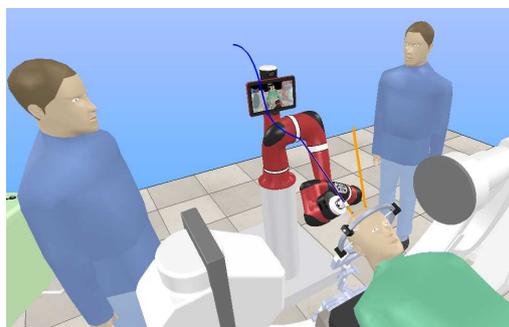
(c) Aproximação ao ponto de segurança.



(d) Perfuração do crânio.



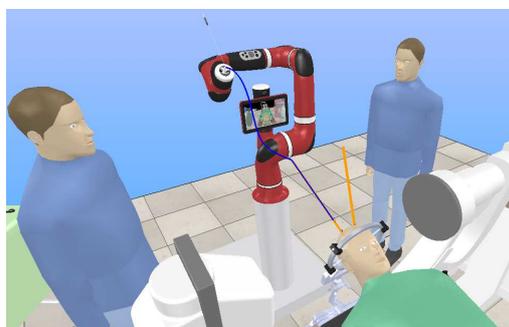
(e) Recuo até ao ponto inicial da trajetória.



(f) Aproximação ao ponto de segurança.

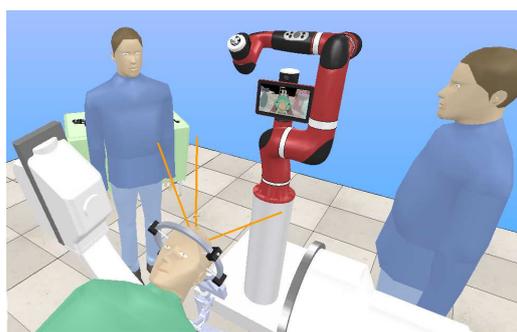


(g) Implantação do eléctrodo (vista do cérebro).

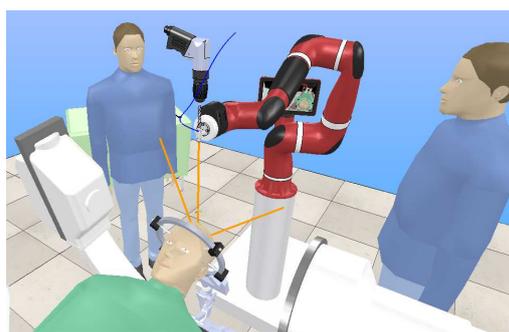


(h) Retorno até à postura inicial.

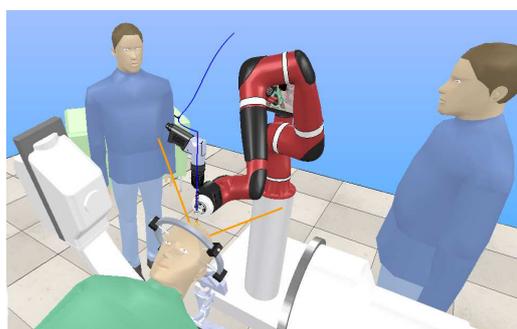
**Figura 6.25:** Sequência de movimentos executados durante o procedimento de DBS ao hemisfério direito do cérebro<sup>6</sup>.



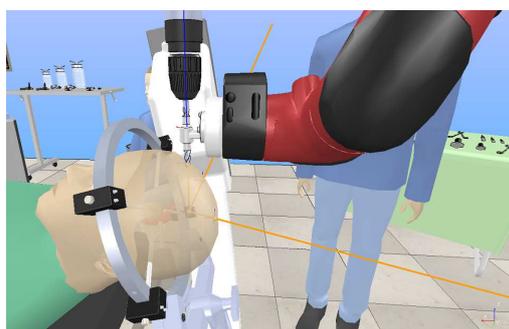
(a) Postura inicial.



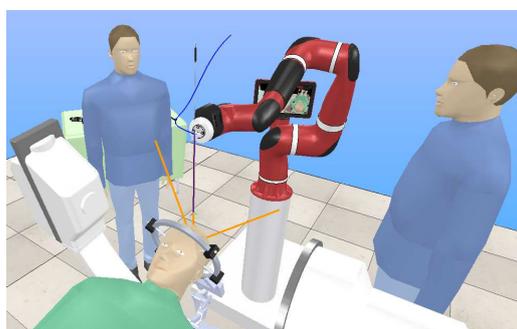
(b) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



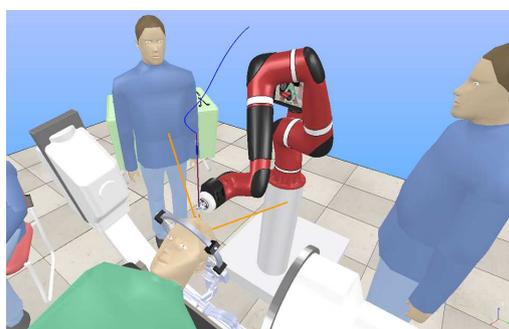
(c) Aproximação ao ponto de segurança.



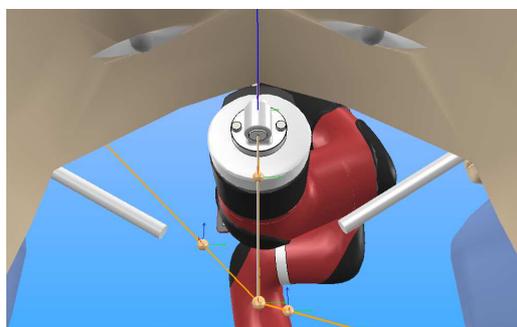
(d) Perfuração do crânio.



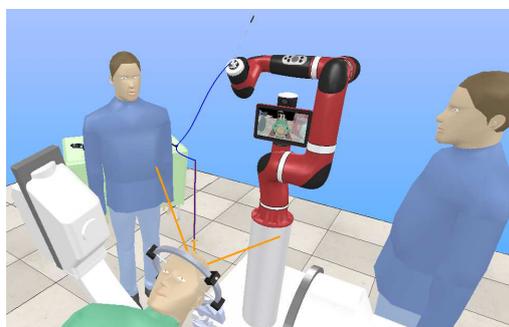
(e) Recuo até ao ponto inicial da trajetória.



(f) Aproximação ao ponto de segurança.

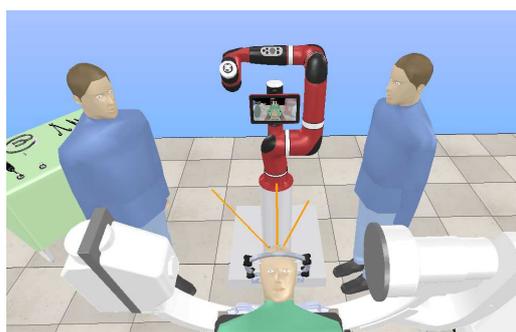


(g) Implantação do eléctrodo (vista do cérebro).

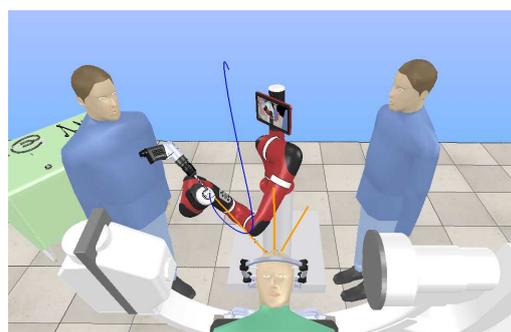


(h) Retorno até à postura inicial.

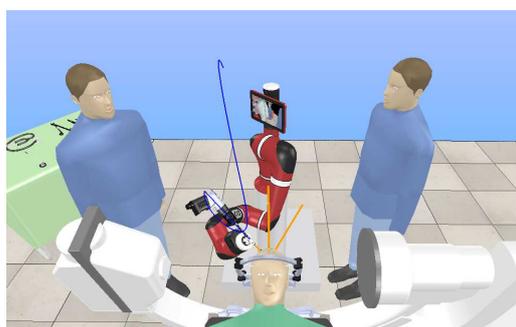
**Figura 6.26:** Sequência de movimentos executados durante a realização da primeira trajetória do procedimento de SEEG<sup>7</sup>.



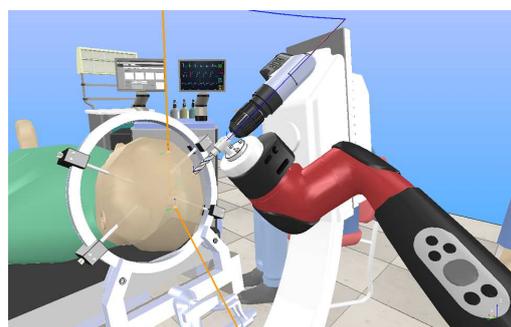
(a) Postura inicial.



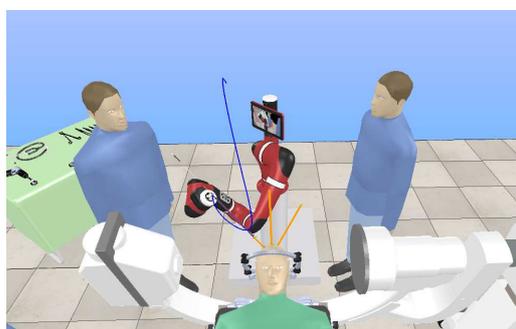
(b) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



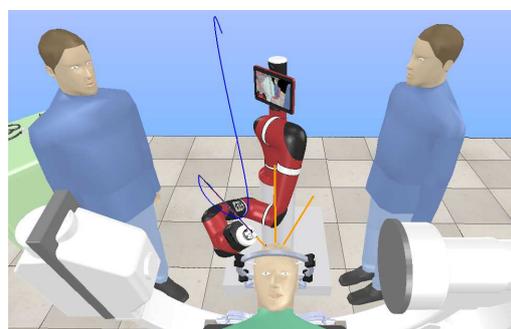
(c) Aproximação ao ponto de segurança.



(d) Perfuração do crânio.



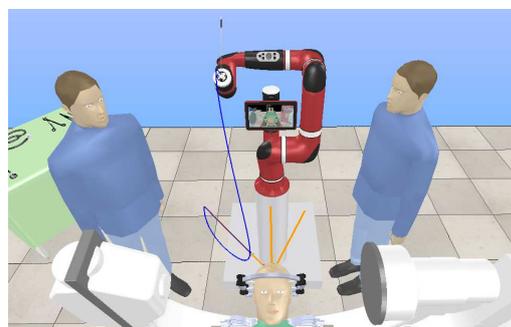
(e) Recuo até ao ponto inicial da trajetória.



(f) Aproximação ao ponto de segurança.

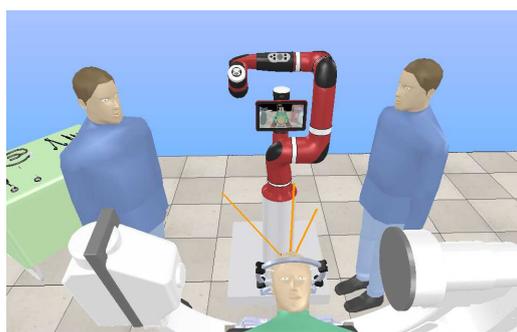


(g) Implantação do eléctrodo (vista do cérebro).

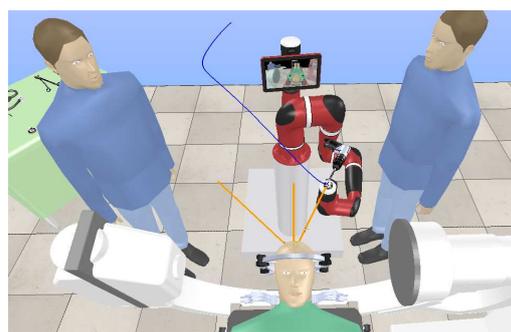


(h) Retorno até à postura inicial.

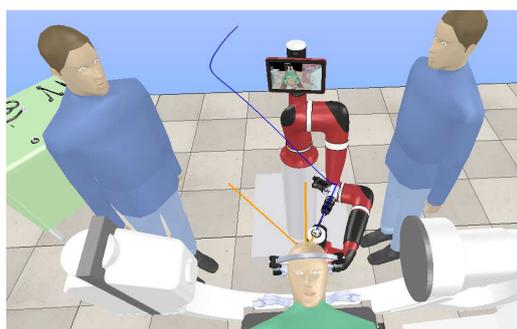
**Figura 6.27:** Sequência de movimentos executados durante a realização da segunda trajetória do procedimento de SEEG<sup>7</sup>.



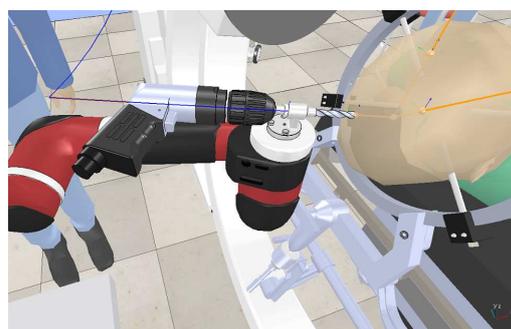
(a) Postura inicial.



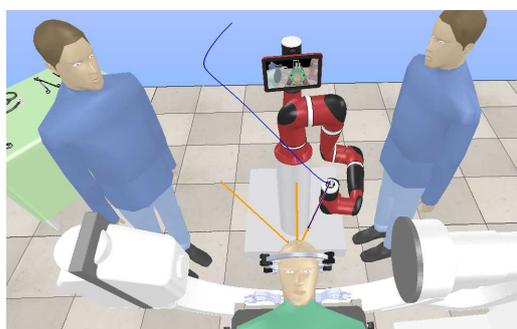
(b) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



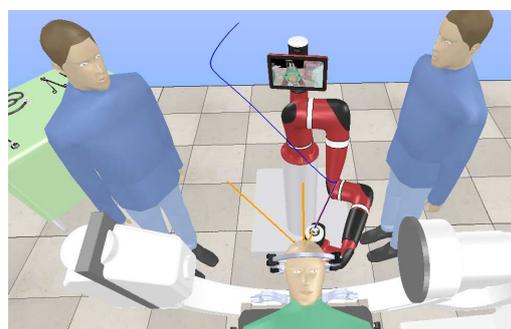
(c) Aproximação ao ponto de segurança.



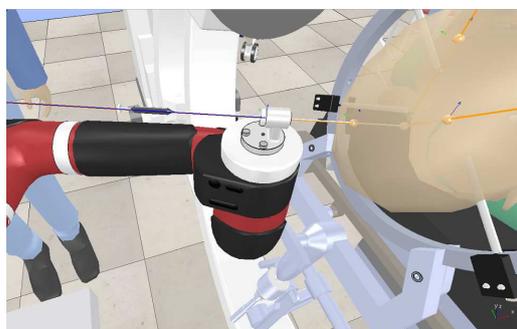
(d) Perfuração do crânio.



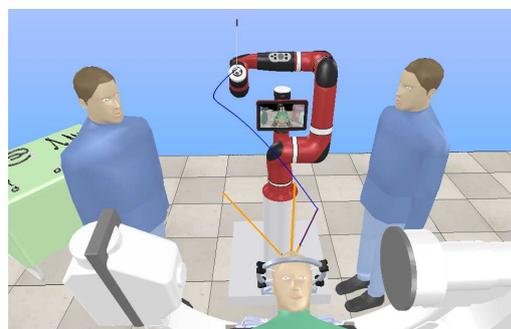
(e) Recuo até ao ponto inicial da trajetória.



(f) Aproximação ao ponto de segurança.



(g) Implantação do eletrodo.



(h) Retorno até à postura inicial.

**Figura 6.28:** Sequência de movimentos executados durante a realização da terceira trajetória do procedimento de SEEG<sup>7</sup>.

# Capítulo 7

---

## Implementação e Validação no Sistema Robótico Sawyer

---

No presente capítulo são realizados os procedimentos neurocirúrgicos de DBS e de SEEG utilizando o sistema robótico real e os algoritmos de controlo desenvolvidos. Inicialmente, esclarece-se como é estabelecida a comunicação entre a nossa aplicação de controlo e o sistema robótico Sawyer. Em seguida, é descrito o procedimento para o registo do sistema robótico na sala de neurocirurgias. Por último, são explicados alguns pormenores que proporcionam a execução das trajetórias cirúrgicas por parte do sistema robótico Sawyer.

### 7.1 Comunicação ROS

A comunicação entre o sistema robótico Sawyer – servidor – e a aplicação de controlo em Matlab – cliente – é estabelecida através da *framework open-source* ROS (*Robot Operating System*). O ROS disponibiliza um conjunto de funcionalidades idênticas às providenciadas por um sistema operativo, tais como: (i) a abstração do *hardware*, (ii) o controlo de dispositivos de baixo nível e (iii) a transferência de mensagens entre processos em execução. O ROS possui diversas implementações de aplicações e algoritmos comuns do domínio da robótica, sendo estas organizadas em *packages*. Muitos destes *packages* são parte integrante das distribuições do ROS, enquanto outros podem ser implementados por

desenvolvedores e distribuídos por intermédio de repositórios de *software* (e.g. *github*).

A comunicação ROS introduz três conceitos básicos: nós, tópicos e serviços. Um dos objetivos do ROS é permitir aos profissionais da robótica desenvolver *software* como um conjunto de pequenos programas independentes executados em simultâneo – nós. Para que isto funcione, os nós devem ser capazes de comunicar uns com os outros. O componente do ROS que facilita esta comunicação é conhecido por ROS *master*. Para iniciar o ROS *master* é necessário introduzir o comando “roscore” na linha de comandos ou “rosinit” no Matlab.

O principal mecanismo utilizado pelos nós ROS para se comunicarem é o envio de mensagens através de tópicos. Os nós podem simultaneamente subscrever e publicar em tópicos. A ideia consiste em um nó que pretenda partilhar informações – *publisher* – publicar mensagens num ou mais tópicos apropriados. Um nó que deseje receber informações – *subscriber* – deve subscrever os tópicos de particular interesse. O ROS *master* é responsável por garantir que os *publishers* e *subscribers* se conheçam e interliguem. Os tópicos são responsáveis por transmitir as mensagens enviadas pelos *publishers* para todos os *subscribers* a eles associados.

O modelo de “publicação-subscrição” é um paradigma de comunicação bastante flexível, no entanto a transmissão de mensagens unidirecional e de “muitos-para-muitos” não é apropriada para interações do tipo “pedido-resposta”. O modelo de comunicação do tipo “pedido-resposta” é estabelecido por intermédio de serviços. Os serviços são outra maneira pela qual os nós podem comunicar entre si, sendo que cada nó pode fornecer ou utilizar um ou mais serviços. Este conceito permite que um nó cliente envie um pedido de dados – *request* – para um nó servidor e aguarde por uma resposta. Após ter recebido um pedido, o nó servidor executa alguma tarefa (e.g. calcular algo, configurar *hardware* ou *software*, alterar o comportamento do próprio nó, entre outras) e envia os dados solicitados para o nó cliente – *response*.

Um sistema robótico com *software* baseado em ROS – como é o caso do Sawyer – geralmente é constituído por múltiplos nós, como por exemplo: (i) um nó para o controlo dos atuadores das juntas, (ii) um nó para a leitura dos sensores, (iii) um nó para o sistema de visão, (iv) um nó para o bloqueio e desbloqueio mecânico das juntas, (v) um nó para a deteção e prevenção de movimentos que resultem em auto-colisão, (vi) um nó para a compensação da gravidade, entre outros.

A empresa *Rethink Robotics* implementou vários *packages* ROS – denominados por “sawyer\_robot”, “intera\_sdk” e “intera\_common” – que permitem controlar todas as funcionalidades do Sawyer através de comandos externos. Para que a nossa aplicação de controlo possa comandar o braço robótico do Sawyer é fundamental associá-la ao ROS *master* em execução no sistema robótico. Este processo é efetuado através do comando Matlab “rosinit(‘021604CP00018.local’, 11311)”, sendo o primeiro argumento da função o número série do sistema robótico Sawyer do nosso laboratório e o segundo argumento a porta de comunicação (figura 7.1). A partir deste momento, a aplicação de controlo passa a ser representada também por um nó ROS, podendo estabelecer a comunicação com os restantes nós do sistema robótico, quer através de mensagens, quer através de serviços.



**Figura 7.1:** Comunicação entre a aplicação de controlo (azul) e as diferentes plataformas robóticas: simulador V-REP (rosa) e Sawyer (laranja).

## 7.2 Registo do sistema robótico Sawyer na sala de neurocirurgias

Na área da robótica, uma das principais funções dos referenciais é definir um sistema de coordenadas de referência, no qual o planeamento e a execução das tarefas por parte do sistema robótico se baseia. Em neurocirurgias estereotáxicas, o sistema de coordenadas de referência é estabelecido pelo anel estereotáxico fixado na cabeça do paciente, sendo a origem deste referencial o centro do anel.

O registo do sistema robótico na sala de neurocirurgias é o procedimento que permite determinar a transformação entre o sistema de coordenadas da base do braço robótico e o sistema de coordenadas do anel estereotáxico em termos de rotação e translação. O cálculo da transformação espacial entre dois referenciais é um problema comum no domínio da robótica médica, existindo diversas técnicas para o registo dos sistemas de coordenadas associados às diferentes entidades que constituem o ambiente neurocirúrgico real (*e.g.* robôs, sensores, imagens médicas, dispositivos estereotáxicos, entre outros) [166–168]. Normalmente, as placas e os marcadores fiduciais são utilizados para este propósito durante os procedimentos neurocirúrgicos com e sem a colaboração de sistemas robóticos. Para a aquisição da posição destes elementos são frequentemente utilizados: (*i*) sistemas de registo por ultrassom, (*ii*) dispositivos de registo ótico *laser*, (*iii*) câmeras e (*iv*) exames CT, tal como já foi referido na secção 4.2.

O nosso interesse é converter as coordenadas pré-operatórias definidas em relação ao sistema de referência estereotáxico – fornecidas pelo *software* de planeamento médico – em coordenadas relativas à base do braço robótico. O método mais direto para a realização desta conversão consiste em acoplar uma ferramenta médica específica à extremidade do braço robótico e contactar fisicamente todos os pontos de referência selecionados. Quando em contacto com um ponto de referência, as posições angulares das juntas são obtidas e, através do cálculo da cinemática direta, é determinada a posição do ponto em relação à base do braço robótico. A transformação espacial entre o sistema de coordenadas da base do braço robótico e o sistema de coordenadas do anel estereotáxico é descoberta a partir do contacto com vários pontos de referência. Embora este método seja suficientemente preciso e eficaz, os métodos baseados em contacto são demorados e necessitam de um amplo espaço de trabalho. Já os dispositivos de registo ótico e de registo por ultrassom não necessitam de contacto.

A escolha do método para o registo do sistema robótico na sala de neurocirurgias é extremamente dependente dos equipamentos médicos disponíveis, do espaço de trabalho e da precisão requerida. A nossa abordagem consiste em medir a posição dos diversos pontos de referência em ambos os sistemas de coordenadas e combiná-los de forma a obter os valores de translação e de rotação da transformação espacial que alcança a melhor correspondência entre os referenciais mencionados. Sendo esta abordagem um método baseado em contacto, é necessário utilizar uma ferramenta médica especial para o registo

dos pontos de referência. De maneira a economizar recursos financeiros, concebeu-se uma ferramenta que serve de suporte à guia de orientação e à guia dos elétrodos e que permite manobrar o braço robótico do Sawyer no modo complacente. Esta ferramenta é facilmente acoplada ao *end-effector* do sistema robótico Sawyer por intermédio de quatro parafusos da categoria M6. A peça tem um *design* ergonómico para que o neurocirurgião a possa agarrar de forma suave e confortável. A ferramenta médica foi projetada utilizando o *software* de desenho assistido por computador 3D *SolidWorks*. Os desenhos técnicos da ferramenta projetada podem ser consultados no apêndice A. O modelo físico da ferramenta foi obtido através de um processo de impressão 3D.

Com base no sistema de coordenadas do anel estereotáxico são definidos quatro pontos de referência, sendo a posição de cada ponto expressa pela variável  ${}^S\vec{P}_i$ , onde  $i \in [1, 4]$ . Para conhecer a posição dos pontos de referência em relação ao sistema de coordenadas da base do braço robótico ( ${}^B\vec{P}_i$ ), é feita coincidir a extremidade da ferramenta médica com cada ponto (figura 7.2). Mediante a aquisição das posições angulares das juntas e o cálculo da cinemática direta foram determinadas as posições dos pontos de referência  ${}^B\vec{P}_i$ , sendo o valor destas indicado na gama de equações (7.1) - (7.4):

$${}^B\vec{P}_1 = [792.46, 61.95, 130.72]^T \text{ (mm)} \quad (7.1)$$

$${}^B\vec{P}_2 = [791.73, -14.20, 132.11]^T \text{ (mm)} \quad (7.2)$$

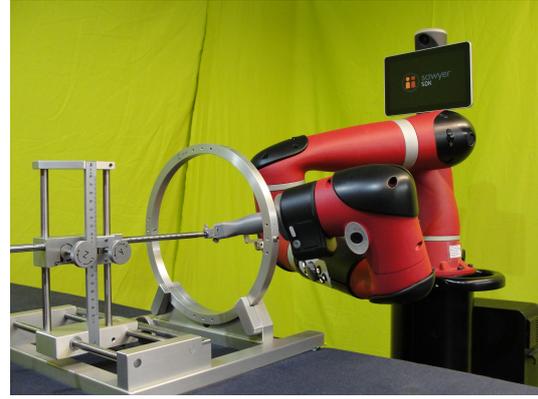
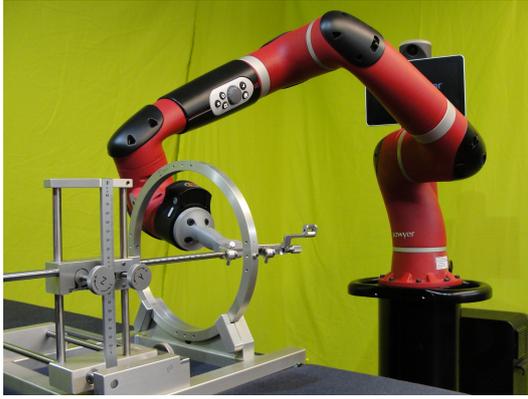
$${}^B\vec{P}_3 = [789.74, -94.54, 132.88]^T \text{ (mm)} \quad (7.3)$$

$${}^B\vec{P}_4 = [791.59, -14.92, 211.74]^T \text{ (mm)}. \quad (7.4)$$

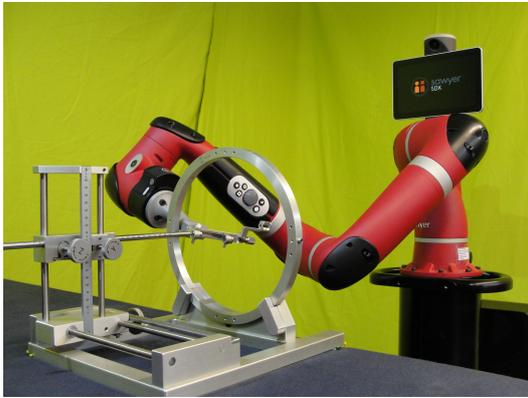
A transformação espacial entre os dois sistemas de coordenadas é calculada com base na equação (7.5):

$${}^B\vec{P}_i = {}^B R_S {}^S\vec{P}_i + {}^B\vec{P}_S \quad (7.5)$$

onde  ${}^B R_S$  e  ${}^B\vec{P}_S$  correspondem, respetivamente, à rotação e à translação a serem descobertas. Geralmente, num cenário real as medições não são exatas e, como tal, pretende-se minimizar o valor da soma do quadrado dos erros residuais:



(a) Registo do ponto  ${}^S\vec{P}_1 = [-80, 0, 0]^T$  (mm). (b) Registo do ponto  ${}^S\vec{P}_2 = [0, 0, 0]^T$  (mm).



(c) Registo do ponto  ${}^S\vec{P}_3 = [80, 0, 0]^T$  (mm). (d) Registo do ponto  ${}^S\vec{P}_4 = [0, 80, 0]^T$  (mm).

**Figura 7.2:** Registo do sistema robótico Sawyer em ambiente neurocirúrgico.

$$\min_{B_{R_S}, B_{P_S}} \sum_{i=1}^n \|e_i\|^2 \quad (7.6)$$

sendo  $n$  o número de pontos de referência – no nosso caso em particular  $n = 4$ . De acordo com a equação (7.5), o erro residual é expresso da seguinte maneira:

$$e_i = {}^B R_S {}^S \vec{P}_i + B_{P_S} - B_{P_i}. \quad (7.7)$$

Para resolver este problema utilizamos a solução baseada em mínimos quadrados apresentada por Horn [169]. Através da combinação da posição dos pontos de referência medidos em ambos os referenciais foi calculada a matriz de transformação que melhor descreve a relação entre os dois sistemas de coordenadas em termos de rotação e translação ( ${}^B T_S$ ).

A matriz de transformação  ${}^B T_S$  é apresentada na equação (7.8):

$${}^B T_S = \left[ \begin{array}{c|c} {}^B R_S & {}^B \vec{P}_S \\ \hline 0_{1 \times 3} & 1 \end{array} \right] = \begin{bmatrix} -0.0174 & 0.0037 & -0.9998 & 791.31 \\ -0.9998 & 0.0123 & 0.0174 & -15.67 \\ 0.0124 & 0.9999 & 0.0035 & 131.86 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (7.8)$$

A transformação espacial entre os referenciais deve permanecer constante ao longo de todo o procedimento neurocirúrgico, daí ser importante a utilização de um dispositivo que ligue rigidamente a base do sistema robótico ao anel estereotáxico. Apesar de não ter sido desenvolvido um dispositivo deste género no decorrer da presente dissertação, durante a realização das tarefas cirúrgicas a base do sistema robótico manteve-se imóvel, em consequência do acionamento mecânico dos travões localizados nas rodas, e o anel estereotáxico foi colocado numa mesa estável. O registo e a imobilização do crânio do paciente no bloco operatório são temas chave na área da robótica médica [166], pelo que o desenvolvimento de um assistente robótico deve contemplar e resolver estes problemas.

### 7.3 Execução de trajetórias

O sistema robótico deve estar ativado – no estado *enabled* – para que os atuadores das juntas possam ser controlados. A ativação do sistema robótico fornece energia elétrica aos atuadores e desativa o bloqueio mecânico das juntas. O movimento das juntas é autorizado depois da aplicação de controlo publicar uma mensagem do tipo “std\_msgs/Bool” no tópico ROS “/robot/set\_super\_enable”.

Diferentes mecanismos são disponibilizados para que a equipa médica possa parar o manipulador robótico. O sistema robótico pode ser imobilizado tanto por *hardware* – através do botão de emergência – como por *software* – através da publicação de uma mensagem do tipo “std\_msgs/Bool” no tópico ROS “/robot/set\_super\_stop”. Durante a interrupção do movimento do braço robótico são acionados os travões mecânicos que bloqueiam as juntas é cessado o fornecimento de energia elétrica aos atuadores.

De referir que após a ocorrência de um erro não fatal ou da paragem do braço robótico por intermédio do botão de emergência é necessário redefinir o estado do sistema robótico antes deste ser ativado novamente. Este processo é realizado mediante a publicação de

uma mensagem do tipo “std\_msgs/Empty” no tópico ROS “/robot/set\_super\_reset”.

### ***Joint Trajectory Action Server***

O sistema robótico Sawyer disponibiliza um servidor ROS – denominado por *Joint Trajectory Action Server* – que permite a execução de trajetórias mediante o envio de um pedido por parte da aplicação de controlo. Este pedido é uma mensagem do tipo “control\_msgs/FollowJointTrajectoryGoal” que contém informações relativas ao planeamento da trajetória, nomeadamente a sequência de posições angulares das juntas do Sawyer a cada intervalo de tempo. A nossa aplicação de controlo estabelece a comunicação com o servidor ROS *Joint Trajectory Action Server* através do comando Matlab “rosactionclient(‘/robot/limb/right/follow\_joint\_trajectory’)”.

As principais vantagens do *Joint Trajectory Action Server* são a sua capacidade de (i) extrapolar a velocidade e a aceleração angular das juntas do Sawyer de forma a minimizar a variação da aceleração – *jerk* – e, conseqüentemente, a oscilação do movimento, executando trajetórias suaves entre os pontos fornecidos, e de (ii) garantir que a trajetória está a ser seguida respeitando os requisitos temporais. O servidor envia os conjuntos de posições, velocidades e acelerações angulares das juntas, bem como os tempos de execução a eles associados, para o *RealTime Motor Controller* – processo em execução no Sawyer com maior prioridade. Este processo é responsável por transmitir as variáveis de controlo aos microcontroladores incorporados em cada junta. Os microcontroladores possuem algoritmos de controlo embutidos – no caso do Sawyer algoritmos PID – capazes de mover cada junta a partir dos sinais de controlo calculados.

Durante a realização da trajetória, este servidor providencia *feedback* através de mensagens do tipo “control\_msgs/FollowJointTrajectoryFeedback”. Estas mensagens transmitem as posições angulares atuais das juntas ao longo do itinerário. Após a realização da trajetória, o servidor envia uma mensagem do tipo “control\_msgs/FollowJointTrajectoryResult”, informando a aplicação de controlo que o movimento do braço robótico terminou.

Concluindo, a nossa aplicação de controlo só precisa de especificar as posições angulares das juntas do Sawyer e o tempo de execução a elas associado – *timestamp* – para que o braço robótico execute a trajetória planeada. Até ao presente momento, apenas foi referido como são gerados os conjuntos de posições angulares das juntas (consultar secção 6.2). Em seguida, são explicadas as estratégias utilizadas para o cálculo dos tempos de execução.

### Trajetórias retilíneas no espaço Cartesiano

Quando se pretende realizar uma trajetória retilínea no espaço Cartesiano é definida a velocidade linear da ferramenta cirúrgica ( $v_{tool}$ ), sendo o valor desta igual a:

$$v_{tool} = 25 \text{ mm/s.} \quad (7.9)$$

O tempo necessário para a realização da trajetória retilínea é determinado a partir da equação (7.10) e o intervalo de tempo entre cada ponto da trajetória é calculado através da equação (7.11):

$$t_{total} = \frac{400}{v_{tool}} \text{ (s)} \quad (7.10)$$

$$t_{step} = \frac{t_{total}}{N - 1} \text{ (s).} \quad (7.11)$$

sendo  $N$  o número total de pontos da trajetória retilínea – no nosso caso em particular  $N = 81$ , tal como referido na secção 6.4. A cada conjunto de posições angulares deve ser associado um *timestamp*. No instante inicial ( $t_0 = 0$  s), o braço robótico do Sawyer encontra-se no conjunto de posições angulares  $\Theta_1$ , que corresponde ao ponto inicial da trajetória retilínea. No instante final ( $t_{N-1} = t_{total}$ ), o braço robótico deve atingir o último ponto da trajetória retilínea, que corresponde ao conjunto de posições angulares  $\Theta_N$ . Sendo assim, a partir da equação (7.12), é possível determinar o instante de tempo em que cada conjunto de posições angulares  $\Theta_k$  deve ser alcançado:

$$t_{k-1} = (k - 1) * t_{step}, \text{ sendo } k \in [1, N]. \quad (7.12)$$

Os conjuntos de posições angulares das juntas e os tempos de execução correspondentes são agrupados e enviados sob a forma de um único pedido para o *Joint Trajectory Action Server*.

### Trajetórias retilíneas no espaço das juntas

Para qualquer outro tipo de trajetórias no espaço Cartesiano são realizadas trajetórias retilíneas no espaço das juntas. Neste tipo de movimento considera-se que a velocidade

angular máxima das juntas ( $\omega_{i_{max}}$ ) é:

$$\omega_{i_{max}} = 0.05 \text{ (rad/s)} \simeq 2.865 \text{ (°/s)}, \text{ sendo } i \in [1, 7]. \quad (7.13)$$

Por razões de segurança, tanto a velocidade linear da ferramenta cirúrgica como a velocidade angular máxima das juntas foi definida de maneira a que o braço robótico do Sawyer realize trajetórias a uma velocidade relativamente baixa. Desta forma, a equipa médica pode facilmente prever o comportamento do manipulador robótico e interromper o seu movimento caso algo inesperado aconteça, melhorando a segurança da solução desenvolvida. O tempo total necessário para a realização de trajetórias retilíneas no espaço das juntas é calculado com base na junta que demora mais tempo para alcançar a posição angular desejada. Para tal, é essencial conhecer as posições angulares atuais ( $\theta_{i_{act}}$ ) e desejadas ( $\theta_{i_{des}}$ ) das sete juntas do Sawyer. As posições angulares atuais são adquiridas a partir da subscrição e leitura do tópico ROS “/robot/joint\_states”. Por outro lado, as posições angulares desejadas são determinadas pela nossa aplicação de controlo (consultar secção 6.2). A diferença entre as posições angulares atuais e desejadas é calculada a partir da equação (7.14) e o tempo total da trajetória é calculado através da equação (7.15):

$$\Delta\theta_i = |\theta_{i_{des}} - \theta_{i_{act}}|, \text{ sendo } i \in [1, 7] \quad (7.14)$$

$$t_{total} = \max_{i=1,2,\dots,7} \frac{\Delta\theta_i}{\omega_{i_{max}}} \text{ (s)}. \quad (7.15)$$

Normalmente, as trajetórias retilíneas no espaço das juntas são utilizadas para mover o braço robótico entre dois pontos do espaço Cartesiano. Considera-se que, no instante inicial ( $t_0 = 0$  s), as juntas tem o valor de  $\theta_{i_{act}}$  e movem-se até alcançarem as posições angulares desejadas  $\theta_{i_{des}}$  em  $t = t_{total}$  (s). Ambos os métodos utilizados para a realização de trajetórias retilíneas no espaço Cartesiano e no espaço das juntas permitem que todas as juntas alcancem simultaneamente a sua posição desejada.

### Interpolação linear no espaço das juntas

Com a finalidade de gerar trajetórias suaves é aplicado um algoritmo de interpolação linear no espaço das juntas. Este algoritmo é utilizado quando o braço robótico não pre-

cisa de se mover segundo uma trajetória específica no espaço Cartesiano. O algoritmo de interpolação linear no espaço das juntas gera pontos intermédios entre os pontos pertencentes à trajetória planeada. Os pontos intermédios entre dois pontos da trajetória são espaçados de forma idêntica e o seu número é definido pela variável  $N_{step}$ . De forma a reduzir o tempo computacional da geração de trajetórias no espaço das juntas, apenas os conjuntos de ângulos associados aos pontos iniciais da trajetória são calculados utilizando o algoritmo de cinemática inversa. Os conjuntos de ângulos associados aos pontos intermédios da trajetória são calculados a partir do algoritmo (3).

Para respeitar a velocidade angular máxima estipulada ( $\omega_{i_{max}}$ ), é necessário definir o tempo em que cada conjunto de ângulos deve ser alcançado. Após a aplicação do algoritmo da interpolação linear no espaço das juntas, a trajetória passa a ser constituída por um novo número de pontos ( $N_{new}$ ), calculado a partir da equação (7.16):

$$N_{new} = N + (N - 1) * N_{step} . \quad (7.16)$$

Assim sendo, cada conjunto de posições angulares deve ser alcançado com um intervalo de tempo ( $t_{step}$ ) igual a:

$$t_{step} = \frac{t_{total}}{N_{new} - 1} \text{ (s)}. \quad (7.17)$$

À semelhança da equação (7.12), o conjunto de posições angulares  $\Theta_k$  deve ser alcançado no instante de tempo:

$$t_{k-1} = (k - 1) * t_{step} , \text{ sendo } k \in [1, N_{new}]. \quad (7.18)$$

Novamente, os conjuntos de posições angulares das juntas e os seus respetivos tempos de execução são aglomerados e enviados sob a forma de um único pedido para o *Joint Trajectory Action Server*.

**Algoritmo 3:** Algoritmo de interpolação linear no espaço das juntas.

**Entradas:**

$\Theta$  (trajetória no espaço das juntas)

$N_{step}$  (número de pontos intermédios entre dois pontos da trajetória)

**Inicialização:**

$N = size(\Theta)$  (número de pontos da trajetória)

$n = 1$  (número de pontos da nova trajetória)

$i = j = k = l = 1$  (variáveis auxiliares do algoritmo)

**Repetir**

**Repetir**

*Cálculo do incremento de cada junta entre os pontos intermédios:  $\theta_{i_{inc}} = \frac{\theta_i(k+1) - \theta_i(k)}{N_{step}}$*

*Atualização da variável correspondente ao número de juntas:  $i = i + 1$*

**Até  $i = N$ ;**

**Repetir**

*A interpolação no espaço das juntas é guardada num novo vetor:  $\Theta_{new}(n) = \Theta(k)$*

**Repetir**

*Incrementa o ângulo de cada junta entre pontos intermédios:  $\theta_j(k) = \theta_j(k) + \theta_{j_{inc}}$*

*Atualização da variável correspondente ao número de juntas:  $j = j + 1$*

**Até  $j = N$ ;**

*Atualização da variável auxiliar:  $j = 0$*

*Avança para o próximo ponto intermédio:  $l = l + 1$*

*Incrementa o número de pontos da nova trajetória:  $n = n + 1$*

**Até  $l = N_{step}$ ;**

*Atualização das variáveis auxiliares:  $i = 0$  e  $l = 0$*

*Avança para o próximo ponto da trajetória:  $k = k + 1$*

**Até  $k = N$ ;**

*Adiciona o último ponto à nova trajetória:  $\Theta_{new}(n) = \Theta(k)$*

**Saídas :**

$\Theta_{new}$  (trajetória obtida a partir do algoritmo de interpolação linear no espaço das juntas)

### 7.3.1 Neurocirurgia de Estimulação Cerebral Profunda

Em seguida, são demonstrados os procedimentos neurocirúrgicos de DBS e de SEEG utilizando o sistema robótico Sawyer comandado pela aplicação controlo desenvolvida. Tal como nas simulações apresentadas na secção 6.5, ao longo de todo o procedimento neurocirúrgico o Sawyer comporta-se como um assistente robótico controlado por supervisão (consultar secção 4.1).

Com base na neurocirurgia de DBS assistida no Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, definiu-se um planeamento cirúrgico para comprovar que a solução desenvolvida cumpre os objetivos propostos na presente dissertação. Inicialmente, foram selecionados dois pontos de referência utilizando o dispositivo *phantom* e o anel estereotáxico. Estes pontos pretendem representar os alvos a serem alcançados no cérebro do paciente, tendo sido escolhido um no lado esquerdo do anel estereotáxico e outro no lado direito do mesmo. Posteriormente, foram selecionadas as coordenadas que simulam os pontos de entrada do eletrodo no crânio de maneira a serem obtidas trajetórias idênticas às realizadas na neurocirurgia presenciada (figuras 7.3 e 7.4).

Para aumentar a rapidez da simulação do procedimento neurocirúrgico de DBS não são realizadas as etapas de perfuração craniana e de recuo do braço robótico. A razão para assumirmos este fluxo de trabalho deve-se ao facto de no procedimento de DBS ter sido utilizado um dispositivo *phantom* e, tal como acontece na realidade, durante a validação das coordenadas estereotáxicas não são necessárias tais etapas.

A precisão da nossa solução foi avaliada a partir das coordenadas dos alvos cirúrgicos simulados no dispositivo *phantom*. Os resultados obtidos mostram que a extremidade da ferramenta médica alcança os alvos selecionados com precisão submilimétrica (figuras 7.3f e 7.4f).

### 7.3.2 Neurocirurgia de Estereoencefalografia

Em seguida, é apresentada a simulação de um procedimento neurocirúrgico de SEEG utilizando o sistema robótico real e o modelo 3D de um crânio. A realização deste procedimento em colaboração com o sistema robótico Sawyer pressupõe a execução das tarefas apresentadas na secção 6.5.

---

<sup>1</sup>Secção 7.3 – Vídeo completo disponibilizado em <https://youtu.be/re8YNrj3x18> e em <https://youtu.be/BJMKfkPxnuu>.

Com a simulação deste procedimento pretende-se demonstrar a elevada flexibilidade, destreza e precisão do sistema robótico Sawyer quando comandado pela nossa aplicação de controlo. No contexto desta dissertação, as trajetórias do procedimento neurocirúrgico de SEEG foram escolhidas de maneira a ser testada a flexibilidade do sistema robótico na área do bloco operatório considerada como sendo a expectável para a manipulação da ferramenta cirúrgica (figuras 7.5 e 7.6).

Os pontos de entrada do eléctrodo no crânio são representados por semi-esferas azuis. Estas foram distribuídas de maneira aleatória pela superfície do modelo 3D craniano. As coordenadas dos alvos cerebrais foram selecionadas de maneira a serem obtidas trajetórias retilíneas com diferentes direções e inclinações.

Em todos os casos testados, o sistema robótico realizou as trajetórias planeadas sem qualquer tipo de colisão, colocando a extremidade do trépano e dos eléctrodos no centro das semi-esferas com precisão inferior a 1 mm.

---

<sup>2</sup>**Secção 7.3** – Vídeo completo disponibilizado em <https://youtu.be/zDKc2CHR4L0> e em <https://youtu.be/Yzi2N7X7k20>.



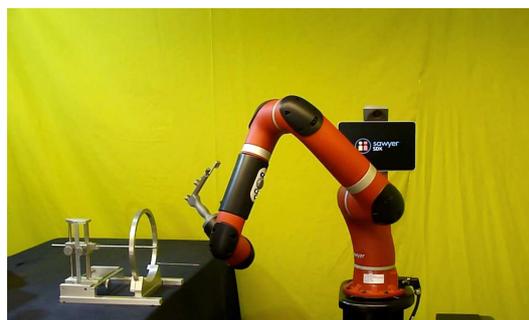
(a) Postura inicial.



(b) Aproximação ao ponto inicial da trajetória.



(c) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



(d) Aproximação ao ponto de segurança.



(e) Implantação do elétrodo.



(f) Implantação do elétrodo (vista aproximada).



(g) Retorno até à postura inicial.



(h) Sawyer na postura inicial e alteração do alvo.

**Figura 7.3:** Sequência de movimentos realizados pelo sistema robótico durante o procedimento de DBS ao alvo esquerdo do anel estereotáxico<sup>1</sup>, utilizando o parâmetro de redundância  $\theta_1 = 30^\circ$ , a configuração global 1 e uma distância de segurança de  $L_{SafeDist} = 60$  mm.



(a) Postura inicial.



(b) Aproximação ao ponto inicial da trajetória.



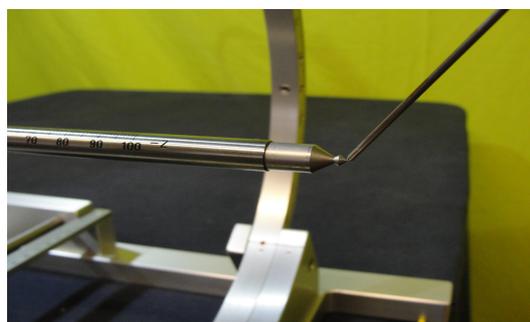
(c) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



(d) Aproximação ao ponto de segurança.



(e) Implantação do eletrodo.



(f) Implantação do eletrodo (vista aproximada).



(g) Retorno até à postura inicial.



(h) Braço robótico na postura inicial.

**Figura 7.4:** Sequência de movimentos realizados pelo sistema robótico durante o procedimento de DBS ao alvo direito do anel estereotáxico<sup>1</sup>, utilizando o parâmetro de redundância  $\theta_1 = -25^\circ$ , a configuração global 5 e uma distância de segurança de  $L_{SafeDist} = 65$  mm.



(a) Postura inicial.



(b) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



(c) Perfuração do crânio.



(d) Perfuração do crânio (vista aproximada).



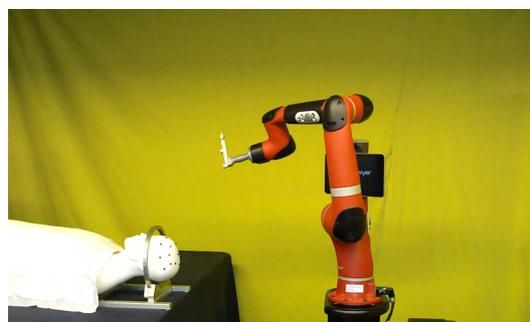
(e) Recuo do braço e alteração da ferramenta.



(f) Implantação do eletrodo.



(g) Implantação do eletrodo (vista aproximada).



(h) Retorno até à postura inicial.

**Figura 7.5:** Sequência de movimentos realizados pelo sistema robótico durante a primeira trajetória do procedimento de SEEG<sup>2</sup>, utilizando o parâmetro de redundância  $\theta_1 = 25^\circ$ , a configuração global 1 e uma distância de segurança de  $L_{SafeDist} = 30$  mm.



(a) Postura inicial.



(b) Posição inicial da trajetória cirúrgica.



(c) Perfuração do crânio.



(d) Perfuração do crânio (vista aproximada).



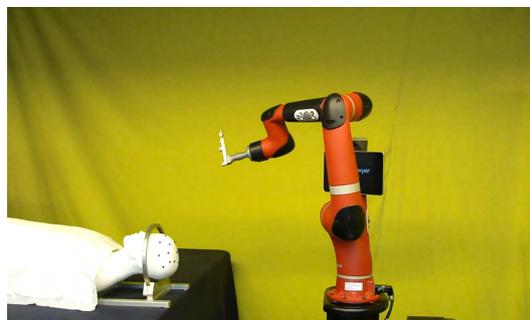
(e) Recuo do braço e alteração da ferramenta.



(f) Implantação do eletrodo.



(g) Implantação do eletrodo (vista aproximada).



(h) Retorno até à postura inicial.

**Figura 7.6:** Sequência de movimentos realizados pelo sistema robótico durante a segunda trajetória do procedimento de SEEG<sup>2</sup>, utilizando o parâmetro de redundância  $\theta_1 = 20^\circ$ , a configuração global 3 e uma distância de segurança de  $L_{SafeDist} = 25$  mm.

## Parte III

# Conclusões



# Capítulo 8

---

## Conclusão

---

Este último capítulo apresenta uma breve descrição da solução desenvolvida, discute as principais conclusões e resultados obtidos nesta dissertação e sugere alguns tópicos que devem ser realizados como trabalho futuro.

### 8.1 Sumário e discussão dos resultados

Atualmente, as doenças neurológicas e neuropsiquiátricas são uma das principais ameaças à saúde pública da sociedade, afetando milhões de indivíduos em todo o mundo [1]. O aumento da esperança média de vida torna este tipo de doenças um problema em crescimento, dado que estas incidem com maior frequência em pessoas de idade avançada [1]. As doenças neurológicas são incuráveis, porém existem tratamentos que permitem reduzir os sintomas despoletados pelas mesmas. Um destes tratamentos é a realização de neurocirurgias estereotáxicas ao cérebro dos pacientes, ao qual foi concedida especial atenção durante o desenvolvimento desta dissertação.

As neurocirurgias estereotáxicas são caracterizadas pela sua longa duração, pelo desgaste físico e psicológico causado na equipa médica e pelo desconforto do paciente. O aumento do cansaço da equipa médica afeta negativamente o resultado dos procedimentos neurocirúrgicos, uma vez que a destreza, a estabilidade e a precisão dos movimentos do neurocirurgião diminuem com o decorrer da operação. Ainda assim, as neurocirurgias estereotáxicas – principalmente a DBS – têm sido amplamente aceites pela comunidade

médica [45]. O crescente sucesso e aceitação das neurocirurgias estereotáxicas e o aumento do número de pacientes selecionados para este tipo de cirurgias faz com que os centros hospitalares não tenham recursos humanos e os materiais necessários para o tratamento sintomático das doenças neurológicas a um ritmo adequado [2]. Assim sendo, são necessárias novas estratégias para reduzir o esforço realizado pela equipa médica, melhorar o fluxo de trabalho e aprimorar os resultados das neurocirurgias estereotáxicas.

Para solucionar este problema, por todo o mundo têm sido introduzidos sistemas robóticos com a capacidade de cooperar com a equipa médica dentro do bloco operatório, proporcionando a redução do tempo da intervenção cirúrgica e o aumento da precisão, estabilidade, flexibilidade e consistência. Ademais, os sistemas robóticos são capazes de realizar tarefas repetitivas, de manipular diversos tipos de ferramentas e de desempenhar trajetórias pré-planeadas. No entanto, os assistentes robóticos são financeiramente dispendiosos, portanto escassos são os centros hospitalares que podem usufruir desta tecnologia. Por todos os motivos aqui referidos, o CHUC mostrou interesse em colaborar com o nosso laboratório para o desenvolvimento de uma solução robótica orientada para neurocirurgias estereotáxicas – âmbito da presente dissertação.

Depois de assistirmos a uma neurocirurgia estereotáxica de DBS e estudarmos as suas diferentes etapas, conseguimos perceber qual o papel de um assistente robótico no bloco operatório e inferir os aspetos que podem ser melhorados aquando da sua utilização. Porém, antes de iniciarmos a fase de desenvolvimento da nossa solução robótica, elaboramos uma revisão bibliográfica dos sistemas robóticos direcionados para neurocirurgias estereotáxicas, de maneira a compreender quais as características essenciais para o desempenho do papel de assistente no bloco operatório. Concluímos que as características mais importantes são:

1. Braço robótico série com pelo menos 6 DoF, para que uma determinada posição no espaço de trabalho possa ser alcançada com qualquer orientação;
2. Braço robótico com precisão e repetibilidade submilimétrica ( $< 1$  mm);
3. Plataforma móvel que facilite o transporte do sistema robótico dentro do bloco operatório e sistema de travagem para a imobilização e estabilização do mesmo;
4. Sistema de visão capaz de detetar obstáculos e registar a posição do sistema robótico

em relação ao sistema de referência estereotáxico. Apesar deste assunto não ter sido abordado na presente dissertação, este é um tópico bastante importante;

5. Interface gráfica que permita ao neurocirurgião controlar o comportamento do assistente robótico de forma simples, intuitiva e, acima de tudo, com segurança;
6. Possibilidade de funcionamento em modo complacente com o neurocirurgião;
7. Baixo custo de aquisição e de manutenção.

Na presente dissertação ambicionou-se utilizar o sistema robótico Sawyer como assistente neurocirúrgico. Apesar deste robô englobar todas as características consideradas como sendo fundamentais, os motivos para a seleção do Sawyer foram: (i) este ser um dos braços robóticos colaborativos mais recentes e sofisticados do mercado e (ii) estar disponível no nosso laboratório.

Para dotar o Sawyer com as funcionalidades de um assistente robótico – especialmente a capacidade para realizar trajetórias retilíneas no espaço Cartesiano – modelou-se matematicamente a estrutura mecânica do seu braço robótico, através da notação de Denavit-Hartenberg. Comparando a estrutura mecânica do Sawyer com a dos restantes manipuladores existentes, constatou-se que o Sawyer é o único braço robótico redundante com *offsets* no ombro, no cotovelo e no pulso, e sem três juntas adjacentes com eixos paralelos. Estes pormenores tornam o Sawyer o caso mais complexo para o cálculo do problema da cinemática inversa e fazem com que nenhum outro método anteriormente proposto seja adequado para a sua resolução.

Após uma revisão bibliográfica dos algoritmos de cinemática inversa, desenvolvemos um novo método semi-analítico para o cálculo das soluções da cinemática inversa, tendo em consideração a configuração global  $GC$  do manipulador robótico. Devido aos *offsets* do braço robótico, não foi possível utilizar o *arm angle* como parâmetro de redundância. Em vez disso, para parametrizar a redundância e permitir o *self-motion* do Sawyer, decidiu-se utilizar o ângulo da junta  $\theta_1$  como parâmetro de redundância. O método semi-analítico determina até oito soluções de cinemática inversa para cada valor do parâmetro de redundância  $\theta_1$  (secção 6.3.1), e necessita, em média, de 1.85 ms para encontrar cada solução. A inclusão do parâmetro da configuração global  $GC$  na resolução do problema da cinemática inversa, permite obter todas as soluções possíveis e selecionar a configuração do

manipulador mais adequada para a realização da tarefa.

Eventualmente, a existência de limites mecânicos nas juntas pode reduzir o número de soluções admissíveis para o manipulador robótico. Para resolver este problema, foi desenvolvido um algoritmo que previne a transgressão dos limites mecânicos das juntas e utiliza, quase na totalidade, a gama de valores possíveis das sete juntas do Sawyer. Este método consiste em aplicar um torque virtual no parâmetro de redundância, causando o deslocamento angular da junta  $\theta_1$  e o consequente *self-motion* do Sawyer. Neste caso em particular, o *self-motion* possibilita, simultaneamente, o posicionamento e a orientação do *end-effector* no espaço Cartesiano e o afastamento dos limites mecânicos das juntas. Na secção 6.3.2 provou-se que este algoritmo introduz, de certa forma, um nível de “inteligência” ao controlador desenvolvido, pois além de afastar os ângulos das juntas dos seus limites mecânicos, também permite “recuperar” soluções da cinemática inversa anteriormente não factíveis.

Ademais, as singularidades do braço robótico do Sawyer foram analisadas. Concluiu-se que o mesmo é afetado pela singularidade cinemática do limite do espaço de trabalho e por duas singularidades algorítmicas. A singularidade cinemática mencionada não constitui um verdadeiro problema para o algoritmo de controlo, visto que pode ser evitada se o braço robótico não for deslocado para o limite do seu espaço de trabalho. Por outro lado, quando ocorre uma singularidade algorítmica, o método semi-analítico não consegue calcular a posição angular de uma ou mais juntas, e não existe uma configuração que coloque o *end-effector* com a pose desejada no espaço Cartesiano.

Para que a utilização do controlador seja realizada de forma simples e intuitiva pelo neurocirurgião, desenvolveu-se uma interface gráfica direccionada para neurocirurgias estereotáxicas. Esta permite controlar o sistema robótico real ou simulado de acordo com as diretivas pré ou intra-operatórias do neurocirurgião, com as especificações da tarefa e com o fluxo de trabalho do procedimento cirúrgico.

Os conceitos relacionados com a cinemática e com o planeamento de movimentos do Sawyer na sala de neurocirurgias foram primeiramente validados através de simulações. Para tal, estabeleceu-se a comunicação entre a aplicação de controlo implementada em Matlab e o simulador robótico V-REP por intermédio da API remota. Utilizando o simulador, foram realizados procedimentos neurocirúrgicos de DBS e SEEG, onde se constatou que o sistema robótico Sawyer acompanha a trajetória cirúrgica e alcança o alvo cerebral

com precisão submilimétrica.

A aplicação de controlo desenvolvida foi também validada em conjunto com o sistema robótico real durante a realização de procedimentos neurocirúrgicos de DBS e de SEEG – com o auxílio de um dispositivo *phantom* e de um modelo 3D craniano, respetivamente – utilizando a interface gráfica orientada para neurocirurgias estereotáxicas. Em ambiente real, a precisão da nossa solução foi avaliada a partir das coordenadas dos alvos cirúrgicos simulados no dispositivo *phantom*. Os resultados obtidos mostram que a extremidade da ferramenta cirúrgica alcança os alvos simulados com precisão submilimétrica.

Tendo em consideração todos os testes realizados – tanto em contexto de simulação como no ambiente real – podemos afirmar que cumprimos os objetivos propostos para esta dissertação. A nossa aplicação de controlo permite ao Sawyer realizar trajetórias retilíneas no espaço Cartesiano, durante a colocação de elétrodos no cérebro, e simultaneamente evitar os limites mecânicos das juntas, as singularidades do Sawyer e ter em consideração as restrições impostas pelo neurocirurgião, bem como os procedimentos de segurança.

## 8.2 Trabalho futuro

O desenvolvimento de um assistente robótico para neurocirurgias estereotáxicas é uma tarefa extremamente complexa e, na realidade, uma meta praticamente impossível de alcançar no tempo disponível para a realização de uma dissertação de mestrado. Não obstante, decidimos realizar este projeto e ao longo da presente dissertação provamos que a nossa solução inicial beneficia de várias maneiras este tipo de procedimentos neurocirúrgicos. Ainda assim, num futuro próximo, precisam ser abordados vários aspetos para a obtenção de um assistente robótico completo, tais como:

- Desenvolver um método que calcule autonomamente os intervalos fazíveis do parâmetro de redundância  $\theta_1$ ;
- Implementar uma função de custo que permita descobrir qual a configuração global  $GC$  e o ângulo do parâmetro de redundância  $\theta_1$  mais adequados para a realização de uma determinada trajetória cirúrgica. Os critérios para a seleção dos melhores parâmetros devem ser definidos em colaboração com o neurocirurgião;
- Conceber um dispositivo que permita ligar rigidamente a base do sistema robótico

Sawyer ao anel estereotáxico;

- Integrar o sistema de visão do Sawyer para que o controlador desenvolvido tenha uma percepção do ambiente circundante;
- Implementar algoritmos para a prevenção de colisões com obstáculos existentes no espaço de trabalho;
- Associar o *software* de planeamento médico ao controlador desenvolvido, de forma a evitar a perda de informação e tornar o processo de planeamento mais fidedigno.

Mesmo que estas funcionalidades sejam desenvolvidas no futuro, devemos ter em mente que a nossa solução só pode ser testada em organismos vivos caso o assistente robótico seja aprovado por entidades credenciadas internacionalmente.

---

## Referências bibliográficas

---

- [1] World Health Organization, “Neurological disorders: public health challenges,” *WHO Press*, pp. 1–232, 2006.
- [2] R. R. Coleman and J. L. Ostrem, “Patient selection: When to consider deep brain stimulation for patients with parkinsons disease, essential tremor, or dystonia,” in *Deep Brain Stimulation Management* (W. J. Marks Jr., ed.), pp. 5–30, Cambridge University Press, 2015.
- [3] T. Wichmann and M. R. DeLong, “Deep Brain Stimulation for Neurologic and Neuropsychiatric Disorders,” *Neuron*, vol. 52, no. 1, pp. 197–204, 2006.
- [4] K. R. Chaudhuri, L. Yates, and P. Martinez-Martin, “The non-motor symptom complex of Parkinson’s disease: a comprehensive assessment is essential,” *Current Neurology and Neuroscience Reports*, vol. 5, no. 4, pp. 275–283, 2005.
- [5] A. L. Benabid, S. Chabardes, J. Mitrofanis, and P. Pollak, “Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus for the treatment of Parkinson’s disease,” *The Lancet Neurology*, vol. 8, no. 1, pp. 67–81, 2009.
- [6] J. M. Bronstein, M. Tagliati, and R. L. Alterman *et al.*, “Deep brain stimulation for Parkinson disease: an expert consensus and review of key issues,” *Archives of Neurology*, vol. 68, no. 2, pp. 165–171, 2011.
- [7] A. Machado, A. R. Rezai, and B. H. Kopell *et al.*, “Deep brain stimulation for Parkinson’s disease: Surgical technique and perioperative management,” *Movement Disorders*, vol. 21, no. SUPPL. 14, pp. S247–S258, 2006.
- [8] G. Deuschl, C. Schade-Brittinger, and P. Krack *et al.*, “A randomized trial of deep-brain stimulation for Parkinson’s disease,” *The New England Journal of Medicine*, vol. 355, no. 9, pp. 896–908, 2006.
- [9] P. Limousin, P. Krack, and P. Pollak *et al.*, “Electrical Stimulation of the Subthalamic

- Nucleus in Advanced Parkinson's Disease," *The New England Journal of Medicine*, vol. 339, no. 16, pp. 1105–1111, 1998.
- [10] World Health Organization, "Epilepsy." <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs999/en/>. [Online] Accessed: 26/06/2018.
- [11] M. J. Eadie, "Shortcomings in the current treatment of epilepsy," *Expert Review of Neurotherapeutics*, vol. 12, no. 12, pp. 1419–1427, 2012.
- [12] P. Kwan and M. J. Brodie, "Refractory epilepsy: a progressive, intractable but preventable condition?," *Seizure*, vol. 11, no. 2, pp. 77–84, 2002.
- [13] J. J. Engel, "Surgery for seizures," *New England Journal of Medicine*, vol. 334, no. 10, pp. 647–652, 1996.
- [14] G. K. Bergey, "Neurostimulation in the treatment of epilepsy," *Experimental Neurology*, vol. 244, pp. 87–95, 2013.
- [15] J. Jankovic, "Treatment of dystonia," *The Lancet Neurology*, vol. 5, no. 10, pp. 864–872, 2006.
- [16] L. J. Cloud and H. A. Jinnah, "Treatment strategies for dystonia," *Expert Opinion on Pharmacotherapy*, vol. 11, no. 1, pp. 5–15, 2009.
- [17] The Dystonia Society, "Dystonia: A Guide to Good Practice for Health and Social Care Professionals." [http://www.dystonia.org.uk/pdf/Professional%20Research/Good%20Practice%20Guide%20\(amended%20Nov%202011\).pdf](http://www.dystonia.org.uk/pdf/Professional%20Research/Good%20Practice%20Guide%20(amended%20Nov%202011).pdf). [Online] Accessed: 26/06/2018.
- [18] K. E. Zeuner, H. A. Shill, and Y. H. Sohn *et al.*, "Motor training as treatment in focal hand dystonia," *Movement Disorders*, vol. 20, no. 3, pp. 335–341, 2005.
- [19] M. Vidailhet, L. Vercueil, and J. Houeto *et al.*, "Bilateral deep-brain stimulation of the globus pallidus in primary generalized dystonia," *New England Journal of Medicine*, vol. 352, no. 5, pp. 459–467, 2005.
- [20] J. L. Ostrem and P. A. Starr, "Treatment of Dystonia with Deep Brain Stimulation," *Neurotherapeutics*, vol. 5, no. 2, pp. 320–330, 2008.
- [21] A. Kupsch, R. Benecke, and J. Müller *et al.*, "Pallidal deep-brain stimulation in primary generalized or segmental dystonia," *New England Journal of Medicine*, vol. 355, no. 19, pp. 1978–1990, 2006.

- [22] E. D. Louis, R. Ottman, and W. Allen Hauser, “How common is the most common adult movement disorder? Estimates of the prevalence of essential tremor throughout the world,” *Movement Disorders*, vol. 13, no. 1, pp. 5–10, 1998.
- [23] E. D. Louis and J. J. Ferreira, “How common is the most common adult movement disorder? Update on the worldwide prevalence of essential tremor,” *Movement Disorders*, vol. 25, no. 5, pp. 534–541, 2010.
- [24] A. Fytagoridis, U. Sandvik, and M. Åström *et al.*, “Long term follow-up of deep brain stimulation of the caudal zona incerta for essential tremor,” *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, vol. 83, no. 3, pp. 258–262, 2012.
- [25] W. J. Elias, N. Lipsman, and W. G. Ondo *et al.*, “A randomized trial of focused ultrasound thalamotomy for essential tremor,” *New England Journal of Medicine*, vol. 375, no. 8, pp. 730–739, 2016.
- [26] H. Abboud, A. Ahmed, and H. H. Fernandez, “Essential tremor: Choosing the right management plan for your patient,” *Cleveland Clinic journal of medicine*, vol. 78, no. 12, pp. 821–828, 2011.
- [27] P. R. Schuurman, D. A. Bosch, and P. M. M. Bossuyt *et al.*, “A comparison of continuous thalamic stimulation and thalamotomy for suppression of severe tremor,” *New England Journal of Medicine*, vol. 342, no. 7, pp. 461–468, 2000.
- [28] A. L. Benabid, P. Pollak, and D. Hoffmann *et al.*, “Long-term suppression of tremor by chronic stimulation of the ventral intermediate thalamic nucleus,” *The Lancet*, vol. 337, no. 8738, pp. 403–406, 1991.
- [29] A. L. Benabid, P. Pollak, and D. Gao *et al.*, “Chronic electrical stimulation of the ventralis intermedius nucleus of the thalamus as a treatment of movement disorders,” *Journal of neurosurgery*, vol. 84, no. 2, pp. 203–214, 1996.
- [30] E. D. Flora, C. L. Perera, A. L. Cameron, and G. J. Maddern, “Deep brain stimulation for essential tremor: A systematic review,” *Movement Disorders*, vol. 25, no. 11, pp. 1550–1559, 2010.
- [31] J. Jankovic, F. Cardoso, R. G. Grossman, and W. J. Hamilton, “Outcome after stereotactic thalamotomy for parkinsonian, essential, and other types of tremor,” *Neurosurgery*, vol. 37, no. 4, pp. 680–687, 1995.

- [32] B. D. Greenberg, S. L. Rauch, and S. N. Haber, “Invasive circuitry-based neurotherapeutics: Stereotactic ablation and deep brain stimulation for OCD,” *Neuropsychopharmacology*, vol. 35, no. 1, pp. 317–336, 2010.
- [33] B. D. Greenberg, D. A. Malone, and G. M. Friehs *et al.*, “Three-year outcomes in deep brain stimulation for highly resistant obsessive-compulsive disorder,” *Neuropsychopharmacology*, vol. 31, no. 11, pp. 2384–2393, 2006.
- [34] B. D. Greenberg, L. A. Gabriels, and D. A. Malone *et al.*, “Deep brain stimulation of the ventral internal capsule/ventral striatum for obsessive-compulsive disorder: Worldwide experience,” *Molecular Psychiatry*, vol. 15, no. 1, pp. 64–79, 2010.
- [35] L. Mallet, M. Polosan, and N. Jaafari *et al.*, “Subthalamic nucleus stimulation in severe obsessive-compulsive disorder,” *New England Journal of Medicine*, vol. 359, no. 20, pp. 2121–2134, 2008.
- [36] M. Lyons, “Deep brain stimulation: Current and future clinical applications,” *Mayo Clinic Proceedings*, vol. 86, no. 7, pp. 662–672, 2011.
- [37] H. Singer, “Tourette’s syndrome: From behaviour to biology,” *Lancet Neurology*, vol. 4, no. 3, pp. 149–159, 2005.
- [38] Y. Temel and V. Visser-Vanderwalle, “Surgery in Tourette syndrome,” *Movement Disorders*, vol. 19, no. 1, pp. 3–14, 2004.
- [39] P. Larson, “Deep Brain Stimulation for Psychiatric Disorders,” *Neurotherapeutics*, vol. 5, no. 1, pp. 50–58, 2008.
- [40] J. Mink, “Clinical review of DBS for Tourette syndrome,” *Frontiers in Bioscience - Elite*, vol. 1E, no. 1, pp. 72–76, 2009.
- [41] P. L. Gildenberg and R. R. Tasker, “The history of stereotactic and functional neurosurgery,” in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery* (P. L. Gildenberg and R. R. Tasker, eds.), pp. 5–20, McGraw-Hill Professional Publishing, 1997.
- [42] C. Faria, E. Bicho, and M. Rito *et al.*, “Robotic assisted deep brain stimulation neurosurgery: First steps on system development,” *Proceedings of the IASTED International Conference on Biomedical Engineering, BioMed 2013*, no. BioMed, pp. 331–338, 2013.
- [43] W. J. Marks Jr., “Introduction: The expanding role of deep brain stimulation,” in *Deep Brain Stimulation Management* (W. J. Marks Jr., ed.), pp. 1–3, Cambridge University Press, 2010.

- [44] A. G. Machado, M. Deogaonkar, and S. Cooper, “Deep brain stimulation for movement disorders: Patient selection and technical options,” *Cleveland Clinic journal of medicine*, vol. 79, no. SUPPL.2, pp. S19–S24, 2012.
- [45] E. B. Montgomery Jr., *Deep Brain Stimulation Programming: Principles and Practice*. Oxford University Press, 2010.
- [46] R. Fisher, V. Salanova, and T. Witt *et al.*, “Electrical stimulation of the anterior nucleus of thalamus for treatment of refractory epilepsy,” *Epilepsia*, vol. 51, no. 5, pp. 899–908, 2010.
- [47] D. Servello, M. Porta, and M. Sassi *et al.*, “Deep brain stimulation in 18 patients with severe Gilles de la Tourette syndrome refractory to treatment: the surgery and stimulation,” *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, vol. 79, no. 2, pp. 136–142, 2008.
- [48] A. R. Rezai, A. G. Machado, and M. Deogaonkar *et al.*, “Surgery for movement disorders,” *Neurosurgery*, vol. 62, no. SUPPL. 2, pp. SHC809–SHC838, 2008.
- [49] J. S. Perlmutter and J. W. Mink, “Deep brain stimulation,” *Annual Review of Neuroscience*, vol. 29, no. 1, pp. 229–257, 2006.
- [50] L. D. Lunsford, “Magnetic Resonance Imaging Stereotactic Thalamotomy: Report of a Case with Comparison to Computed Tomography,” *Neurosurgery*, vol. 23, no. 3, pp. 363–367, 1988.
- [51] D. Kondziolka, P. K. Dempsey, and L. D. Lunsford, “A comparison between magnetic resonance imaging and computed tomography for stereotactic coordinate determination,” *Neurosurgery*, vol. 30, no. 3, pp. 402–406, 1992.
- [52] E. Cosman, “Image-guided neurosurgery: the operating arm system,” in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery* (P. Gildenberg and R. Tasker, eds.), ch. 22, pp. 183–190, McGraw-Hill Companies, 1st ed., 1998.
- [53] M. Dujovny, K. V. Slanvin, and V. Ramirez, “The ZD (Zamorado-Dujovny) system for 2-D/3-D craniotomy,” in *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery* (P. Gildenberg and R. Tasker, eds.), ch. 53, pp. 465–470, McGraw-Hill Companies, 1st ed., 1998.
- [54] W. L. Nowinski, A. Fang, and B. T. Nguyen *et al.*, “Multiple brain atlas database and atlas-based neuroimaging system,” *Computer Aided Surgery*, vol. 2, no. 1, pp. 42–66, 1997.
- [55] R. Cox, “AFNI: Software for analysis and visualization of functional magnetic resonance neuroimages,” *Computers and Biomedical Research*, vol. 29, no. 29, pp. 162–173, 1996.

- [56] P. Payoux, P. Remy, P. Damier, M. Miloudi, I. Loubinoux, B. Pidoux, V. Gaura, O. Rascol, Y. Samson, and Y. Agid, "Subthalamic nucleus stimulation reduces abnormal motor cortical overactivity in Parkinson disease.," *Archives of neurology*, vol. 61, no. 8, pp. 1307–1313, 2004.
- [57] F. Cardinale, M. Cossu, and L. Castana *et al.*, "Stereo-electroencephalography: Surgical methodology, safety, and stereotactic application accuracy in 500 procedures," *Neurosurgery*, vol. 72, no. 3, pp. 353–366, 2013.
- [58] C. Munari, D. Hoffmann, and S. Fracione *et al.*, "Stereo-electroencephalography methodology: advantages and limits," *Acta Neurologica Scandinavica*, vol. 89, no. S152, pp. 56–67, 1994.
- [59] M. Guenot, J. Isnard, and P. Ryvlin *et al.*, "Neurophysiological monitoring for epilepsy surgery: The Talairach SEEG method - Indications, results, complications and therapeutic applications in a series of 100 consecutive cases," *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, vol. 77, no. 1-4, pp. 29–32, 2002.
- [60] D. Serletis, J. Bulacio, and W. Bingaman *et al.*, "The stereotactic approach for mapping epileptic networks: A prospective study of 200 patients," *Journal of Neurosurgery*, vol. 121, no. 5, pp. 1239–1246, 2014.
- [61] S. Alomar, J. Jones, and A. Maldonado *et al.*, "The Stereo-Electroencephalography Methodology," *Neurosurgery Clinics of North America*, vol. 27, no. 1, pp. 83–95, 2016.
- [62] P. T. Chandrasoma, M. M. Smith, and M. L. J. Apuzzo, "Stereotactic biopsy in the diagnosis of brain masses: Comparison of results of biopsy and resected surgical specimen," *Neurosurgery*, vol. 24, no. 2, pp. 160–165, 1989.
- [63] W. A. Hall, "The safety and efficacy of stereotactic biopsy for intracranial lesions," *Cancer*, vol. 82, no. 9, pp. 1749–1755, 1998.
- [64] R. J. Jackson, G. N. Fuller, and D. Abi-Said *et al.*, "Limitations of stereotactic biopsy in the initial management of gliomas," *Neuro-Oncology*, vol. 3, no. 3, pp. 193–200, 2001.
- [65] L. Leksell, "Stereotactic radiosurgery," *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, vol. 46, no. 9, pp. 797–803, 1983.
- [66] L. D. Lunsford, D. Kondziolka, and J. C. Flickinger *et al.*, "Stereotactic radiosurgery for arteriovenous malformations of the brain," *Journal of Neurosurgery*, vol. 75, no. 4, pp. 512–524, 1991.

- [67] Y. S. Kwoh, J. Hou, E. A. Jonckheere, and S. Hayati, "A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 2, pp. 153–160, 1988.
- [68] S. Bann, M. Khan, and J. Hernandez *et al.*, "Robotics in surgery," *Journal of the American College of Surgeons*, vol. 196, no. 5, pp. 784–795, 2003.
- [69] N. Nathoo, M. C. Çavuolu, M. A. Vogelbaum, and G. H. Barnett, "In touch with robotics: Neurosurgery for the future," *Neurosurgery*, vol. 56, no. 3, pp. 421–431, 2005.
- [70] V. Vitiello, K. W. Kwok, and G. Z. Yang, "Introduction to robot-assisted minimally invasive surgery (MIS)," *Medical Robotics: Minimally Invasive Surgery*, pp. 1–40, 2012.
- [71] J. J. Craig, *Introduction to Robotics: Mechanics and control*. Pearson Prentice Hall, 3rd ed., 2004.
- [72] B. Siciliano, L. Sciavicco, L. Villani, and G. Oriolo, *Robotics: Modelling, Planning and Control*. Springer Publishing Company, Incorporated, 1st ed., 2008.
- [73] M. Ceccarelli and E. Ottaviano, "Kinematic design of manipulators," in *Robot Manipulators* (M. Ceccarelli, ed.), ch. 30, pp. 49–72, I-Tech Education and Publishing KG, 1st ed., 2008.
- [74] C. Faria, W. Erlhagen, and M. Rito *et al.*, "Review of Robotic Technology for Stereotactic Neurosurgery," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 8, pp. 125–137, 2015.
- [75] T. A. Mattei, A. H. Rodriguez, D. Sambhara, and E. Mendel, "Current state-of-the-art and future perspectives of robotic technology in neurosurgery," *Neurosurgical Review*, vol. 37, no. 3, pp. 357–366, 2014.
- [76] J. A. Smith, J. Jivraj, R. Wong, and V. Yang, "30 Years of Neurosurgical Robots: Review and Trends for Manipulators and Associated Navigational Systems," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 4, pp. 836–846, 2016.
- [77] A. Benabid, P. Cinquin, and S. Lavalée *et al.*, "Computer-Driven Robot for Stereotactic Surgery Connected to CT Scan and Magnetic Resonance Imaging," *Meeting of the American Society for Stereotactic and Functional Neurosurgery*, vol. 50, no. 1-6, pp. 153–154, 1987.
- [78] Renishaw, "NeuroMate® - Key features," *Renishaw Datasheets*, pp. 1–2, 2014.
- [79] Renishaw, "Excerpts from clinical literature - NeuroMate®," *Renishaw Datasheets*, pp. 1–2, 2014.

- [80] R. Damiano, “Robotics in surgery,” *Current Problems in Surgery*, vol. 41, no. 9, pp. 752–810, 2004.
- [81] Q. H. Li, L. Zamorano, and A. Pandya *et al.*, “The application accuracy of the NeuroMate robot - A quantitative comparison with frameless and frame-based surgical localization systems,” *Computer Aided Surgery*, vol. 7, no. 2, pp. 90–98, 2002.
- [82] T. R. K. Varma and P. Eldridge, “Use of the NeuroMate stereotactic robot in a frameless mode for functional neurosurgery,” *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 2, no. 2, pp. 107–113, 2006.
- [83] L. N. Sekhar, D. Ramanathan, and J. Rosen *et al.*, “Robotics in Neurosurgery,” in *Surgical Robotics: Systems Applications and Visions* (J. Rosen, B. Hannaford, and R. M. Satava, eds.), (Boston, MA), pp. 723–742, Springer US, 2011.
- [84] T. R. K. Varma, P. Eldridge, and A. Forster *et al.*, “Use of the NeuroMate Stereotactic Robot in a Frameless Mode for Movement Disorder Surgery,” *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, vol. 80, no. 1–4, pp. 132–135, 2003.
- [85] L. Zamorano, Q. Li, S. Jain, and G. Kaur, “Robotics in neurosurgery: state of the art and future technological challenges,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 1, no. 1, pp. 7–22, 2004.
- [86] Y. Kajita, D. Nakatsubo, and H. Kataoka *et al.*, “Installation of a Neuromate Robot for Stereotactic Surgery: Efforts to Conform to Japanese Specifications and an Approach for Clinical Use - Technical Notes,” *Neurologia medico-chirurgica*, vol. 55, no. 12, pp. 907–914, 2015.
- [87] D. von Langsdorff, P. Paquis, and D. Fontaine, “In vivo measurement of the frame-based application accuracy of the Neuromate neurosurgical robot,” *Journal of neurosurgery*, vol. 122, no. 1, pp. 191–194, 2015.
- [88] P. R. Rizun, P. B. Mcbeth, D. F. Louw, and G. R. Sutherland, “Robot-Assisted Neurosurgery,” *Seminars in Laparoscopic Surgery*, vol. 11, no. 2, pp. 99–106, 2004.
- [89] H. Fankhauser, D. Glauser, and P. Flury *et al.*, “Robot For CT-Guided Stereotactic Neurosurgery,” *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, vol. 63, no. 1-4, pp. 93–98, 1994.
- [90] D. Glauser, H. Fankhauser, and M. Epitoux *et al.*, “Neurosurgical robot Minerva: first results and current developments,” *Journal of image guided surgery*, vol. 1, no. 5, pp. 266–272, 1995.

- [91] N. Villotte, D. Glauser, P. Flury, and C. W. Burckardt, "Conception of stereotactic instruments for the neurosurgical robot Minerva," in *1992 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 3, pp. 1089–1090, 1992.
- [92] C. W. Burckhardt, P. Flury, and D. Glauser, "Stereotactic brain surgery," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 14, no. 3, pp. 314–317, 1995.
- [93] D. Glauser, P. Flury, N. Villotte, and C. W. Burckhardt, "Conception of a Robot Dedicated to Neurosurgical Operations," in *Conception of a robot dedicated to neurosurgical operations*, (Pisa, Italy), pp. 899–904, 5th International Conference on Advanced Robotics, 1991.
- [94] J. L. Hefti, M. Epitoux, D. Glauser, and H. Fankhauser, "Robotic three-dimensional positioning of a stimulation electrode in the brain," *Computer Aided Surgery*, vol. 3, no. 1, pp. 1–10, 1998.
- [95] R. A. Beasley, "Medical Robots: Current Systems and Research Directions," *Journal of Robotics*, vol. 2012, pp. 1–14, 2012.
- [96] A. L. Benabid, D. Hoffmann, E. Seigneuret, and S. Chabardes, "Robotics in neurosurgery: which tools for what?," in *Medical Technologies in Neurosurgery* (C. Nimsky and R. Fahlbusch, eds.), (Vienna), pp. 43–50, Springer Vienna, 2006.
- [97] S. Briot, C. Baradat, S. Guégan, and V. Arakelian, "Contribution to the Mechanical Behavior Improvement of the Robotic Navigation Device Surgiscope," *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, vol. 8, no. DETC2007-35067, pp. 653–661, 2007.
- [98] K. Bekelis, T. Radwan, A. Desai, and D. Roberts, "Frameless robotically targeted stereotactic brain biopsy: Feasibility, diagnostic yield, and safety - clinical article," *Journal of Neurosurgery*, vol. 116, no. 5, pp. 1002–1006, 2012.
- [99] S. S. Lollis and D. W. Roberts, "Robotic placement of a CNS ventricular reservoir for administration of chemotherapy," *British Journal of Neurosurgery*, vol. 23, no. 5, pp. 516–520, 2009.
- [100] W. J. Spire, B. C. Jobst, and V. M. Thadani *et al.*, "Robotic image-guided depth electrode implantation in the evaluation of medically intractable epilepsy: Technical note," *Neurosurgical Focus*, vol. 25, no. 3, p. E19, 2008.
- [101] W. Eisner, J. Burtscher, and R. Bale *et al.*, "Use of neuronavigation and electrophysiology in surgery of subcortically located lesions in the sensorimotor strip," *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, vol. 72, no. 3, pp. 378–381, 2002.

- [102] P. S. Morgan, T. Carter, and S. Davis *et al.*, “The application accuracy of the Pathfinder neurosurgical robot,” *International Congress Series*, vol. 1256, pp. 561–567, 2003.
- [103] P. A. Finlay and P. Morgan, “PathFinder image guided robot for neurosurgery,” *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 30, no. 1, pp. 30–34, 2003.
- [104] M. S. Eljamel, “Validation of the PathFinder neurosurgical robot using a phantom,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 3, pp. 372–377, 2007.
- [105] G. Deacon, A. Harwood, and J. Holdback *et al.*, “The Pathfinder image-guided surgical robot,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 224, no. 5, pp. 691–713, 2010.
- [106] F. Cepolina, B. Challacombe, and R. C. Michelini, “Trends in Robotic Surgery,” *Journal of Endourology / Endourological Society*, vol. 19, no. 8, pp. 940–951, 2005.
- [107] G. W. Taylor, “Developing technology for surgery in the UK: a multidisciplinary meeting of engineers and surgeons,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 3, pp. 30–34, 2007.
- [108] M. S. Eljamel, “Robotic application in epilepsy surgery,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 2, no. 2, pp. 233–237, 2006.
- [109] G. Sivakumar, S. Smith, P. Morgan, and P. Byrne, “The bionic surgeon: Initial Experience with the PathFinder Robot,” *Health San Francisco*, vol. 567, p. 1, 2003.
- [110] M. S. Eljamel, “Robotic Neurological Surgery Applications: Accuracy and Consistency or Pure Fantasy?,” *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, vol. 87, no. 2, pp. 88–93, 2009.
- [111] J. Brodie and M. S. Eljamel, “Evaluation of a neurosurgical robotic system to make accurate burr holes,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 7, pp. 101–106, 2011.
- [112] G. R. Sutherland, P. B. McBeth, and D. F. Louw, “NeuroArm: An MR compatible robot for microsurgery,” *International Congress Series*, vol. 1256, no. C, pp. 504–508, 2003.
- [113] D. F. Louw, T. Fielding, and P. B. McBeth *et al.*, “Surgical robotics: A review and neurosurgical prototype development,” *Neurosurgery*, vol. 54, no. 3, pp. 525–537, 2004.
- [114] P. B. McBeth, D. F. Louw, P. R. Rizun, and G. Sutherland, “Robotics in neurosurgery,” *The American Journal of Surgery*, vol. 188, no. 4 SUPPL. 1, pp. 68S–75S, 2004.

- [115] T. Haidegger, L. Kovacs, and G. Fordos *et al.*, “Future trends in robotic neurosurgery,” *IFMBE Proceedings*, vol. 20 IFMBE, pp. 229–233, 2008.
- [116] G. Dogangil, B. L. Davies, and F. Rodriguez y Baena, “A review of medical robotics for minimally invasive soft tissue surgery,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 224, no. 5, pp. 653–679, 2010.
- [117] G. R. Sutherland, I. Latour, and A. D. Greer *et al.*, “An image-guided magnetic resonance-compatible surgical robot,” *Neurosurgery*, vol. 62, no. 2, pp. 286–293, 2008.
- [118] S. Pandya, J. W. Motkoski, and C. Serrano-Almeida *et al.*, “Advancing neurosurgery with image-guided robotics: Technical note,” *Journal of Neurosurgery*, vol. 111, no. 6, pp. 1141–1149, 2009.
- [119] A. Y. Chan, D. K. Tran, and A. S. Gill *et al.*, “Stereotactic robot-assisted MRI-guided laser thermal ablation of radiation necrosis in the posterior cranial fossa: technical note,” *Neurosurgical focus*, vol. 41, no. 4, pp. 1–4, 2016.
- [120] Medtech S.A, “Premarket Notification 510(K) Submission Rosa Surgical Device,” *ROSA Innovative Technology*, vol. 510, pp. 6–10, 2010.
- [121] M. Lefranc, C. Capel, and A. S. Pruvot-Ocean *et al.*, “Frameless robotic stereotactic biopsies: a consecutive series of 100 cases,” *Journal of neurosurgery*, vol. 122, no. February, pp. 342–352, 2015.
- [122] M. Lefranc, C. Capel, and A. S. Pruvot-Ocean *et al.*, “The impact of the reference imaging modality, registration method and intraoperative flat-panel computed tomography on the accuracy of the ROSA stereotactic robot,” *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, vol. 92, no. 4, pp. 242–250, 2014.
- [123] N. Lonjon, E. Chan-Seng, and V. Costalat *et al.*, “Robot-assisted spine surgery: feasibility study through a prospective case-matched analysis,” *European Spine Journal*, vol. 25, no. 3, pp. 947–955, 2016.
- [124] J. Gonzalez-Martinez, S. Vadera, and J. Mullin *et al.*, “Robot-assisted stereotactic laser ablation in medically intractable epilepsy: Operative technique,” *Neurosurgery*, vol. 10, no. 2, pp. 167–172, 2014.
- [125] N. Nathoo, T. Pesek, and G. H. Barnett, “Robotics and neurosurgery,” *Surgical Clinics of North America*, vol. 83, no. 6, pp. 1339–1350, 2003.

- 
- [126] M. S. Eljamel, “Robotic Applications in Neurosurgery,” *Medical Robotics*, vol. 1, no. 1, pp. 41–64, 2008.
- [127] M. Apuzzo, “In the realm of ideas: the advent of advanced surgery of the human cerebrum and neurosurgical education.,” *Acta Neurochirurgica Supplement*, vol. 69, pp. 145–150, 1997.
- [128] A. R. Lanfranco, A. E. Castellanos, J. P. Desai, and W. C. Meyers, “Robotic Surgery,” *Annals of Surgery*, vol. 239, no. 1, pp. 14–21, 2004.
- [129] A. Morita, S. Sora, and M. Mitsuishi *et al.*, “Microsurgical robotic system for the deep surgical field: development of a prototype and feasibility studies in animal and cadaveric models,” *Journal of neurosurgery*, vol. 103, no. 2, pp. 320–327, 2005.
- [130] C. Karas and M. Baig, “Robotic Neurosurgery,” *Medical Robotics*, vol. 1, no. 1, pp. 175–180, 2008.
- [131] A. Ng and P. Tam, “Current status of robot-assisted surgery,” *Hong Kong Medical Journal*, vol. 20, no. 3, pp. 241–250, 2014.
- [132] J. Denavit and R. S. Hartenberg, “A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices,” *Transactions of the ASME Journal of Applied Mechanics*, vol. 22, pp. 215–221, 1955.
- [133] C. S. G. Lee and M. Ziegler, “Geometric approach in solving inverse kinematics of PUMA robots,” *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 20, no. 6, pp. 695–706, 1984.
- [134] J. M. Hollerbach, “Optimum kinematic design for a seven degree of freedom manipulator,” *MIT Artificial Intelligence Laboratory, Cambridge, Tech. Rep.*, pp. 215–222, 1985.
- [135] C. Trinh, D. Zlatanov, M. Zoppi, and R. Molino, “A geometrical approach to the inverse kinematics of 6R serial robots with offset wrists,” *ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, vol. 5C, no. DETC2015-47950, pp. 1–10, 2015.
- [136] A. Flores-Abad, O. Ma, K. Pham, and S. Ulrich, “A review of space robotics technologies for on-orbit servicing,” *Progress in Aerospace Sciences*, vol. 68, no. Supplement C, pp. 1–26, 2014.
- [137] C. Faria, F. Ferreira, and W. Erllhagen *et al.*, “Position-based kinematics for 7-DoF serial manipulators with global configuration control, joint limit and singularity avoidance,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 121, pp. 317–334, 2018.

- [138] H. Seraji, M. K. Long, and T. S. Lee, "Motion control of 7-DOF arms: the configuration control approach," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 9, no. 2, pp. 125–139, 1993.
- [139] A. A. Maciejewski and C. A. Klein, "Obstacle avoidance for kinematically redundant manipulators in dynamically varying environments," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 4, no. 3, pp. 109–117, 1985.
- [140] S. Chiaverini, "Singularity-robust task-priority redundancy resolution for real-time kinematic control of robot manipulators," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 13, no. 3, pp. 398–410, 1997.
- [141] T. F. Chan and R. V. Dubey, "A weighted least-norm solution based scheme for avoiding joint limits for redundant joint manipulators," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 11, no. 2, pp. 286–292, 1995.
- [142] J. M. Hollerbach and K. C. Suh, "Redundancy resolution of manipulators through torque optimization," *IEEE Journal on Robotics and Automation*, vol. 3, no. 4, pp. 308–316, 1987.
- [143] K. Kreutz-Delgado, M. K. Long, and H. Seraji, "Kinematic Analysis of 7-DOF Manipulators," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 11, no. 5, pp. 469–481, 1992.
- [144] P. Chiacchio, S. Chiaverini, L. Sciacivco, and B. Siciliano, "Closed-loop inverse kinematics schemes for constrained redundant manipulators with task space augmentation and task priority strategy," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 10, no. 4, pp. 410–425, 1991.
- [145] F. Chaumette and E. Marchand, "A redundancy-based iterative approach for avoiding joint limits: application to visual servoing," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 17, no. 5, pp. 719–730, 2001.
- [146] I. Duleba and M. Opałka, "A comparison of Jacobian-based methods of inverse kinematics for serial robot manipulators," *International Journal of Applied Mathematics and Computer Science*, vol. 23, no. 2, pp. 373–382, 2013.
- [147] L. Jiang, X. Huo, Y. Liu, and H. Liu, "An integrated inverse kinematic approach for the 7-DOF humanoid arm with offset wrist," *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 2737–2742, 2013.
- [148] S. Kucuk and Z. Bingul, "The inverse kinematics solutions of industrial robot manipulators," *Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics 2004, ICM'04*, pp. 274–279, 2004.

- 
- [149] D. Tolani, A. Goswami, and N. I. Badler, “Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs,” *Graphical Models*, vol. 62, no. 5, pp. 353–388, 2000.
- [150] M. Shimizu, H. Kakuya, and W. K. Yoon *et al.*, “Analytical Inverse Kinematic Computation for 7-DOF Redundant Manipulators With Joint Limits and Its Application to Redundancy Resolution,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 5, pp. 1131–1142, 2008.
- [151] I. Kuhlemann, A. Schweikard, P. Jauer, and F. Ernst, “Robust inverse kinematics by configuration control for redundant manipulators with seven DoF,” *2nd International Conference on Control Automation and Robotics (ICCAR)*, pp. 49–55, 2016.
- [152] B. Tondu, “A closed-form inverse kinematic modelling of a 7R anthropomorphic upper limb based on a joint parametrization,” *6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 390–397, 2006.
- [153] G. K. Singh and J. Claassens, “An analytical solution for the inverse kinematics of a redundant 7DOF manipulator with link offsets,” *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2976–2982, 2010.
- [154] C. Yu, M. Jin, and H. Liu, “An analytical solution for inverse kinematic of 7-DOF redundant manipulators with offset-wrist,” *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, pp. 92–97, 2012.
- [155] H. H. An, W. I. Clement, and B. Reed, “Analytical inverse kinematic solution with self-motion constraint for the 7-DOF restore robot arm,” *IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pp. 1325–1330, 2014.
- [156] R. C. Luo and Z. X. Liao, “Design and implementation of modularized 7-DOFs dual arm manipulator,” *IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)*, pp. 65–71, 2016.
- [157] Y. She, W. Xu, Z. Wang, and J. Peng, “Inverse kinematics of SSRMS-type manipulators with single joint locked failure,” *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 7–12, 2013.
- [158] W. Xu, Y. She, and Y. Xu, “Analytical and semi-analytical inverse kinematics of SSRMS-type manipulators with single joint locked failure,” *Acta Astronautica*, vol. 105, no. 1, pp. 201–217, 2014.
- [159] D. L. Pieper, *The kinematics of manipulators under computer control*. PhD dissertation, Stanford University, 1968.

- 
- [160] M. K. Wu, Y. S. Kung, F. C. Lee, and W. C. Chen, “Inverse kinematics of robot manipulators with offset wrist,” *IEEE International Conference on Advanced Robotics and Intelligent Systems (ARIS)*, pp. 1–6, 2015.
- [161] G. Z. Grudic and P. D. Lawrence, “Iterative inverse kinematics with manipulator configuration control,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 9, no. 4, pp. 476–483, 1993.
- [162] H.-Y. Lee, B.-J. Yi, and Y. Choi, “A realistic joint limit algorithm for kinematically redundant manipulators,” *International Conference on Control, Automation and Systems*, pp. 47–50, 2007.
- [163] X. Huo, Y. Liu, L. Jiang, and H. Liu, “Optimal kinematic control of humanoid arms with offset wrist,” *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, pp. 1011–1016, 2014.
- [164] X. Huo, Y. Liu, L. Jiang, and H. Liu, “Inverse kinematic optimizations of 7R humanoid arms based on a joint parameterization,” *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, pp. 113–118, 2014.
- [165] J. Oh, H. Bae, and J.-H. Oh, “Analytic inverse kinematics considering the joint constraints and self-collision for redundant 7DOF manipulator,” *IEEE International Conference on Robotic Computing (IRC)*, pp. 123–128, 2017.
- [166] J. T. Lea, D. Watkins, and A. Mills *et al.*, “Registration and Immobilization in Robot-Assisted Surgery,” *Journal of Image Guided Surgery*, vol. 1, no. 2, pp. 80–87, 1995.
- [167] J. B. A. Maintz and M. A. Viergever, “A survey of medical image registration,” *Medical Image Analysis*, vol. 2, no. 1, pp. 1–36, 1998.
- [168] G. Eggers, J. Mühling, and R. Marmulla, “Image-to-patient registration techniques in head surgery,” *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 35, no. 12, pp. 1081–1095, 2006.
- [169] B. K. P. Horn, “Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions,” *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 4, no. 4, pp. 629–642, 1987.



# Apêndice A

## Concepção da ferramenta médica

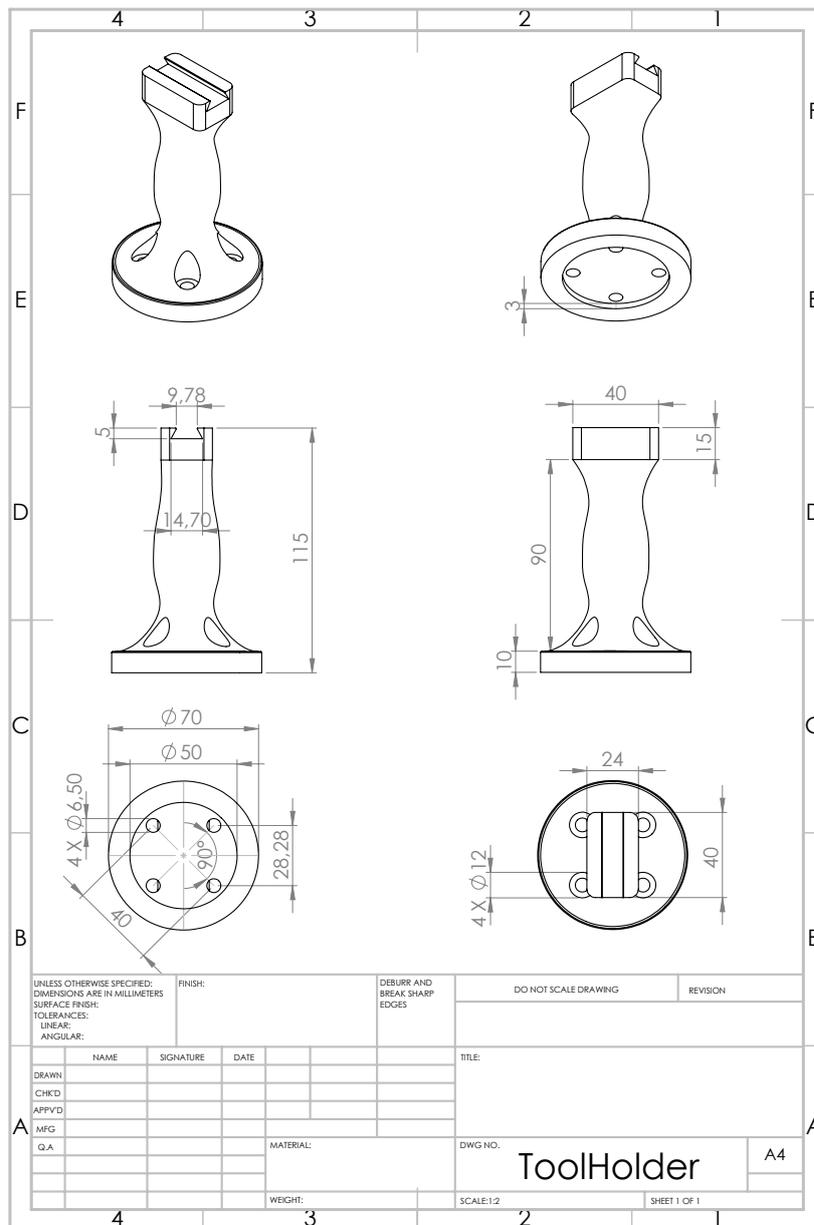


Figura A.1: Ferramenta médica desenhada.