

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE - FURG
CENTRO DE CIÊNCIAS COMPUTACIONAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

Dissertação de Mestrado

**Planejamento de Trajetória para Terapia Assistida por
Robô para Membros Superiores**

Sibyla Andreuchetti Vioto e Silva

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Computação da Universidade Federal do Rio Grande - FURG, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestra em Engenharia de Computação

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Menezes de Oliveira

Rio Grande, 2023

Banca examinadora:

Prof. Dr. Leonardo Ramos Emmendorfer

Prof. Dr. Rodrigo da Silva Guerra

Prof. Dr. Teodiano Bastos Filho

Dedico este trabalho a todos pesquisadores brasileiros.

AGRADECIMENTOS

”Senhor, eu Te agradeço pela dor e o tropeço quando ensinam uma lição. Ninguém paga sem dever e a Lei obriga a colher o efeito da nossa ação.
Pela sapiência contida no pergaminho da vida, na magia e na razão. Agradeço-Te a minha parte, pela ciência, pela arte e pela Grécia de Platão...
Grato sou por ter um sonho, sonhar com um mundo risonho, numa paz contagiante...
Contigo, Senhor, sou forte, tenho um fanal, tenho um norte: amor, sensibilidade. Eu moro na melodia, na música, na poesia e no farol da verdade.
Muito obrigado, Senhor, pelo trabalho e o suor, pelo que dei e recebi...
Que assim seja”

Em primeiro lugar agradeço à minha mãe, Sandra, a mulher mais incrível que eu conheço. Agradeço por sempre acreditar em mim, por nunca deixar eu desistir dos meus sonhos, por ser minha inspiração e por ser a minha melhor amiga.

Ao Higgor, meu irmão e amigo, por me apoiar, independente de concordar comigo, por sempre me lembrar que não estou fazendo mais que minha obrigação e não deixar que nada nem ninguém me derrube.

À minha vó, Leontina, por ser exemplo de caráter, batalhadora, a pessoa com o maior coração do mundo, sempre disposta a ajudar o próximo. Agradeço imensamente por sempre me lembrar que não há nada mais importante que a família.

Ao meu orientador Prof. Dr. Vinícius Menezes de Oliveira, eterno Bauru, por sempre me tratar como igual, por me dar a oportunidade de me mostrar capaz, por me incentivar desde o primeiro dia de aula com ele e, principalmente, por ser alguém em que me inspiro dentro e fora do meio acadêmico.

Por fim, agradeço a todos meus familiares, amigos e colegas que de alguma forma contribuíram para que este momento fosse possível, seja com uma bronca, um conselho ou até mesmo um simples abraço.

Você tornaram esse novo sonho possível. Obrigada!

"Não basta saber ler mecanicamente 'Eva viu a uva'. É preciso compreender qual a posição que Eva ocupa no seu contexto social, quem trabalha para produzir uvas e quem lucra com esse trabalho." — PAULO FREIRE

RESUMO

SILVA, Sibyla Andreuchetti Vioto e. **Planejamento de Trajetória para Terapia Assistida por Robô para Membros Superiores**. 2023. 143 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande - FURG, Rio Grande.

A recuperação do uso funcional da extremidade superior em pacientes com hemiparesia tem sido uma luta de longa data para pacientes e terapeutas. Após o derrame, a maioria dos pacientes têm deficiências motoras residuais nos membros superiores, levando à limitações de longo prazo, o que impacta na qualidade de vida. Com respeito a intervenções tradicionais de reabilitação, os sistemas robóticos podem fornecer fisioterapia mais intensiva com a implementação de várias estratégias interativas, normalmente fazendo uso de algumas tarefas de avaliação que trabalham com a ideia center-out point-to-point (CO-PTP), geralmente formando a figura de um círculo e no plano horizontal. Ademais, diferentes modelos de planejamento de trajetória para membros superiores já foram propostos na área de robótica assistiva, considerando a segurança do paciente e suas limitações motoras.

Neste projeto propõe-se o uso de uma metodologia não invasiva para modelagem do membro superior para o planejamento de trajetória para terapia assistida por robô. O foco está na geração automática dos movimentos terapêuticos de um braço robótico protético, modificado do projeto de código aberto Reachy. O conceito de tarefas do tipo CO-PTP será aplicado, porém no espaço 3D para a formação da figura geométrica de um cubo. Desta forma, o objetivo deste trabalho é desenvolver a trajetória robótica que será sugerida ao paciente com a finalidade de realizar o movimento para a reabilitação. Além disso, pretende-se que a trajetória possa ser atualizada em tempo real para melhor atender aos requisitos e restrições de movimento do paciente, bem como reduzir movimentos compensatórios.

Palavras-chave: Planejamento de trajetória, Robótica assistiva, Membros superiores, Reabilitação, AVE, Robótica Assistiva, Robótica de Reabilitação, Terapia Assistida, Planejamento de Trajetória, Geração de Trajetória.

ABSTRACT

SILVA, Sibyla Andreuchetti Vioto e. **Trajectory Planning for Robot Assisted Therapy Trajectory Planning for Robot-Assisted Therapy for Upper Limb.** 2023. 143 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande - FURG, Rio Grande.

The recovery of functional use of the upper extremity in patients with hemiparesis has been a longstanding struggle for patients and therapists. After a stroke, most patients have residual motor impairments in the upper limbs, leading to long-term limitations, which impact their quality of life. With respect to traditional rehabilitation interventions, robotic systems can provide more intensive physical therapy with the implementation of various interactive strategies, usually making use of some assessment tasks that work with the center-out point-to-point (CO-PTP) idea, usually forming the figure of a circle and in the horizontal plane. Furthermore, different trajectory planning models for upper limbs have already been proposed in the field of assistive robotics, considering patient safety and their motor limitations.

This project proposes the use of a non-invasive methodology for modeling the upper limb for trajectory planning for robot-assisted therapy. The focus is on the automatic generation of therapeutic movements of a prosthetic robotic arm, modified from the open source project Reachy. The concept of CO-PTP type tasks will be applied, however, in 3D space for the formation of the geometric figure of a cube. Thus, the objective of this work is to develop the robotic trajectory that will be suggested to the patient in order to perform the movement for rehabilitation. In addition, it is intended that the trajectory can be updated in real time to better meet the patient's movement requirements and restrictions, as well as reduce compensatory movements.

Keywords:

LISTA DE FIGURAS

1	Encéfalo. Figura adaptada de (MOTTA et al., 2013)	19
2	Logotipo do grupo REHABOT.	21
3	Diagrama representativo do grupo de pesquisa REHABOT - FURG	22
4	<i>Massachusetts Institute of Technology</i> (MIT)-Manus. Retirado de (KREBS et al., 2004).	27
5	Um indivíduo realizando treinamento bilateral assistido pelo robô MIME. Retirado de (HESSE et al., 2003).	28
6	Robô Bi-Manu-Track (SCHMIDT et al., 2004)	29
7	<i>Assisted Rehabilitation and Measurement - ARM Guide</i> . O usuário é preso a uma tala que desliza ao longo de um rolamento linear. Retirado de (REINKENSMEYER; DEWALD; RYMER, 1999)	30
8	Dispositivo NeReBot. Retirado de (MASIERO et al., 2007).	31
9	Robô ARMin I com uma pessoa saudável para teste (à esquerda) com um monitor mostrando a tarefa de movimento (direita). Retirado de (NEF et al., 2016).	31
10	Configuração típica para terapia de braço com suporte de sistema robótico ARMIN II. Retirado de (NEF et al., 2016).	32
11	Configuração do ARMin III. Retirado de (NEF et al., 2016).	32
12	Prótipo implementado do <i>Braccio di Ferro</i> . Retirado de (CASA-DIO et al., 2006)	34
13	Configuração experimental dos alvos. Retirado de (PIOVESAN et al., 2011)	35
14	Tarefa de alcance ponto a ponto. Retirado de (STERPI et al., 2012)	36
15	Cenários de <i>Leading</i> e <i>Lagging</i> . Cilindros cinzas representam o caminho a ser seguido pelo robô, de acordo com o MJT. Cilindros vermelhos representam o caminho real alcançado pelo robô enquanto o participante estava interagindo com o sistema. Retirado de (CHE-MUTURI; AMIRABDOLLAHIAN; DAUTENHAHN, 2013)	37
16	(a) Espaço de trabalho do robô UR5 e da mão humana direita, (b) espaço de trabalho do robô UR10 e da mão humana esquerda. Retirada de (MIAO et al., 2018)	38
17	Área de movimento disponível do sistema de treinamento bilateral assistido por robô proposto, em que são definidos oito grupos de trajetórias de treinamento. (MIAO et al., 2018)	39
18	(a) CASIA-ARM: robô planar com 2 GDLs. (b) Diagrama simplificado do sistema paciente-robô. (LUO et al., 2018)	39

19	Encéfalo. Figura adaptada de (MOTTA et al., 2013)	42
20	Fases pós AVE	43
21	Visão geral dos parâmetros utilizados para avaliação cinemática na reabilitação de membros superiores assistida por robô. Adaptado de (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2014).	50
22	<i>Massachusetts Institute of Technology</i> (MIT)-Manus. Retirado de (KREBS et al., 2004).	51
23	Um indivíduo realizando treinamento bilateral assistido pelo robô MIME. Retirado de (HESSE et al., 2003).	52
24	Robô Bi-Manu-Track (SCHMIDT et al., 2004)	53
25	<i>Assisted Rehabilitation and Measurement</i> - ARMG Guide. O usuário é preso a uma tala que desliza ao longo de um rolamento linear. Retirado de (REINKENSMEYER; DEWALD; RYMER, 1999)	53
26		54
27	Robô ARMin I com uma pessoa saudável para teste (à esquerda) com um monitor mostrando a tarefa de movimento (direita). Retirado de (NEF et al., 2016).	55
28	Configuração típica para terapia de braço com suporte de sistema robótico. Retirado de (NEF et al., 2016).	56
29	Configuração do ARMin III. Retirado de (NEF et al., 2016).	56
30	Principais categorias de trajetórias. Adaptado de (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).	60
31	Exemplo de trajetória multidimensional aplicada a um robô industrial	61
32	Interpolação(a) e aproximação(b) de um conjunto de pontos.	62
33	Principais categorias de trajetórias. Adaptado de (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).	64
34	Exemplo de trajetória multidimensional aplicada a um robô industrial. (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008)	65
35	Interpolação(a) e aproximação(b) de um conjunto de pontos. (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).	66
36	Movimento <i>center-out point-to-point</i>	73
37	<i>Plot</i> de 80 tentativas de movimento imperturbável para um sujeito representativo. A linha de referência está em verde e a do movimento real do paciente em azul. Adaptada de (ZOLLO et al., 2011)	74
38	Percursos manuais para 3 participantes representativos: (A) homem destro, 62 anos, grupo de controle. (B) homem destro, 79 anos, afetado por AVE no braço direito. (C) mulher destra, 83 anos, afetada por AVE no braço esquerdo. Adaptada de (CODERRE et al., 2010)	75
39	Ideia original da representação do movimento e trajetória sugerida.	75
40	Representação do movimento e trajetória sugeridos, considerando restrição de movimento e/ou compensação pelo movimento do tronco.	76
41	Juntas do robô Reachy	77
42	Eixos do robô Reachy	78
43	Linhas de código para conexão com o ambiente de simulação Unity ©	80

44	Interface do Unity [®] com o <i>script</i> de conexão e o objeto atrelado destacados	80
45	Movimento de adução horizontal realizado pelo voluntário 6	82
46	Comparação do movimento de adução horizontal realizado pelo voluntário 6	83
47	Movimento de adução horizontal realizado pelo voluntário 10	83
48	Comparação do movimento de adução horizontal realizado pelo voluntário 10	84
49	Movimento de extensão realizado pelo voluntário 2	85
50	Comparação do movimento de extensão realizado pelo voluntário 2	85
51	Movimento de extensão realizado pelo voluntário 10	85
52	Comparação do movimento de extensão realizado pelo voluntário 10	86
53	Reachy simulado no MATLAB [®]	87
54	Visualização 3D do paralelepípedo interpolado.	88
55	Comparação entre as trajetórias geradas no espaço cartesiano e no espaço de juntas para <i>B-splines</i>	88
56	Trajectoria cartesiana.	89
57	Trajectoria cartesiana no eixo x para polinômio cúbico.	90
58	Trajectoria cartesiana no eixo x para polinômio de quinto grau.	90
59	Trajectoria cartesiana no eixo x para suavização parabólica.	91
60	Trajectoria da junta 1 para polinômio cúbico.	92
61	Trajectoria da junta 1 para polinômio de quinto grau.	92
62	Trajectoria da junta 1 para suavização parabólica.	93
63	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: polinômio cúbico.	95
64	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: polinômio de quinto grau.	95
65	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: Linear com Suavização Parabólica.	96
66	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 2 para polinômio cúbico.	97
67	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 4 para polinômio de quinto grau.	97
68	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 2 para suavização parabólica.	98
69	Cubo proposto.	99
70	Percurso proposto e trajetória apresentada pelo método de interpolação linear.	100
71	Trajectorias das juntas para o método de interpolação linear.	100
72	Percurso proposto e trajetória apresentada pelo método de interpolação de mínimo <i>jerk</i>	101
73	Trajectorias das juntas para o método de interpolação de mínimo <i>jerk</i>	101
74	Braço robótico Cyton Gamma 1500 (ROBAI, 2015) com garra adaptada.	103
75	Pecas impressas do protótipo baseado no robô Reachy.	103
76	Trajectoria cartesiana no eixo y para polinômio cúbico.	116
77	Trajectoria cartesiana no eixo z para polinômio cúbico.	117

78	Trajectoria cartesiana no eixo y para polinômio de quinto grau.	118
79	Trajectoria cartesiana no eixo z para polinômio de quinto grau.	119
80	Trajectoria cartesiana no eixo y para suavização parabólica.	120
81	Trajectoria cartesiana no eixo z para suavização parabólica.	121
82	Trajectoria da junta 2 para polinômio cúbico.	122
83	Trajectoria da junta 3 para polinômio cúbico.	123
84	Trajectoria da junta 4 para polinômio cúbico.	123
85	Trajectoria da junta 5 para polinômio cúbico.	124
86	Trajectoria da junta 6 para polinômio cúbico.	124
87	Trajectoria da junta 7 para polinômio cúbico.	125
88	Trajectoria da junta 2 para polinômio de quinto grau.	126
89	Trajectoria da junta 3 para polinômio de quinto grau.	127
90	Trajectoria da junta 4 para polinômio de quinto grau.	127
91	Trajectoria da junta 5 para polinômio de quinto grau.	128
92	Trajectoria da junta 6 para polinômio de quinto grau.	128
93	Trajectoria da junta 7 para polinômio de quinto grau.	129
94	Trajectoria da junta 2 para suavização parabólica.	130
95	Trajectoria da junta 3 para suavização parabólica.	131
96	Trajectoria da junta 4 para suavização parabólica.	131
97	Trajectoria da junta 5 para suavização parabólica.	132
98	Trajectoria da junta 6 para suavização parabólica.	132
99	Trajectoria da junta 7 para suavização parabólica.	133
100	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 1 para polinômio cúbico.	134
101	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 3 para polinômio cúbico.	135
102	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 4 para polinômio cúbico.	135
103	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 5 para polinômio cúbico.	136
104	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 6 para polinômio cúbico.	136
105	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 7 para polinômio cúbico.	137
106	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 1 para polinômio de quinto grau.	137
107	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 2 para polinômio de quinto grau.	138
108	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 3 para polinômio de quinto grau.	138
109	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 5 para polinômio de quinto grau.	139
110	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 6 para polinômio de quinto grau.	139
111	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 7 para polinômio de quinto grau.	140

112	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 1 para suavização parabólica.	140
113	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 3 para suavização parabólica.	141
114	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 4 para suavização parabólica.	141
115	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 5 para suavização parabólica.	142
116	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 6 para suavização parabólica.	142
117	Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 7 para suavização parabólica.	143

LISTA DE TABELAS

1	Alguns dos dispositivos robóticos mais comuns para reabilitação de membros superiores	33
2	Alguns dos dispositivos robóticos mais comuns para reabilitação de membros superiores	57
3	Comparação de geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas	67
4	Informações dos voluntários	79
5	Relação dos Grupos	79
6	Medidas de Acurácia	81
7	Erro entre movimento de adução horizontal do ombro direito capturado pelo Kinect v2 [®] e o simulado com o Reachy	82
8	Erro entre movimento de extensão do ombro direito capturado pelo Kinect v2 [®] e o simulado com o Reachy	84
9	Coordenadas cartesianas dos <i>waypoints</i> do paralelepípedo	87
10	Tempo de simulação das trajetórias geradas no espaço cartesiano e no espaço de juntas.	94
11	Coordenadas cartesianas e dos <i>waypoints</i> do cubo	99

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UC3M	Universidade Carlos III de Madri
AVE	Acidente Vascular Encefálico
SBDCV	Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares
AVE	Acidente Vascular Encefálico
AVC	Acidente Vascular Cerebral
SUS	Sistema Único de Saúde
INSS	Instituto Nacional do Seguro Saúde
OMS	Organização Mundial de Saúde
ADM	Amplitude do Movimento
GU	Goniômetro Universal
GD	Goniômetro Digital
FURG	Universidade Federal do Rio Grande
DORT	Distúrbio osteomuscular relacionado ao trabalho
GDL	Grau de Liberdade
SNC	Sistema Nervoso Central
ADL	<i>Activities of Daily Living</i>
HIR	Interação Robô-Humano
CO-PTP	<i>Center-Out Point-to-Point</i>
PTP	<i>Point-to-Point</i>
FM	Fugl-Meyer
FMA	Fugl-Meyer <i>Assesment</i>
MP	<i>Motor Power</i>
RBF	Rede de Função de Base Radial Gaussiana
ROS	<i>Robot Operating System</i>
URDF	<i>Unified Robotic Description Format</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

t	Tempo
t_0	Tempo inicial
t_f	Tempo final
q	Posição da junta
$\dot{q}$	Velocidade da junta
$\ddot{q}$	Aceleração da junta
q_0	Posição inicial da junta
q_f	Posição final da junta
a_0	Coeficiente do termo de grau zero
a_1	Coeficiente do termo de grau um
a_2	Coeficiente do termo de grau dois
a_3	Coeficiente do termo de grau três
a_4	Coeficiente do termo de grau quatro
a_5	Coeficiente do termo de grau cinco
T_a	Duração da fase de aceleração
v_0	Velocidade inicial
v_v	Velocidade final
b_0	Coeficiente do termo de grau nulo
b_1	Coeficiente do termo de grau um
c_0	Coeficiente do termo de grau nulo
c_1	Coeficiente do termo de grau um
c_2	Coeficiente do termo de grau nulo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	Motivação	18
1.2	Projeto REHABOT - FURG	20
1.3	Objetivo Geral	21
1.4	Objetivos Específicos	22
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	24
2.1	Robótica Assistiva para Reabilitação	24
2.1.1	Uso de Dispositivos Robóticos para Reabilitação de Membros Superiores	26
2.2	Trabalhos Relacionados	37
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	41
3.1	Acidente Vascular Encefálico (AVE)	41
3.2	Neuroplasticidade e Reaprendizado Motor	45
3.3	Reabilitação Convencional	46
4	ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO	49
4.1	Uso de Dispositivos Robóticos para Reabilitação de Membros Superiores	49
5	PLANEJAMENTO DE TRAJETÓRIA	58
5.1	Definição de Trajetória	59
5.2	Planejamento de Trajetória para Manipuladores	59
5.3	Trajetórias Multidimensionais	60
6	METODOLOGIA	63
6.1	Planejamento de Trajetória	63
6.1.1	Planejamento de Trajetória para Manipuladores	64
6.1.2	Trajetória Polinomial de Terceira Ordem (cúbico)	67
6.1.3	Trajetórias Polinomiais de Quinta Ordem	69
6.1.4	Trajetória Linear	70
6.1.5	Trajetória Linear com Suavização Parabólica (Perfil de Velocidade Trapezooidal)	71
6.2	Planejamento de Trajetória para Robótica Assistiva	73
7	RESULTADOS E DISCUSSÕES	77
7.1	Replicação de movimento	78
7.1.1	Reprodução de Movimentos Utilizando o Robô Reachy	79
7.2	Proposta de Trajetória no Espaço	86
7.2.1	Geração da Trajetória no Espaço Cartesiano	88

7.2.2	Geração da Trajetória no Espaço de Juntas	91
7.2.3	Comparação dos Movimentos de Juntas e Trajetória Cartesiana entre a Geração de Trajetória no Espaço Cartesiano e Espaço de Juntas	93
7.2.4	Geração de Trajetória Reachy	98
8	CONCLUSÃO, CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS	102
8.1	Conclusão	103
8.2	Trabalhos Futuros	103
	REFERÊNCIAS	105
	ANEXO A	
	TRAJETÓRIAS GERADAS NO ESPAÇO CARTESIANO	116
A.1	Polinômio Cúbico	116
A.2	Polinômio de Quinto Grau	118
A.3	Suavização Parabólica - Velocidade com Perfil Trapezoidal	120
	ANEXO B	
	TRAJETÓRIAS GERADAS NO ESPAÇO DE JUNTAS	122
B.1	Polinômio Cúbico	122
B.2	Polinômio de Quinto Grau	126
B.3	Suavização Parabólica - Velocidade com Perfil Trapezoidal	130
	ANEXO C	
	COMPARAÇÃO DOS MOVIMENTOS DE JUNTAS ENTRE A GERAÇÃO DE TRAJETÓRIA NO ESPAÇO CARTESIANO E ESPAÇO DE JUNTAS	134
C.1	Polinômio Cúbico	134
C.2	Polinômio de Quinto Grau	137
C.3	Suavização Parabólica - Velocidade com Perfil Trapezoidal	140

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

O AVE é o equivalente do termo genérico inglês *stroke*, que descreve apenas o comprometimento funcional neurológico. As causas e, daí, as formas de AVE são anóxico-isquêmicas (resultado da falência vasogênica para suprir adequadamente o tecido cerebral de oxigênio e substratos) e hemorrágicas (resultado do extravasamento de sangue para dentro ou para o entorno das estruturas do sistema nervoso central) (CHAVES, 2000). Em outros termos, o AVE é uma condição que ocorre devido a interrupção da circulação sanguínea no encéfalo, seja pelo rompimento de um vaso ou a presença de uma obstrução, causando a falta de oxigenação do encéfalo.

Antes de dar continuidade, é necessário explicar, no decorrer do texto, a aparição de outros termos para a condição. "Derrame" é um termo popular, bastante conhecido e difundido, traduz esta grave condição, porém não é preciso, uma vez que sugere um derramamento de sangue, o que nem sempre ocorre. O termo acidente vascular cerebral (AVC) é a terminologia, no meio médico, mais empregada e difundida. Por fim, AVE foi introduzido com a tentativa de ampliar o conceito, uma vez que nesta condição pode estar envolvida qualquer estrutura encefálica, e não apenas a parte cerebral (GAGLIARDI, 2018). Para melhor visualização da diferença entre as estruturas acima citadas, a Figura 19 mostra todas as partes que formam o encéfalo, com destaque na parte cerebral.

Não há um consenso sobre a nomenclatura, além de que derrame é um termo para se dirigir ao público leigo e AVC/AVE para o público especializado. Desta forma, para o presente trabalho foi escolhido o termo AVE, porém as outras nomenclaturas poderão aparecer caso sejam parte de uma citação.

Anualmente cerca de 15 milhões de pessoas no mundo sofrem um AVE; dessas, cinco milhões evoluem a óbito e outros cinco milhões tornam-se incapacitadas, com alguma sequela como dificuldade de locomoção, distúrbios visuais e de linguagem, alterações de raciocínio e memória, tornando-se dependentes de cuidados diários (ALVES et al., 2009). Segundo a Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares (SBDCV), o AVE é a doença que mais mata os brasileiros, além de ser a principal causa de incapacidade

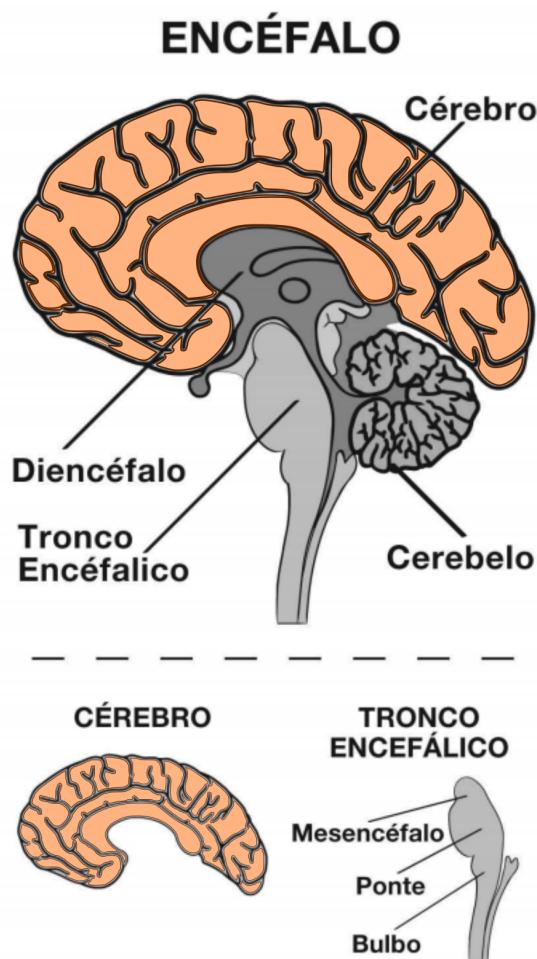


Figura 1: Encéfalo. Figura adaptada de (MOTTA et al., 2013)

no mundo. No Brasil, o AVE representa a primeira causa de morte e incapacidade no País. Dados provenientes de estudo indicaram incidência anual de 108 casos por 100 mil habitantes, taxa de fatalidade aos 30 dias de 18,5% e aos 12 meses de 30,9%, sendo o índice de recorrência após um ano de 15,9% (PASIN, 2014). Cerca de 70% dos pacientes com AVE não retornam ao trabalho e cerca de 50% das pessoas dependem de outras para tarefas básicas do dia a dia. Segundo a Organização Mundial do AVC, esses números tendem a piorar, pois preveem que uma em cada seis pessoas no mundo sofrerá AVE ao longo da vida (CEREBROVASCULARES, 2019).

Devido a esse grande número de pessoas com diversos tipos de sequelas novas terapias têm sido propostas nos últimos anos com o objetivo de auxiliar os profissionais a obterem uma recuperação mais rápida e eficaz dos pacientes com AVE (GONÇALVES, 2013). Dentre estas terapias, destaca-se a terapia robótica (KREBS et al., 2008; MIRELMAN; BONATO; DEUTSCH, 2009). Importante destacar, para o presente trabalho, que a reabilitação robótica para membros superiores em populações com sequelas de AVE crônico ou subagudo já é recomendada pela American Heart Association (MILLER et al., 2010).

A recuperação do uso funcional da extremidade superior em pacientes com hemiparesia tem sido uma luta de longa data para pacientes e terapeutas. Após o derrame, a maioria dos pacientes têm deficiências motoras residuais nos membros superiores, levando à limitações de longo prazo, o que impacta na qualidade de vida (DURET et al., 2015). Foi relatado que hemiparesia (paralisia branda de uma das metades do corpo) no braço representa a limitação de função dominante em até 80% dos pacientes com acidente vascular encefálico (AVE) (JØRGENSEN et al., 1995; NAKAYAMA et al., 1994). Ademais, intervenções utilizando abordagens terapêuticas tradicionais resultam em comprometimento contínuo em 50-95% dos pacientes, particularmente após o AVE (GOWLAND et al., 1992; GRESHAM et al., 1975; MAYO et al., 1999).

Ademais, pacientes com AVE exibem uma capacidade reduzida ou incapacidade de ativar seletivamente as fibras musculares e, consequentemente, o desempenho motor é prejudicado. Os resultados comportamentais após o AVE estão associados ao maior retorno da função cerebral ao estado normal de organização. Além da fisioterapia tradicional, a tarefa de movimentos repetitivos orientados podem ajudar os pacientes a recuperar a função motora, melhorar a coordenação motora, aprender novas estratégias motoras e evitar complicações secundárias (STERPI et al., 2012).

Além disso, a fisioterapia é uma profissão cujo exercício implica em exigências do sistema músculo-esquelético, como a força física dinâmica e estática, movimentos repetitivos de membros superiores, manutenção de posturas estáticas e movimentos anti-fisiológicos de coluna vertebral e membros (ROMANI et al., 2001). Tais movimentos e posturas são descritos na literatura como fatores de risco para o desenvolvimento de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORTs) (INSS, 1997; RIO, 1998). Desta forma, fisioterapeutas se encaixam entre os grupos de risco para os DORTs.

Por fim, a perda de movimentos de uma pessoa pode originar-se por diversos motivos fora o AVE (KUCZYNSKI et al., 2017). A artrose, acidentes de trânsito e de trabalho (NUNES et al., 2012) são alguns exemplos de causas. Neste contexto, as terapias assistivas e robótica surgem como ferramentas com potencial para auxiliar em tais necessidades.

1.2 Projeto REHABOT - FURG

A fim de contextualizar a presente pesquisa no âmbito em que ela ocorre, primeiramente é necessário destacar que a mesma pertence ao grupo Robótica Assistiva da Universidade Federal do Rio Grande (FURG) - REHABOT, que busca desenvolver ferramentas nas áreas de robótica e computação visando auxiliar pacientes que possuam quaisquer tipos de necessidades relacionadas à reabilitação de membros superiores pós-AVE. Importante destacar que o grupo de pesquisa trabalha em parceria com a Universidade Carlos III de Madri (UC3M), a qual possui diversas frentes de pesquisas no âmbito da robótica assistiva. Esta colaboração visa, principalmente, a troca de conhecimento e desenvolvi-

mento de ferramentas que se suplementam.



Figura 2: Logotipo do grupo REHABOT.

No âmbito geral do projeto, a ideia consiste em trabalhos que façam uso de *softwares* de simulação (Por exemplo: Matlab[®] e Gazebo[®]) e até mesmo robôs manipuladores (Por exemplo: Cyton Gamma 1500 da Robai Robotics[®]). A partir da utilização destes *softwares* e robôs manipuladores é que alguns trabalhos foram desenvolvidos, tal qual a simulação do comportamento dos membros superiores via *software* para auxílio em análises, enquanto que outros estão em desenvolvimento, como:

- **Utilização do Kinect para a reabilitação de membros superiores**, que procura o desenvolvimento de uma ferramenta alternativa para o uso de equipamentos tradicionais na obtenção dos ângulos desenvolvidos pelo paciente nas articulações durante o exame realizado para diagnóstico de limitações, utilizando sensor baseado no conceito de luz estruturada;
- **Análise da compensação do tronco em reabilitação assistida por robôs a partir da utilização do Kinect**, que visa a análise e quantificação dos movimentos compensatórios do tronco, a fim de definir se tais movimentos tratam-se de compensações naturais ou oriundas da movimentação restrita/limitada dos membros superiores do paciente; **Planejamento de trajetória para terapia assistida por robô**, que tem como objetivo o desenvolvimento de uma trajetória robótica que será sugerida ao paciente com a finalidade de realizar o movimento para reabilitação.

Este último é alvo do desenvolvimento da pesquisa deste trabalho, apresentado destacado em linha tracejada e pontilhada lilás na Figura 3.

1.3 Objetivo Geral

Desta forma, o objetivo geral deste trabalho é desenvolver a trajetória robótica que será sugerida ao paciente com a finalidade de realizar o movimento para a reabilitação. Além

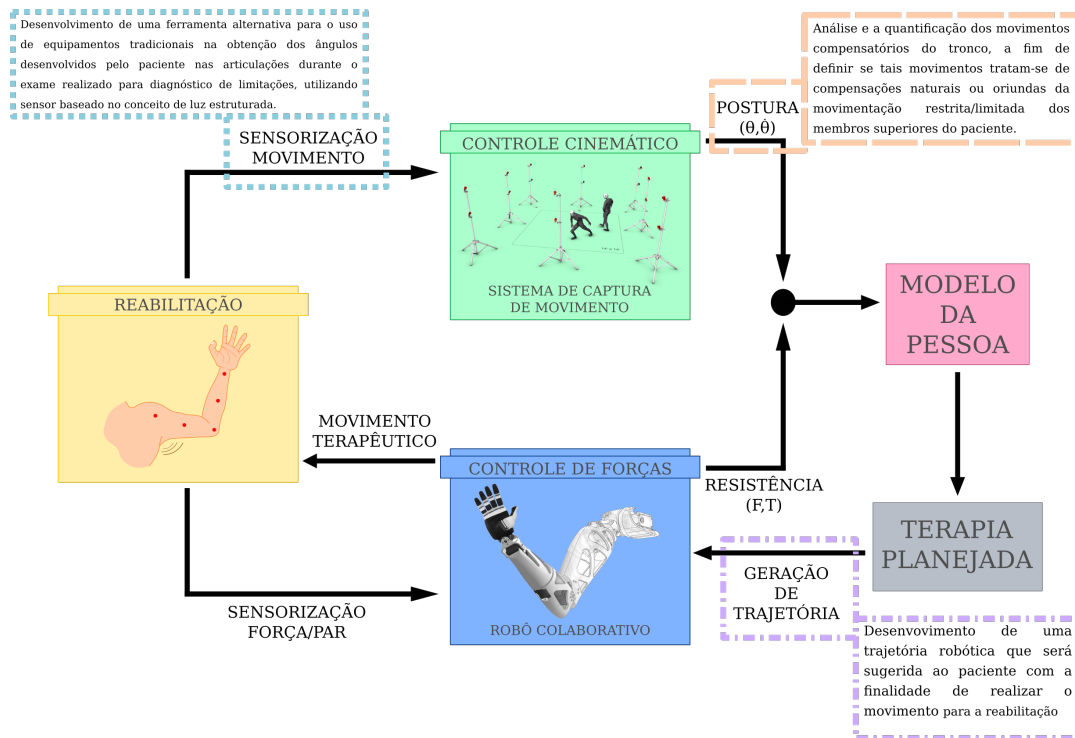


Figura 3: Diagrama representativo do grupo de pesquisa REHABOT - FURG

disso, pretende-se que a trajetória possa ser atualizada em tempo real para melhor atender aos requisitos e restrições de movimento do paciente, bem como reduzir movimentos compensatórios.

1.4 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos foram pensados como *check-points* a fim de que sejam cumpridos para assim o objetivo geral ser alcançado. Tais objetivos são apresentados a seguir e explicitados no capítulos de Metodologia.

- Desenvolvimento da trajetória a ser utilizada;
- Validação da trajetória;
- Simulações utilizando o modelo do robô *Reachy*;
- Desenvolvimento de um protótipo baseado no Projeto *Reachy*;
- Testes utilizando o protótipo desenvolvido.

Apresentado o objetivo do presente trabalho, o segundo capítulo apresenta uma visão geral sobre robótica assistiva e tem-se enfoque no uso de dispositivos robóticos para a reabilitação de membros superiores e, por fim, os trabalhos relacionados, buscando apresentar as semelhanças e diferenças com o trabalho proposto.

O terceiro capítulo apresenta a metodologia utilizada. Neste trabalho procura-se apresentar o uso da técnica de planejamento de trajetória robótica para aplicação na robótica assistiva.

Os resultados são apresentados no capítulo quatro. Nele constam todos os resultados obtidos acerca deste trabalho. Além disso, apresenta as análises realizadas a partir dos resultados gerados.

Finalmente, são apresentados a conclusão, considerações finais do desenvolvimento deste trabalho, considerando o desenvolvimento de um protótipo que foi afetado pela pandemia COVID-19, mas irá ser finalizado e testado assim que voltarmos a normalidade. E, também, os trabalhos futuros que irão dar continuidade a toda a pesquisa aqui descrita.

Os anexos apresentam gráficos obtidos no capítulo de resultados, a fim de tornar menos repetitivo durante a leitura do texto, mas também garantir que se preciso os gráficos encontram-se no trabalho para serem consultados.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Robótica Assistiva para Reabilitação

A robótica sempre foi considerada uma interdisciplina. A robótica de reabilitação acrescenta mais uma dimensão: as ciências da vida. Focada na tecnologia, as razões por trás das lições abrangem os domínios de especialização em engenharia, ciência da computação, psicologia e terapia ocupacional (LOOS, 1995).

Robótica pode ser entendida como uma ferramenta capaz de trazer benefícios às mais diversas áreas, onde uma delas é justamente voltada para a reabilitação de pacientes que necessitam de qualquer tipo de tratamento fisioterapêutico, tal área recebe o nome de robótica assistiva (MACIEL et al., 2017). Apesar de ser uma área em fase de desenvolvimento, trata-se de uma área que pode contribuir significativamente para a qualidade de vida das pessoas com algum tipo de deficiência ou limitações (MACIEL et al., 2017; VIVEIROS; CAMARGO, 2011; CAMPANELI; MESTRIA, 2013).

O campo da robótica assistiva lida com tecnologias voltadas à recuperação da mobilidade de pessoas que têm imparidades físicas (MACIEL et al., 2017). Além disso, está alguns passos à frente das próteses e exoesqueletos, principalmente porque os equipamentos robóticos não necessariamente têm de ser usados pelo usuário (DELLON; MATSUOKA, 2007).

Outro destaque da área é a Engenharia de Reabilitação, que é descrita como sendo a aplicação da ciência e da tecnologia e a reintegração do portador de deficiência no mercado de trabalho e na sociedade (BECKER et al., 2000). Assim, a engenharia de reabilitação tem fornecido enfoque à utilização de equipamentos mecânicos e eletromecânicos para ajudar na recuperação de pacientes com deficiências motoras (GONÇALVE; SIQUEIRA, 2013). De acordo com Júnior (2019) “as pessoas estão mais preocupadas com as outras”, além disso a inclusão de pessoas com deficiência é uma das exigências do governo em empresas privadas e públicas. O uso de tecnologia para a melhoria da qualidade de vida torna-se cada vez mais um assunto recorrente, bem como a questão da acessibilidade que faz parte desse meio. Ainda de acordo com Júnior (2019) “Falar em acessibilidade, muitas vezes parece um tema desgastado e passado,

porém quando coloca-se em frente ao problema, com uma pessoa deficiente, é notório que ainda há muito a ser feito”.

A utilização de robôs para a reabilitação teve seu início nos anos 1990 e as técnicas de reabilitação de membros superiores assistidas por robô avançaram rapidamente nas últimas décadas (DELDEN et al., 2012; BRACKENRIDGE et al., 2016; LO; XIE, 2012; PROIETTI et al., 2016). De uma tecnologia assistiva para pessoas com deficiência para procedimentos baseados na terapia robótica, que utiliza a tecnologia para suportar e aumentar a produtividade e eficiência dos terapeutas visando a recuperação dos pacientes. (GONÇALVE; SIQUEIRA, 2013).

O campo da robótica de reabilitação é geralmente dividido entre as categorias de robôs para terapia e para assistência, embora alguns dispositivos possam servir a ambos propósitos. Além disso, a robótica de reabilitação inclui aspectos de desenvolvimento de membros artificiais (próteses), estimulação funcional neural (SAN) e a tecnologia para diagnóstico e monitoramento e pessoas durante as atividades diárias (LOOS; REINKENSMEYER; GUGLIELMELLI, 2016). O propósito do robô assistivo é compensação, enquanto o terapêutico provém treinamento de tarefas específicas (LUM et al., 2012).

Os robôs de terapia geralmente têm pelo menos dois principais usuários simultaneamente: o paciente que está recebendo a terapia e o terapeuta que cria e monitora a interação com o robô. Como esse tipo de terapia está sendo inserida nas casas, um terceiro grupo de usuárias também se tornou proeminente: cuidadores e familiares do paciente (LOOS; REINKENSMEYER; GUGLIELMELLI, 2016).

A arena dominante e mais crítica de um robô interativo é a interface homem-máquina: todas as ações do operador e percepções são canalizadas através desta única porta de entrada. A segunda área é a interface robô-ambiente, já que todas as capacidades do robô, em termos de tarefas que ele executa sob o comando do operador, são definidas aqui (LOOS, 1995).

Importante destacar que todos equipamentos utilizados para a área de robótica assistiva estão enquadrados em normas para fim de padronização, segurança do usuário, validação, etc. Em específico, produtos assistivos para pessoas com incapacidade são classificados, baseados em suas funções, pela ISO (*International Organization for Standardization*), dentro da norma ISO 9999:2016 (ISO, 2016), e pelo IEC (*International Electrotechnical Commission*), através da norma IEC 80601-2-78:2019, que enquadra os equipamentos elétricos médicos. Esta norma é aplicada aos requisitos gerais de segurança básica e desempenho essencial de robôs médicos que interagem fisicamente com um paciente com imparidade para apoiar ou executar reabilitação, avaliação, compensação ou alívio relacionado às funções de movimento do paciente, porém não se aplica a dispositivos protéticos para membros externos (ISO, 2006), cadeiras de rodas elétricas (ISO, 2014b), equipamento de diagnóstico por imagem (IEC, 2010) e para robôs de cuidados pessoais (ISO, 2014a).

Com respeito a intervenções tradicionais de reabilitação, os sistemas robóticos podem fornecer fisioterapia mais intensiva com a implementação de várias estratégias interativas (FONSECA et al., 2018). Além disso, a utilização da robótica como ferramenta de auxílio no processo de fisioterapia permite obter uma série de outras informações que antes não era possível, ou seja, a partir da utilização dos modelos dos pacientes, da captação das informações dos sensores e da realização do movimento terapêutico adequado, será possível realizar um exame mais preciso para o processo de reabilitação com a medição de novos parâmetros como pico máximo de hipertonia/rigidez, área sob a curva de espasticidade, relação de hipertonia, entre outros (HAGENGRUBER; VOGEL, 2018; FONSECA et al., 2018). Ademais, a terapia de reabilitação robótica pode oferecer treinamento de alta dosagem e alta intensidade, tornando-a útil para pacientes com distúrbios motores causados por AVE ou doença da medula espinal (CHANG; KIM, 2013).

Por fim, a terapia de reabilitação robótica é capaz de oferecer diversos benefícios para os pacientes e pode ser direcionada para os membros superiores e/ou inferiores. Como dito na Seção 1, o foco do nosso trabalho é a reabilitação de membro superior, desta forma membros inferiores não serão abordados.

2.1.1 Uso de Dispositivos Robóticos para Reabilitação de Membros Superiores

A revisão sobre avaliação da qualidade do movimento em reabilitação de membros superiores assistida por robô após acidente vascular encefálico apresentada por Nordin, Xie e Wünsche (2014) mostrou que geralmente a avaliação realizada em estudos de assistência assistida por robô se concentra no movimento do ponto final, exceto para os parâmetros que definem limites da amplitude articular, coordenação intra-membro e inter-membro.

Diversos grupos de pesquisa têm desenvolvido dispositivos robóticos para reabilitação de pacientes com sequelas motoras nos membros superiores. Dentre os dispositivos desenvolvidos tem-se o MIT-Manus, apresentado na Figura 22, o qual é um módulo planar que apresenta dois graus de liberdade, com movimentos no plano horizontal e permite movimentos do cotovelo e ombro no plano horizontal. O módulo 2-GDL é portátil e consiste em um robô manipulador SCARA (*Selective Compliance Assembly Robot Arm*) de ligação direta de cinco barras. Tal configuração foi selecionada por apresentar baixa impedância no plano horizontal e quase impedância infinita no eixo vertical, o que permite um acionamento direto para facilmente carregar o peso do braço do paciente (KREBS et al., 2004).

O sistema possibilita a realização de diferentes terapias: movimentação passiva (movimento realizado apenas pelo sistema), ativo-assistida (movimento realizado inicialmente pelo paciente e auxiliado pela máquina), onde o movimento inicial pode ser dado pelo paciente ou por meio de sinais da eletromiografia; e, por fim, ativo-resistida (o paciente realiza voluntariamente o movimento, enquanto o sistema aplica resistência contrária à ação) (ARAUJO, 2011). Durante a terapia, os pacientes são orientados a mover o efeto-

final do robô de acordo com os objetivos de um conjunto de jogos. Caso o paciente não consiga realizar a tarefa em resposta a uma sugestão visual e auditiva, o robô auxilia guiando a mão do paciente (KREBS et al., 1998).

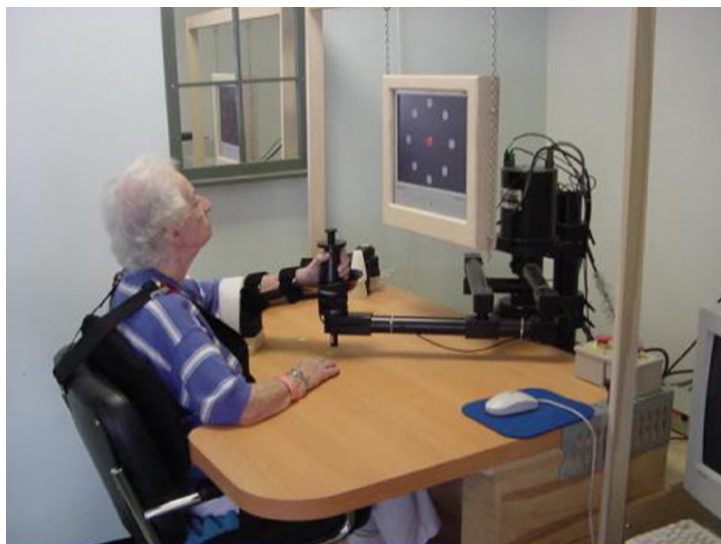


Figura 4: *Massachusetts Institute of Technology (MIT)-Manus*. Retirado de (KREBS et al., 2004).

O sistema MIME (*Mirror Image Movement Enabler*), apresentado na Figura 23, fornece um sistema de terapia chamado ativador de movimento de imagem espelhada, daí o nome do dispositivo. O robô manipulador aplica forças ao antebraço mais afetado durante os movimentos direcionados a objeto. O MIME permite seis graus de liberdade e prioriza a reabilitação dos movimentos das articulações do ombro e cotovelo. Além de permitir as terapias passiva, ativo-passiva e ativo-resistida do MIT-Manus, o sistema fornece um modo de terapia bimanual, no qual o membro afetado realiza o mesmo movimento praticado pelo lado contralateral (sadio). Estes movimentos são sincrônicos e simétricos (HESSE et al., 2003).

Uma característica considerada fundamental do MIME é que pacientes em qualquer nível de restrição de movimento podem praticar repetidamente e completar padrões de movimento estereotipados (HESSE et al., 2003).

Uma abordagem diferente é apresentada pelo treinador Bi-Manu-Track, o qual é um dispositivo robótico que permite a prática bilateral passiva e ativa de duas articulações: pronação e supinação do antebraço (Figura 24(b)), e flexão e extensão do punho em forma de espelho ou paralela (Figura 24(a)). É possível definir individualmente a amplitude, velocidade e resistência de ambas as alças. Além disso são praticáveis os modos de terapia passivo-passivo, ativo-passivo (com o lado não afetado guiando o afetado) e ativo-ativo, onde o lado parético é submetido a uma resistência isométrica inicial para permitir o movimento (SCHMIDT et al., 2004).

O dispositivo ARM (*Assisted Rehabilitation and Measurement*) Guide, Figura 25,

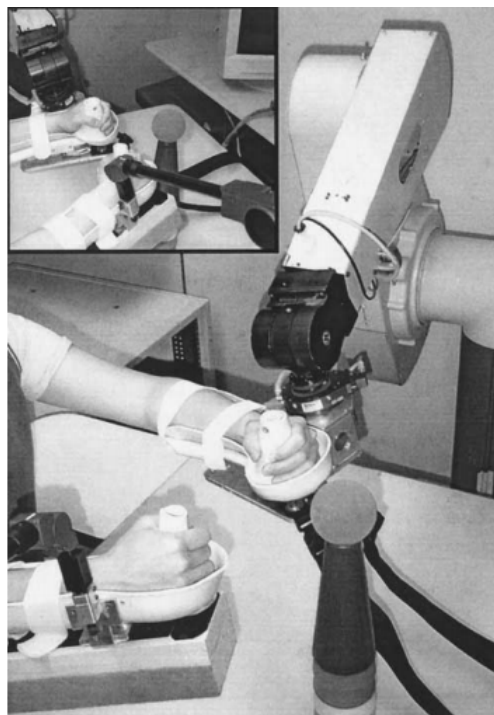


Figura 5: Um indivíduo realizando treinamento bilateral assistido pelo robô MIME. Retirado de (HESSE et al., 2003).

mede e aplica forças assistiva ou resistiva a movimentos de alcance linear em um amplo espaço de trabalho. O ARM Guide consiste em uma peça manual, acionada por um servomotor de corrente contínua, que é fixada a um trilho linear. A pista pode ser orientada em diferentes ângulos de guinada e inclinação para permitir o alcance de diferentes regiões do espaço de trabalho. O dispositivo é contrabalançado estaticamente para que não se carregue gravitacionalmente o braço (KAHN et al., 2014).

O ARM Guide possui quatro graus de liberdade, que permitem a movimentação do braço sobre o trilho e são possíveis movimentos de rotação do ombro e flexão/extensão do cotovelo, entretanto, este dispositivo permite somente terapias passiva e ativo assistida (ARAÚJO, 2011).

Uma abordagem diferente é apresentada pelo dispositivo de tratamento de membros superiores NeReBot. O dispositivo é baseado em direção direta de atuação de fio. De acordo com Stefano et al. (2014) tal solução pode prover diversos benefícios comparados com dispositivos caracterizados por uma estrutura rígida, que são: custo mais baixo, complexidade reduzida (movimentos espaciais podem ser obtidos apesar do número de graus de liberdade - GDLs), maior grau de confiabilidade e segurança, entre outros (ROSATI; BOBROW; REINKENSMeyer, 2008).

O NeReBot possui três motores individuais que controlam o movimento de três braços metálicos que se ligam por meio de cordas de nylon e uma órtese na qual fica posicionado o antebraço do paciente (MASIERO et al., 2007).

O dispositivo pode realizar movimentos espaciais (flexão e extensão, pronação e



(a) Flexão/extensão do punho. (b) Pronação/supinação do antebraço.

Figura 6: Robô Bi-Manu-Track (SCHMIDT et al., 2004)

supinação, adução e abdução e movimentos de junta em um movimento circular do ombro e cotovelo), ser facilmente movido para o quarto do hospital e utilizado para treinamentos dos membros superiores em fases iniciais pós-AVE, além de poder ser utilizado para intervenção em pacientes não somente sentado (Figura 26(a)) mas também em posição de supino (Figura 26(b)) (MASIERO et al., 2007).

Classificado como semi-exoesqueleto, o ARMin, em sua primeira versão, é um dispositivo caracterizado por quatro GDLs atuando no espaço 3D no ombro e flexão/extensão do cotovelo (Figura 27). O braço é conectado ao robô por uma estrutura baseada em efetor-final. Como as versões posteriores do ARMin, o dispositivo pode ser operado em três modos: mobilização passiva, terapia de braço com suporte de jogo ativo e treinamento das atividades do dia-a-dia (ADLs) (NEF et al., 2016).

A versão ARMin II, apresentado na Figura 28, passou a ser classificada como exoesqueleto completo com dois GDLs adicionais, permitindo também pronação/supinação do antebraço e flexão/extensão do punho. Quanto ao ombro, em específico, foi adicionado um mecanismo sofisticado de acoplamento, o qual permite que o centro de rotação da articulação se mova em uma direção vertical quando o braço é levantado (NEF; LUM, 2009; STAUBLI et al., 2009). Esta função fornece anatomicamente um movimento correto do ombro, evitando estresse da junta devido ao desalinhamento do robô e eixos de articulações anatómicas ao levantar a parte superior do braço acima do nível do rosto (NEF et al., 2016).

O robô ARMin III, Figura 29, foi melhorado ainda mais no que diz respeito à robustez mecânica, complexidade, operação do usuário e confiabilidade (NEF; GUIDALI; RIENER, 2009). O dispositivo permite mover o braço humano em todas as direções possíveis. Três motores atuam na articulação do ombro para flexão/extensão,

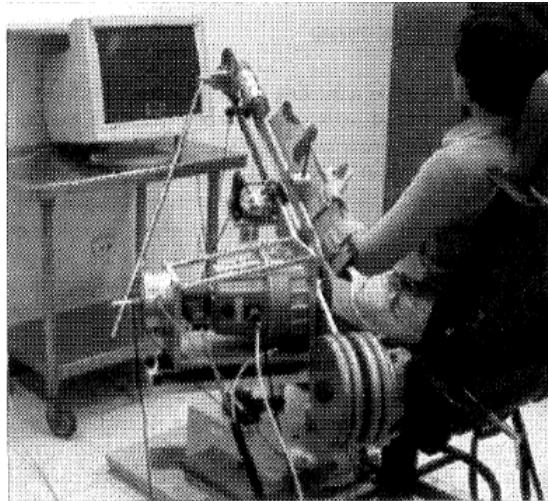


Figura 7: *Assisted Rehabilitation and Measurement - ARM Guide*. O usuário é preso a uma tala que desliza ao longo de um rolamento linear. Retirado de (REINKENSMEYER; DEWALD; RYMER, 1999)

adução/abdução horizontal e rotação interna/externa, e dois motores para o cotovelo, atuando na flexão/extensão e pronação/supinação do antebraço, e por fim, um motor aciona a flexão/extensão do punho. Além disso, um módulo opcional para suportar abertura e fechamento da mão pode ser anexado ao dispositivo (NEF et al., 2016).

A Tabela 2 apresenta alguns dos dispositivos robóticos mais comuns para reabilitação de membros superiores, além de suas classificações, tipo de alvo, *feedback* e tipo de exercício realizado na reabilitação. A tabela foi baseada na revisão apresentada por Morone et al. (2020), com a finalidade de apontar a diversidade de dispositivos existentes, mas também diferenciar o presente trabalho dos demais.



(a) Indivíduo sentado.



(b) Indivíduo em posição de supino.

Figura 8: Dispositivo NeReBot. Retirado de (MASIERO et al., 2007).

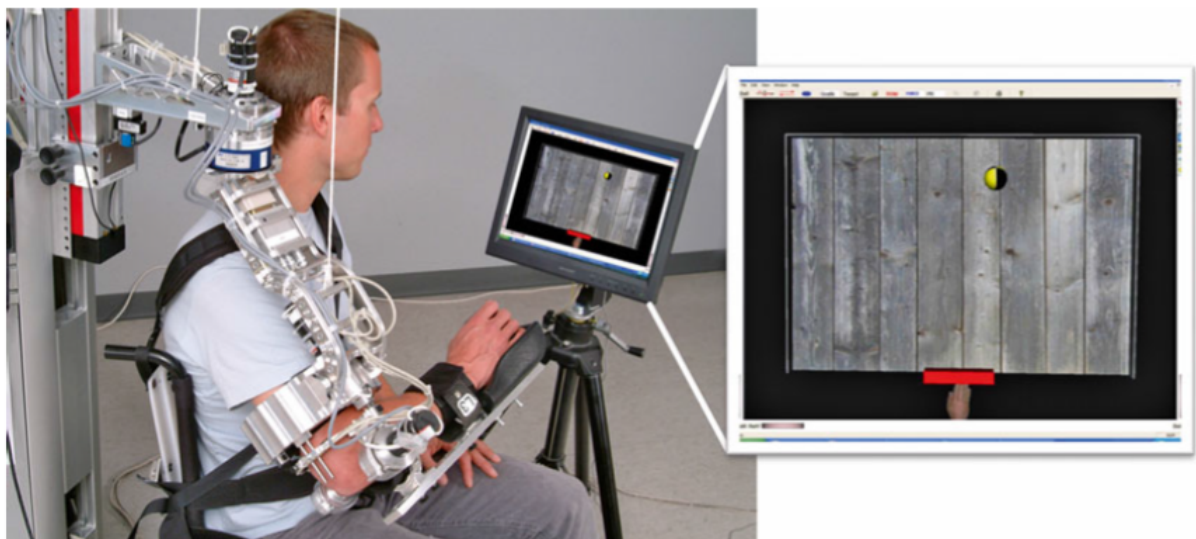


Figura 9: Robô ARMin I com uma pessoa saudável para teste (à esquerda) com um monitor mostrando a tarefa de movimento (direita). Retirado de (NEF et al., 2016).



Figura 10: Configuração típica para terapia de braço com suporte de sistema robótico ARMIN II. Retirado de (NEF et al., 2016).



Figura 11: Configuração do ARMin III. Retirado de (NEF et al., 2016).

Dispositivo	Tipo de Dispositivo	Alvo	Feedback	Tipo de Exercício
ArmAssist (JUNG et al., 2018)	Exoesqueleto	Distal	Visual e auditivo	Pronossupinação, agarre.
Armeo Power (antigo ARMin III*) (CALABRO et al., 2017)	Exoesqueleto	Proximal e distal	Auditivo e visual	Flexão e extensão, abdução e adução, rotação interna e externa do ombro, flexão e extensão do cotovelo, pró-supinação do antebraço, flexão e extensão do punho.
Armeo Spring (antigo T-Wrex**) (COLOMER et al., 2013)	Exoesqueleto	Proximal e distal	Auditivo e visual	Flexão, extensão e movimento circular do ombro, pró-supinação do antebraço, flexão e extensão do punho, aperto de mão.
ARM-Guide (REINKENSMEYER et al., 2014)	Exoesqueleto	Distal	Dados de força-torque, auditivo ou visual sobre ângulo de elevação, alcance, forças de restrição, entre outros	Exercícios de alcance com diferentes ângulos de elevação, procurando realizá-los o mais rápido possível, podendo ser passivos, ativo-passivos e ativos
ARMin * (KLAMROTH-MARGANSKA et al., 2014)	Semi-exoesqueleto	Proximal e distal	Visual e auditivo	Exercícios repetitivos de espaço de trabalho 3D funcional
Bi-Manu-Track (HESSE et al., 2007)	Estação de trabalho	Distal	Visual	Pronação e supinação bilateral do cotovelo, flexão e extensão do punho em forma de espelho ou de forma paralela.
InMotion Arm (HSIEH et al., 2018)	Estação de trabalho	Proximal	Visual	Flexão e extensão do cotovelo, pronação e retração, rotação interna e externa, flexão e extensão, abdução e adução do ombro.
Mime (LUM et al., 2005)	Manipulador	Proximal	Fração do movimento completada ou tempo para completar	Movimento unilateral ou bilateral do cotovelo e ombro em atividades de alcançar alvo.
MIT-Manus (KREBS et al., 2004)	Módulo planar	Proximal	Visual, auditivo e tátil	Movimento do cotovelo e ombro no plano horizontal, exercícios repetitivos de alcance.
NereBot (STEFANO et al., 2014)	Baseado em fio	Proximal	Visual e auditivo	Flexão e extensão, pronação e supinação, adução e abdução, movimentos circular do ombro e cotovelo.
Neuro-X system (KIM et al., 2018)	Estação de trabalho compacta	Proximal e distal	Visual	Exercícios das articulações do punho, cotovelo e ombro: abdução e adução do ombro e flexão e extensão do cotovelo no plano horizontal.
Reharob (FAZEKAS et al., 2007)	Manipulador	Proximal e distal	Visual	A gama completa de movimentos da cintura escapular e do cotovelo.
ReoGo (TAKEBAYASHI et al., 2018)	Estação de trabalho	Proximal e distal	Visual	Mobilização das articulações do ombro e cotovelo: o robô torna possível executar movimentos em 3 dimensões e em todo plano espacial.
T-Wrex ** (HOUSMAN et al., 2007)	Exoesqueleto	Proximal e distal	Auditivo, visual e objetivo	Exercícios repetitivos funcionais em tarefas de ambiente 3D/virtual

Tabela 1: Alguns dos dispositivos robóticos mais comuns para reabilitação de membros superiores

Movimentos do braço prejudicado pelo AVE aparecem como um conjunto de padrões cinemáticos estereotipados, caracterizados por alterações articulares de acoplamento e podem ser quantificados pela rigidez líquida do braço na mão. Entretanto, os atuais métodos de medidas existentes requerem diversas repetições do mesmo movimento de teste em várias direções, o que causou um uso clínico limitado. O trabalho proposto por Piovesan et al. (2011) surge com o intuito de tornar mais rápida a medida quantitativa da rigidez do braço durante os movimentos através de uma técnica de Tempo-Frequência junto a uso de um espectograma. A técnica foi então aplicada a uma terapia assistida pelo robô "*Braccio di Ferro*", uma nova estação de trabalho robótica para reabilitação neurológica apresentada originalmente por Casadio et al. (2006), como mostra a Figura 12. Algumas alterações foram feitas para restringir o movimento do punho do paciente e também para facilitar o deslizamento do braço. O movimento do braço ficava restrito ao plano horizontal, eliminando a influência da gravidade; portanto, apenas os movimentos do ombro e flexão/extensão do cotovelo foram permitidos e assistidos.



Figura 12: Protótipo implementado do *Braccio di Ferro*. Retirado de (CASADIO et al., 2006)

A tarefa apresentada aos pacientes constituía no alcance de 13 alvos posicionados conforme mostra a Figura 13. A representação háptica dos alvos foi gerada a partir de um controle de impedância aplicado ao robô e uma parede virtual foi adicionada, delimitando assim um espaço de trabalho seguro para os pacientes. Os resultados obtidos mostraram que a rigidez pode ser melhor caracterizada como uma variável "local", que é em função do tempo, da cinemática dos membros no espaço de trabalho, força assistiva e nível de comprometimento do membro do paciente.

Outro trabalho utilizando o robô háptico "*Braccio di Ferro*" é apresentado por Vergaro et al. (2010), porém para uma tarefa de rastreamento. Neste estudo de caso foi realizada uma avaliação preliminar de um esquema adaptativo de assistência em que a trajetória desejada é especificada apenas parcialmente, a fim de deixar mais liberdade para o paciente, isto é, o robô gera um campo de força auxiliar ao paciente, mas não

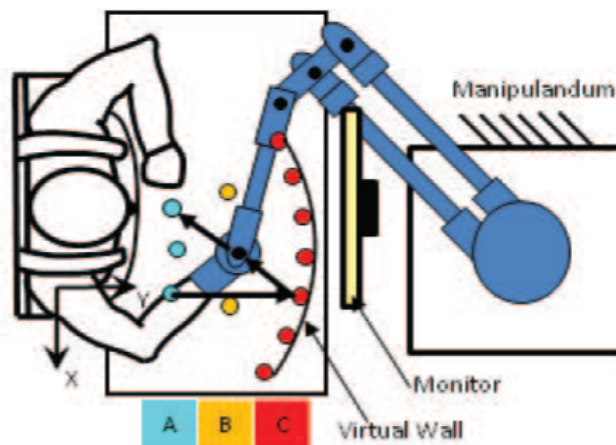


Figura 13: Configuração experimental dos alvos. Retirado de (PIOVESAN et al., 2011)

impõe a trajetória e/ou tempo para executá-la. A parte figural da trajetória é mostrada na tela, como uma figura de “oito” em que o alvo a ser rastreado desliza suavemente, com um perfil de velocidade sensível ao desempenho do usuário. O planejamento de trajetória é aplicado a partir de uma lei de movimento que determina o “desenho” a ser seguido pelo paciente. Tal lei segue a análise de movimentos de caligrafia, a qual mostra que a velocidade está fortemente correlacionada com a curvatura: a velocidade é mínima onde a curvatura é máxima e vice-versa. O estudo mostra que a inclusão contínua de movimentos no repertório de protocolos de treinamento é promissor, porque é bem aceito também por indivíduos gravemente comprometidos e enriquece o leque de direções de movimento implicitamente treinados.

Um conceito importante dentro do contexto de espaço de trabalho é o espaço de trabalho de treinamento, ou seja, o espaço em que a tarefa designada ao paciente ocorre. O estudo apresentado por Sterpi et al. (2012) surge com o objetivo de verificar a transferência de habilidades motoras, de tarefas treinadas a não treinadas, isto é, investigar até que ponto há generalização da recuperação motora em indivíduos com AVE crônico para movimentos ponto a ponto executados dentro e fora do espaço de trabalho em que eles foram treinados anteriormente. Os pacientes foram treinados em um plano quadrado (14(A)) como área de trabalho de treinamento e depois avaliados num espaço de trabalho diferente, em forma de diamante (14(B)), que incluía movimentos ponto a ponto, tanto dentro como fora do espaço de trabalho de treinamento.

Os resultados apresentados sugerem que enquanto a generalização de recuperação é boa para novos movimentos ponto a ponto executados dentro do espaço de trabalho de treinamento, há pouca generalização para movimentos ponto a ponto fora. Em particular, movimentos executados fora do espaço de trabalho de treinamento eram mais lentos, menos precisos, menos eficientes e menos suaves do que aqueles dentro. Importante enfatizar também que estudos anteriores sugerem que o sistema nervoso central planeja movimentos voluntários partindo de um conjunto de sub-movimentos estereotipados que

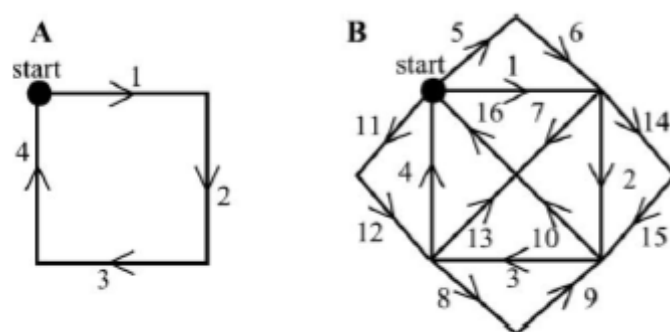


Figura 14: Tarefa de alcance ponto a ponto. Retirado de (STERPI et al., 2012)

representam um "alfabeto" de movimentos primitivos (DIPIETRO et al., 2009; HOGAN et al., 2006). Ou seja, a recuperação começa primeiro resgatando a capacidade de gerar sub-movimentos e, em seguida, por um período mais longo, os meios de combinar sub-movimentos.

Com a finalidade de explorar a eficácia de terapia robótica, em um teste clínico randomizado controlado, em comparação com tratamento fisioterapêutico padrão no tratamento do braço pós-AVE, o trabalho apresentado em (ABDULLAH et al., 2011) utilizou um novo sistema sensorial e um modelo biomecânico de membro superior combinados com uma interface gráfica para converter um robô industrial de mesa, com GDLs e controle baseado em posição, em uma ferramenta de reabilitação segura para fisioterapia. O sistema permite que exercícios no espaço de trabalho 3D sejam realizados, o que abriu espaço para uma gama de ADLs. Os exercícios exigiam que o paciente movesse ativamente o braço a fim de realizar um percurso pré-determinado, seguindo a ideia de alcance de alvos. Figuras geométricas como quadrados, triângulos e círculos foram utilizados para criar os exercícios, os quais foram realizados em um plano único e determinados por um terapeuta ocupacional. Para encontrar os desvios da trajetória, foram criados vetores entre os pontos alvo do exercício e a distância do vetor de trajetória atual para cada ponto registrado foi calculada. A partir dos resultados apresentados pelo estudo, concluiu-se que a terapia robótica sem a intervenção de um terapeuta foi tão eficaz quanto o tratamento fisioterapêutico padrão e mais eficaz para melhorar o estágio de comprometimento motor do braço parético.

Terapias assistidas por robô frequentemente utilizam um modelo de trajetória de referência para orientar o movimento do paciente. O erro entre as coordenadas registradas do robô e as coordenadas da trajetória de referência em um determinado momento pode ser utilizado para identificar a contribuição *lead-lag* do paciente interagindo com o sistema. Utilizando o sistema de reabilitação GENTLE/A, a pesquisa apresentada por Chemuturi, Amirabdollahian e Dautenhahn (2013) visou identificar parâmetros que pudessem informar a contribuição do participante durante a sessão de interação robô-humano (HRI) e adaptar a assistência/resistência oferecida pelo sistema com base nas informações de

contribuição do participante. O robô foi programado para seguir a Trajetória de Mínimo Jerk, que imita o movimento do braço humano, com suavidade semelhante. Estudos anteriores com o mesmo sistema demonstraram que a performance *leading-lagging* do participante poderia ser identificada usando coordenadas de posição, como mostra a Figura 15.

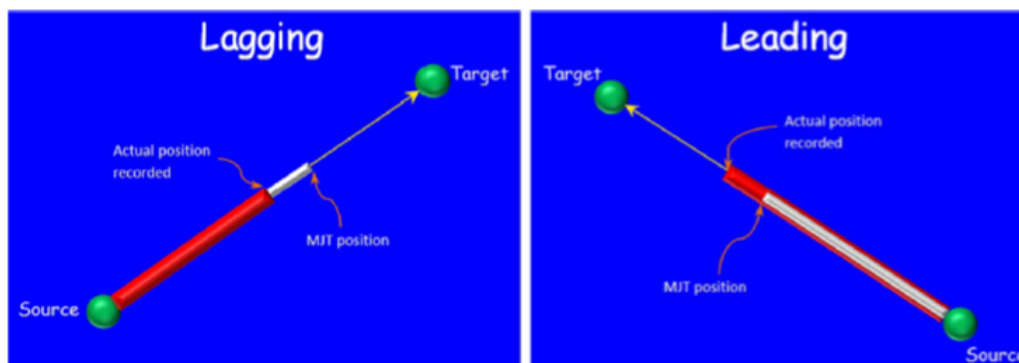


Figura 15: Cenários de *Leading* e *Lagging*. Cilindros cinzas representam o caminho a ser seguido pelo robô, de acordo com o MJT. Cilindros vermelhos representam o caminho real alcançado pelo robô enquanto o participante estava interagindo com o sistema. Retirado de (CHEMUTURI; AMIRABDOLLAHIAN; DAUTENHAHN, 2013)

Vale destacar que o estudo mostrou que diferentes padrões de movimento do braço, bem como diferentes apresentações para alvos, pode influenciar na duração definida para atingir os alvos. Tal consideração é importante uma vez que muitos estudos aplicam a definição da duração de alcance das trajetórias de alcance e retorno. Além disso, o valor ótimo constante para a duração em que o sistema se ajusta também pode ser utilizado como parâmetro de avaliação.

2.2 Trabalhos Relacionados

Miao et al. (2018) apresenta um novo método de geração de trajetória em três estágios, utilizando análise de interferência, que possui o princípio básico de garantir que cada elo do robô não interfira com outros durante a operação. O trabalho aborda o treinamento bilateral dos membros superiores devido ao seu potencial para aplicações clínicas. Segundo os autores, foi a primeira tentativa de padronizar as técnicas de geração de trajetória para o treinamento bilateral de membros superiores assistido por robô. Para tal, foram utilizados dois robôs universais comerciais (UR5 e UR10 da Universal Robots S/A) junto com duas garras customizadas. A geração da trajetória considera a interseção entre o espaço de trabalho das mãos humanas e o espaço de trabalho do robô, o que torna o percurso de treinamento seguro para os usuários com uma velocidade apropriada, a qual pode ser vista na Figura 16, onde OGC é a origem da coordenada global.

Vale destacar este trabalho dentre os demais devido ao uso direto dos diversos espaços de trabalho existentes (robô, usuário e de treinamento) e a geração de trajetórias que sejam

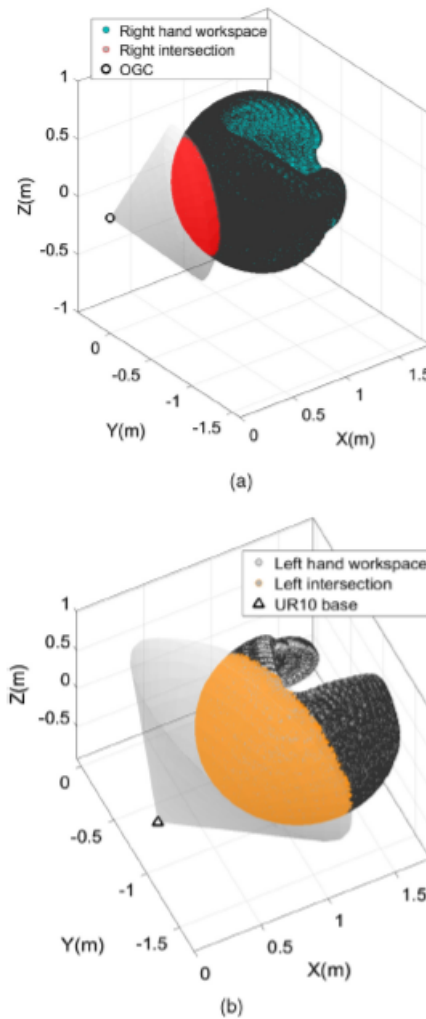


Figura 16: (a) Espaço de trabalho do robô UR5 e da mão humana direita, (b) espaço de trabalho do robô UR10 e da mão humana esquerda. Retirada de (MIAO et al., 2018)

seguras ao usuário. Tais trajetórias podem ser vistas na Figura 17. Analisando a imagem percebe-se que em alguns momentos as trajetórias da mão direita invadem o espaço de intersecção entre os planos de trajetória, porém é possível notar que em tais momentos a trajetória realizada pela mão esquerda está fora dessa intersecção, o que comprova o método de análise de interferência utilizado.

Como dito anteriormente, terapia assistida por robô pode permitir reabilitação passiva, ativa e passiva-ativa (também chamada auxiliar quando necessário). Diversos controladores auxiliares conforme necessário já foram propostos para terapia auxiliada por robô, porém, o nível de deficiência motora é pouco considerado nos esquemas de controle. Pensando nisso, Luo et al. (2018) apresenta um estudo de um controlador conforme necessário para reabilitação de membros superiores. O controle utiliza uma rede de função de base radial gaussiana (RBF) com a finalidade de aprender a capacidade motora do paciente no espaço de trabalho. Para fornecer o treinamento de reabilitação para os pacientes utilizou-se o CASIA-ARM, apresentado na Figura 18, o qual é um robô planar com 2

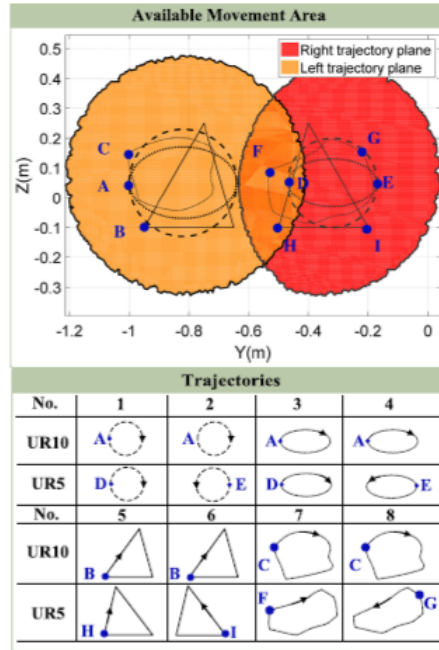


Figura 17: Área de movimento disponível do sistema de treinamento bilateral assistido por robô proposto, em que são definidos oito grupos de trajetórias de treinamento. (MIAO et al., 2018)

GDLs de baixa inércia que pode fornecer adução/abdução do ombro e flexão/extensão do cotovelo. O dispositivo inclui um mecanismo de cinco elos paralelos acionados por dois motores elétricos. Além disso, um sensor de força/torque é fixado no efector final para medir as forças de interação entre o paciente e o robô.

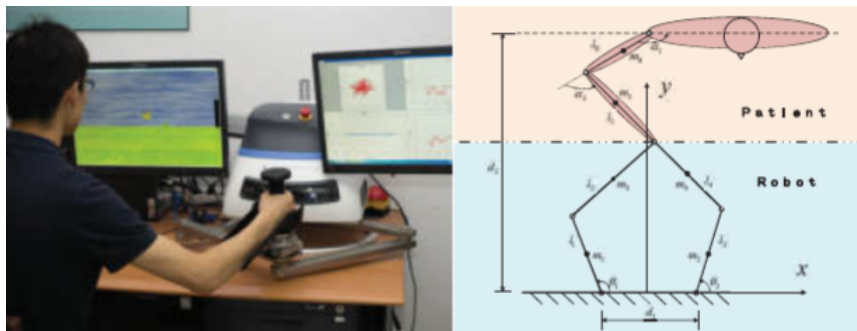


Figura 18: (a) CASIA-ARM: robô planar com 2 GDLs. (b) Diagrama simplificado do sistema paciente-robô. (LUO et al., 2018)

Para o processo de reabilitação, tarefas de treinamento são apresentadas numa tela e o paciente deve realizar o movimento. A fim de equilibrar o rastreamento de erro da trajetória e o esforço ativo do paciente, foi adicionado o “nível de deficiência” do paciente ou o seu desempenho de movimento em um *loop* de controle robótico. Importante destacar que, para o sistema de controle proposto, foram desenvolvidos modelos de níveis de restrição de movimento, a partir de um sistema de *feedback* os quais podem ser alterados durante o processo de treinamento para cada nível de restrição do paciente. Foram

realizados testes em pacientes sem restrição de movimento, e os resultados mostram que o sistema tem potencial de promover envolvimento ativo aos pacientes e responder às mudanças no desempenho de suas tarefas.

Os trabalhos apresentados por Miao et al. (2018) e Luo et al. (2018) possuem duas abordagens distintas para uma mesma finalidade: reabilitação de membros superiores. O trabalho primeiro apresenta treinamento bilateral e considera tanto o espaço de trabalho do paciente como dos robôs para assim aplicar o método de análise de interferência proposto. Além disso propostas de trajetórias bidimensionais são apresentadas como forma de tarefas de treinamento. Já no segundo trabalho, tarefas de treinamento também são consideradas, porém o foco do trabalho é ter o *feedback* em tempo real do desempenho do paciente e, baseado no erro da trajetória realizada pelo paciente comparada com a trajetória desejada, o nível de dificuldade é alterado para melhor se adequar às restrições de movimento do paciente.

A proposta do presente trabalho difere do trabalho de Miao et al. (2018) por não ter como foco o treinamento bilateral e também por apresentar uma proposta de trajetória tridimensional, porém se relaciona quanto ao estudo dos espaços de trabalho do paciente e do robô para garantir a realização das tarefas de forma segura para o paciente. Em relação ao trabalho apresentado por Luo et al. (2018) tem-se também a diferença da trajetória não ser realizada no plano, mas sim no espaço, e o *feedback* da restrição de movimento do paciente não tem como finalidade alterar o nível da tarefa de treinamento, mas sim se adequar à restrição apresentada e tentar diminuir o movimento de compensação de tronco.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Levando em consideração que este documento consiste em um trabalho multidisciplinar, optou-se por separar as áreas que o compõem. Sendo assim, o presente capítulo tem como objetivo apresentar a fundamentação teórica relacionada à área da saúde, em particular a fisioterapia.

Desta forma, inicialmente é apresentada uma revisão sobre o AVE, condição escolhida como objeto de estudo deste trabalho, a fim de melhor deixar o leitor a par da motivação do tema então proposto, bem como contextualizar o impacto desta condição na sociedade. Em seguida é apresentada uma revisão quanto à fisioterapia convencional, base fundamental para o trabalho desenvolvido.

3.1 Acidente Vascular Encefálico (AVE)

Antes de falar propriamente sobre o AVE é necessário explicar, no decorrer do texto, a aparição de outros termos para a condição, como AVC e AVE. "Derrame" é um termo popular, bastante conhecido e difundido, traduz esta grave condição, porém não é preciso, uma vez que sugere um derramamento de sangue, o que nem sempre ocorre. O termo acidente vascular cerebral (AVC) é a terminologia, no meio médico, mais empregada e difundida. Por fim, AVE foi introduzido com a tentativa de ampliar o conceito, uma vez que nesta condição pode estar envolvida qualquer estrutura encefálica, e não apenas a parte cerebral (GAGLIARDI, 2018). Para melhor visualização da diferença entre as estruturas acima citadas, a Figura 19 mostra todas as partes que formam o encéfalo, com destaque na parte cerebral.

Não há um consenso sobre a nomenclatura, além de que derrame é um termo para se dirigir ao público leigo e AVC/AVE para o público especializado. Desta forma, para o presente trabalho foi escolhido o termo AVE, porém as outras nomenclaturas poderão aparecer caso sejam parte de uma citação.

O AVE é o equivalente do termo genérico inglês *stroke*, que descreve apenas o comprometimento funcional neurológico. As causas e, daí, as formas de AVE são anóxico-isquêmicas (resultado da falência vasogênica para suprir adequadamente o tecido cerebral

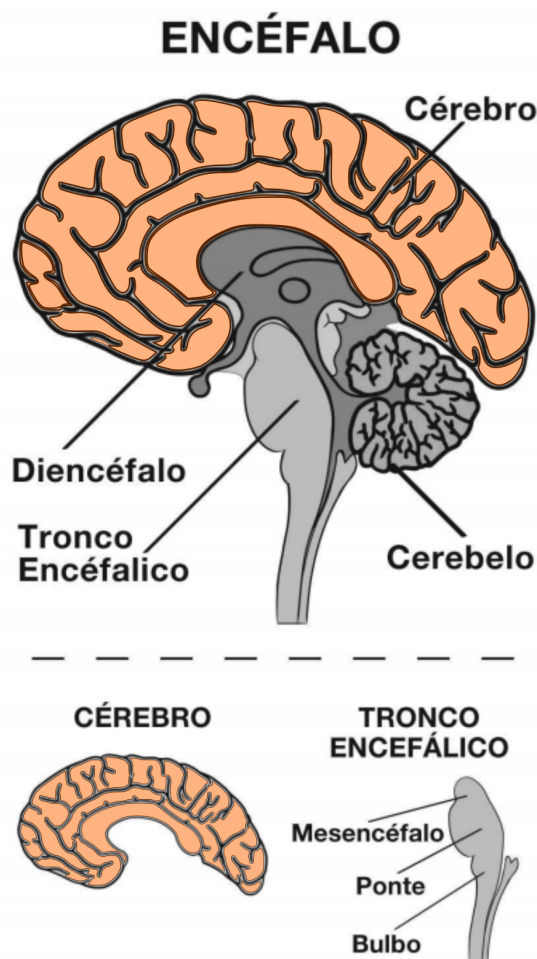


Figura 19: Encéfalo. Figura adaptada de (MOTTA et al., 2013)

de oxigênio e substratos) e hemorrágicas (resultado do extravasamento de sangue para dentro ou para o entorno das estruturas do sistema nervoso central) (CHAVES, 2000). Em outros termos, o AVE é uma condição que ocorre devido a interrupção da circulação sanguínea no encéfalo, seja pelo rompimento de um vaso ou a presença de uma obstrução, causando a falta de oxigenação do encéfalo.

A melhor compreensão da fisiopatologia do AVE desencadeou grandes avanços na gestão de sobreviventes do AVE, tanto na área médica quanto na fisioterapia. Devido à variabilidade individual, é um desafio definir parâmetros específicos para cada evento que é acionado por um AVE agudo. Contudo, existe um acordo geral na literatura sobre os prazos que estão relacionados com as várias fases da recuperação pós AVE (SULLIVAN, 2007), como pode ser visto na Figura 20.

- O “período hiperagudo” representa o tempo do sintoma do AVE desde o início até 6 horas pós-AVE; isso inclui a chegada ao departamento de emergência e terapia como recombinante intravenoso ativador de tecido plasminogênio (rtPA) (BADER; PALMER, 2006).



Figura 20: Fases pós AVE

- O “período agudo” é o período de tempo entre as primeiras 24 horas após o AVE e aproximadamente 7 dias após o AVE, quando a maioria das respostas fisiopatológicas relacionadas à isquemia ou hemorragia foram resolvidas e o paciente após o AVE é considerado “cl clinicamente estável” (BADER; PALMER, 2006).
- A “fase subaguda” é o período rápida recuperação neurológica e funcional que ocorre de 1 semana a 3 ou 4 meses (KALRA; LANGHORNE, 2007). Esse é tipicamente o momento da transferência para a reabilitação hospitalar aguda e provavelmente reflete uma recuperação rápida devido à recuperação espontânea e aos efeitos de intervenções terapêuticas (DEJONG et al., 2005).
- A “fase crônica” refere-se a qualquer momento ao longo do *continuum* de recuperação que ultrapasse esse período de três ou quatro meses após o AVE e pode se referir a indivíduos com anos de pós-AVE. Mudanças na “fase crônica” são provavelmente atribuíveis à plasticidade cortical adaptativa (NUDO; DANCAUSE, 2007) em resposta aos padrões de movimento compensatório ou à reaquisição de padrões de movimento mais normais (FISHER; SULLIVAN, 2001).

Anualmente cerca de 15 milhões de pessoas no mundo sofrem um AVE; dessas, cinco milhões evoluem a óbito e outros cinco milhões tornam-se incapacitadas, com alguma sequela como dificuldade de locomoção, distúrbios visuais e de linguagem, alterações de raciocínio e memória, tornando-se dependentes de cuidados diários (ALVES et al., 2009). Segundo a Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares (SBDCV), o AVE é a doença que mais mata os brasileiros, além de ser a principal causa de incapacidade no mundo. No Brasil, o AVE representa a primeira causa de morte e incapacidade no País. Dados provenientes de estudo indicaram incidência anual de 108 casos por 100 mil

habitantes, taxa de fatalidade aos 30 dias de 18,5% e aos 12 meses de 30,9%, sendo o índice de recorrência após um ano de 15,9% (PASIN, 2014). Cerca de 70% dos pacientes com AVE não retornam ao trabalho e cerca de 50% das pessoas dependem de outras para tarefas básicas do dia a dia. Segundo a Organização Mundial do AVC, esses números tendem a piorar, pois preveem que uma em cada seis pessoas no mundo sofrerá AVE ao longo da vida (CEREBROVASCULARES, 2019).

Devido a esse grande número de pessoas com diversos tipos de sequelas novas terapias têm sido propostas nos últimos anos com o objetivo de auxiliar os profissionais a obterem uma recuperação mais rápida e eficaz dos pacientes com AVE (GONÇALVES, 2013). Dentre estas terapias, destaca-se a terapia robótica (KREBS et al., 2008; MIRELMAN; BONATO; DEUTSCH, 2009). Importante destacar, para o presente trabalho, que a reabilitação robótica para membros superiores em populações com sequelas de AVE crônico ou subagudo já é recomendada pela American Heart Association (MILLER et al., 2010).

Assim, a recuperação do uso funcional da extremidade superior em pacientes com hemiparesia (paralisia branda de uma das metades do corpo) tem sido uma luta de longa data para pacientes e terapeutas. Após o AVE, a maioria dos pacientes têm deficiências motoras residuais nos membros superiores, levando à limitações de longo prazo, o que impacta na qualidade de vida (DURET et al., 2015). Foi relatado que hemiparesia no braço representa a limitação de função dominante em até 80% dos pacientes com AVE (JØRGENSEN et al., 1995; NAKAYAMA et al., 1994). Para mais, um dos problemas mais importantes após o AVE consiste na limitação funcional do membro superior (BLASZCZYSZYN et al., 2018). Cerca de 80% dos sobreviventes de AVE sofrem uma capacidade reduzida de usar o membro superior parético, e esse é um desafio para os terapeutas (BAKHTI et al., 2017, 2015).

Além do mais, pacientes com AVE exibem uma capacidade reduzida ou incapacidade de ativar seletivamente as fibras musculares e, consequentemente, o desempenho motor é prejudicado. Os resultados comportamentais após o AVE estão associados ao maior retorno da função cerebral ao estado normal de organização. Além da fisioterapia tradicional, a tarefa de movimentos repetitivos orientados podem ajudar os pacientes a recuperar a função motora, melhorar a coordenação motora, aprender novas estratégias motoras e evitar complicações secundárias (STERPI et al., 2012).

Por fim, a perda de movimentos de uma pessoa pode originar-se por diversos motivos fora o AVE (KUCZYNSKI et al., 2017). A artrose e até acidentes de trânsito e de trabalho (NUNES et al., 2012) são alguns exemplos de causas.

3.2 Neuroplasticidade e Reaprendizado Motor

O sistema nervoso central (SNC) possui uma rede neural com células especializadas que fazem inúmeras sinapses a todo momento e resultam em comportamento e ações motoras. Os desarranjos decorrentes de lesões estimulam os processos de reorganização e regeneração (GONÇALVES, 2013).

A neuroplasticidade é um processo contínuo que permite a remodelação a curto, médio e longo prazo da organização neural e sináptica, com o objetivo de otimizar o funcionamento das redes neurais durante aprendizado fisiológico e após lesão cerebral, entre outros (DUFFAU, 2016). Em outras palavras, é a capacidade dos neurônios de alterar suas funções, seu perfil químico e sua estrutura, sendo fundamental para a facilitação da recuperação da lesão ocorrida no sistema nervoso central (BASTOS et al., 2018).

A reabilitação funcional faz parte do ambiente em que o paciente neurológico está inserido. Dessa forma, faz-se necessário que a terapêutica seja interferida direta ou indiretamente por fatores relevantes nos processos de reabilitações do SNC (GUEDES; GALVIS-ALONSO; LEITE, 2006). A exposição e a interação de um paciente a um ambiente rico em estímulos são amplamente reconhecidas pelos neurocientistas como algo que influi diretamente nas características anatômicas e fisiológicas do cérebro intacto (COHEN, 2001; CARR; SHEPHERD, 2008; UMPHRED, 2004).

Desta forma, a relação entre indivíduo e o ambiente diferencia e molda os circuitos neurais, o que comprova a neuroplasticidade e a individualidade neural do organismo. De forma similar, as alterações ambientais influenciam direta ou indiretamente os aspectos plásticos do SNC e, conseqüentemente, os resultados da reabilitação do paciente neurológico (GONÇALVES, 2013; RIBEIRO, 2005). Estudos mostram que um ambiente rico em estímulos influencia positivamente no processo plástico do SNC, favorecendo a reabilitação quando este se encontra lesionado, pois o comportamento é consequência das modificações dos circuitos neurais pelos estímulos (BASTOS et al., 2018).

A fisioterapia, com suas diversas modalidades, pode ser usada após o AVE para promover uma reorganização cerebral. Com o uso de estratégias baseadas no movimento e em estímulos sensoriais, podem haver benefícios para promover a plasticidade neural (CRUZ; SANTANA; DUMAS, 2012).

A aprendizagem motora baseia-se na compreensão do processo de aquisição e adaptação de movimento em indivíduos sem qualquer lesão do sistema nervoso central (HÜTER-BECKER et al., 2008). Para Gjelsvik e Syre (2016), a aprendizagem motora é assumida em todos os níveis do SNC, sendo que a necessidade ou desejo de interagir com o ambiente de forma adequada é um fator importante nas alterações que ocorrem a esse nível (MULDER; HOCHSTENBACH, 2001). Desta forma, os conhecimentos provenientes da aprendizagem motora podem ser utilizados para otimizar o processo de reaprendizagem em pacientes neurológicos (FERNANDES, 2012). A reaprendizagem

motora é definida por dois autores clássicos, Schmidt e Lee (1988) e Magill (1989), como sendo uma mudança relativamente permanente no comportamento como resultado da prática.

Um outro ponto de vista é o conceito de Bobath, que é amplamente usado na reabilitação neurológica. Atualmente a prática é baseada no conhecimento do controle motor, aprendizagem motora, neuroplasticidade e biomecânica (FERNANDES, 2012). Segundo Boyd e Winstein (2003) a aquisição de habilidades depende da aprendizagem motora e esta exige a intenção de realizar uma tarefa prática além da presença de *feedback*, tanto intrínsecos como extrínsecos (BOYD; WINSTEIN, 2003; FERNANDES, 2012).

ANNETHATTIL, SEBASTIAN e PAUL (2017) realizaram um estudo com um método de amostragem aleatória em paciente com AVE para análise das funções dos membros superiores. Trinta pacientes foram separados em 3 grupos de 10 pessoas: o grupo A foi tratado com um programa de reaprendizado motor, o grupo B com o método Bobath, por fim o grupo C recebeu um tratamento híbrido dos métodos. Os resultados mostram que o tratamento híbrido foi mais eficaz, porém o uso individual do programa de reaprendizagem motora foi mais eficaz do que a técnica de Bobath.

Foram analisados dois critérios: atividade de espasticidade voluntária e recuperação funcional da extremidade superior. Importante destacar que, independente do método de reabilitação utilizado, todos demonstraram melhoras. Desta forma, é possível afirmar que a reaprendizagem motora em seu todo é de extrema importância para o processo de reabilitação do paciente.

O'sullivan e Schmitz (2004) enfatizam que o ganho da reorganização funcional é consequente à estimulação e utilização do lado afetado e, assim, evita-se o desuso e a inadequada adaptação aos padrões de movimentos anormais. Moura et al. (2010) acrescentam ainda que o reaprendizado motor ocorre se a atividade trabalhada tiver algum significado ou importância para o indivíduo, ou seja, a tarefa deve ser realizada a partir de uma meta ou alvo a ser atingido, estimulando assim o movimento funcional que paralelamente envolve a cognição (planejamento motor); coordenação; parametrização (sentido, direção, medida, etc.). Vê-se então a importância das repetições dos movimentos para que ocorra a aprendizagem e consequente automatização da função, pois, pela neuroplasticidade, ocorrem adaptação e habituação neural com atividades repetitivas ou consistentes (GONÇALVES, 2013).

3.3 Reabilitação Convencional

A fisioterapia desde sua origem possui um caráter essencialmente curativo e reabilitador. Devido as guerras e alto índice de acidentes de trabalho, gerou-se um grande número de óbitos e mutilados, majoritariamente homens com idade produtiva. Com essa situação

fez-se a necessidade de reinserir lesionados e mutilados ao setor produtivo, então surgiram os primeiros centros de reabilitação com o objetivo de restaurar a capacidade física dos acidentados e mutilados, e quando não era possível restaurar a capacidade física plena, adaptá-lo à outra função (JÚNIOR, 2010).

No Brasil a fisioterapia surgiu como curso técnico em 1929. A função do profissional era a de executar técnicas prescritas por médicos, com o objetivo de reabilitar pessoas lesionadas (JÚNIOR, 2010). Sua regulamentação como profissão de nível superior ocorreu em 1969, no auge da ditadura militar no país e quando se agravaram as condições de saúde da população devido à sobrecarga epidemiológica e à deficiência do sistema assistencial brasileiro (JÚNIOR, 2009). No entanto após o reconhecimento da profissão como nível superior, sua atuação continua predominantemente voltada a ações reabilitadoras.

Ao estudar o objeto de trabalho e formação em fisioterapia no Brasil que regulamenta a profissão, Rebelatto e Botomé (1999) destacam limitações nas possibilidades de atuação. A legislação institui “atividade privativa do fisioterapeuta executar métodos e técnicas fisioterápicas com a finalidade de restaurar; desenvolver e conservar a capacidade física do paciente”. Um profissional de nível superior da área de saúde não pode se restringir a apenas executar métodos e técnicas, mas também deve ter a capacidade de analisar os procedimentos e produzir novos saberes.

Segundo a Organização Mundial de Saúde, os Cuidados Paliativos implicam numa visão holística, que considera não somente a dimensão física, mas também as preocupações psicológicas, sociais e espirituais dos pacientes (ORGANIZATION, 2020). A reabilitação é parte integrante dos Cuidados Paliativos uma vez que muitos pacientes terminais são restringidos desnecessariamente até mesmo pelos familiares, quando na verdade são capazes de realizar atividades e ter independência (MARCUCCI, 2005). A reinserção do paciente em suas atividades do dia-a-dia (ADLs) restaura o senso de dignidade e auto-estima. A fisioterapia contribui efetivamente na retomada de atividades da vida diária destes pacientes, direcionando-os a novos objetivos (SANTIAGO-PALMA; PAYNE, 2001). Ou seja, uma gama de técnicas e métodos são englobados pela fisioterapia a fim de permitir que tais benefícios sejam alcançados, tanto na sintomatologia quanto na qualidade de vida de seus pacientes.

Dentre os profissionais da saúde há um alto número de casos de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORTs). Estudos com enfermeiras e fisioterapeutas apresentam taxa de até 60% de DORTs, acometendo principalmente a coluna lombar (BORK et al., 1996). A norma técnica do INSS (Instituto Nacional do Seguro Saúde) (INSS, 1997) conceitua DORT como “uma síndrome caracterizada por dor crônica, acompanhada ou não por alterações objetivas e que se manifesta principalmente no pescoço, cintura escapular e/ou membros superiores em decorrência do trabalho”.

A fisioterapia é uma profissão cujo exercício implica em exigências do sistema músculo-esquelético, como a força física dinâmica e estática, movimentos repetitivos

de membros superiores, manutenção de posturas estáticas e movimentos antifisiológicos de coluna vertebral e membros (ROMANI et al., 2001). Tais movimentos e posturas são descritos na literatura corrente como fatores de risco para o desenvolvimento de DORTs (INSS, 1997; RIO, 1998). Desta forma, fisioterapeutas se encaixam entre os grupos de risco para os DORTs, como mostram os estudos apresentados por Holder et al. (1999), com prevalência de 33% de DORTs em fisioterapeutas norte-americanos e 91% dentre profissionais australianos apresentam DORTs em algum momento de sua vida profissional, dos quais somente 16% fazem algum tipo de prevenção para DORTs (CROMIE; ROBERTSON; BEST, 2000). O trabalho apresentado por Bork et al. (1996) identificou 17 fatores associados ao trabalho para o desenvolvimento de DORTs em fisioterapeutas.

O trabalho apresentado por Trelha, Gutierrez e Matsuo (2004) mostra um estudo realizado com 170 fisioterapeutas da cidade de Londrina, a qual, na época do estudo, possuía 271 profissionais vinculados ao município. Os resultados apresentados mostraram que 94,1% relataram algum sintoma músculo-esquelético relacionado ao trabalho e identificado nos últimos doze meses, e 75,3% nos últimos sete dias precedentes à auto-aplicação do questionário.

A importância da discussão sobre DORTs em profissionais da fisioterapia se dá pelo fato de que os próprios profissionais poderão necessitar algum tipo de tratamento fisioterápico. Desta forma, a proposta do presente trabalho também tem como finalidade apresentar uma alternativa para estes profissionais, onde um robô executaria os movimentos repetitivos e danosos a saúde à longo prazo, obviamente com a supervisão do profissional.

4 ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO

4.1 Uso de Dispositivos Robóticos para Reabilitação de Membros Superiores

A revisão sobre avaliação da qualidade do movimento em reabilitação de membros superiores assistida por robô após acidente vascular encefálico apresentada em (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2014) mostrou que geralmente a avaliação realizada em estudos de assistência assistida por robô se concentra no movimento do ponto final, exceto para os parâmetros que definem limites da amplitude articular, coordenação intra-membro e inter-membro. O diagrama apresentado na Figura 21 mostra uma visão geral sobre 10 aspectos da qualidade do movimento abordados.

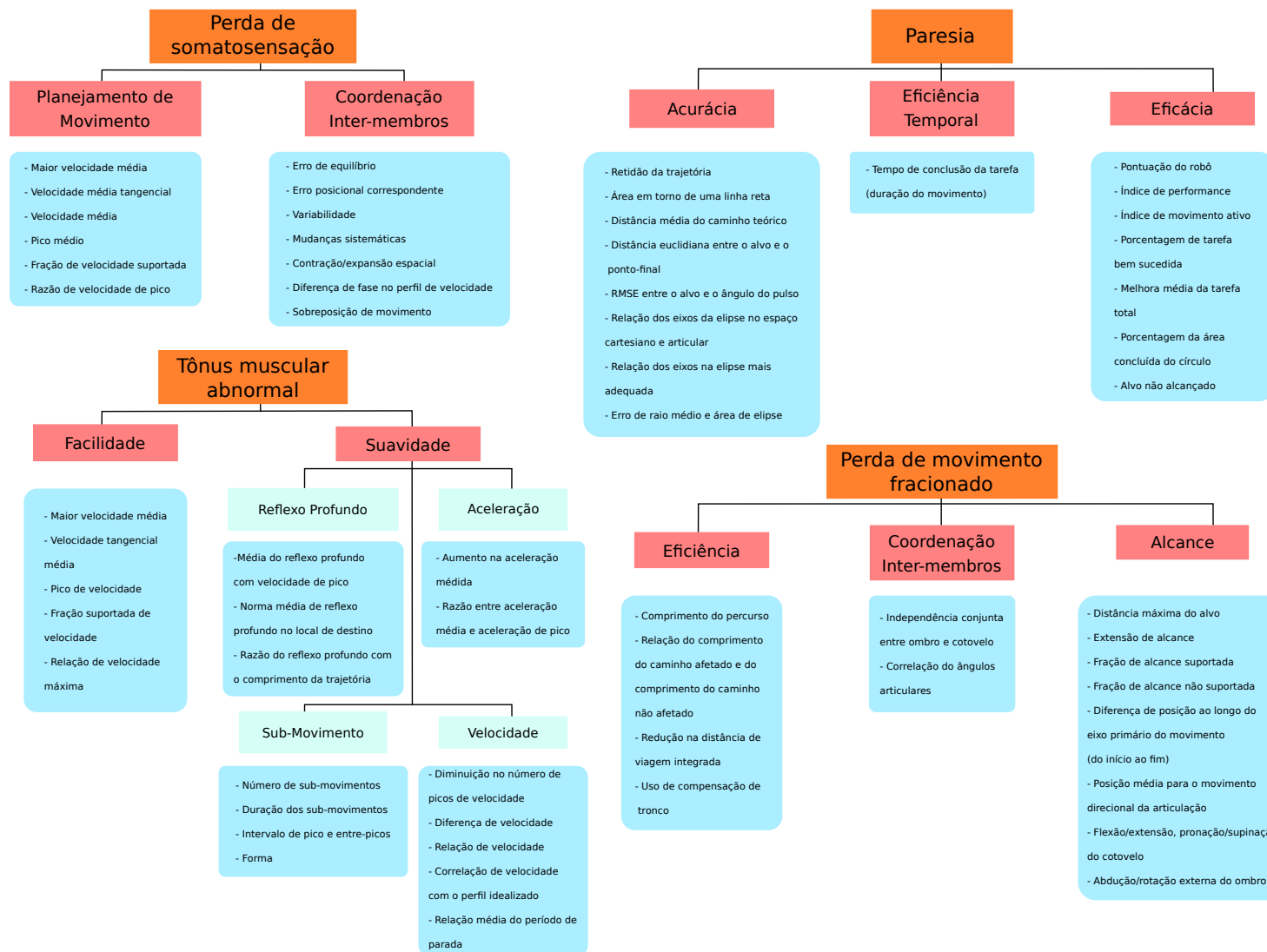


Figura 21: Visão geral dos parâmetros utilizados para avaliação cinemática na reabilitação de membros superiores assistida por robô. Adaptado de (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2014).

Assim, com a utilização dos modelos do paciente, a captação das informações dos sensores e a realização do movimento terapêutico adequado, será possível realizar um exame muito mais preciso para a reabilitação com a medição de novos parâmetros como pico máximo de hipertonía/rigidez, área sob a curva de espasticidade, relação de hipertonía, entre outros (FONSECA et al., 2018; HAGENGROBER; VOGEL, 2018).

Diversos grupos de pesquisa têm desenvolvido dispositivos robóticos para reabilitação de pacientes com sequelas motoras nos membros superiores. Dentre os dispositivos desenvolvidos tem-se o MIT-Manus, apresentado na Figura 22, um módulo planar que apresenta dois graus de liberdade, com movimentos no plano horizontal e permite movimentos do cotovelo e ombro no plano horizontal. O módulo 2-GDL é portátil e consiste em um SCARA (*Selective Compliance Assembly Robot Arm*) de ligação direta de cinco barras. Tal configuração foi selecionada por apresentar baixa impedância no plano horizontal e quase impedância infinita no eixo vertical, o que permite um robô de acionamento direto facilmente carregar o peso do braço do paciente (KREBS et al., 2004).

O sistema possibilita a realização de diferentes terapias: movimentação passiva (movimento realizado apenas pelo sistema), ativo-assistida (movimento realizado inicialmente pelo paciente e auxiliado pela máquina), onde o movimento inicial pode ser dado pelo paciente ou por meio de sinais EMG; e, por fim, ativo-resistida (o paciente realiza voluntariamente o movimento, enquanto o sistema aplica resistência contrária à ação) (ARAÚJO, 2011). Durante a terapia, os pacientes são orientados a mover o efector-final do robô de acordo com os objetivos de um conjunto de jogos. Caso o paciente não consiga realizar a tarefa em resposta a uma sugestão visual e auditiva, o robô auxilia guiando a mão do paciente (KREBS et al., 1998).

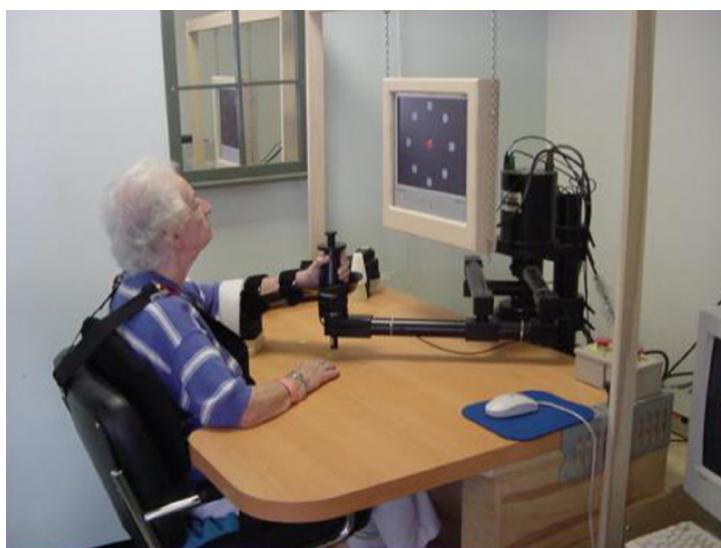


Figura 22: *Massachusetts Institute of Technology (MIT)-Manus*. Retirado de (KREBS et al., 2004).

O sistema MIME (*Mirror Image Movement Enabler*), apresentado na Figura 23, for-

nece um sistema de terapia chamado ativador de movimento de imagem espelhada, daí o nome do dispositivo. O robô manipulador aplica forças ao antebraço mais afetado durante os movimentos direcionados a objeto. O MIME permite seis graus de liberdade e prioriza a reabilitação dos movimentos das articulações do ombro e cotovelo. Além de permitir as terapias passiva, ativo-passiva e ativo-resistida do MIT-Manus, o sistema fornece um modo de terapia bimanual, no qual o membro afetado realiza o mesmo movimento praticado pelo lado contralateral (sadio). Estes movimentos são sincrônicos e simétricos (HESSE et al., 2003).

Uma característica considerada fundamental do MIME é que pacientes em qualquer nível de restrição de movimento podem praticar repetidamente e completar padrões de movimento estereotipados (HESSE et al., 2003).

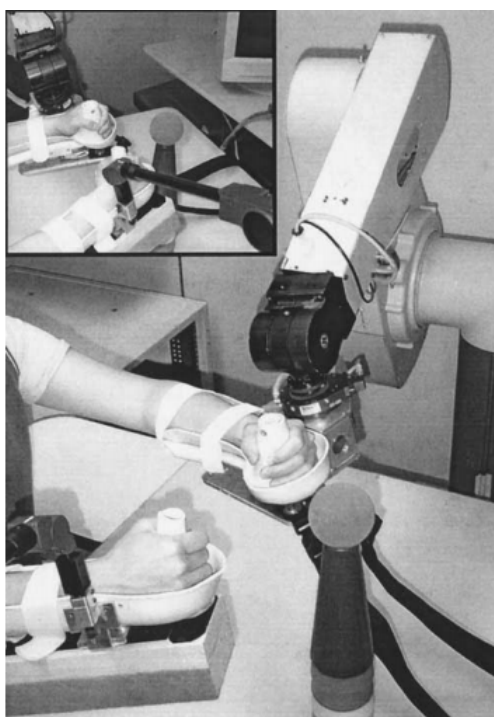


Figura 23: Um indivíduo realizando treinamento bilateral assistido pelo robô MIME. Retirado de (HESSE et al., 2003).

Uma abordagem diferente é apresentada pelo treinador Bi-Manu-Track, um dispositivo robótico que permite a prática bilateral passiva e ativa de dois movimentos: pronação e supinação do antebraço, Figura 24(b) e flexão e extensão do punho em forma de espelho ou paralela, Figura 24(a). O dispositivo permite definir individualmente a amplitude, velocidade e resistência de ambas as alças. Além disso permite os modos de terapia passivo-passivo, ativo-passivo (com o lado não afetado guiando o afetado) e ativo-ativo, onde o lado parético é submetido a uma resistência isométrica inicial para permitir o movimento (SCHMIDT et al., 2004).

O dispositivo ARM (*Assisted Rehabilitation and Measurement*) Guide, Figura 25, mede e aplica forças assistiva ou resistiva a movimentos de alcance linear em um am-



(a) Flexão/extensão do punho. (b) Pronação/supinação do antebraço.

Figura 24: Robô Bi-Manu-Track (SCHMIDT et al., 2004)

plo espaço de trabalho. O ARM Guide consiste em uma peça manual que é fixada a um trilho linear e acionada por um servomotor de corrente contínua. A pista pode ser orientada em diferentes ângulos de guinada e inclinação para permitir o alcance de diferentes regiões do espaço de trabalho. O dispositivo é contrabalançado estaticamente para que não se carregue gravitacionalmente o braço (KAHN et al., 2014).

O ARM Guide possui quatro graus de liberdade, que permitem a movimentação do braço sobre o trilho. Do mais, são possíveis movimentos de rotação do ombro e flexão/extensão do cotovelo. Este dispositivo permite somente as terapias passiva e ativo assistida (ARAÚJO, 2011).

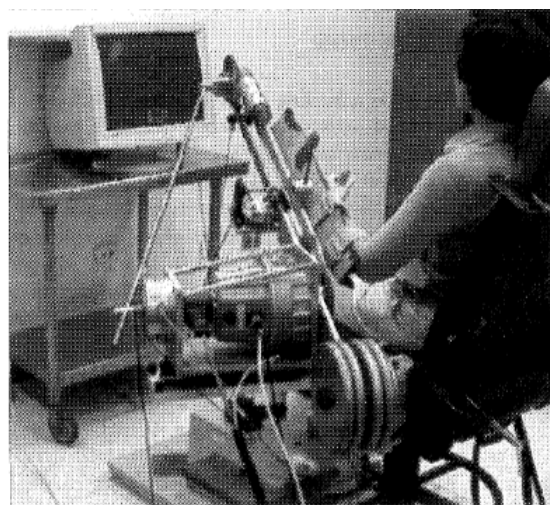


Figura 25: *Assisted Rehabilitation and Measurement - ARMG Guide*. O usuário é preso a uma tala que desliza ao longo de um rolamento linear. Retirado de (REINKENSMEYER; DEWALD; RYMER, 1999)

Uma abordagem diferente é apresentada pelo dispositivo de tratamento de membros superiores NeReBot. O dispositivo é baseado em direção direta de atuação de fio. De acordo com Stefano et al. (2014) tal solução pode prover diversos benefícios comparados com dispositivos caracterizados por uma estrutura rígida, que são: custo mais baixo, complexidade reduzida (movimentos espaciais podem ser obtidos apesar do número de GDLs), maior grau de confiabilidade e segurança, entre outros (ROSATI; BOBROW; REINKENSMEYER, 2008).

O NeReBot possui três motores individuais que controlam o movimento de três braços metálicos que se ligam por meio de cordas de nylon e uma órtese na qual fica posicionado o antebraço do paciente (MASIERO et al., 2007).

O dispositivo pode realizar movimentos espaciais (flexão e extensão, pronação e supinação, adução e abdução e movimentos de junta em um movimento circular) do ombro e cotovelo, ser facilmente movido para o quarto do hospital e utilizado para treinamentos em fases iniciais dos membros superiores pós-AVE, e utilizado para intervenção em pacientes não somente sentado, Figura 26(a), mas também em posição de supino, Figura 26(b), (MASIERO et al., 2007).



(a) Indivíduo sentado.



(b) Indivíduo em posição de supino.

Figura 26

Classificado como semi-exoesqueleto, o ARMin, em sua primeira versão, é um dispositivo caracterizado por quatro GDLs atuando no espaço 3D no ombro e flexão/extensão do cotovelo, Figura 27. O braço é conectado ao robô por uma estrutura baseada em efector-final. Como as versões posteriores do ARMin, o dispositivo pode ser operado em três modos: mobilização passiva, terapia de braço com suporte de jogo ativo e treinamento das atividades de vida diária (NEF et al., 2016).

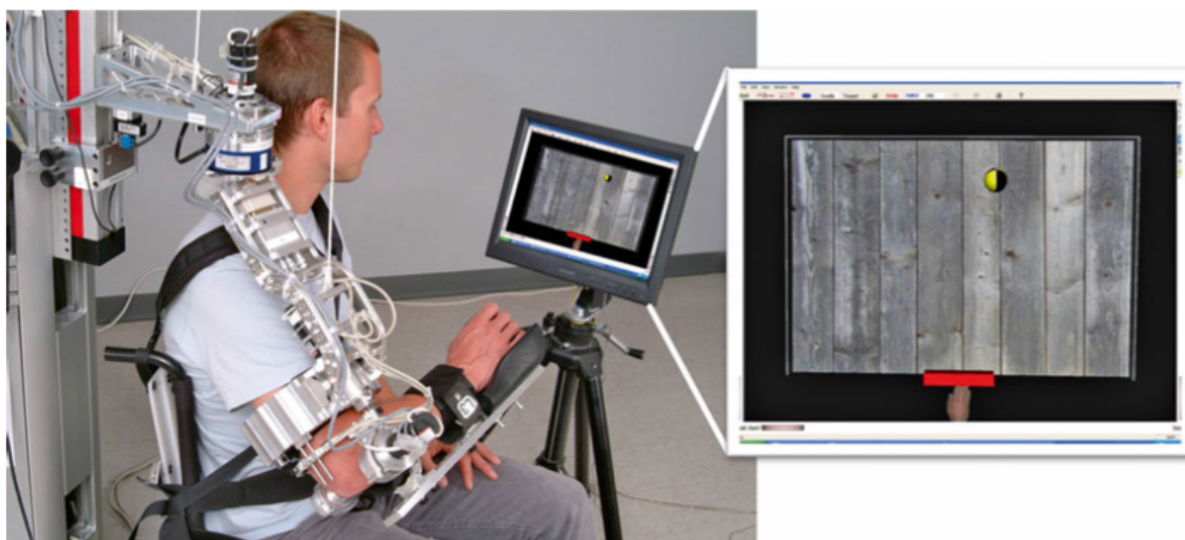


Figura 27: Robô ARMin I com uma pessoa saudável para teste (à esquerda) com um monitor mostrando a tarefa de movimento (direita). Retirado de (NEF et al., 2016).

A versão ARMin II, apresentado na Figura 28, passou a ser classificada como exoesqueleto completo com dois GDLs adicionais, permitindo também pronação/supinação do antebraço e flexão/extensão do punho. Quanto ao ombro, em específico, foi adicionado um mecanismo sofisticado de acoplamento, o qual permite que o centro de rotação do ombro se mova em uma direção vertical quando o braço é levantado (NEF; LUM, 2009; STAUBLI et al., 2009). Esta função fornece anatomicamente um movimento correto do ombro, evitando estresse da junta devido ao desalinhamento do robô e eixos de articulação anatômicos ao levantar a parte superior do braço acima do nível do rosto (NEF et al., 2016).

O robô ARMin III, Figura 29, foi melhorado ainda mais no que diz respeito à robustez mecânica, complexidade, operação do usuário e confiabilidade (NEF; GUIDALI; RIE-NER, 2009). O dispositivo permite mover o braço humano em todas as direções possíveis. Três motores atuam na articulação do ombro para flexão/extensão, adução/abdução horizontal e rotação interna/externa. Dois motores para o cotovelo, atuando na flexão/extensão e pronação/supinação do antebraço. Por fim, um motor aciona a flexão/extensão do punho. Um módulo opcional para suportar abertura e fechamento da mão pode ser anexado ao dispositivo (NEF et al., 2016).

A Tabela 2 apresenta alguns dos dispositivos robóticos mais comuns para reabilitação de membros superiores, suas classificações, tipo de alvo, *feedback* e tipo de exercício realizado na reabilitação. A tabela foi baseada na revisão apresentada por Morone et al. (2020), com a finalidade de apontar a diversidade de dispositivos existentes, mas também diferenciar o presente trabalho dos demais.



Figura 28: Configuração típica para terapia de braço com suporte de sistema robótico. Retirado de (NEF et al., 2016).



Figura 29: Configuração do ARMin III. Retirado de (NEF et al., 2016).

Dispositivo	Tipo de Dispositivo	Alvo	Feedback	Tipo de Exercício
ArmAssist (JUNG et al., 2018)	Exoesqueleto	Distal	Visual e auditivo	Pronossupinação, agarre.
Armeo Power (antigo ARMin III*) (CALABRO et al., 2017)	Exoesqueleto	Proximal e distal	Auditivo e visual	Flexão e extensão, abdução e adução, rotação interna e externa do ombro, flexão e extensão do cotovelo, pró-supinação do antebraço, flexão e extensão do punho.
Armeo Spring (antigo T-Wrex**) (COLOMER et al., 2013)	Exoesqueleto	Proximal e distal	Auditivo e visual	Flexão, extensão e movimento circular do ombro, pró-supinação do antebraço, flexão e extensão do punho, aperto de mão.
ARM-Guide (REINKENSMEYER et al., 2014)	Exoesqueleto	Distal	Dados de força-torque, auditivo ou visual sobre ângulo de elevação, alcance, forças de restrição, entre outros	Exercícios de alcance com diferentes ângulos de elevação, procurando realizá-los o mais rápido possível, podendo ser passivos, ativo-passivos e ativos
ARMin * (KLAMROTH-MARGANSKA et al., 2014)	Semi-exoesqueleto	Proximal e distal	Visual e auditivo	Exercícios repetitivos de espaço de trabalho 3D funcional
Bi-Manu-Track (HESSE et al., 2007)	Estação de trabalho	Distal	Visual	Pronação e supinação bilateral do cotovelo, flexão e extensão do punho em forma de espelho ou de forma paralela.
InMotion Arm (HSIEH et al., 2018)	Estação de trabalho	Proximal	Visual	Flexão e extensão do cotovelo, pronação e retração, rotação interna e externa, flexão e extensão, abdução e adução do ombro.
Mime (LUM et al., 2005)	Manipulador	Proximal	Fração do movimento completada ou tempo para completar	Movimento unilateral ou bilateral do cotovelo e ombro em atividades de alcançar alvo.
MIT-Manus (KREBS et al., 2004)	Módulo planar	Proximal	Visual, auditivo e tátil	Movimento do cotovelo e ombro no plano horizontal, exercícios repetitivos de alcance.
NereBot (STEFANO et al., 2014)	Baseado em fio	Proximal	Visual e auditivo	Flexão e extensão, pronação e supinação, adução e abdução, movimentos circular do ombro e cotovelo.
Neuro-X system (KIM et al., 2018)	Estação de trabalho compacta	Proximal e distal	Visual	Exercícios das articulações do punho, cotovelo e ombro: abdução e adução do ombro e flexão e extensão do cotovelo no plano horizontal.
Reharob (FAZEKAS et al., 2007)	Manipulador	Proximal e distal	Visual	A gama completa de movimentos da cintura escapular e do cotovelo.
ReoGo (TAKEBAYASHI et al., 2018)	Estação de trabalho	Proximal e distal	Visual	Mobilização das articulações do ombro e cotovelo: o robô torna possível executar movimentos em 3 dimensões e em todo plano espacial.
T-Wrex ** (HOUSMAN et al., 2007)	Exoesqueleto	Proximal e distal	Auditivo, visual e objetivo	Exercícios repetitivos funcionais em tarefas de ambiente 3D/virtual

Tabela 2: Alguns dos dispositivos robóticos mais comuns para reabilitação de membros superiores

5 PLANEJAMENTO DE TRAJETÓRIA

Antes de definir planejamento de trajetória é necessário primeiramente definir algumas características de um robô manipulador, classe da qual a presente pesquisa fará uso. Robôs podem ser classificados como aqueles com base fixa, robôs manipuladores, e aqueles com a base móvel, robôs móveis. A estrutura mecânica de um robô manipulador consiste em uma sequência de corpos rígidos (elos); um manipulador é caracterizado por um braço que assegura mobilidade, um pulso que confere destreza e um efetor-final que forma a tarefa requerida do robô (SICILIANO et al., 2010).

A estrutura fundamental de um manipulador é a cadeia cinemática aberta em série. De um ponto de vista topológico, uma cadeia cinemática é dita aberta quando há somente uma sequência de elos conectando os dois fins da cadeia. Alternativamente, um manipulador contém uma cadeia cinemática fechada quando a sequência de elos forma um laço (SCIavicco; SICILIANO, 2000).

A mobilidade de um manipulador é garantida pela presença de juntas. Em uma cadeia cinemática aberta, cada uma das juntas fornece à estrutura um único GDL. Por fim, o espaço de trabalho representa a porção de espaço do ambiente a qual o efetor-final tem acesso. Seu formato e volume depende da estrutura do manipulador, bem como a presença de limites mecânicos de junta (SICILIANO et al., 2010).

Com isso, propriamente falando, o termo "trajetória" denota um caminho no espaço tridimensional. Por exemplo, o dicionário Merriam-Webster define trajetória como "a curva que um corpo descreve no espaço". Existem inúmeras formas para a determinação e controle de movimento ao se percorrer uma trajetória, todas elas se baseiam em gerar funções de interpolação que representarão o deslocamento do punho do manipulador ao longo do tempo.

Primeiro é necessário entender a diferença entre caminho e trajetória. *Caminho* denota o local dos pontos no espaço conjunto, ou no espaço operacional, o manipulador deve seguir na execução do movimento designado; caminho é uma descrição geométrica pura do movimento. Por outro lado, uma *trajetória* é um caminho no qual uma lei do tempo é especificada, por exemplo, em termos de velocidades e/ou acelerações em cada ponto.

Em princípio, pode-se conceber que as entradas para um algoritmo de planejamento

de trajetória são a descrição do caminho, as restrições do caminho e as restrições impostas pela dinâmica do manipulador, enquanto as saídas são as trajetórias de junta (efetor-final) em termos de uma sequência no tempo dos valores atingidos por posição, velocidade e aceleração (SCIAVICCO; SICILIANO, 2000).

5.1 Definição de Trajetória

Uma trajetória pode ser definida em termos da posição dos atuadores (especificação no espaço das coordenadas articulares, espaço das coordenadas generalizadas) ou em termos do local da ferramenta no espaço de trabalho (especificação no espaço da tarefa, espaço das coordenadas operacionais).

A tarefa que um manipulador deve realizar pode ser definida por uma série de pontos por onde o manipulador deve passar (movimento sem restrição entre os pontos). Muitas vezes é necessário especificar o trajeto entre dois pontos de forma a evitar obstáculos presentes no espaço de trabalho, ou para facilitar a tarefa a ser executada. É possível definir o trajeto por pontos, fazendo que estes pontos sejam unidos por, por exemplo, polinômios. Como regra geral, os sistemas robóticos devem executar movimentos suaves tanto quanto possível, i.e., modificações bruscas de posição, velocidade e aceleração devem ser evitadas.

5.2 Planejamento de Trajetória para Manipuladores

O requisito mínimo de um manipulador é a capacidade para se deslocar de uma posição inicial para uma posição final que lhe foi atribuída. Este trajeto deve ser caracterizado por leis de movimento que requerem atuadores para exercer determinadas forças que não violem os seus limites de saturação e não excitem significativamente os modos de ressonância de uma estrutura (SCIAVICCO; SICILIANO, 2000).

Para se planejar uma trajetória, é também preciso relacionar tempo e espaço, concebendo uma equação parametrizada em função do tempo para expressar uma determinada trajetória que fornece a posição desejada em um determinado intervalo de tempo (IZQUIERDO, 2017).

De modo geral, podem-se adotar diferentes categorias de curvas para o planejamento de trajetória. Tais curvas são diferenciadas pelo fato de serem unidimensionais ou multidimensionais. Nas trajetórias unidimensionais é definida uma posição para um sistema de um GDL. Nas trajetórias multidimensionais, delimita-se as posições no seu espaço operacional através da coordenação entre os diferentes eixos de movimento, como mostrado na Figura 33. De um ponto de vista mais formal, a diferença entre essas duas classes de trajetórias consiste no fato de que elas são definidas por um escalar ($q = q(t)$) ou um vetorial ($p = p(t)$) (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008). Como o objetivo desta pes-

quiza é planejar a trajetória de um robô com 7 GDLs, para estabelecer a trajetória serão consideradas apenas as trajetórias multidimensionais.

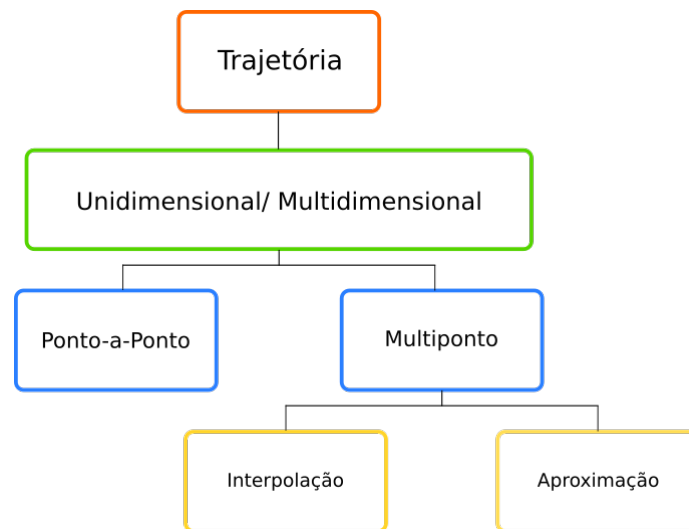


Figura 30: Principais categorias de trajetórias. Adaptado de (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).

5.3 Trajetórias Multidimensionais

Um robô composto por vários motores pode ter cada um deles programado e controlado de forma independente (controle no espaço de juntas), muitas aplicações requerem uma coordenação entre os diferentes eixos de movimento com o objetivo de obter uma trajetória multidimensional desejada no espaço operacional do robô. Nessa aplicações, é necessário especificar:

1. O caminho geométrico $p = p(u)$ a ser seguido, incluindo também a orientação ao longo da curva
2. A modalidade pela qual o caminho geométrico deve ser rastreado, que é a lei do movimento $u = u(t)$

A curva seguida pelo efetor-final deve ser projetada com base nas restrições impostas pela tarefa (por exemplo, a interpolação de um determinado conjunto de pontos), enquanto a determinação da lei do movimento descende de outras restrições, como a imposição das condições de velocidades máximas, acelerações e torques que o sistema de atuação é capaz de fornecer. A partir da composição do caminho geométrico e da lei do movimento, a trajetória completa é obtida (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).

A classificação da técnicas de planejamento de trajetória depende do fato do movimento desejado ser definido ao se assumir somente um ponto inicial e um final (trajetória *ponto-a-ponto*) ou ao se considerar um conjunto de pontos de passagem intermediários

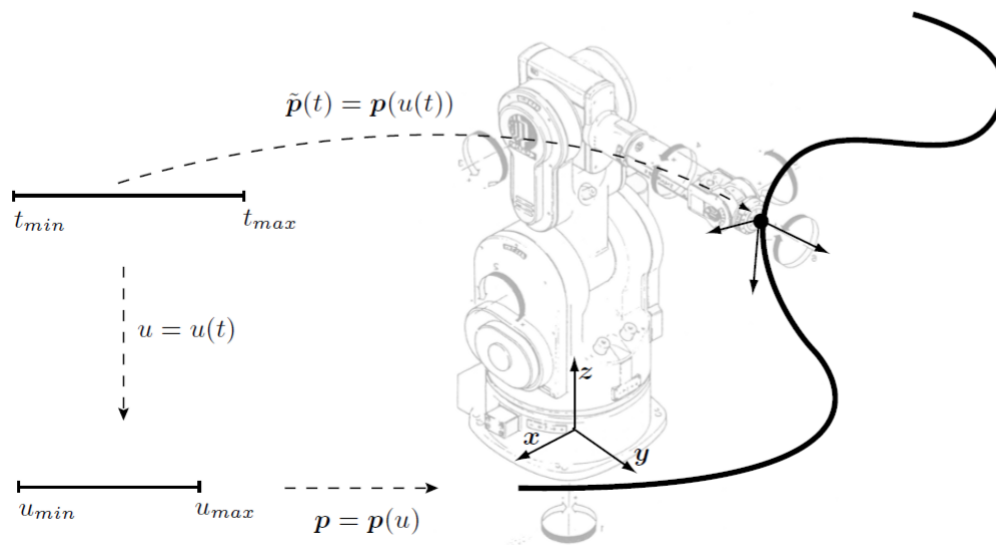


Figura 31: Exemplo de trajetória multidimensional aplicada a um robô industrial

que devem ser interpolados/aproximados adequadamente (trajetória *multiponto*). No primeiro caso, um movimento complexo é obtido juntando-se várias trajetórias ponto-a-ponto que são individualmente otimizadas considerando-se para cada uma delas as condições iniciais e finais de limite de velocidade, aceleração, etc., e as restrições em seus valores máximos. Por outro lado no caso de trajetórias multiponto, ao se especificar os pontos intermediários, é possível definir movimentos arbitrariamente complexos e a trajetória é encontrada como a solução de um problema de otimização global, que depende das condições impostas em cada ponto de passagem e no perfil geral. Além disso, é possível adotar diferentes critérios para a definição do perfil de movimento com base nos dados pontos de passagem, que não são necessariamente cruzados pela trajetória. em particular, dois tipos de ajuste podem ser distinguidos:

- *Interpolação*: a curva cruza os pontos dados para alguns valores de tempo. Figura 35(a);
- *Aproximação*: a curva não passa exatamente pelos pontos, mas existe um erro que pode ser atribuído especificando uma tolerância prescrita, Figura 35(b).

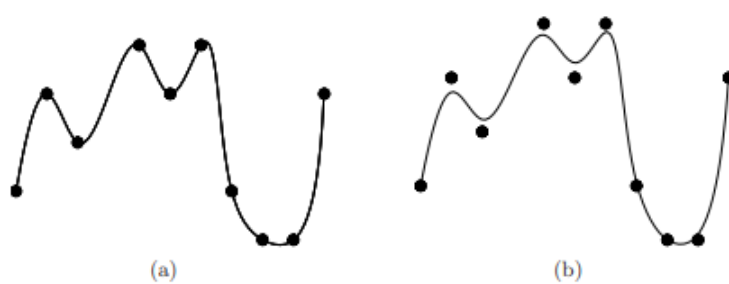


Figura 32: Interpolação(a) e aproximação(b) de um conjunto de pontos.

6 METODOLOGIA

6.1 Planejamento de Trajetória

Antes de definir planejamento de trajetória é necessário primeiramente definir algumas características de um robô manipulador, classe da qual a presente pesquisa fará uso. Robôs podem ser classificados como aqueles com base fixa, robôs manipuladores, e aqueles com a base móvel, robôs móveis. A estrutura mecânica de um robô manipulador consiste em uma sequência de corpos rígidos (elos); um manipulador é caracterizado por um braço que assegura mobilidade, um punho que confere destreza e um efector-final que forma a tarefa requerida do robô (SICILIANO et al., 2010).

A estrutura fundamental de um manipulador é a cadeia cinemática aberta em série. De um ponto de vista topológico, uma cadeia cinemática é dita aberta quando há somente uma sequência de elos conectando os dois fins da cadeia. Alternativamente, um manipulador contém uma cadeia cinemática fechada quando a sequência de elos forma um laço (SCIAVICCO; SICILIANO, 2000).

A mobilidade de um manipulador é garantida pela presença de juntas. Em uma cadeia cinemática aberta, cada uma das juntas fornece à estrutura um único GDL. Por fim, o espaço de trabalho representa a porção de espaço do ambiente a qual o efector-final tem acesso. Seu formato e volume depende da estrutura do manipulador, bem como a presença de limites mecânicos de junta (SICILIANO et al., 2010).

Primeiro é necessário entender a diferença entre caminho e trajetória. *Caminho* denota o local dos pontos no espaço conjunto, ou no espaço operacional, o manipulador deve seguir na execução do movimento designado; caminho é uma descrição geométrica pura do movimento. Por outro lado, uma *trajetória* é um caminho no qual uma lei do tempo é especificada, por exemplo, em termos de velocidades e/ou acelerações em cada ponto.

Em princípio, pode-se conceber que as entradas para um algoritmo de planejamento de trajetória são a descrição do caminho, as restrições do caminho e as restrições impostas pela dinâmica do manipulador, enquanto as saídas são as trajetórias de junta (efector-final) em termos de uma sequência no tempo dos valores atingidos por posição, velocidade e aceleração (SCIAVICCO; SICILIANO, 2000).

6.1.1 Planejamento de Trajetória para Manipuladores

O requisito mínimo de um manipulador é a capacidade para se deslocar de uma posição inicial para uma posição final que lhe foi atribuída. Este trajeto deve ser caracterizado por leis de movimento que requerem atuadores para exercer determinadas forças que não violem os seus limites de saturação e não excitem significativamente os modos de ressonância de uma estrutura (SCIAVICCO; SICILIANO, 2000).

Para se planejar uma trajetória, é também preciso relacionar tempo e espaço, concebendo uma equação parametrizada em função do tempo para expressar uma determinada trajetória que fornece a posição desejada em um determinado intervalo de tempo (IZQUIERDO, 2017).

De modo geral, podem-se adotar diferentes categorias de curvas para o planejamento de trajetória. Tais curvas são diferenciadas pelo fato de serem unidimensionais ou multidimensionais. Nas trajetórias unidimensionais é definida uma posição para um sistema de um GDL. Nas trajetórias multidimensionais, delimita-se as posições no seu espaço operacional através da coordenação entre os diferentes eixos de movimento, como mostrado na Figura 33. De um ponto de vista mais formal, a diferença entre essas duas classes de trajetórias consiste no fato de que elas são definidas por um escalar ($q = q(t)$) ou um vetorial ($p = p(t)$) (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008). Como o objetivo desta pesquisa é planejar a trajetória de um robô com 7 GDLs, para estabelecer a trajetória serão consideradas apenas as trajetórias multidimensionais.

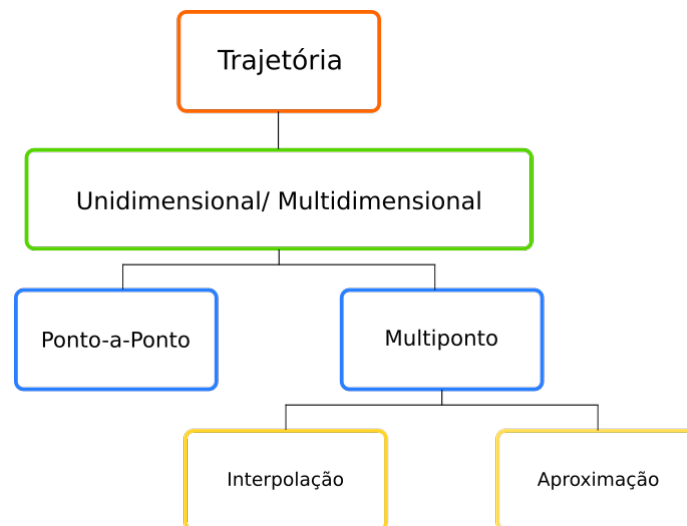


Figura 33: Principais categorias de trajetórias. Adaptado de (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).

Um robô composto por vários motores pode ter cada um deles programado e controlado de forma independente (controle no espaço de juntas), muitas aplicações requerem uma coordenação entre os diferentes eixos de movimento com o objetivo de obter uma trajetória multidimensional desejada no espaço operacional do robô. Nessa aplicações, é

necessário especificar:

1. O caminho geométrico $p = p(u)$ a ser seguido, incluindo também a orientação ao longo da curva
2. A modalidade pela qual o caminho geométrico deve ser rastreado, que é a lei do movimento $u = u(t)$

A curva seguida pelo efetor-final deve ser projetada com base nas restrições impostas pela tarefa (por exemplo, a interpolação de um determinado conjunto de pontos), enquanto a determinação da lei do movimento descende de outras restrições, como a imposição das condições de velocidades máximas, acelerações e torques que o sistema de atuação é capaz de fornecer. A partir da composição do caminho geométrico e da lei do movimento, a trajetória completa é obtida (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).

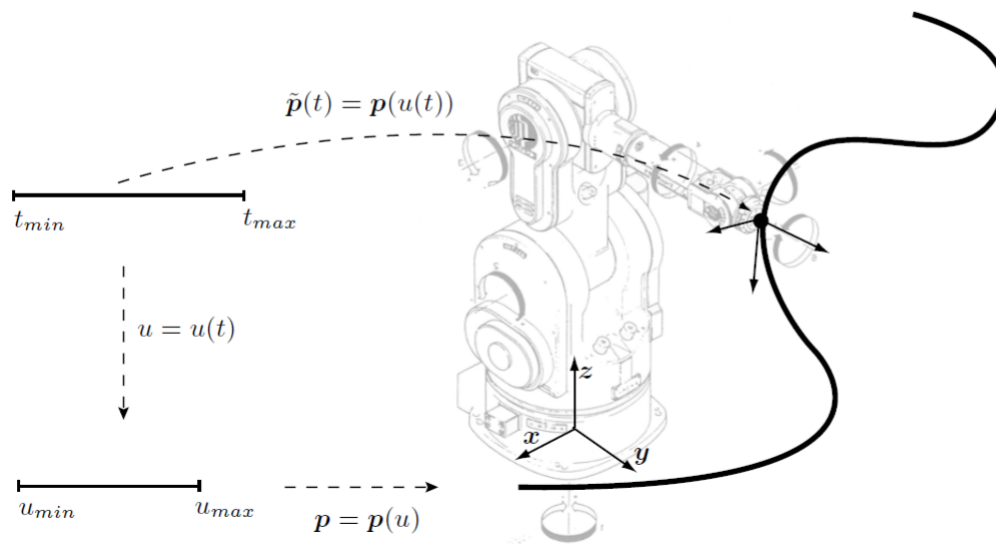


Figura 34: Exemplo de trajetória multidimensional aplicada a um robô industrial. (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008)

A classificação das técnicas de planejamento de trajetória depende do fato do movimento desejado ser definido ao se assumir somente um ponto inicial e um final (trajetória *ponto-a-ponto*) ou ao se considerar um conjunto de pontos de passagem intermediários que devem ser interpolados/aproximados adequadamente (trajetória *multiponto*). No primeiro caso, um movimento complexo é obtido juntando-se várias trajetórias ponto-a-ponto que são individualmente otimizadas considerando-se para cada uma delas as condições iniciais e finais de limite de velocidade, aceleração, etc., e as restrições em seus valores máximos. Por outro lado no caso de trajetórias multiponto, ao se especificar os pontos intermediários, é possível definir movimentos arbitrariamente complexos e a trajetória é encontrada como a solução de um problema de otimização global, que depende das condições impostas em cada ponto de passagem e no perfil geral. Além disso,

é possível adotar diferentes critérios para a definição do perfil de movimento com base nos dados pontos de passagem, que não são necessariamente cruzados pela trajetória. em particular, dois tipos de ajuste podem ser distinguidos (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008):

- *Interpolação*: a curva cruza os pontos dados para alguns valores de tempo. Figura 35(a);
- *Aproximação*: a curva não passa exatamente pelos pontos, mas existe um erro que pode ser atribuído especificando uma tolerância prescrita, Figura 35(b).

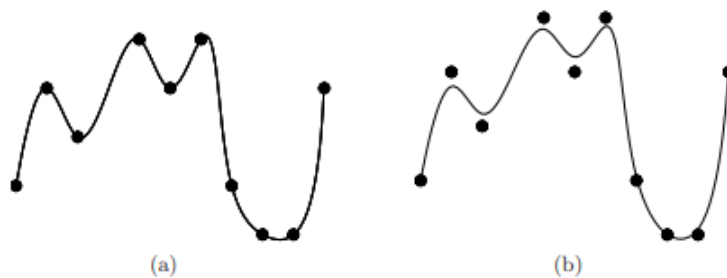


Figura 35: Interpolação(a) e aproximação(b) de um conjunto de pontos. (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).

Por fim, a trajetória pode ser gerada no espaço cartesiano (de tarefa ou operacional) ou no espaço de juntas. Quando a geração de trajetória é realizada no espaço de juntas, a própria trajetória é o histórico temporal das variáveis de junta. Tipicamente neste caso escolhe-se como caminho uma reta no espaço das juntas, e utiliza-se polinômios para parametrizar a trajetória no tempo. Sendo gerada no espaço das juntas, a trajetória resultante não apresenta problemas de singularidades, a menos de limitações nos valores máximos e mínimos das variáveis de junta. Por outro lado, a trajetória cartesiana resultante não é facilmente inferida a partir da trajetória das juntas, devido ao mapeamento não-linear entre o espaço das juntas e o espaço cartesiano, realizado pelo modelo cinemático (LAGES, 2021).

Já para o caso da trajetória gerada no espaço cartesiano, a trajetória será o histórico temporal das variáveis cartesianas, portanto, para que se tenha as referências para os controladores de junta é necessário fazer o mapeamento da trajetória no espaço cartesiano para a trajetória no espaço das juntas. Isto é feito ponto a ponto utilizando-se o modelo cinemático inverso. Isto é, para cada ponto da trajetória cartesiana são computados, através do modelo cinemático inverso, os valores das variáveis de junta correspondentes, que podem então ser utilizados com referência para os controladores de junta. Assim, a trajetória é primeiramente gerada no espaço cartesiano e depois mapeada ponto a ponto para o espaço das juntas. Com isto, garante-se que a trajetória realiza o movimento espacial

desejado. Porém, problemas de singularidade podem ocorrer devido ao mapeamento não-linear realizado pelo modelo cinemático inverso. Ademais, podem ocorrer problemas de continuidade de solução, pois uma dada configuração espacial pode corresponder a mais de uma configuração no espaço de juntas (LAGES, 2021).

De modo geral, a tabela 3 apresenta as principais características de cada trajetória, bem como suas vantagens e desvantagens.

	Trajetória no Espaço Cartesiano	Trajetória no Espaço de Juntas
Características	• Calcula o percurso do ponto inicial até o ponto final • Atribui um tempo total para atravessar o percurso • Discretiza os pontos de passagem em tempo e espaço • Função contínua no tempo entre os pontos de passagem	• Calcula a solução da cinemática inversa do ponto inicial ao ponto final • Atribui um tempo total usando velocidades máximas nas juntas • Discretiza as trajetórias individuais de junta no tempo • Função contínua no tempo entre os pontos de passagem
Vantagens	• Percurso livre de colisão pode ser obtido • Movimento é previsível (interpolação no espaço de trabalho)	• Execução mais rápida (cinemática inversa apenas nos pontos de passagem) • Pode facilmente levar em consideração ângulos das juntas e restrições de velocidade
Desvantagens	• Computacionalmente custoso devido a cinemática inversa ser calculada em todos os pontos de passagem • Movimento do atuador não é necessariamente suave e mais difícil de validar	• Pontos intermediários não são garantidos para respeitar os limites de junta ou para ser livre de colisão

Tabela 3: Comparação de geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas

6.1.2 Trajetória Polinomial de Terceira Ordem (cúbico)

De forma básica, uma trajetória para um robô manipulador seria mover o efector-final de uma posição inicial para uma posição final em uma certa quantia de tempo. A cinemática inversa permite o cálculo do conjunto de ângulos de junta que correspondem a posição e orientação desejadas. A posição inicial de um manipulador também é conhecida na forma de um conjunto de ângulos de juntas. O que é necessário é uma função para cada junta cujo valor em t_0 seja a posição inicial da junta e cujo valor em t_f é a posição desejada para esta junta. Na literatura existem diversas funções que podem ser utilizadas para interpolar a junta e, então, realizar o movimento desejado. Para o presente trabalho serão abordados quatro métodos (CRAIG, 2009).

Ao se realizar um único movimento suave, pelo menos quatro restrições em $q(t)$ são evidentes. Duas restrições no valor da função vem da seleção dos valores iniciais e finais:

$$\begin{aligned} q(0) &= q_0, \\ q(t_f) &= q_f. \end{aligned} \tag{1}$$

Duas restrições adicionais são que a função seja contínua em velocidade, que neste caso, significa que a velocidade inicial e final são zero:

$$\begin{aligned}\dot{q}(0) &= 0, \\ \dot{q}(t_f) &= 0.\end{aligned}\tag{2}$$

Estas quatro restrições podem ser satisfeitas por um polinômio de pelo menos terceiro grau.

$$q(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3,\tag{3}$$

Assim, a velocidade e aceleração são dadas por

$$\begin{aligned}\dot{q}(t) &= a_1 + 2a_2 t + 3a_3 t^2, \\ \ddot{q} &= 2a_2 + 6a_3 t\end{aligned}\tag{4}$$

Combinando 4 com as restrições 1 e 2, tem-se

$$\begin{aligned}q_0 &= a_0, \\ q_f &= a_0 + a_1 t_f + a_2 t_f^2 + a_3 t_f^3, \\ 0 &= a_1, \\ 0 &= a_1 + 2a_2 t_f + 3a_3 t_f^2.\end{aligned}\tag{5}$$

Resolvendo as equações para a_i , obtém-se

$$\begin{aligned}a_0 &= q_0, \\ a_1 &= 0, \\ a_2 &= \frac{3}{t_f^2}(q_f - q_0), \\ a_3 &= -\frac{2}{t_f^3}(q_f - q_0).\end{aligned}\tag{6}$$

Desta forma, com 6 é possível calcular o polinômio cúbico que conecta qualquer posição inicial com qualquer posição final para velocidades inicial e final nulas.

Considerando um percurso especificado com pontos intermediários (pontos de passagem ou *waypoints*), entre o ponto inicial e final de movimento, e que o manipulador irá parar em cada ponto é possível utilizar a solução cúbica 6. No caso de um único ponto final, cada ponto intermediário é normalmente especificado em termos de uma posição e orientação. Cada um desses pontos de passagem é “convertido” em um conjunto de ângulos de junta desejados por meio da cinemática inversa. Após, considera-se o problema de computar cúbicos que conetam os valores dos pontos de passagem de maneira suave para cada junta e se encaixem às restrições do caminho (CRAIG, 2009).

Caso as velocidades desejadas sejam conhecidas, pode-se construir polinômios cúbicos como anteriormente apresentado; agora, no entanto, as restrições de velocidade em cada fim não são zero, mas sim alguma velocidade conhecida. As restrições 3 tornam-

se:

$$\begin{aligned}\dot{q}(0) &= \dot{q}_0, \\ \dot{q}(t_f) &= \dot{q}_f.\end{aligned}\tag{7}$$

As equações gerais se tornam

$$\begin{aligned}q_0 &= a_0, \\ q_f &= a_0 + a_1 t_f + a_2 t_f^2 + a_3 t_f^3, \\ \dot{q}_0 &= a_1, \\ \dot{q}_f &= a_1 + 2a_2 t_f + 3a_3 t_f^2.\end{aligned}\tag{8}$$

Resolvendo 8 para a_i , obtemos

$$\begin{aligned}a_0 &= q_0, \\ a_1 &= \dot{q}_0, \\ a_2 &= \frac{3}{t_f^2}(q_f - q_0) - \frac{2}{t_f}\dot{q}_0 - \frac{1}{t_f}\dot{q}_f, \\ a_3 &= -\frac{2}{t_f^3}(q_f - q_0) + \frac{1}{t_f^2}(\dot{q}_f + \dot{q}_0).\end{aligned}\tag{9}$$

A partir de 9, são diversas formas de definir a velocidade nos pontos de passagem (CRAIG, 2009):

1. Especificar a velocidade desejada em cada ponto de passagem em termos de velocidades cartesianas linear e angular do efector-final naquele instante.
2. O sistema automaticamente escolhe as velocidades nos pontos de passagem ao aplicar uma heurística adequada tanto no espaço cartesiano, quanto no espaço de juntas.
3. O sistema automaticamente escolhe as velocidades nos pontos de passagem de forma a tornar a aceleração contínua.

6.1.3 Trajetórias Polinomiais de Quinta Ordem

A fim de satisfazer as restrições de posição, velocidade e aceleração impostas às trajetórias, pode-se utilizar um polinômio de quinto grau. Neste caso, as restrições de continuidade são automaticamente satisfeitas. As restrições de posição, velocidade e aceleração nos pontos inicial e final podem ser satisfeitas ao se determinar adequadamente os coeficientes do polinômio (LAGES, 2021).

Uma trajetória polinomial de quinto grau pode ser descrita por um conjunto de n polinômios da forma

$$q(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5,\tag{10}$$

Onde as restrições são dadas por

$$\begin{aligned}
q_0 &= a_0, \\
q_f &= a_0 + a_1 t_f + a_2 t_f^2 + a_3 t_f^3 + a_4 t_f^4 + a_5 t_f^5, \\
\dot{q}_0 &= a_1, \\
\dot{q}_f &= a_1 + 2a_2 t_f + 3a_3 t_f^2 + 4a_4 t_f^3 + 5a_5 t_f^4, \\
\ddot{q}_0 &= 2a_2, \\
\ddot{q}_f &= 2a_2 + 6a_3 t_f + 12a_4 t_f^2 + 20a_5 t_f^3
\end{aligned} \tag{11}$$

Resolvendo para a_i , tem-se

$$\begin{aligned}
a_0 &= q_0, \\
a_1 &= \dot{q}_0, \\
a_2 &= \frac{\ddot{q}_0}{2}, \\
a_3 &= \frac{20q_f - 20q_0 - (8\dot{q}_f + 12\dot{q}_0)t_f - (3\ddot{q}_0 - \ddot{q}_f)t_f^2}{2t_f^3}, \\
a_4 &= \frac{30q_0 - 30q_f + (14\dot{q}_f + 16\dot{q}_0)t_f + (3\ddot{q}_0 - 2\ddot{q}_f)t_f^2}{2t_f^4}, \\
a_5 &= \frac{12q_f - 12q_0 - (6\dot{q}_f + 6\dot{q}_0)t_f - (\ddot{q}_0 - \ddot{q}_f)t_f^2}{2t_f^5}
\end{aligned} \tag{12}$$

6.1.4 Trajetória Linear

Impor uma variação linear da posição em função do tempo é uma das formas mais simples de trajetória polinomial (LAGES, 2021). Para este tipo de trajetória, tem-se

$$q(t) = a_1 t + a_0. \tag{13}$$

Considerando as restrições de posição inicial $q(0) = q_0$ e final $q(t_f) = q_f$

$$\begin{aligned}
q(0) &= a_0, \\
q(t_f) &= a_1 t_f + a_0.
\end{aligned} \tag{14}$$

Ou ainda

$$\begin{aligned}
a_0 &= q_0, \\
a_1 &= \frac{q_f - q_0}{t_f}.
\end{aligned} \tag{15}$$

6.1.5 Trajetória Linear com Suavização Parabólica (Perfil de Velocidade Trapezoidal)

Outro método muito utilizado é a interpolação linear, a qual consiste em ir do ponto inicial ao ponto final em uma linha reta. Trajetórias com interpolação linear causam descontinuidades na velocidade no início e no final do movimento, ou seja, implicam aceleração infinita e portanto não são fisicamente factíveis. A fim de criar uma trajetória suave em posição e velocidade, pode-se adicionar suavizações parabólicas no início e no final de uma trajetória linear, gerando um perfil de velocidade trapezoidal (LAGES, 2021).

Durante a parte de suavização da trajetória, aceleração constante é utilizada para uma mudança suave de velocidade. Assumindo que as suavizações parabólicas possuem a mesma duração, a mesma aceleração constante é usada em ambas suavizações. Estas trajetórias são divididas em três partes. Assumindo um deslocamento positivo, isto é $q_f > q_0$, na primeira parte a aceleração é positiva e constante, portanto a velocidade é uma função linear do tempo e a posição é uma curva parabólica. Já na segunda parte a aceleração é nula, a velocidade é constante a posição é uma função linear do tempo. Na última parte, a aceleração é constante e negativa, a velocidade diminui linearmente e a posição é, novamente, um polinômio de segundo grau. Caso $q_f < q_0$, todas as relações a seguir se mantêm com a mudança adequada de sinais para acelerações e velocidades (LAGES, 2021).

Considerando $t_0 = 0$, a trajetória é computada seguindo:

1. **Fase de aceleração**, $t \in [0, T_a]$, onde T_a é a duração da fase de aceleração. A posição, velocidade e aceleração são expressas por

$$\begin{cases} q(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2, \\ \dot{q}(t) = a_1 + 2a_2 t, \\ \ddot{q}(t) = 2a_2. \end{cases} \quad (16)$$

Os três parâmetros a_0 , a_1 e a_2 são definidos pelas restrições na posição inicial q_0 e velocidade v_0 , e pela velocidade constante v_v desejada ao final da fase de aceleração. Considerando que a velocidade inicial é zero, tem-se que

$$\begin{cases} a_0 = q_0, \\ a_1 = 0, \\ a_2 = \frac{v_v}{2T_a}. \end{cases} \quad (17)$$

Nesta fase, a aceleração é constante e possui valor v_v/T_a .

2. **Fase de velocidade constante**, $t \in [T_a, t_1 - T_a]$. Posição, velocidade e aceleração são agora definidas por

$$\begin{cases} q(t) = b_0 + b_1 t, \\ \dot{q}(t) = b_1, \\ \ddot{q}(t) = 0. \end{cases} \quad (18)$$

Onde, por razões de continuidade,

$$b_1 = v_v$$

e

$$q(T_a) = q_0 + \frac{v_v T_a}{2} = b_0 + v_v T_a,$$

do qual

$$b_0 = q_0 - \frac{v_v T_a}{2}.$$

3. **Fase de desaceleração**, $t \in [T_a, t_1 - T_a]$. Posição, velocidade e aceleração são agora definidas como

$$\begin{cases} q(t) = c_0 + c_1 t + c_2 t^2, \\ \dot{q}(t) = c_1 + 2c_2 t, \\ \ddot{q}(t) = 2c_2. \end{cases} \quad (19)$$

Os parâmetros são agora definidos com condições na posição final q_f e velocidade v_f , e pela velocidade v_v no início da fase de desaceleração. Com uma velocidade final nula, obtém-se

$$\begin{cases} c_0 = q_1 - \frac{v_v t_1^2}{2T_a}, \\ c_1 = \frac{v_v t_1}{T_a}, \\ c_2 = -\frac{v_v}{2T_a}. \end{cases} \quad (20)$$

Por fim, considerando o caso geral $t_0 \neq 0$, a trajetória (em posição) é definida como

$$q(t) = \begin{cases} q_0 + \frac{v_v}{2T_a}(t - t_0)^2, & t_0 \leq t < t_0 + T_a \\ q_0 + v_v(t - t_0 - \frac{T_a}{2}), & t_0 + T_a \leq t < t_1 - T_a \\ q_1 - \frac{v_v}{2T_a}(t_1 - t)^2, & t_1 - T_a \leq t \leq t_1. \end{cases} \quad (21)$$

6.2 Planejamento de Trajetória para Robótica Assistiva

Terapias assistidas por robôs fazem uso de algumas tarefas de avaliação que trabalham com a ideia de *center-out point-to-point* (CO-PTP) (NORDIN; XIE; WÜNSCHE, 2014). A tarefa consiste basicamente em levar os pacientes de um ponto central, alcançar um alvo, retornar ao ponto central e ir para o próximo alvo e assim por diante até que se complete o círculo (figura geométrica mais usada), tudo dentro do plano horizontal. A Figura 36 apresenta o conceito do movimento CO-PTP para um círculo.

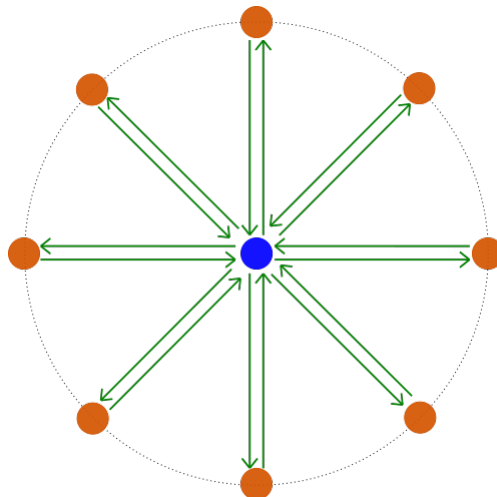


Figura 36: Movimento *center-out point-to-point*.

Um ponto considerável é a suavidade do movimento, que é dependente do perfil da trajetória. É importante destacar que, sabendo das distintas fases de recuperação do AVE, a proposta encontra-se localizada em terapias aplicadas em pacientes crônicos, devido a significantes resultados apresentados em atividades PTP imperturbada e resistiva (ZOLLO et al., 2011), CO-PTP (CONROY et al., 2011) e PTP multi-nível (CODERRE et al., 2010).

O estudo apresentado por Zollo et al. (2011) mostra a aplicação de atividades ponto-a-ponto assistidas quando necessário. Dois sistemas robóticos foram utilizados: o InMotion2 e o InMotion3. No estudo foi administrada terapia assistida por robô para membro superior em 24 pacientes na fase crônica pós-AVE. Os pacientes passaram por uma dupla avaliação das funções corporais, a primeira baseada nas escalas de avaliação Fugl-Meyer (FMA/FM) e *Motor Power* (MP), uma abordagem clínica tradicional. Já a segunda foi baseada em índices cinemáticos e dinâmicos e em um novo conjunto de índices de planejamento a partir de dados de aceleração de um sensor magneto-inercial na mão do paciente. Para a segunda abordagem aplicou-se atividades PTP imperturbadas e resistivas, ou seja, o robô estava completamente passivo enquanto sensores de posição e força registravam os dados cinemáticos e de força dos pacientes. Os resultados mostraram que a terapia assistida por robô levou a uma redução significativa no comprometimento motor do membro parético desde a admissão até a alta, como pode ser visto na Figura 37, apresentando melhoras de desempenho cinemático e dinâmico, todos os índices variaram

na direção esperada, bem como uma melhoria combinada de direção dos movimentos e regulação de força.

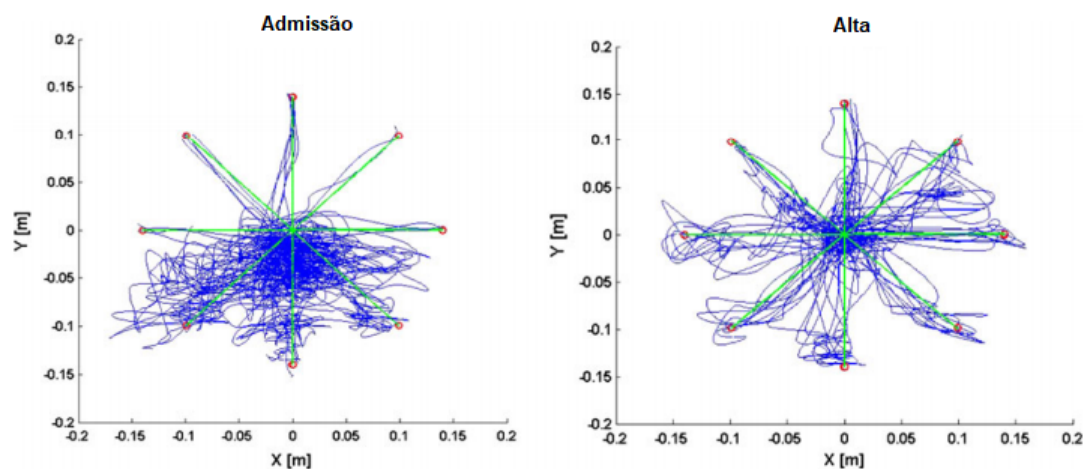


Figura 37: *Plot* de 80 tentativas de movimento imperturbável para um sujeito representativo. A linha de referência está em verde e a do movimento real do paciente em azul. Adaptada de (ZOLLO et al., 2011)

Utilizando como principal medida de resultado a mudança média da linha de base ao treinamento final da FMA, o estudo de Conroy et al. (2011) procurou determinar a eficácia de 2 programas de alce distintos assistidos por robô de 6 semanas comparados com um programa intensivo convencional de exercícios para o braço (ICAE) para comprometimento crônico dos membros superiores relacionados ao AVE. Sessenta e dois pacientes crônicos pós-AVE passaram por intervenções de alcance plano assistido por robô (com compensação de gravidade), plano combinado com alcance vertical assistido por robô e o programa intensivo convencional. Foram realizadas atividades CO-PTP, movimentos de desenho de círculos e tentativas isostáticas para flexionar/estender ou abduzir/aduzir o ombro contra o transdutor de força do robô. Os resultados mostram que o treinamento do robô planar mostrou os maiores ganhos diferenciais e melhores resultados na tarefa do círculo, as métricas de desempenho derivadas do robô mostram superioridade dos dois robôs, mas para ADLs o robô com plano vertical mostrou maiores mudanças.

A fim de avaliar a função sensório-motora de pacientes com AVE, o trabalho apresentado por (CODERRE et al., 2010) fez uso de tarefas de alcance visualmente guiadas. Noventa e um participantes saudáveis e 52 com AVE subagudo de leve a moderado participaram do estudo. As tarefas foram realizadas com o robô KINARM, o qual provém suporte gravitacional e permite apenas movimentos horizontais envolvendo flexão/extensão do ombro e cotovelo. Cada participante foi avaliado 12 parâmetros de movimento. Tarefas do tipo PTP multi-nível foram aplicadas, onde o objetivo era fazer movimentos de alcance não assistidos “com rapidez e precisão” a partir de uma localização central a 1 de 8 alvos periféricos distribuídos em um círculo. Os resultados mostraram notável diferença entre os participantes com AVE e os do grupo controle, como mostra a Figura 38, e participan-

tes com AVE apresentaram significativa diferença de tempo de reação entre o membro parético e o não afetado.

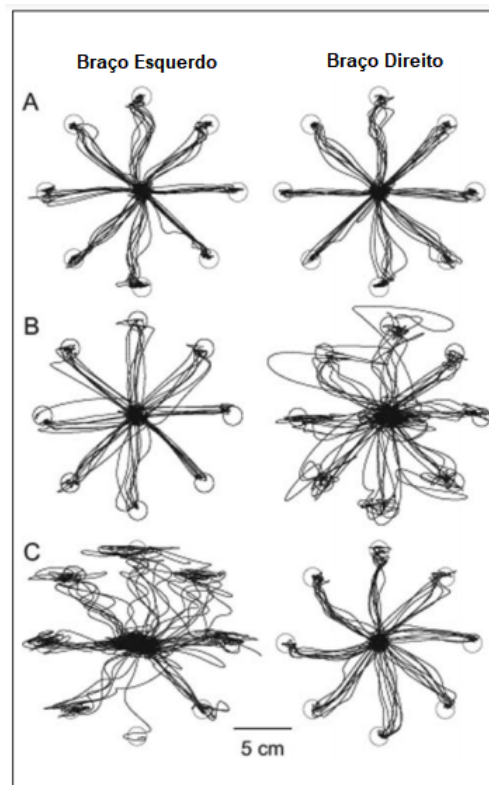


Figura 38: Percursos manuais para 3 participantes representativos: (A) homem destro, 62 anos, grupo de controle. (B) homem destro, 79 anos, afetado por AVE no braço direito. (C) mulher destra, 83 anos, afetada por AVE no braço esquerdo. Adaptada de (CODERRE et al., 2010)

Assim, a ideia central do planejamento de trajetória é que o robô sugira o movimento ao paciente, direcionando sua mão a cada alvo da tarefa, gerando o movimento terapêutico no membro superior. Porém, a tarefa será realizada no plano 3D, ao invés de se ater somente ao plano horizontal como na lógica anteriormente apresentada, de movimento do tipo CO-PTP. A representação do movimento sugerido pode ser vista na Figura 39.

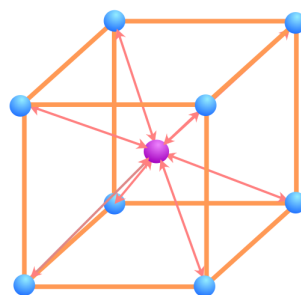


Figura 39: Ideia original da representação do movimento e trajetória sugerida.

Ademais, é necessário levar em consideração a restrição de movimento do paciente

para a realização da tarefa, isto é, os limites de movimento do membro parético que cada paciente possui irá alterar em sua capacidade de realização da tarefa. Por outro lado, é comum que pacientes hemiparéticos utilizem a flexão do tronco a fim de compensar o comprometimento da atividade latente do cotovelo e ombro (PAIN et al., 2015). Desta forma, futuramente, deseja-se que o seja possível a distorção da trajetória, ou seja, que a trajetória seja adaptada durante o movimento para os limites de movimento de cada paciente e/ou para minimizar a compensação oriunda do movimento de outras articulações, com foco na compensação de tronco. Para melhor visualização da proposta, tem-se a Figura 40.

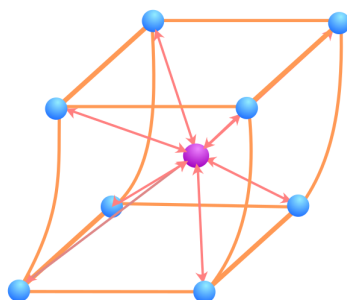


Figura 40: Representação do movimento e trajetória sugeridos, considerando restrição de movimento e/ou compensação pelo movimento do tronco.

Assim, com base no modelo previamente obtido de cada paciente, e este estando habilitado para realizar a terapia assistida, espera-se que o robô guie o movimento do paciente, gerando automaticamente trajetórias tridimensionais adaptadas para cada paciente.

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para o desenvolvimento deste trabalho optou-se por utilizar o *Reachy*, o qual é um braço robótico protético em tamanho real que pode ser programado intuitivamente por demonstração ou através de uma biblioteca de programação de uso fácil (POLLEN, 2016). Por ser um braço robótico, ele possui os mesmos 7 GDLs que um braço humano. A Figura 41 mostra os nomes das sete juntas responsáveis pelos movimentos do braço e da garra.

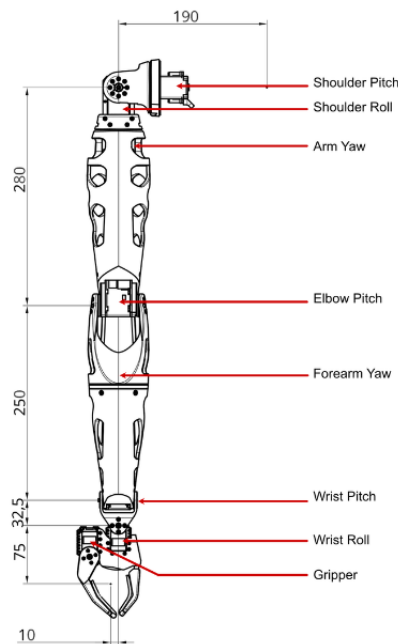


Figura 41: Juntas do robô Reachy

Os nomes dados às juntas referem-se às articulações do membro superior humano e ao fato de serem juntas de revolução e realizarem movimento de rotação ao longo de um eixo.

- *roll*: rotação ao longo do eixo y (eixo longitudinal)
- *pitch*: rotação ao longo do eixo x (eixo transversal ou lateral)
- *yaw*: rotação ao longo do eixo z (eixo vertical)

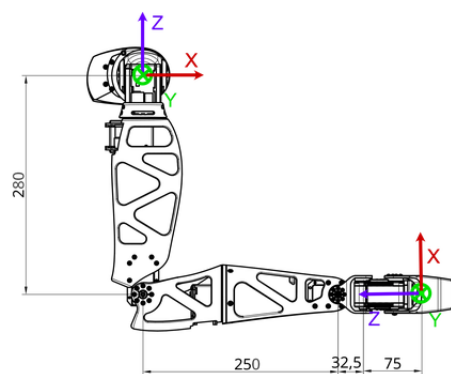


Figura 42: Eixos do robô Reachy

Desta forma, tem-se as juntas responsáveis pelos movimentos:

- Ombro: *Shoulder pitch*, *Shoulder roll* e *Arm yaw*
- Cotovelo: *Elbow pitch*
- Antebraço: *Forearm yaw*
- Punho: *Wrist roll* e *Wrist pitch*
- Garra: *Gripper*

7.1 Replicação de movimento

A fim de validar o uso do robô Reachy como ferramenta para robótica assistiva foram feitas algumas simulações utilizando os dados de voluntários obtidos com o Kinect® v2, ou seja, verificar se o robô consegue replicar os movimentos dos voluntários. Esse resultado torna-se importante devido ao fato de que é necessário ter o entendimento da movimentação dos membros superiores para que a trajetória seja segura para o paciente, além disso tem-se também verificação de restrições de movimento do robô para alterações no projeto do protótipo.

Como dito na seção 1.2, o presente trabalho faz parte de um grupo de pesquisa com vertentes de pesquisa que se complementam. Desta forma, a validade dos dados do sensor Kinect v2® não será discutida, uma vez que tal validação é oriunda de outro trabalho, bem como os resultados apresentados quanto a compensação de tronco.

Os testes foram realizados por 10 voluntários, sendo que 9 (4 sexo masculino e 5 do sexo feminino) não apresentavam nenhum tipo de restrição de movimento e 1 (sexo masculino), apresentava restrição de movimento devido ao AVE leve que sofreu. Importante destacar que o último voluntário já apresentava restrições de movimento relacionadas a idade e o AVE, mesmo que leve, agravou tal restrições. As informações individuais de cada um dos 14 voluntários encontram-se na Tabela 4.

Grupo	Voluntário	Idade	Sexo
1	1	25	Masculino
1	2	30	Masculino
1	3	24	Feminino
2	4	53	Masculino
2	5	51	Masculino
2	6	50	Feminino
2	7	50	Feminino
2	8	59	Feminino
3	9	75	Feminino
3	10	82	Masculino

Tabela 4: Informações dos voluntários

Os voluntários foram divididos em três grupos, conforme apresentado pela Tabela 5, sendo que cada um deles realizou quatro movimentos propostos (adução horizontal, extensão, alcance ao alvo e apontar para o alvo), dos quais apenas dois foram selecionados: adução horizontal e extensão. Tem-se então um total de 10 medições para cada um dos 2 movimentos. O procedimento de teste e os resultados obtidos para cada um dos movimentos serão apresentados de forma separada a seguir.

Grupo	Intervalo de Idade (anos)	Total de Voluntários
1	20-40	3
2	40-60	5
3	60-80	2

Tabela 5: Relação dos Grupos

Vale ressaltar que os dados apresentados possuem número de amostras diferentes, a qual está relacionada a velocidade de realização do movimento. Tal diferença existe até para o mesmo voluntário, uma vez que é natural que as velocidades de realização do movimento sejam distintas ao repetir um movimento ou ao realizar um movimento diferente.

7.1.1 Reprodução de Movimentos Utilizando o Robô Reachy

Para que fosse possível reproduzir os movimentos dos voluntários foi necessário um ambiente de simulação virtual que permitisse conexão com os pacotes do Reachy, assim, dentre as opções, optou-se por utilizar o Unity[®]. Também chamado Unity3D e UnityEngine, é um motor de jogo proprietário criado pela Unity Technologies. Motor de jogo (ou *engine*) é um programa de computador e/ou conjunto de bibliotecas para simplificar e abstrair o desenvolvimento de jogos eletrônicos ou outras aplicações com gráficos em tempo real, para videogames e/ou computadores rodando sistemas operacionais (TECHNOLOGIES, 2021).

Para o desenvolvimento do código e conexão com o Unity[®] utilizou-se o Jupyter[®], o qual é utilizado para desenvolver software de código aberto, padrões abertos e serviços para computação interativa em dezenas de linguagens de programação. Em específico, foi utilizado o Jupyter Notebook[®], um aplicativo da web de código aberto que permite criar e compartilhar documentos que contêm código ativo, equações, visualizações e texto narrativo (JUPYTER, 2021). A linguagem de programação utilizada foi o Python.

A conexão entre as plataformas é feita através de dois passos: atrelar o *script* “WsIO.cs” (disponibilizado na documentação do Reachy) a um objeto no ambiente de simulação e ao controlador do Reachy, como mostra a Figura 44 e também as linhas de código apresentadas na Figura 43. Fora isso, toda a documentação necessária, bem como os modelos 3D e ambientes de simulação do Reachy podem ser encontrados em seus repositórios, tendo a versão antiga (ROBOTICS, 2019b) e a nova (ROBOTICS, 2021b) e em seus manuais (ROBOTICS, 2019a) e (ROBOTICS, 2021a), respectivamente. Para este trabalho foram utilizadas ambas documentações.

```
from reachy import parts, Reachy
r = Reachy(

    right_arm=parts.RightArm(io='ws', hand='force_gripper'),
    left_arm=parts.LeftArm(io='ws', hand='force_gripper'),
)
```

Figura 43: Linhas de código para conexão com o ambiente de simulação Unity[®]

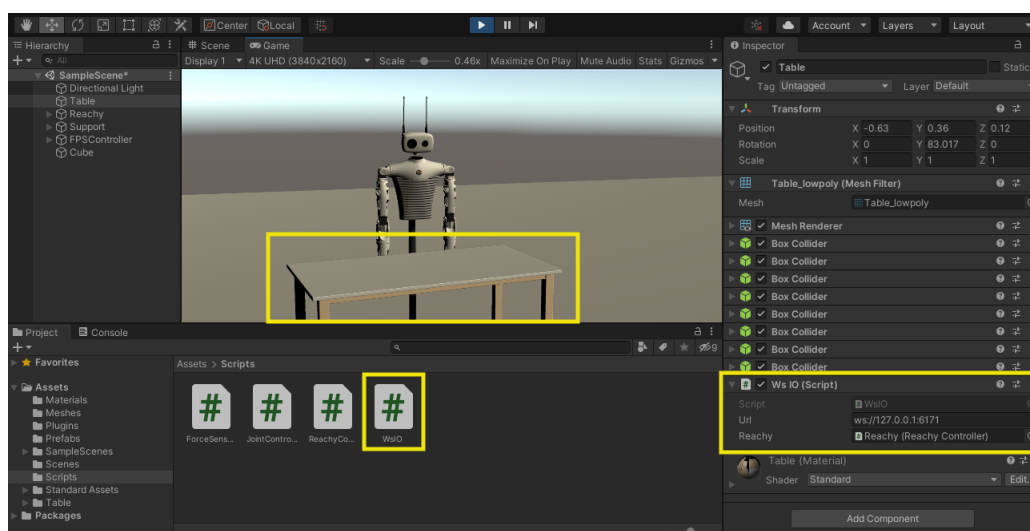


Figura 44: Interface do Unity[®] com o *script* de conexão e o objeto atrelado destacados

Ambos os movimentos selecionados são realizados pelo ombro, de acordo com o manual de goniometria (MARQUES, 2003), o movimento de adução horizontal possui uma amplitude de 0-40° e o movimento de extensão de 0-45°. Lembrando que tais valores não são fixos e podem sofrer alterações de pessoa para pessoa.

Duas medidas de acurácia utilizadas foram utilizadas para validação das simulações: MAE (*Mean Absolute Error*) e MAPE (*Mean Absolute Percentage Error*).

Sigla	Fórmula
MAE	$(\frac{1}{N}) \sum_{i=1}^N \theta_i - \hat{\theta}_i $
MAPE	$(\frac{1}{N}) \sum_{i=1}^N \frac{(\theta_i - \hat{\theta}_i)}{\theta_i} * 100$

Tabela 6: Medidas de Acurácia

Na Tabela 6, θ_i é o valor obtido pelo Kinect v2[®] e tomado como valor real para o número de amostras i e $\hat{\theta}_i$ é o valor obtido pela simulação do robô Reachy para o número de amostras i , tal que $i = 1, 2, \dots, N$.

O erro médio absoluto (MAE) de um modelo em relação a um conjunto de teste é a média dos valores absolutos dos erros de predição individuais em todas as instâncias do conjunto de teste. Cada erro de previsão é a diferença entre o valor verdadeiro e o valor previsto para a instância (SAMMUT; WEBB, 2010). Já o erro médio percentual absoluto (MAPE) é a média dos erros percentuais absolutos das previsões. É definido como o valor real ou observado menos o valor previsto. Os erros de porcentagem são somados independentemente do sinal para calcular o MAPE. Essa medida é fácil de entender porque fornece o erro em termos de porcentagem. Além disso, como são usados erros de porcentagem absoluta, evita-se o problema de erros positivos e negativos anulando-se mutuamente. Consequentemente, o MAPE possui apelo gerencial e é uma medida comumente utilizada em previsões. Quanto menor for o MAPE, melhor será a previsão (SWAMIDASS, 2000).

Nesta sessão serão discutidos somente os resultados dos voluntários que apresentaram o menor e maior MAPE para cada movimento, destacados em verde e vermelho, respectivamente, nas Tabelas 7 e 8. Vale ressaltar, novamente, que tais resultados estão sendo discutidos apenas com a finalidade de validar o uso do robô Reachy como ferramenta para robótica assistiva. Assim, os demais resultados não serão apresentados, pois os mesmos não nos fornecem informações relevantes para o desenvolvimento e conclusão deste trabalho.

A amplitude do movimento capturado pelo Kinect v2[®] é representada pela variável *theta*. Para as simulações, o movimento de adução horizontal é realizado pela junta *shoulder_roll* e o movimento de extensão pela junta *shoulder_pitch*.

Ao tentar replicar o movimento de adução horizontal com o robô Reachy notou-se que não é possível realizar tal movimento com módulo do braço direito. Tal problema surgiu da restrição da junta responsável por este movimento (*shoulder_roll*), a qual apresenta uma amplitude de movimento de 10° a -180°. Por outro lado, apenas com o propósito de comprovar que com restrições de junta diferentes é possível replicar o movimento, os testes foram refeitos, desta vez com a junta correspondente do braço esquerdo do robô, a qual

possui amplitude de movimento contrária de -10° a 180° . As figuras então apresentadas para este movimento são os movimentos do ombro direito dos voluntários replicados no módulo esquerdo do braço robótico.

A tabela 7 apresenta os valores de MAE e MAPE para cada voluntário ao realizar o movimento de adução horizontal.

Voluntário	MAE	MAPE [%]
1	0.36	4.52
2	0.95	8.52
3	0.46	9.50
4	0.65	11.76
5	0.49	4.18
6	0.58	4.01
7	0.69	7.88
8	0.43	10.84
9	1.16	8.77
10	0.37	15.17

Tabela 7: Erro entre movimento de adução horizontal do ombro direito capturado pelo Kinect v2[®] e o simulado com o Reachy

Como dito anteriormente, a amplitude do movimento pode alterar de pessoa para pessoa, a Figura 45(a) mostra que para o voluntário 6 a amplitude do movimento passou dos 60° , o que é possível naturalmente, porém considerando que o sistema de captura de dados não possui 100% de precisão, considera-se que pelo menos parte desse valor é oriunda de erros do Kinect v2[®]. Ao comparar os resultados, como mostra a Figura 46(a), conclui-se que é possível utilizar o Reachy como ferramenta de simulação e replicação dos movimentos de uma pessoa saudável e sem restrições de movimento.

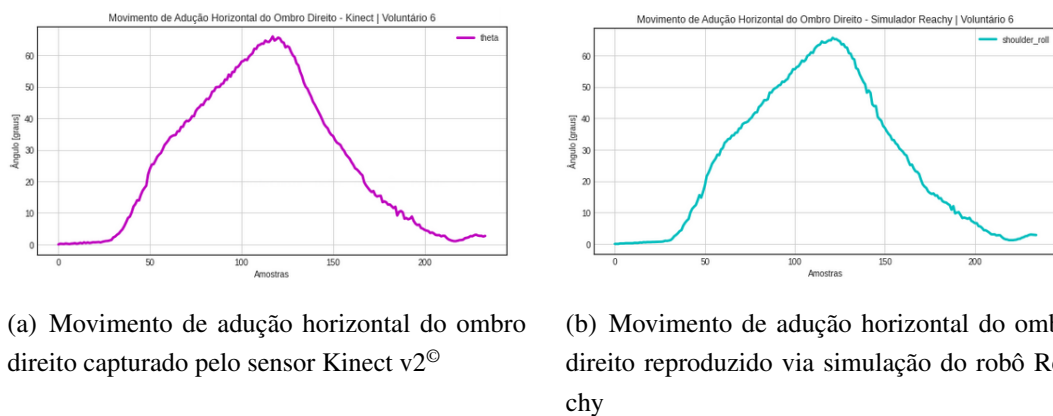
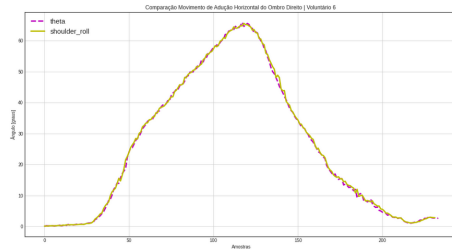
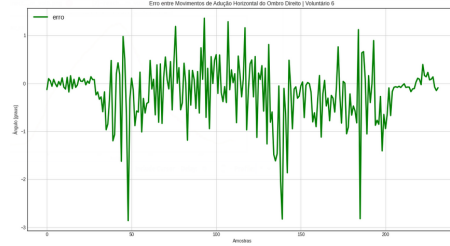


Figura 45: Movimento de adução horizontal realizado pelo voluntário 6



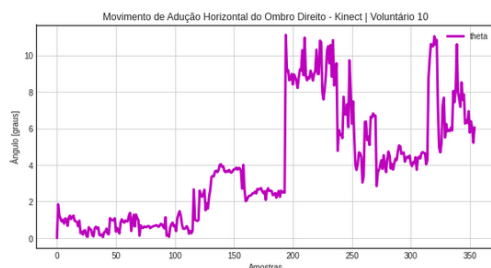
(a) Comparação entre o movimento de adução horizontal do ombro direito capturado pelo sensor Kinect v2[®] e a reprodução via simulação do robô Reachy



(b) Erro entre o movimento de adução horizontal do ombro direito capturado pelo sensor Kinect v2[®] e a reprodução via simulação do robô Reachy

Figura 46: Comparação do movimento de adução horizontal realizado pelo voluntário 6

Ao observar o movimento realizado pelo voluntário 10 (Figura 47(a)) é possível notar que a amplitude de movimento do voluntário 10 é consideravelmente menor, não chegando nem ao “padrão” (40°) do movimento. Além disso, o voluntário 10 apresentou também um movimento com muita oscilação, oriundas da dificuldade de realizar o movimento, o que já era esperado. Tais oscilações dificultam o processo de replicação com simulação do Reachy, uma vez que são alterações rápidas e, em sua maioria, de grande amplitude, fazendo com que o erro seja maior. A Figura 48 mostra que, apesar da grande taxa de erro, o movimento simulado segue o padrão do movimento capturado pelo Kinect v2[®].



(a) Movimento de adução horizontal do ombro direito capturado pelo sensor Kinect v2[®]



(b) Movimento de adução horizontal do ombro direito reproduzido via simulação do robô Reachy

Figura 47: Movimento de adução horizontal realizado pelo voluntário 10

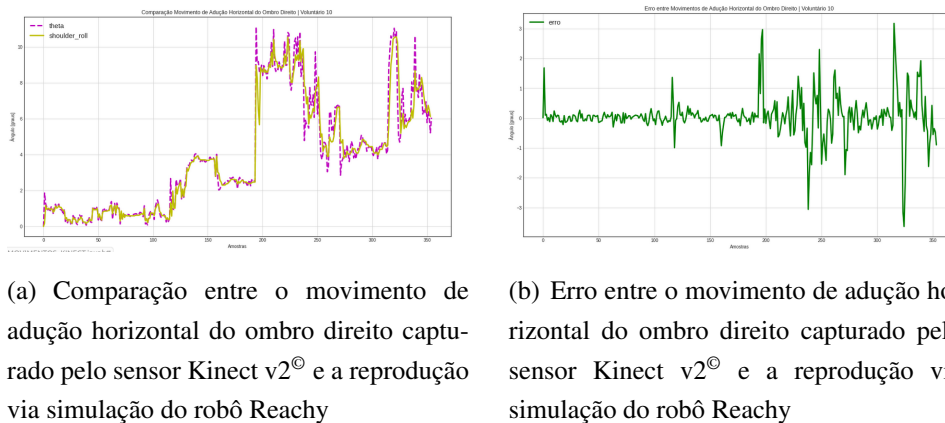


Figura 48: Comparação do movimento de adução horizontal realizado pelo voluntário 10

Voluntário	MAE	MAPE[%]
1	0.59	12.43
2	0.93	5.31
3	0.50	9.05
4	0.36	10.98
5	0.75	6.37
6	0.37	6.82
7	0.46	11.55
8	0.32	12.43
9	0.87	5.76
10	0.10	55.66

Tabela 8: Erro entre movimento de extensão do ombro direito capturado pelo Kinect v2[®] e o simulado com o Reachy

De modo geral, os erros para o movimento de extensão foram maiores. É possível observar, comparando os dois melhores casos (Figuras 45(a) e 49(a)) que para o movimento de extensão houve mais oscilações, tal padrão também é perceptível para os demais voluntários. Tem-se a possibilidade de que tal movimento seja menos confortável de ser realizado e, novamente, erro da ferramenta de captura.

Para o melhor caso, desta vez sendo o voluntário 2 (Figura 49), a amplitude do movimento foi, uma vez mais, maior que o considerado padrão, o que pode ser natural e/ou de erro do sensor de captura de movimento. Já para o pior caso, infelizmente, o voluntário 10 possuía grandes restrições e dificuldade de realizar movimento. É possível observar pela Figura 51(a) que o mesmo conseguiu brevemente chegar a um valor de amplitude próximo ao considerado padrão, porém não conseguiu realizar o movimento de forma

suave, o que, outra vez, dificultou a replicação do movimento através de simulação, tornando o erro maior.

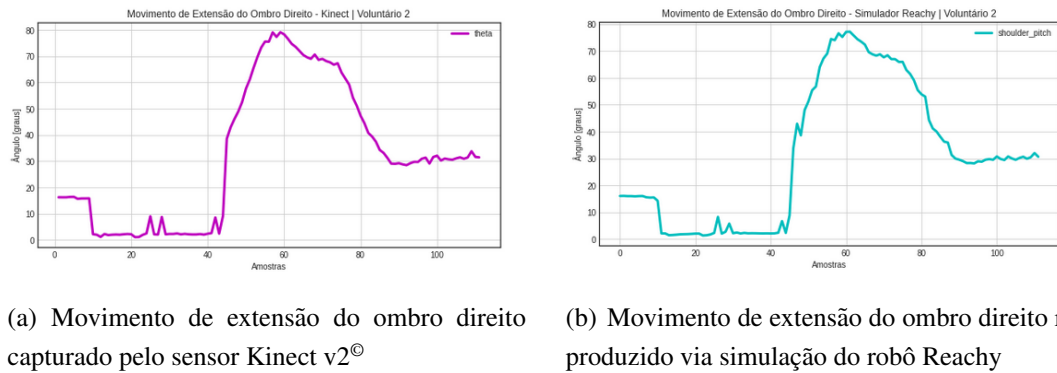


Figura 49: Movimento de extensão realizado pelo voluntário 2

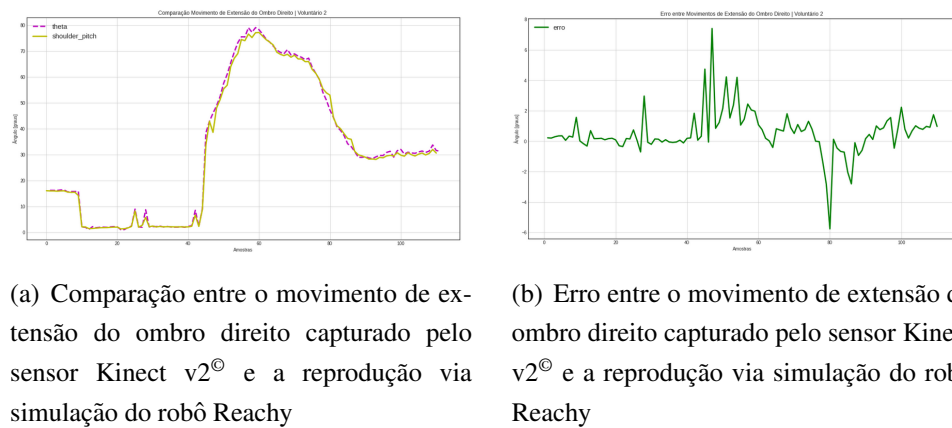


Figura 50: Comparação do movimento de extensão realizado pelo voluntário 2

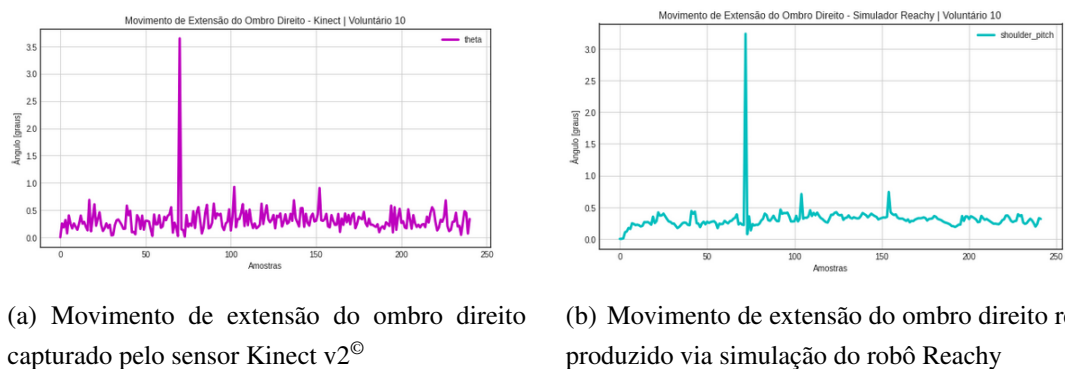


Figura 51: Movimento de extensão realizado pelo voluntário 10

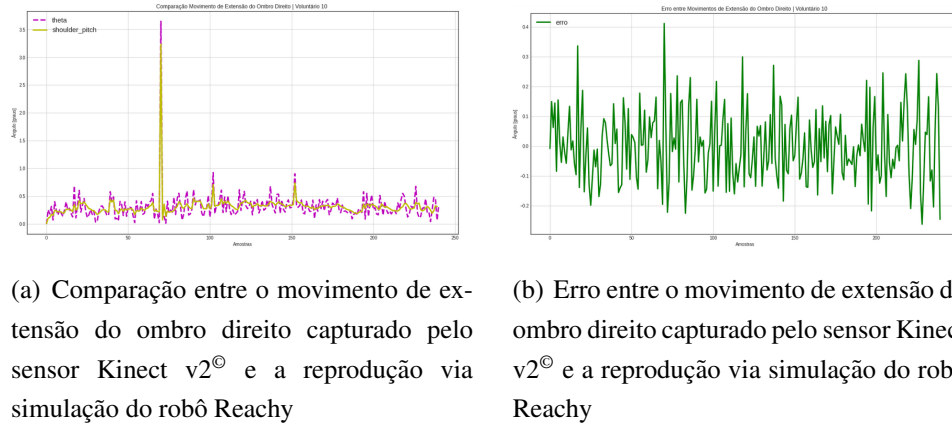


Figura 52: Comparação do movimento de extensão realizado pelo voluntário 10

Por fim, mesmo considerando uma porcentagem de erro proveniente do sistema de captura de dados, ainda assim, para pessoas com restrição de movimento, são necessárias alterações na ferramenta de simulação. Ademais, é possível que tais mudanças diminuam também o erro para pessoas sem restrição de movimento.

7.2 Proposta de Trajetória no Espaço

Para o planejamento de trajetória proposto e validação deste optou-se por utilizar o MATLAB[®], uma vez que este possui uma coleção de funções (*toolbox*) para diversas áreas e permite conexão com o ROS (*Robot Operating System*), sistema que está sendo estudado para uso futuro do projeto. Para este trabalho utilizou-se a *toolbox Robotic Systems Toolbox*.

Dentro da documentação disponibilizada pela Pollen Robotics, tem-se o arquivo *.urdf* do robô. URDF vem do inglês “*Unified Robotic Description Format*”, que é um formato de arquivo XML usado no ROS para descrever todos os elementos de um robô, porém é compatível com o MATLAB[®]. Neste arquivo são definidos os tipos de juntas (rotacional ou prismática), suas conexões, inércia, limites de movimento, visual (normalmente provenientes de arquivos *.stl*), entre outras características. A Figura 53 mostra a visualização do Reachy proveniente da leitura do seu arquivo URDF.

Após configurar o robô no ambiente de simulação, criou-se então o paralelepípedo proposto. Inicialmente, a proposta era um cubo com arestas de 20 cm, porém, devido às restrições de junta, optou-se por diminuir em 4 cm as arestas nos eixos x e z , tendo assim um paralelepípedo de dimensões 16cm x 20cm x 16cm. Desta forma, obteve-se 9 *waypoints* ou pontos de passagem: os 8 vértices do paralelepípedo e sua centroides, para que seja possível a realização do movimento CO-PTP proposto. Os pontos, nomeados com letras na ordem em que são alcançados no movimento e como M para o ponto central ou médio, possuem as seguintes configurações cartesianas mostradas na Tabela 9 e o

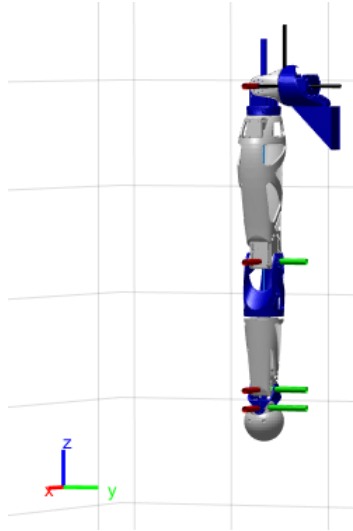


Figura 53: Reachy simulado no MATLAB®

visual do paralelepípedo interpolado pode ser observado na Figura 54.

Ponto	Coordenada no eixo x	Coordenada no eixo y	Coordenada no eixo z
M	0.1	-0.08	-0.35
A	0.18	-0.18	-0.43
B	0.18	0.02	-0.43
C	0.18	-0.18	-0.27
D	0.18	0.02	-0.27
E	0.02	-0.18	-0.43
F	0.02	0.02	-0.43
G	0.02	-0.18	-0.27
H	0.02	0.02	-0.27

Tabela 9: Coordenadas cartesianas dos *waypoints* do paralelepípedo

Diversas abordagens foram propostas para o cálculo de trajetória para manipuladores. Para o presente trabalho, inicialmente seriam simulados quatro métodos de geração de trajetória: polinômio de terceira ordem, polinômio de quinta ordem, método trapezoidal e *B-splines*. Porém, o último foi descartado, uma vez que para este método consiste numa versão estendida das curvas de Bézier, as quais são curvas polinomiais expressas como a interpolação linear entre alguns pontos representativos, chamados de pontos de controle Shiller e Dubowsky (1987). Ou seja, os *waypoints* agem como pontos de controle e não como pontos de passagem, logo a trajetória gerada está entre os pontos e não passando por eles, como mostra a Figura 55. Ademais, aplicou-se os métodos para geração da trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas.

Importante destacar que para todas as trajetórias as velocidades inicial e final da trajetória são nulas e a duração do movimento é de 256s sendo que cada parte do movimento (do ponto central M para um vértice e o percurso de volta) tem duração de 32s.

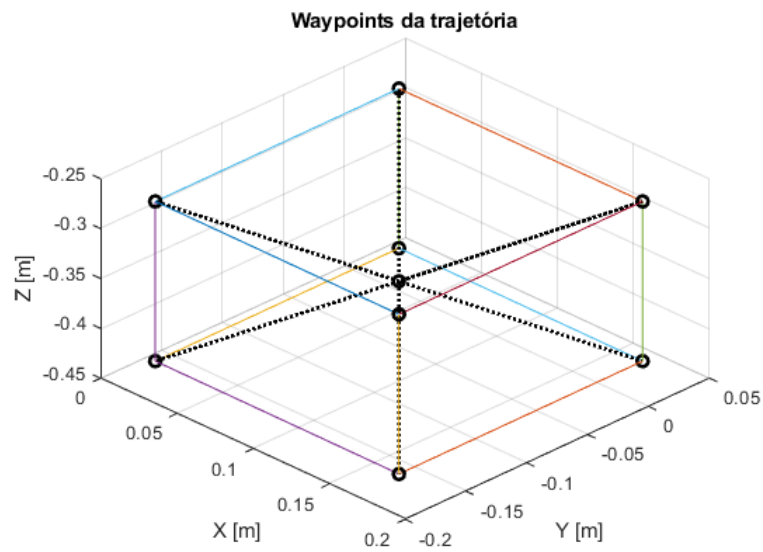


Figura 54: Visualização 3D do paralelepípedo interpolado.

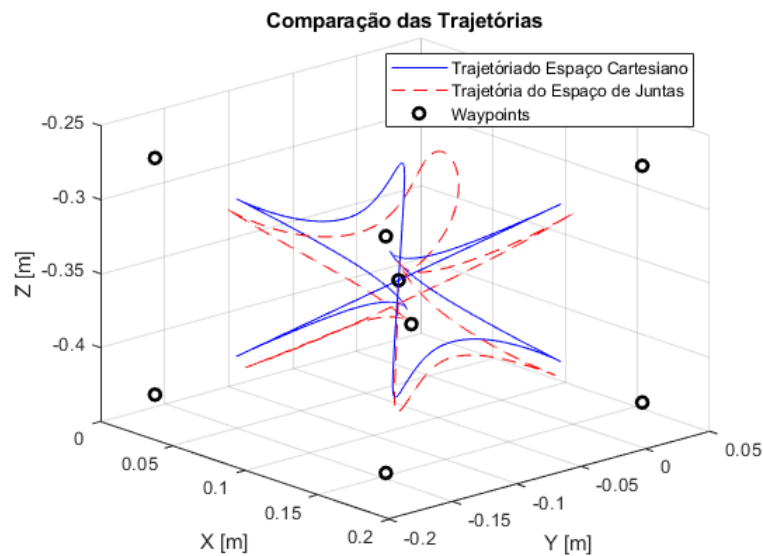


Figura 55: Comparação entre as trajetórias geradas no espaço cartesiano e no espaço de juntas para *B-splines*.

7.2.1 Geração da Trajetória no Espaço Cartesiano

As trajetórias geradas no espaço cartesiano são uma combinação de movimentos nos eixos x , y e z . Porém, considerando que em todos os eixos o comportamento da velocidade e aceleração são os mesmos, serão apresentados nesta seção apenas um gráfico de cada método de trajetória, os demais podem ser encontrados no Anexo A. Analisando a trajetória polinomial cúbica (Figura 57) nota-se trocas bruscas de fases de aceleração e desaceleração, o que age diretamente na velocidade do movimento e o torna não suave. Para a trajetória polinomial de quinto grau (Figura 58) é possível notar que a aceleração

permanece em seus valores máximos por pouco tempo e quando a velocidade atinge valores elevados a aceleração é reduzida. Isso deixa margem de torque para ação de um controlador (LAGES, 2021).

Por fim, para a trajetória com velocidade trapezoidal (Figura 59), tem-se um movimento mais suave, onde a velocidade é alterada de forma a não ter uma parada ou arranque brusco. Além disso, a característica de aceleração constante é uma vantagem para o movimento desejado.

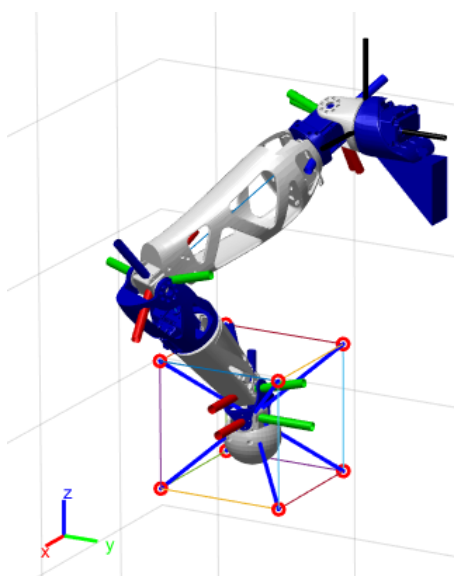


Figura 56: Trajetória cartesiana.

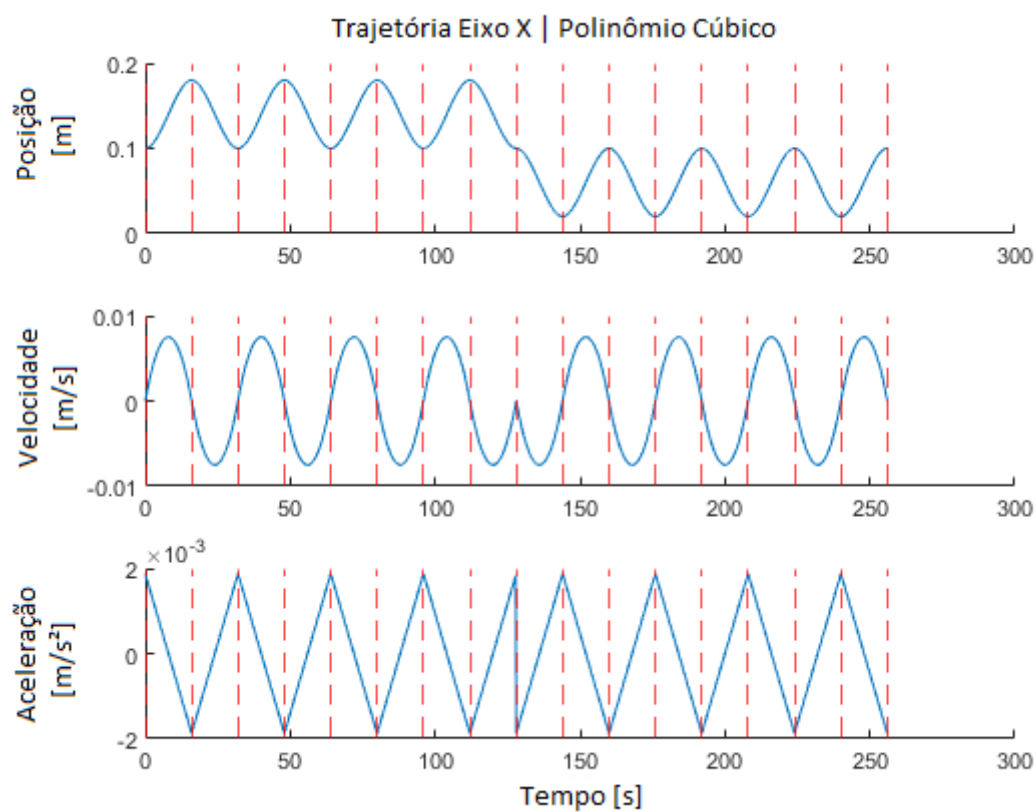


Figura 57: Trajetória cartesiana no eixo x para polinômio cúbico.

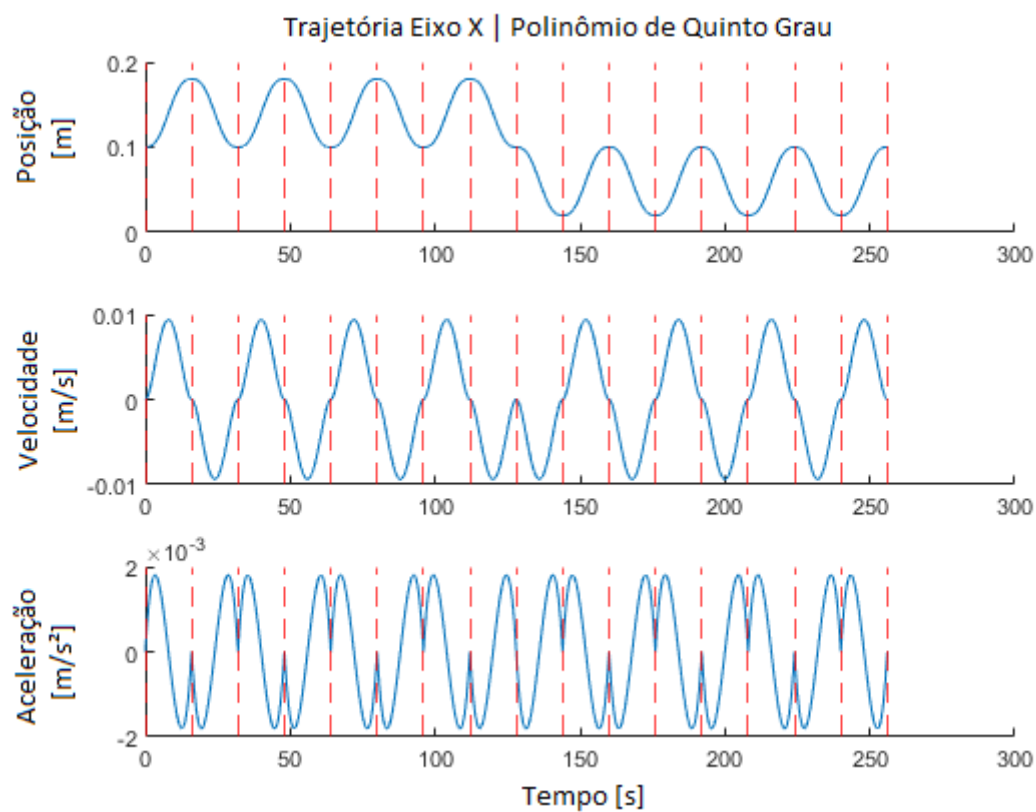


Figura 58: Trajetória cartesiana no eixo x para polinômio de quinto grau.

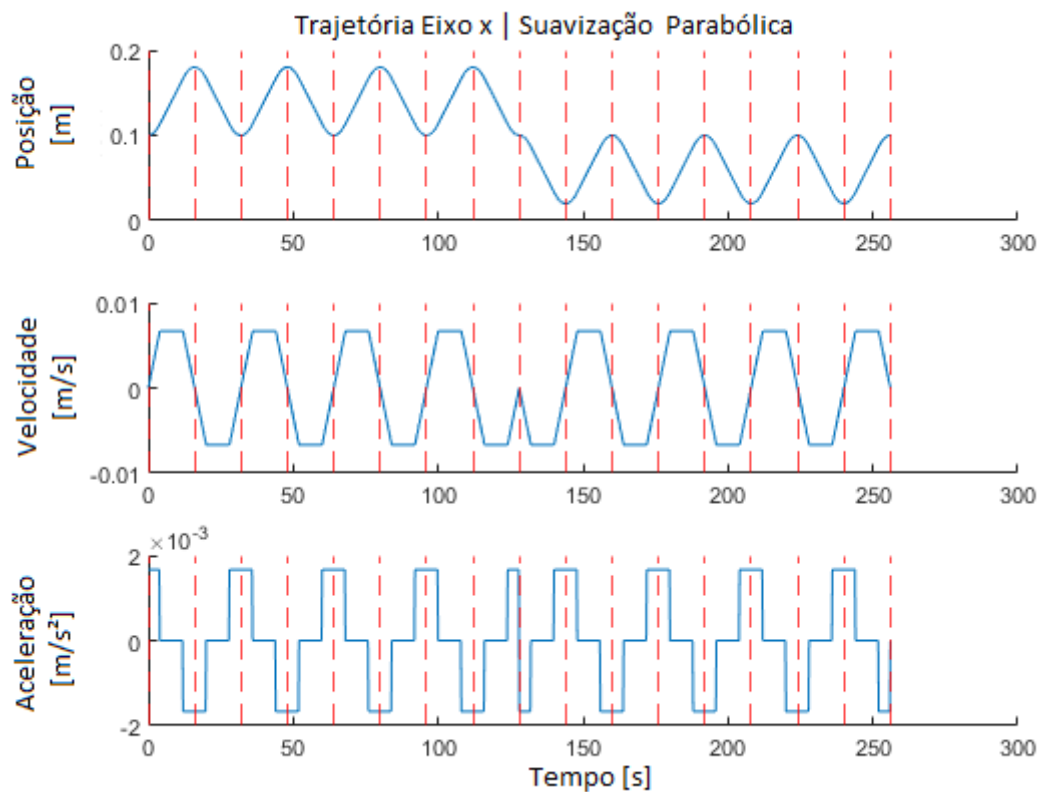


Figura 59: Trajetória cartesiana no eixo x para suavização parabólica.

7.2.2 Geração da Trajetória no Espaço de Juntas

As juntas estão apresentadas em ordem numérica, iniciando do ombro (número um) e indo até o punho (número sete). Todas as características das trajetórias apresentadas para o espaço cartesiano se mantêm para o espaço de juntas. Novamente, considerando que para todas as juntas o comportamento da velocidade e aceleração são os mesmos, serão apresentados nesta seção apenas um gráfico de cada método de trajetória, os demais podem ser encontrados no Anexo B.

Obviamente, o comportamento de cada método de geração de trajetória será o mesmo, seja ele aplicado no espaço cartesiano ou no espaço de juntas. Assim, a trajetória polinomial cúbica (Figura 60) apresenta trocas bruscas de fases de aceleração e desaceleração, o que age diretamente na velocidade do movimento e o torna não suave para a junta. Para a trajetória polinomial de quinto grau (Figura 61), a aceleração permanece em seus valores máximos por pouco tempo e quando a velocidade atinge valores elevados a aceleração é reduzida. E, por fim, para a trajetória com velocidade trapezoidal (Figura 62), tem-se um movimento mais suave, onde a velocidade é alterada de forma a não ter uma parada ou arranque brusco. A característica de aceleração constante também é uma vantagem para o movimento desejado da junta.

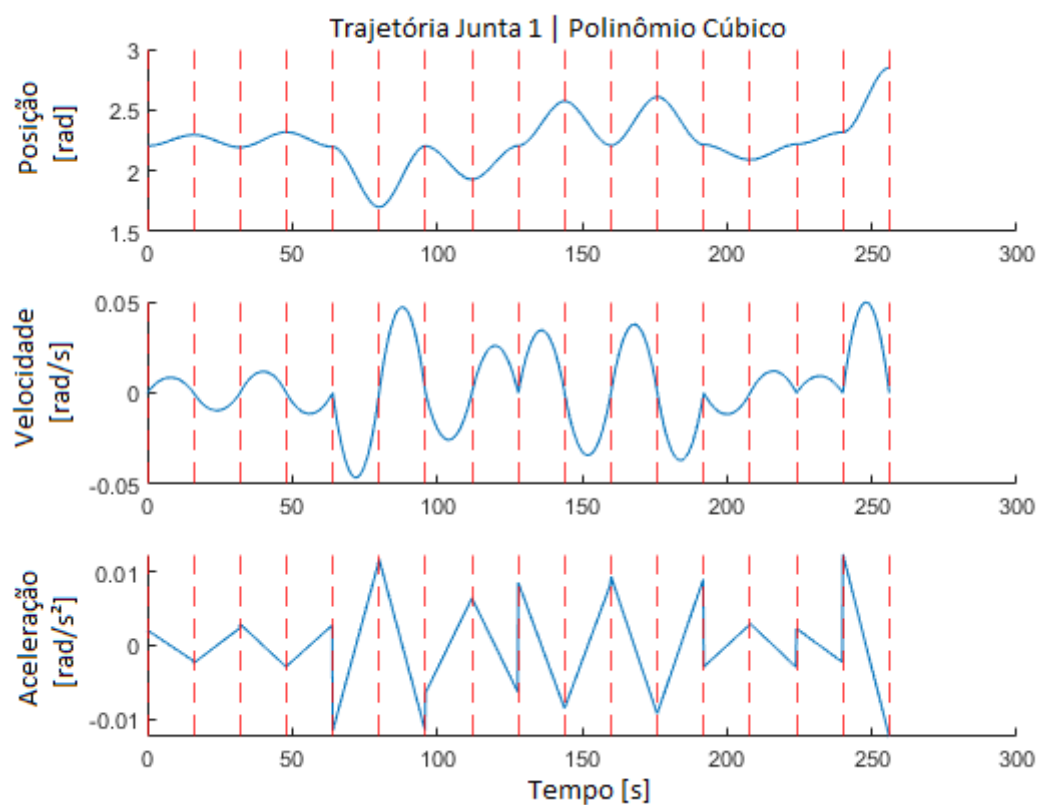


Figura 60: Trajetória da junta 1 para polinômio cúbico.

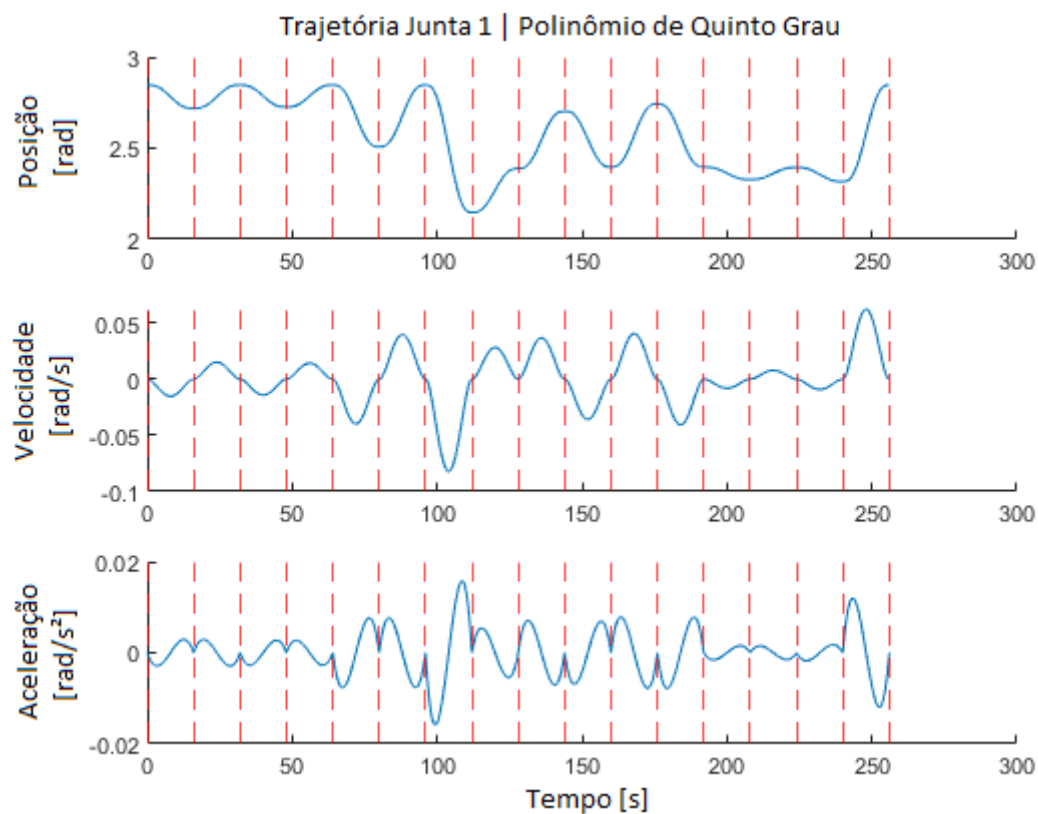


Figura 61: Trajetória da junta 1 para polinômio de quinto grau.

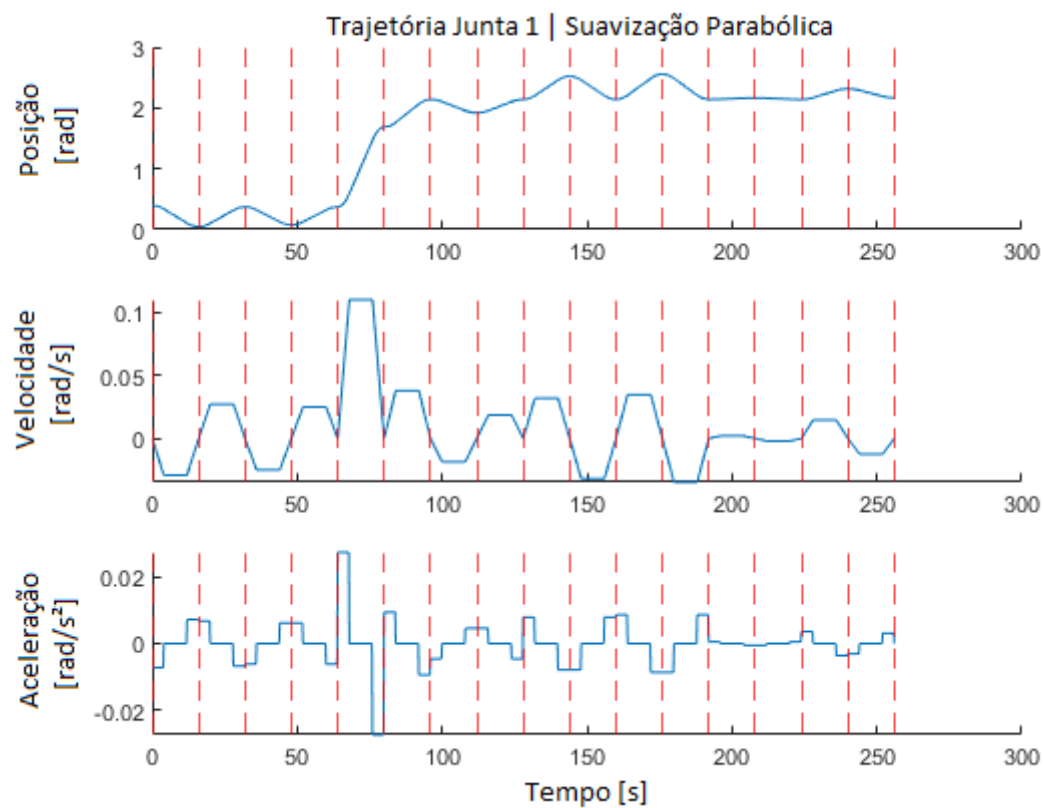


Figura 62: Trajetória da junta 1 para suavização parabólica.

7.2.3 Comparação dos Movimentos de Juntas e Trajetória Cartesiana entre a Geração de Trajetória no Espaço Cartesiano e Espaço de Juntas

Para a comparação entre os dois tipos de geração de trajetória foram geradas as trajetórias realizadas pelo efector-final no espaço cartesiano bem como as trajetórias das juntas. Também foram computados os tempos desde a geração da trajetória para efeito de comparação entre a geração no espaço cartesiano e no espaço de juntas. Os tempos para cada método são apresentados na Tabela 10. Mais uma vez, considerando que para todas as juntas o comportamento da velocidade e aceleração são os mesmos, serão apresentados nesta seção apenas o gráfico de uma junta para cada método de trajetória, desta vez escolhidos por apresentarem características que são importantes para a discussão, os demais podem ser encontrados no Anexo C.

Método	Trajetória no Espaço Cartesiano	Trajetória no Espaço de Juntas
Polinômio Cúbico	278,6286 s	8,6303 s
Polinômio de Quinto Grau	339,0789 s	8,0548 s
Linear com Suavização Parabólica	357,9818 s	9,052 s

Tabela 10: Tempo de simulação das trajetórias geradas no espaço cartesiano e no espaço de juntas.

Para que a comparação entre os dois tipos de geração de trajetória, optou-se por analisar alguns pontos considerados essenciais para a provável escolha do melhor método. Eles são: tempo para a geração da trajetória, precisão da trajetória gerada em comparação com o percurso proposto e suavidade do movimento das juntas.

Considerando que, para a geração da trajetória no espaço cartesiano é necessário o cálculo da cinemática inversa para cada *waypoint*, o gasto computacional é maior e, com isso, o tempo também é maior, sendo assim, para este caso a geração da trajetória no espaço de juntas seria vantajosa, uma vez que o cálculo da cinemática inversa ocorre somente para os *waypoints* inicial e final.

Os resultados apresentados pelas Figuras 63, 64 e 65 deixam claro que a geração da trajetória no espaço cartesiano segue fielmente o percurso proposto, uma vez que a interpolação ocorre no próprio espaço de trabalho. Por outro, a geração no espaço de juntas não garante os pontos intermediários para respeitar os limites de junta ou para ser livre de colisão. Dentre os métodos, o polinômio de quinto grau foi o que apresentou menor erro entre o percurso proposto e a trajetória gerada para o espaço de juntas.

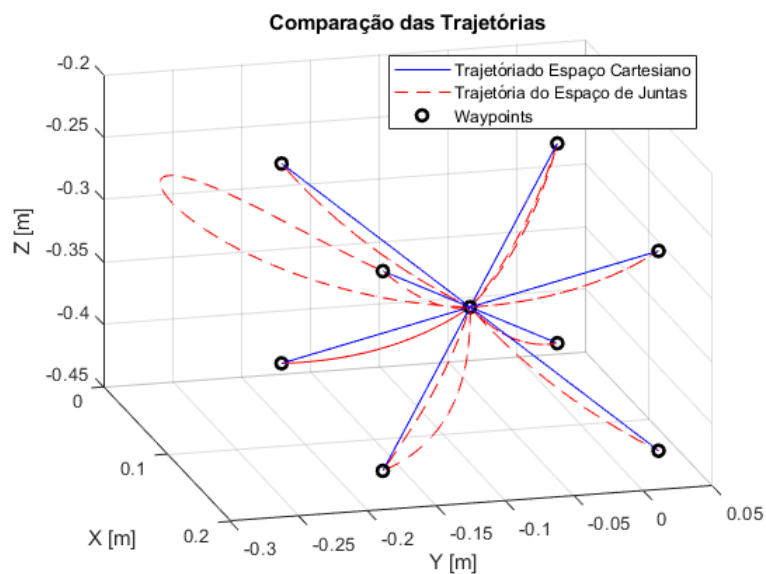


Figura 63: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: polinômio cúbico.

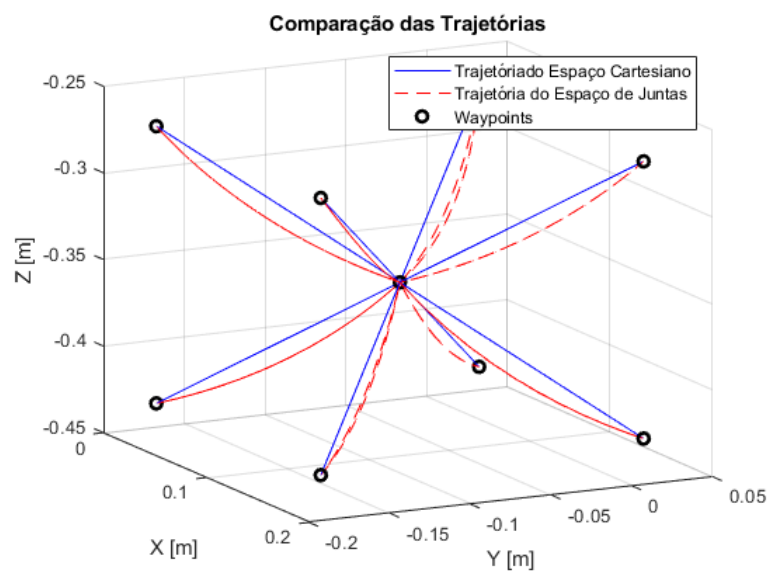


Figura 64: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: polinômio de quinto grau.

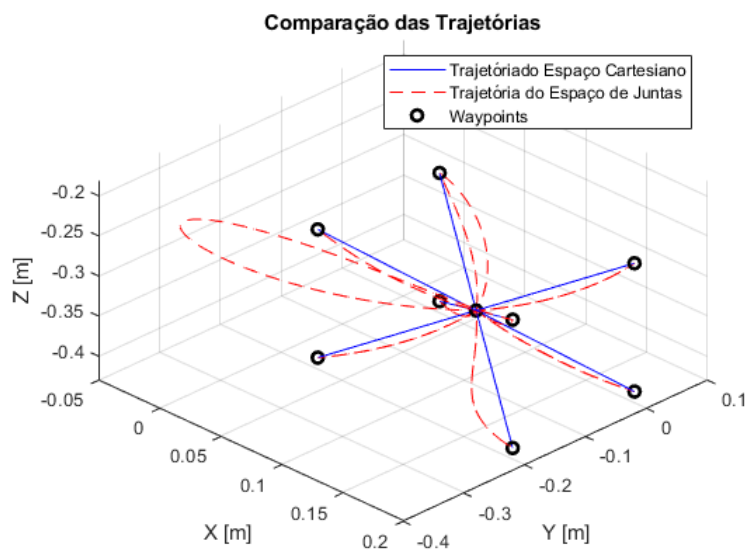


Figura 65: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: Linear com Suavização Parabólica.

As características de tipo de geração também são notadas para a questão da suavidade de movimento. A geração de trajetória no espaço cartesiano pode apresentar problemas de singularidade devido ao mapeamento não linear realizado pelo modelo cinemático inverso, além disso, seu movimento previsível no espaço de trabalho faz com que o movimento de junta não seja necessariamente suave.

A Figura 75 mostra que, para a junta 2, houve a necessidade de uma mudança grande de posição (ângulo) do quarto para o quinto *waypoint* para a geração no espaço de juntas, e entre o sexto e sétimo *waypoint* para a geração no espaço cartesiano. Porém, é possível observar que para o espaço de juntas esta mudança é suave, enquanto para o espaço cartesiano ela ocorre de forma brusca, onde a junta teve uma alteração de quase 2 graus instantaneamente. Este tipo de movimento não é uma regra, as Figuras 67 e 68 mostram que ambos movimentos podem ser suaves e apresentar tanto movimentos extremamente parecidos ou diferentes.

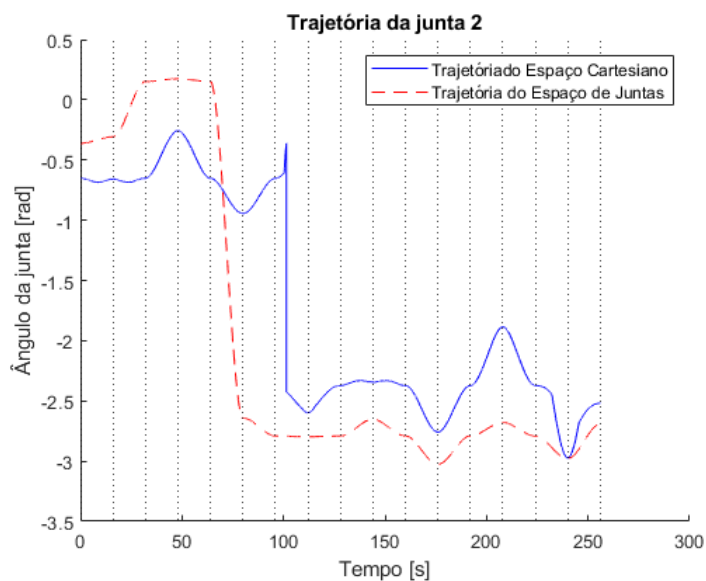


Figura 66: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 2 para polinômio cúbico.

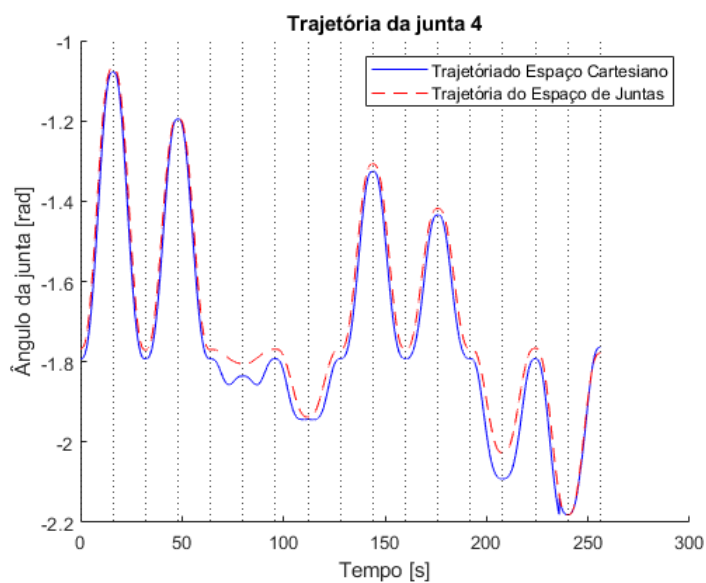


Figura 67: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 4 para polinômio de quinto grau.

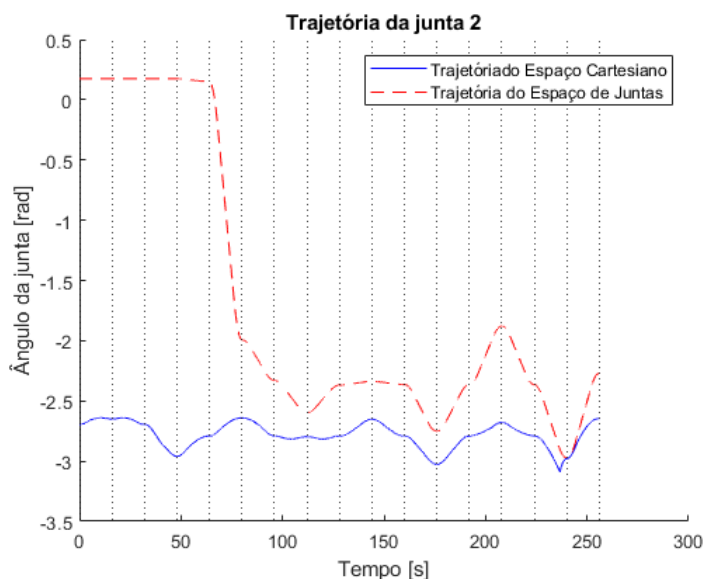


Figura 68: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 2 para suavização parabólica.

A partir dos resultados obtidos, o método linear com suavização parabólica ganhou destaque devido suas características de gerar um movimento mais suave, onde a velocidade é alterada de forma a não ter uma parada ou arranque brusco, e por sua aceleração constante, o qual também é uma vantagem para o movimento desejado da junta. Quanto ao espaço onde ocorre a geração de trajetória, ambos apresentam vantagens, porém ambos também apresentam desvantagens que, para a aplicação proposta, não podem ser ignoradas, uma vez que a segurança da pessoa prioridade. A geração no espaço cartesiano apresenta singularidades e movimentos bruscos de junta, enquanto a geração no espaço de juntas não se atém ao percurso proposto.

7.2.4 Geração de Trajetória Reachy

Para a simulação no Unity[®] foi necessário fazer alterações no percurso proposto devido ao fato de que neste ambiente o robô está completo e seu “corpo” age como obstáculo para o movimento, assim tem-se novamente um cubo com 20 cm de diâmetro, como mostra a Figura 69. Suas configurações são apresentados na Tabela 11.

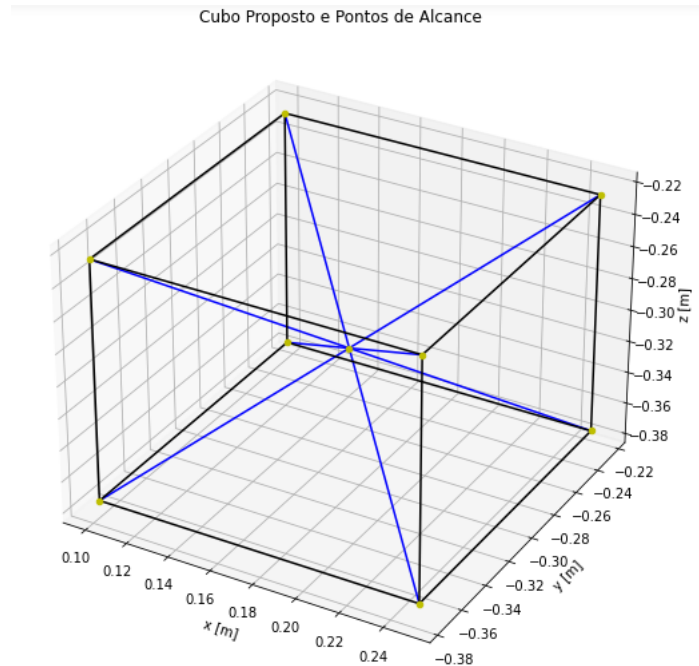


Figura 69: Cubo proposto.

Ponto	Coordenada no eixo x	Coordenada no eixo y	Coordenada no eixo z
M	0.175	-0.3	-0.3
A	0.25	-0.375	-0.375
B	0.25	-0.225	-0.375
C	0.25	-0.375	-0.225
D	0.25	-0.225	-0.255
E	0.1	-0.375	-0.375
F	0.1	-0.225	-0.375
G	0.1	-0.375	-0.225
H	0.1	-0.225	-0.225

Tabela 11: Coordenadas cartesianas e dos *waypoints* do cubo

A trajetória foi gerada no espaço de juntas utilizando os dois métodos de interpolação disponibilizados na documentação do robô: linear e mínimo *jerk* (derivada da aceleração). Trajetórias que apresentam *jerk* elevado tendem a excitar ressonâncias mecânicas no manipulador, causando vibrações, desta forma o método de mínimo *jerk* proporciona um movimento mais suave, sendo o mais próximo do movimento do braço humano (CHE-MUTURI; AMIRABDOLLAHIAN; DAUTENHAHN, 2013).

As Figuras 70 e 72 apresentam o percurso proposto e a trajetória realizada pelo efetor final do Reachy para cada método de interpolação. No geral, ambos métodos apresentam um erro grande em relação ao percurso que deveriam realizar, o que já era esperado pela trajetória ter sido gerada no espaço de juntas. Porém, ao observar os movimentos das juntas, apresentados nas Figuras 71 e 73, é possível notar que os movimentos são muito mais suaves para o método de mínimo *jerk*.

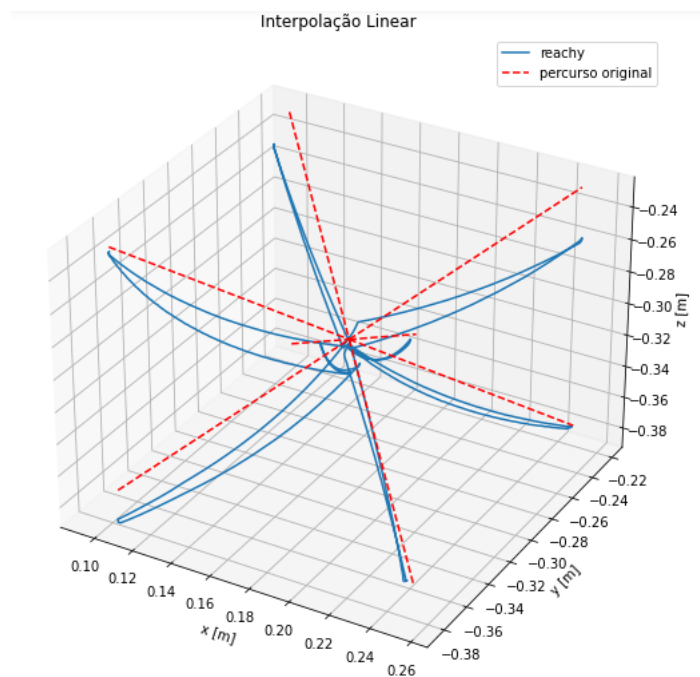


Figura 70: Percurso proposto e trajetória apresentada pelo método de interpolação linear.

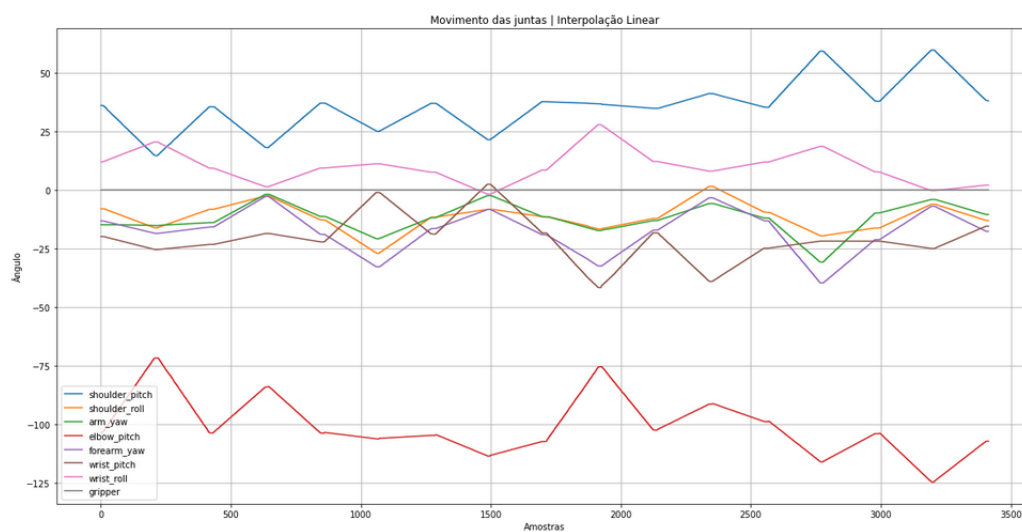


Figura 71: Trajetórias das juntas para o método de interpolação linear.

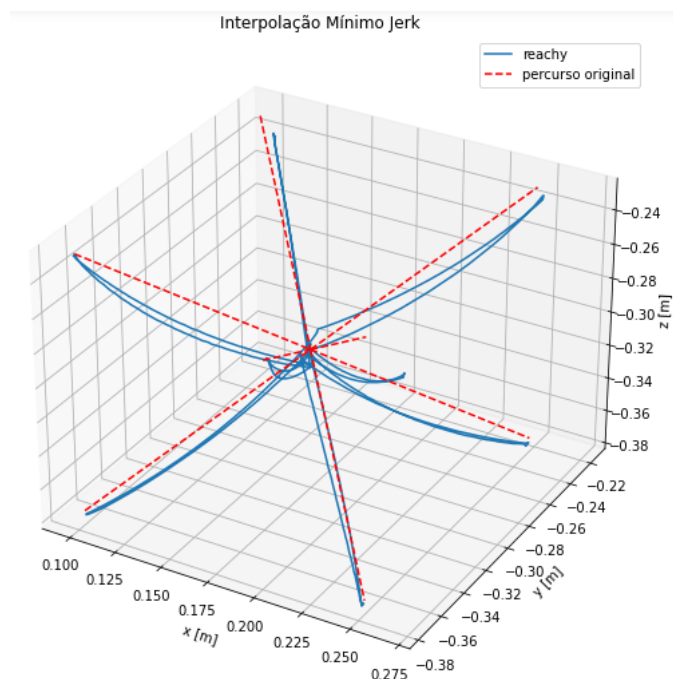


Figura 72: Percurso proposto e trajetória apresentada pelo método de interpolação de mínimo *jerk*.

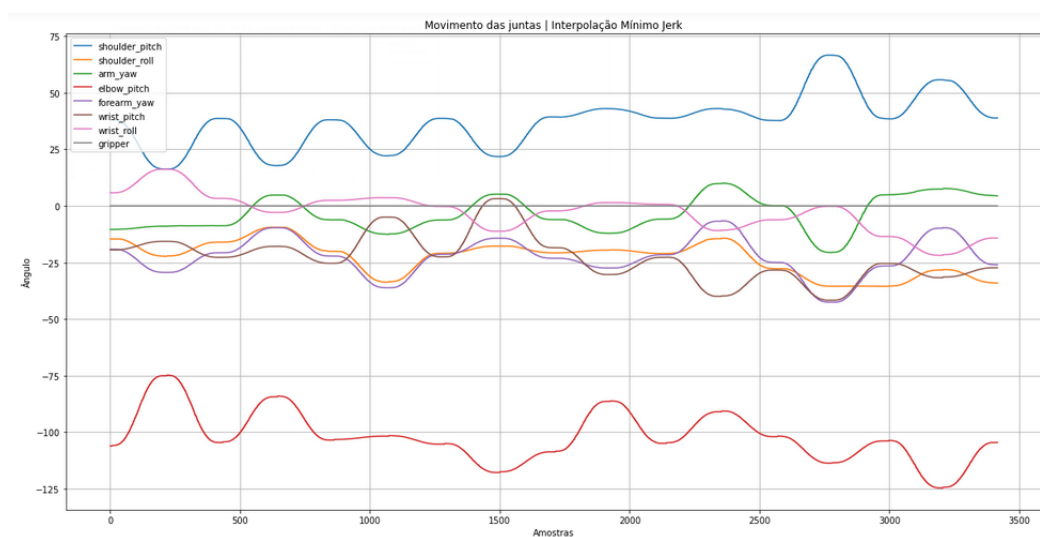


Figura 73: Trajetórias das juntas para o método de interpolação de mínimo *jerk*.

Para a proposta de aplicação do presente trabalho, na área da robótica assistiva, não considera-se nenhum dos dois resultados aplicável, uma vez que quando se trata de processo de recuperação de uma pessoa o movimento deve ser previsível e se ater ao proposto. Porém, a suavidade de movimento que o método de mínimo *jerk* apresenta é, sem dúvidas, uma vantagem.

8 CONCLUSÃO, CONSIDERAÇÕES FINAIS E TRABALHOS FUTUROS

Inicialmente, o presente trabalho contou com uma ampla etapa de revisão da literatura, incluindo aspectos da robótica assistiva, reabilitação de membros superiores, e fisioterapia. Dessa forma, foram estudados diversos trabalhos e pesquisas que apresentavam possíveis soluções ou até mesmo tecnologias presentes no mercado para que se pudesse entender como um todo o escopo no qual o presente trabalho estará inserido e qual a melhor maneira de contribuir para o que já existe atualmente.

Destaca-se o fato deste trabalho estar inserido em um grupo de pesquisa que conta com outros trabalhos que também tem como foco principal a robótica para a reabilitação, sendo extremamente importante fazer com que os trabalhos conversem entre si e se conectem para que se tenha um resultado satisfatório ao final das pesquisas que estão sendo desenvolvidas. Para melhorar tais pesquisas uma parceria com a Faculdade Anhanguera do Rio Grande junto ao curso de Fisioterapia foi criada, a fim de que se pudesse ter o auxílio e a supervisão de profissionais da área da fisioterapia para que os movimentos realizados fossem feitos da maneira correta. Infelizmente, a parceria teve que ser interrompida a partir do início do ano de 2020 uma vez que a pandemia COVID-19 impossibilitou as atividades presenciais, fazendo com que o trabalho tivesse que ser reorganizado e adaptado para atender as restrições impostas na cidade e no país como um todo.

Devido à pandemia, também, o desenvolvimento do protótipo teve que ser abandonado para a finalização do presente trabalho. Porém, com o início da vacinação e flexibilização do uso dos espaços da Universidade foi possível retomar esta etapa do projeto e as peças estão em fase final de impressão e os motores foram aproveitados do robô Cyton Gamma 1500 (Figura 74) disponível no laboratório.



Figura 74: Braço robótico Cyton Gamma 1500 (ROBAI, 2015) com garra adaptada.



Figura 75: Peças impressas do protótipo baseado no robô Reachy.

8.1 Conclusão

Considerando os resultados e as análises apresentadas, pode-se concluir que o trabalho atingiu os objetivos iniciais propostos, apesar das dificuldades enfrentadas devido a pandemia COVID-19. Os resultados mostraram que a geração de trajetória robótica para aplicação em reabilitação não é um problema fácil, é necessário sempre colocar em primeiro lugar a segurança do paciente, realizar um movimento suave, sem mudanças bruscas de ângulo de junta e realização da trajetória com erro mínimo.

8.2 Trabalhos Futuros

O presente estudo acabou sendo afetado pela situação que o mundo inteiro está enfrentando desde o final de 2019 e que acabou se agravando no país em 2020 e que até hoje ainda não está totalmente controlada. Sendo assim, algumas questões que poderiam ter sido trazidos no decorrer deste trabalho acabaram não sendo realizadas devido as restrições de afastamento impostas pelas autoridades.

Por ser um trabalho dentro de um projeto novo, ainda há muito a ser feito. Assim, como trabalhos futuros tem-se a validação da proposta de trajetória com o auxílio profissionais da saúde. Além do percurso, há a questão de tempo que a tarefa deve ser realizada

e qual a relação deste tempo com a restrição de movimento da pessoa. Como a ideia central é que o robô proponha o movimento à pessoa, o tipo de reabilitação será ativa ou ativa-passiva, tendo assim a necessidade de sensores de força para garantir a segurança. Outro ponto a ser estudado é a utilização o ROS como ambiente de simulação e também ferramenta para testes com o protótipo assim que este estiver finalizado.

Por fim, estudar a relação dos movimentos compensatórios do tronco com a amplitude de movimento da pessoa para que seja possível alterar a trajetória em tempo real a fim de minimizar os movimentos compensatórios e maximizar o processo de reabilitação.

REFERÊNCIAS

- ABDULLAH, H. A. et al. Results of clinicians using a therapeutic robotic system in an inpatient stroke rehabilitation unit. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 8, n. 1, p. 50, 2011.
- ALVES, M. B. et al. Custo-benefício de protocolos para o acidente vascular cerebral: experiência do hospital israelita albert einstein. *Einstein: Educação Continuada em Saúde, São Paulo*, v. 7, n. 1, p. 39–41, 2009.
- ANNETHATTIL, A.; SEBASTIAN, J.; PAUL, J. Combined effect of bobath technique and motor relearning program (mrp) over its individual effects to improve upper limb functions in stroke patients. 2017.
- ARAUJO, R. C. de. Desenvolvimento e avaliação de sistema de auxílio à reabilitação motora do membro superior após acidente vascular encefálico. Universidade Federal de Minas Gerais, 2011.
- BADER, M. K.; PALMER, S. Symposium: Evidence-based practice-what's the "hyper" in hyperacute stroke? strategies to improve outcomes in ischemic stroke patients presenting within 6 hours. *AACN Advanced Critical Care*, Hagerstown, MD: Lippincott Williams & Wilkins, c2006-, v. 17, n. 2, p. 194–214, 2006.
- BAKHTI, K. et al. Quantification of learned non-use of the upper limb after a stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, Elsevier, v. 58, p. e4, 2015.
- BAKHTI, K. et al. Proximal arm non-use when reaching after a stroke. *Neuroscience letters*, Elsevier, v. 657, p. 91–96, 2017.
- BASTOS, J. O. F. et al. Relação ambiente terapêutico e neuroplasticidade: uma revisão de literatura. *REVISTA INTERDISCIPLINAR CIÊNCIAS E SAÚDE-RICS*, v. 4, n. 1, 2018.
- BECKER, M. et al. Aplicação de tecnologias assistivas e técnicas de controle em cadeiras de rodas inteligentes. [sn], 2000.
- BIAGIOTTI, L.; MELCHIORRI, C. *Trajectory planning for automatic machines and robots*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2008.
- BLASZCZYSZYN, M. et al. Functional differences in upper limb movement after early and chronic stroke based on kinematic motion indicators. 2018.

- BORK, B. E. et al. Work-related musculoskeletal disorders among physical therapists. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 76, n. 8, p. 827–835, 1996.
- BOYD, L. A.; WINSTEIN, C. J. Impact of explicit information on implicit motor-sequence learning following middle cerebral artery stroke. *Physical Therapy*, Oxford University Press, v. 83, n. 11, p. 976–989, 2003.
- BRACKENRIDGE, J. et al. A review of rehabilitation devices to promote upper limb function following stroke. *Neuroscience and Biomedical Engineering*, Bentham Science Publishers, v. 4, n. 1, p. 25–42, 2016.
- CALABRO, R. S. et al. Is two better than one? muscle vibration plus robotic rehabilitation to improve upper limb spasticity and function: A pilot randomized controlled trial. *PloS one*, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 12, n. 10, p. e0185936, 2017.
- CAMPANELI, H.; MESTRIA, M. Otimização de trajetórias através de caminhos mínimos para a locomoção de cadeira de rodas robótica. *Simpósio Brasileiro de Automação Industrial*, 2013.
- CARR, J.; SHEPHERD, R. Reabilitação neurológica: otimizando o desempenho motor. *São Paulo: Manole*, 2008.
- CASADIO, M. et al. Braccio di ferro: a new haptic workstation for neuromotor rehabilitation. *Technology and Health Care*, IOS Press, v. 14, n. 3, p. 123–142, 2006.
- CEREBROVASCULARES, S. B. de D. *Acidente Vascular Cerebral*. 2019. Disponível em: http://www.sbdcv.org.br/publica/_avc.asp.
- CHANG, W. H.; KIM, Y.-H. Robot-assisted therapy in stroke rehabilitation. *Journal of stroke*, Korean Stroke Society, v. 15, n. 3, p. 174, 2013.
- CHAVES, M. L. Acidente vascular encefálico: conceituação e fatores de risco. *Rev Bras Hipertens*, v. 7, n. 4, p. 372–82, 2000.
- CHEMUTURI, R.; AMIRABDOLLAHIAN, F.; DAUTENHAHN, K. Adaptive training algorithm for robot-assisted upper-arm rehabilitation, applicable to individualised and therapeutic human-robot interaction. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 10, n. 1, p. 102, 2013.
- CODERRE, A. M. et al. Assessment of upper-limb sensorimotor function of subacute stroke patients using visually guided reaching. *Neurorehabilitation and neural repair*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 24, n. 6, p. 528–541, 2010.
- COHEN, H. *Neurociência para fisioterapeutas: incluindo correlações clínicas*. [S.l.]: Manole, 2001.
- COLOMER, C. et al. Efficacy of armo® spring during the chronic phase of stroke. study in mild to moderate cases of hemiparesis. *Neurologia (English Edition)*, Elsevier, v. 28, n. 5, p. 261–267, 2013.
- CONROY, S. S. et al. Effect of gravity on robot-assisted motor training after chronic stroke: a randomized trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 92, n. 11, p. 1754–1761, 2011.

CRAIG, J. J. *Introduction to robotics: mechanics and control*, 3/E. [S.l.]: Pearson Education India, 2009.

CROMIE, J. E.; ROBERTSON, V. J.; BEST, M. O. Work-related musculoskeletal disorders in physical therapists: prevalence, severity, risks, and responses. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 80, n. 4, p. 336–351, 2000.

CRUZ, P. C.; SANTANA, L. A.; DUMAS, F. L. Fisioterapia e neuroplasticidade após acidente vascular encefálico: uma revisão da literatura. *Universitas: Ciências da saúde*, v. 10, n. 1, p. 61–78, 2012.

DEJONG, G. et al. Opening the black box of poststroke rehabilitation: stroke rehabilitation patients, processes, and outcomes. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 86, n. 12, p. 1–7, 2005.

DELDEN, A. V. et al. A systematic review of bilateral upper limb training devices for poststroke rehabilitation. *Stroke research and treatment*, Hindawi, v. 2012, 2012.

DELLON, B.; MATSUOKA, Y. Prosthetics, exoskeletons, and rehabilitation [grand challenges of robotics]. *IEEE robotics & automation magazine*, IEEE, v. 14, n. 1, p. 30–34, 2007.

DIPIETRO, L. et al. Submovement changes characterize generalization of motor recovery after stroke. *Cortex*, Elsevier, v. 45, n. 3, p. 318–324, 2009.

DUFFAU, H. Brain plasticity and reorganization before, during, and after glioma resection. *Glioblastoma*, p. 225–236, 2016.

DURET, C. et al. Use of a robotic device for the rehabilitation of severe upper limb paresis in subacute stroke: Exploration of patient/robot interactions and the motor recovery process. *BioMed Research International*, v. 2015, 2015.

FAZEKAS, G. et al. Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: a preliminary study. *Journal of rehabilitation medicine*, Medical Journals Limited, v. 39, n. 7, p. 580–582, 2007.

FERNANDES, C. I. d. S. *Reaprendizagem motora e fisioterapia neurológica: revisão bibliográfica*. Dissertação (B.S. thesis) — [sn], 2012.

FISHER, B. E.; SULLIVAN, K. J. Activity-dependent factors affecting poststroke functional outcomes. *Topics in stroke rehabilitation*, Taylor & Francis, v. 8, n. 3, p. 31–44, 2001.

FONSECA, L. et al. Investigating upper limb movement classification on users with tetraplegia as a possible neuroprosthesis interface. In: *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 5053–5056. ISSN 1558-4615.

GAGLIARDI, R. J. *Acidente Vascular Cerebral ou Acidente Vascular Encefálico? Qual a melhor nomenclatura?* 2018. 131-132 p. Disponível em: <http://revistaneurociencias.com.br/edicoes/2010/RN1802/carta/%20ao/%20editor.pdf>.

GJELSVIK, B. E. B.; SYRE, L. *The Bobath concept in adult neurology*. [S.l.]: Thieme, 2016.

GONÇALVE, A. C. B. F.; SIQUEIRA, A. A. G. Estado da arte em reabilitação robótica de membros inferiores de pessoas com ave. *Ensaio e Ciência: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde*, Universidade Anhangüera, v. 17, n. 5, 2013.

GONÇALVES, A. C. B. F. *Análise da usabilidade de um dispositivo robótico desenvolvido para reabilitação de tornozelo em indivíduos hemiparéticos pós acidente vascular encefálico*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2013.

GOWLAND, C. et al. Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 72, n. 9, p. 624–633, 1992.

GRESHAM, G. E. et al. Residual disability in survivors of stroke: the framingham study. *New England journal of medicine*, Mass Medical Soc, v. 293, n. 19, p. 954–956, 1975.

GUEDES, F. A.; GALVIS-ALONSO, O. Y.; LEITE, J. P. Plasticidade neuronal associada à epilepsia do lobo temporal mesial: insights a partir de estudos em humanos e em modelos animais. *Journal of Epilepsy and Clinical Neurophysiology*, SciELO Brasil, v. 12, n. 1, p. 10–17, 2006.

HAGENGRUBER, A.; VOGEL, J. Functional tasks performed by people with severe muscular atrophy using an semg controlled robotic manipulator. In: *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 1713–1718. ISSN 1558-4615.

HESSE, S. et al. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 84, n. 6, p. 915–920, 2003.

HESSE, S. et al. Combined transcranial direct current stimulation and robot-assisted arm training in subacute stroke patients: a pilot study. *Restorative neurology and neuroscience*, IOS Press, v. 25, n. 1, p. 9–15, 2007.

HOGAN, N. et al. Motions or muscles? some behavioral factors underlying robotic assistance of motor recovery. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, v. 43, n. 5, 2006.

HOLDER, N. L. et al. Cause, prevalence, and response to occupational musculoskeletal injuries reported by physical therapists and physical therapist assistants. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 79, n. 7, p. 642–652, 1999.

HOUSMAN, S. J. et al. Arm-training with t-wrex after chronic stroke: preliminary results of a randomized controlled trial. In: *IEEE. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. [S.l.], 2007. p. 562–568.

HSIEH, Y.-w. et al. Comparison of proximal versus distal upper-limb robotic rehabilitation on motor performance after stroke: a cluster controlled trial. *Scientific reports*, Nature Publishing Group, v. 8, n. 1, p. 1–11, 2018.

HÜTER-BECKER, A. et al. Fisioterapia em neurologia. *São Paulo: Santos*, p. 98–110, 2008.

IEC. *IEC 60601-2-33:2010. Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*. 2010. [Online; acessado 18-Julho-2020]. Disponível em: <https://webstore.iec.ch/publication/2647>.

INSS. *Norma técnica de avaliação de incapacidade para fins previdenciários*. [S.l.], 1997.

ISO. *ISO 22523:2006. External limb prostheses and external orthoses — Requirements and test methods*. 2006. [Online; acessado 18-Julho-2020]. Disponível em: <https://www.iso.org/standard/37546.html>.

ISO. *ISO 13482:2014. Robots and robotic devices — Safety requirements for personal care robots*. 2014. [Online; acessado 18-Julho-2020]. Disponível em: <https://www.iso.org/standard/53820.html>.

ISO. *ISO 7176-1:2014. Wheelchairs — Part 1: Determination of static stability*. 2014. [Online; acessado 18-Julho-2020]. Disponível em: <https://www.iso.org/standard/56817.html>.

ISO. *ISO 9999:2016 Assistive products for persons with disability - Classification and terminology*. 2016. [Online; acessado 18-Julho-2020]. Disponível em: <https://www.iso.org/standard/60547.html>.

IZQUIERDO, R. C. *PLANEJAMENTO DE TRAJETÓRIAS LIVRES DE COLISÃO: UM ESTUDO CONSIDERANDO RESTRIÇÕES CINEMÁTICAS E DINÂMICAS DE UM MANIPULADOR PNEUMÁTICO POR MEIO DE ALGORITMOS METAHEURÍSTICOS*. Porto Alegre: [s.n.], 2017. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/172762/001059362.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

JØRGENSEN, H. S. et al. Outcome and time course of recovery in stroke. part i: Outcome. the copenhagen stroke study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 76, n. 5, p. 399–405, 1995.

JUNG, J. H. et al. Preliminary measurements of natural yaw angle of forearm during reaching exercise for the effective robot-mediated upper limb rehabilitation. In: *IEEE. 2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*. [S.l.], 2018. p. 468–472.

JÚNIOR, J. P. B. Formação em fisioterapia no brasil: reflexões sobre a expansão do ensino e os modelos de formação. *História, Ciências, Saúde-Manguinhos*, SciELO Brasil, v. 16, n. 3, p. 655–668, 2009.

JÚNIOR, J. P. B. Fisioterapia e saúde coletiva: desafios e novas responsabilidades profissionais. *Ciência & Saúde Coletiva*, SciELO Public Health, v. 15, p. 1627–1636, 2010.

JÚNIOR, V. P. B. *Engenharia De Reabilitação*. [S.l.]: Clube de Autores (managed), 2019.

- JUPYTER, P. *Jupyter*. 2021. [Online; acessado 17-Julho-2021]. Disponível em: <https://jupyter.org/>.
- KAHN, L. E. et al. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? *Journal of rehabilitation research and development*, v. 43, n. 5, p. 619–630, 2014.
- KALRA, L.; LANGHORNE, P. Facilitating recovery: evidence for organized stroke care. *Journal of rehabilitation medicine*, Medical Journals Limited, v. 39, n. 2, p. 97–102, 2007.
- KIM, G.-W. et al. Effects of newly developed compact robot-aided upper extremity training systems (neuro-x®) in patients with stroke: A pilot study. *Journal of rehabilitation medicine*, Medical Journals Limited, v. 50, n. 7, p. 607–612, 2018.
- KLAMROTH-MARGANSKA, V. et al. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. *The Lancet Neurology*, Elsevier, v. 13, n. 2, p. 159–166, 2014.
- KREBS, H. I. et al. A paradigm shift for rehabilitation robotics. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, IEEE, v. 27, n. 4, p. 61–70, 2008.
- KREBS, H. I. et al. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for mit-manus. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Springer, v. 1, n. 1, p. 5, 2004.
- KREBS, H. I. et al. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, IEEE, v. 6, n. 1, p. 75–87, 1998.
- KUCZYNSKI, A. M. et al. Kinesthetic deficits after perinatal stroke: robotic measurement in hemiparetic children. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 14, n. 1, p. 13, 2017.
- LAGES, P. W. F. Eng10026 robótica a geração de trajetórias. 2021.
- LO, H. S.; XIE, S. Q. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical engineering & physics*, Elsevier, v. 34, n. 3, p. 261–268, 2012.
- LOOS, H. M. Van der. Va/stanford rehabilitation robotics research and development program: lessons learned in the application of robotics technology to the field of rehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 3, n. 1, p. 46–55, 1995.
- LOOS, H. M. Van der; REINKENSMEYER, D. J.; GUGLIELMELLI, E. Rehabilitation and health care robotics. In: *Springer handbook of robotics*. [S.l.]: Springer, 2016. p. 1685–1728.
- LUM, P. S. et al. The mime robotic system for upper-limb neuro-rehabilitation: results from a clinical trial in subacute stroke. In: *IEEE. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. [S.l.], 2005. p. 511–514.

- LUM, P. S. et al. Robotic approaches for rehabilitation of hand function after stroke. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, LWW, v. 91, n. 11, p. S242–S254, 2012.
- LUO, L. et al. An assist-as-needed controller for robotic rehabilitation therapy based on rbf network. In: IEEE. *2018 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*. [S.l.], 2018. p. 1–7.
- MACIEL, G. M. et al. Planejamento e controle nao linear para passagens estreitas em robotica movel assistiva. 2017.
- MAGILL, R. A. Motor learning: Concepts and applications . dubuque, ia: Wm. c. C. Brown, 1989.
- MARCUCCI, F. C. I. O papel da fisioterapia nos cuidados paliativos a pacientes com câncer. *Rev Bras Cancerol*, v. 51, n. 1, p. 67–77, 2005.
- MARQUES, A. P. Manual de goniometria. v. 2ª edição revisada e ampliada, 2003.
- MASIERO, S. et al. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 88, n. 2, p. 142–149, 2007.
- MAYO, N. E. et al. Disablement following stroke. *Disability and rehabilitation*, Taylor & Francis, v. 21, n. 5-6, p. 258–268, 1999.
- MIAO, Q. et al. A three-stage trajectory generation method for robot-assisted bilateral upper limb training with subject-specific adaptation. *Robotics and Autonomous Systems*, Elsevier, v. 105, p. 38–46, 2018.
- MILLER, E. L. et al. Comprehensive overview of nursing and interdisciplinary rehabilitation care of the stroke patient: a scientific statement from the american heart association. *Stroke*, Am Heart Assoc, v. 41, n. 10, p. 2402–2448, 2010.
- MIRELMAN, A.; BONATO, P.; DEUTSCH, J. E. Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke. *Stroke*, Am Heart Assoc, v. 40, n. 1, p. 169–174, 2009.
- MORONE, G. et al. Robot-assisted therapy for arm recovery for stroke patients: state of the art and clinical implication. *Expert Review of Medical Devices*, Taylor & Francis, v. 17, n. 3, p. 223–233, 2020.
- MOTTA, M. V. da et al. Pedidos para interrupção de gestação de anencéfalos: jurisprudência no estado de são paulo. *Saúde, Ética & Justiça*, v. 18, n. 2, p. 146–156, 2013.
- MOURA, E. W. d. et al. Fisioterapia: aspectos clínicos e práticos da reabilitação. In: *Fisioterapia: aspectos clínicos e práticos da reabilitação*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 720–720.
- MULDER, T.; HOCHSTENBACH, J. Adaptability and flexibility of the human motor system: implications for neurological rehabilitation. *Neural Plasticity*, Hindawi, v. 8, 2001.

NAKAYAMA, H. et al. Recovery of upper extremity function in stroke patients: the copenhagen stroke study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Elsevier, v. 75, n. 4, p. 394–398, 1994.

NEF, T.; GUIDALI, M.; RIENER, R. Armin iii—arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, IOS Press, v. 6, n. 2, p. 127–142, 2009.

NEF, T. et al. Three-dimensional multi-degree-of-freedom arm therapy robot (armin). In: *Neurorehabilitation technology*. [S.l.]: Springer, 2016. p. 351–374.

NEF, T.; LUM, P. Improving backdrivability in geared rehabilitation robots. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 47, n. 4, p. 441–447, 2009.

NORDIN, N.; XIE, S.; WÜNSCHE, B. Assessment of movement quality in robot- assisted upper limb rehabilitation after stroke: A review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 11, n. 1, 2014. Cited By 80. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84907448686&doi=10.1186%2f1743-0003-11-137&partnerID=40&md5=3b96596f55a67e7d4030789a90f06c87>.

NUDO, R.; DANCAUSE, N. Neuroscientific basis for occupational and physical therapy interventions. *Brain injury medicine: Principles and practice*. New York: Demos Medical Publishing, 2007.

NUNES, W. M. et al. Desenvolvimento de uma estrutura robótica atuada por cabos para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro humano. Universidade Federal de Uberlândia, 2012.

ORGANIZATION, W. H. *WHO Definition of Palliative Care*. 2020. [Online; acessado 17-Julho-2020]. Disponível em: <https://www.who.int/cancer/palliative/definition/en/>.

O’SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. Fisioterapia: avaliação e tratamento. In: *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. [S.l.: s.n.], 2004. p. xi–1152.

PAIN, L. M. et al. Effect of trunk-restraint training on function and compensatory trunk, shoulder and elbow patterns during post-stroke reach: a systematic review. *Disability and rehabilitation*, Taylor & Francis, v. 37, n. 7, p. 553–562, 2015.

PASIN, C. T. Qualidade de vida após um AVC. *Revista Neurociências*, v. 22, n. 2, p. 168–169, 2014.

PIOVESAN, D. et al. Multijoint arm stiffness during movements following stroke: Implications for robot therapy. In: . [s.n.], 2011. Cited By 11. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-80055041458&doi=10.1109%2fICORR.2011.5975372&partnerID=40&md5=0c2fafa225d3f8b678e4d42d02891c97>.

POLLEN. *THE OPEN-SOURCE HUMANOID ROBOT ARM REACHY*. 2016. Disponível em: <https://www.pollen-robotics.com/en/our-products/humanoid-robot-arm-reachy/>.

PROIETTI, T. et al. Upper-limb robotic exoskeletons for neurorehabilitation: a review on control strategies. *IEEE reviews in biomedical engineering*, IEEE, v. 9, p. 4–14, 2016.

- REBELATTO, J. R.; BOTOMÉ, S. P. *Fisioterapia no Brasil: fundamentos para uma ação preventiva e perspectivas profissionais*. [S.l.]: Manole, 1999.
- REINKENSMEYER, D. J.; DEWALD, J. P.; RYMER, W. Z. Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: a pilot study. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 7, n. 1, p. 1–11, 1999.
- REINKENSMEYER, D. J. et al. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the arm guide. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 37, n. 6, p. 653–662, 2014.
- RIBEIRO, N. O ambiente terapêutico como agente otimizador na neuroplasticidade em reabilitação de pacientes neurológicos. *Diálogos Possíveis*, v. 2, n. 4, p. 107–17, 2005.
- RIO, R. P. Ler ciência e lei: novos horizontes da saúde e do trabalho. *Belo Horizonte (MG): Health*, v. 199, 1998.
- ROBAI. *Cyton Gamma 1500 Arm Specifications*. 2015. Disponível em: <https://tex.stackexchange.com/questions/3587/how-can-i-use-bibtex-to-cite-a-web-page>.
- ROBOTICS, P. *Hello, I'm Reachy 2019!* 2019. [Online; acessado 17-Julho-2021]. Disponível em: <https://pollen-robotics.github.io/reachy-2019-docs/>.
- ROBOTICS, P. *Reachy 2019: Open source interactive robot to explore real-world applications!* 2019. [Online; acessado 17-Julho-2021]. Disponível em: <https://github.com/pollen-robotics/reachy-2019>.
- ROBOTICS, P. *Reachy 2021 Documentation*. 2021. [Online; acessado 17-Julho-2021]. Disponível em: <https://docs.pollen-robotics.com/>.
- ROBOTICS, P. *Reachy 2021 Python SDK*. 2021. [Online; acessado 17-Julho-2021]. Disponível em: <https://github.com/pollen-robotics/reachy-sdk>.
- ROMANI, J. C. P. et al. Distúrbios músculo-esqueléticos em fisioterapeutas: incidência, causas e alterações na rotina de trabalho. Florianópolis, SC, 2001.
- ROSATI, G.; BOBROW, J. E.; REINKENSMEYER, D. J. Compliant control of post-stroke rehabilitation robots: using movement-specific models to improve controller performance. In: *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*. [S.l.: s.n.], 2008. v. 48630, p. 167–174.
- Mean absolute error. In: SAMMUT, C.; WEBB, G. I. (Ed.). *Encyclopedia of Machine Learning*. Boston, MA: Springer US, 2010. p. 652–652. ISBN 978-0-387-30164-8. Disponível em: https://doi.org/10.1007/978-0-387-30164-8_525.
- SANTIAGO-PALMA, J.; PAYNE, R. Palliative care and rehabilitation. *Cancer: Interdisciplinary International Journal of the American Cancer Society*, Wiley Online Library, v. 92, n. S4, p. 1049–1052, 2001.
- SCHMIDT, H. et al. Upper and lower extremity robotic devices to promote motor recovery after stroke-recent developments. In: IEEE. *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.], 2004. v. 2, p. 4825–4828.

SCHMIDT, R. A.; LEE, T. D. Motor control and learning: a behavioral emphasis. champaign. IL: *Human Kinetics*, p. 227–266, 1988.

SCIAVICCO, L.; SICILIANO, B. *Modelling and control of robot manipulators*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2000.

SHILLER, Z.; DUBOWSKY, S. Time optimal paths and acceleration lines of robotic manipulators. In: IEEE. *26th IEEE Conference on Decision and Control*. [S.l.], 1987. v. 26, p. 199–204.

SICILIANO, B. et al. *Robotics: modelling, planning and control*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2010.

STAUBLI, P. et al. Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot armin ii in chronic stroke patients: four single-cases. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Springer, v. 6, n. 1, p. 46, 2009.

STEFANO, M. et al. Robotic upper limb rehabilitation after acute stroke by nerebot: Evaluation of treatment costs. *BioMed research international*, Hindawi, v. 2014, 2014.

STERPI, I. et al. The generalization of motor recovery after stroke: assessment within and outside the training workspace. In: IEEE. *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BIOROB)*. [S.l.], 2012. p. 1022–1025.

SULLIVAN, K. J. On “modified constraint-induced therapy...” page and levine. phys ther. 2007; 87: 872–878. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 87, n. 11, p. 1560–1560, 2007.

Mape (mean absolute percentage error) mean absolute percentage error (mape). In: SWAMIDASS, P. M. (Ed.). *Encyclopedia of Production and Manufacturing Management*. Boston, MA: Springer US, 2000. p. 462–462. ISBN 978-1-4020-0612-8. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/1-4020-0612-8_580>.

TAKEBAYASHI, T. et al. Assessment of the efficacy of reogo-j robotic training against other rehabilitation therapies for upper-limb hemiplegia after stroke: Protocol for a randomized controlled trial. *Frontiers in Neurology*, Frontiers, v. 9, p. 730, 2018.

TECHNOLOGIES, U. *Plataforma de desenvolvimento em tempo real*. 2021. [Online; acessado 17-Julho-2021]. Disponível em: <<https://unity.com/pt>>.

TRELHA, C. S.; GUTIERREZ, P. R.; MATSUO, T. Prevalência de sintomas músculo-esqueléticos em fisioterapeutas da cidade de londrina. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 11, n. 1, p. 15–23, 2004.

UMPHRED, D. *Reabilitação neurológica (4a edi.)*. [S.l.]: São Paulo: Editora Manole, 2004.

VERGARO, E. et al. Self-adaptive robot training of stroke survivors for continuous tracking movements. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 7, n. 1, p. 13, 2010.

VIVEIROS, E.; CAMARGO, E. A biônica no ensino de física: uma tecnologia assistiva utilizando uma interface cérebro-computador para controlar uma unidade robótica. *VIII ENPEC–2011. Campinas, São Paulo. Disponível em: <http://www.nutes.ufrj.br/abrapec/viiienpec/resumos/R0774-2.pdf>. Acesso em, v. 9, 2011.*

ZOLLO, L. et al. Quantitative evaluation of upper-limb motor control in robot-aided rehabilitation. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 49, n. 10, p. 1131, 2011.

ANEXO A

TRAJETÓRIAS GERADAS NO ESPAÇO CARTESIANO

A.1 Polinômio Cúbico

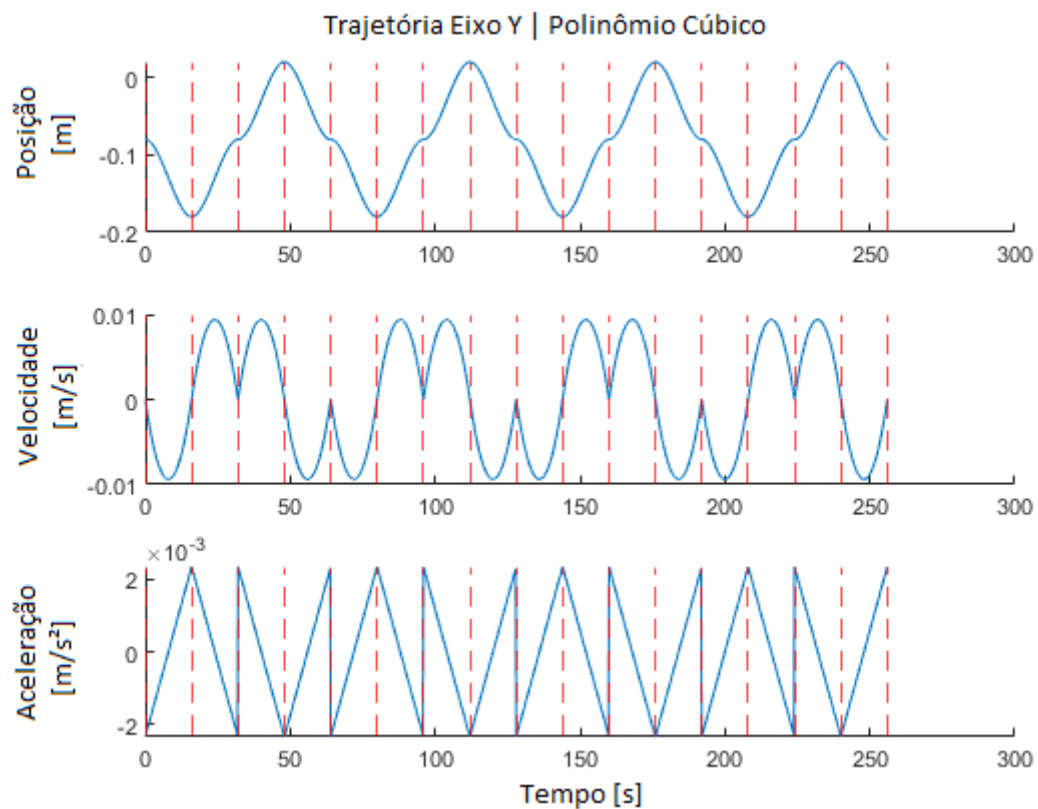


Figura 76: Trajetória cartesiana no eixo y para polinômio cúbico.

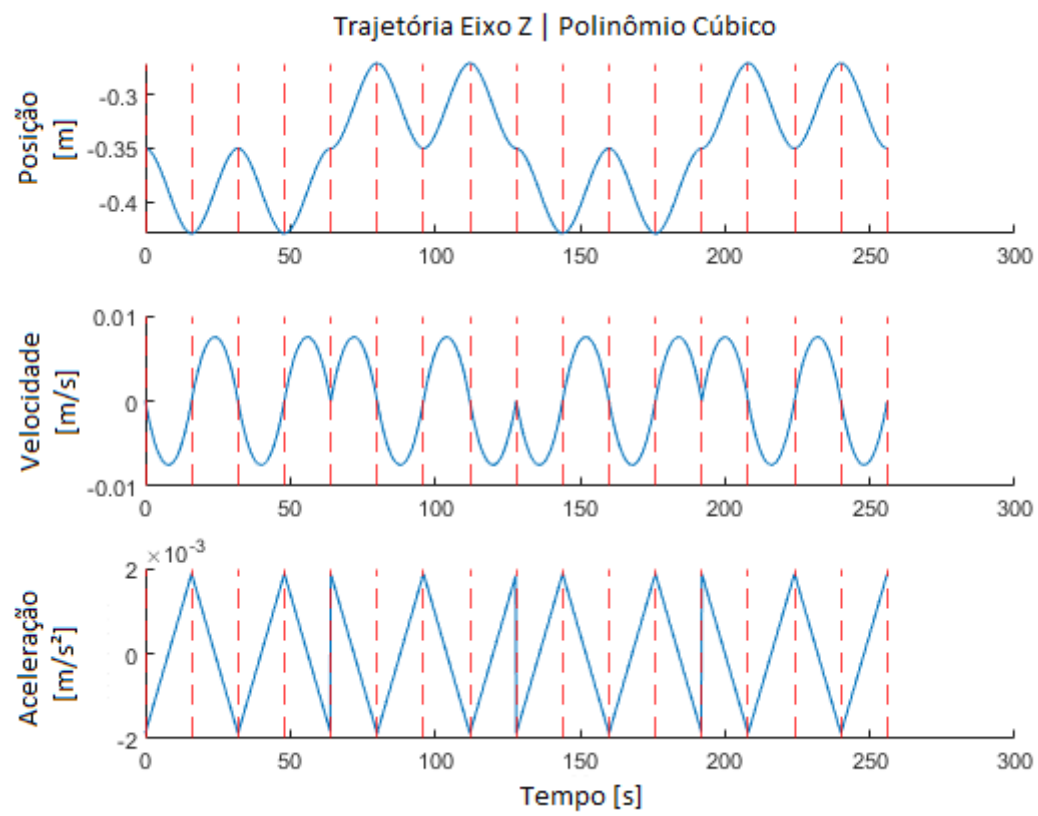


Figura 77: Trajetória cartesiana no eixo z para polinômio cúbico.

A.2 Polinômio de Quinto Grau

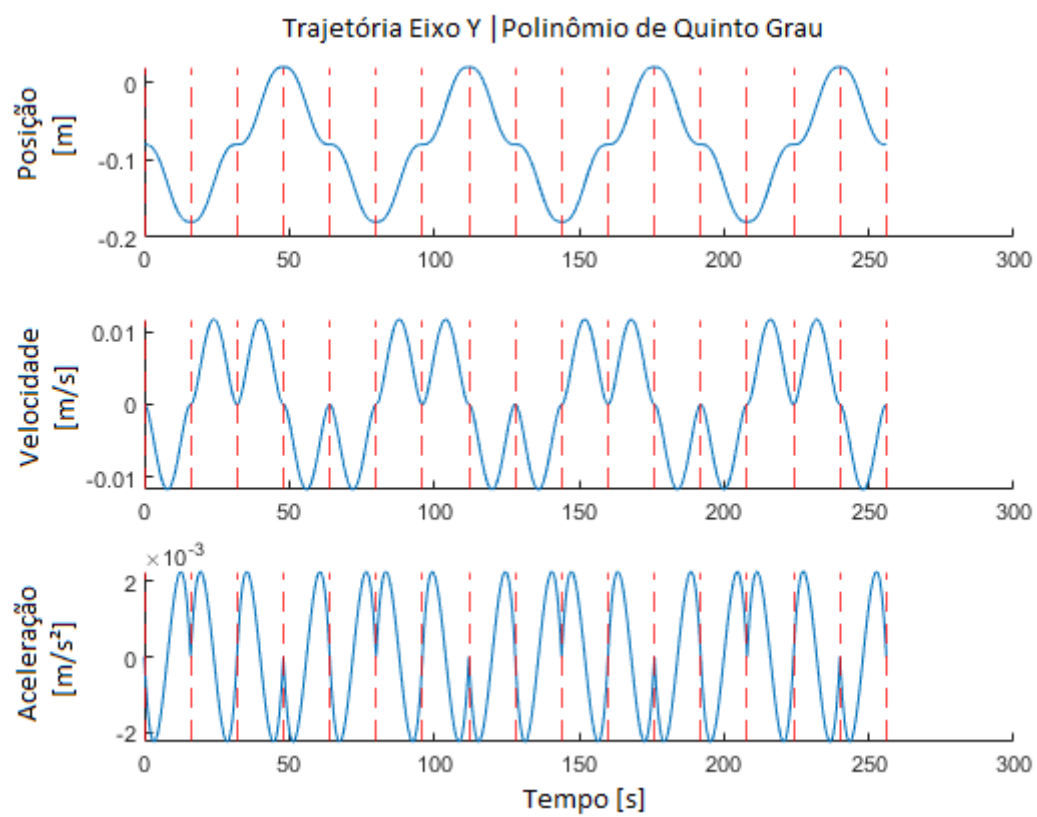


Figura 78: Trajetória cartesiana no eixo y para polinômio de quinto grau.

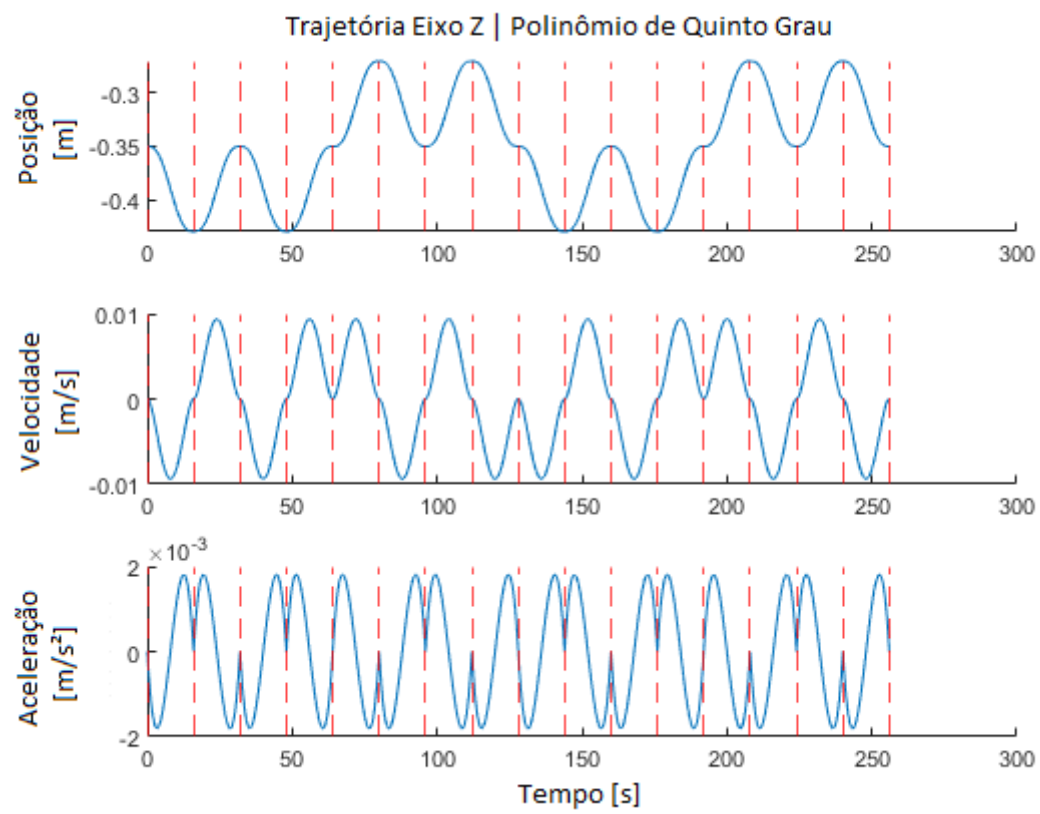


Figura 79: Trajetória cartesiana no eixo z para polinômio de quinto grau.

A.3 Suavização Parabólica - Velocidade com Perfil Trapezoidal

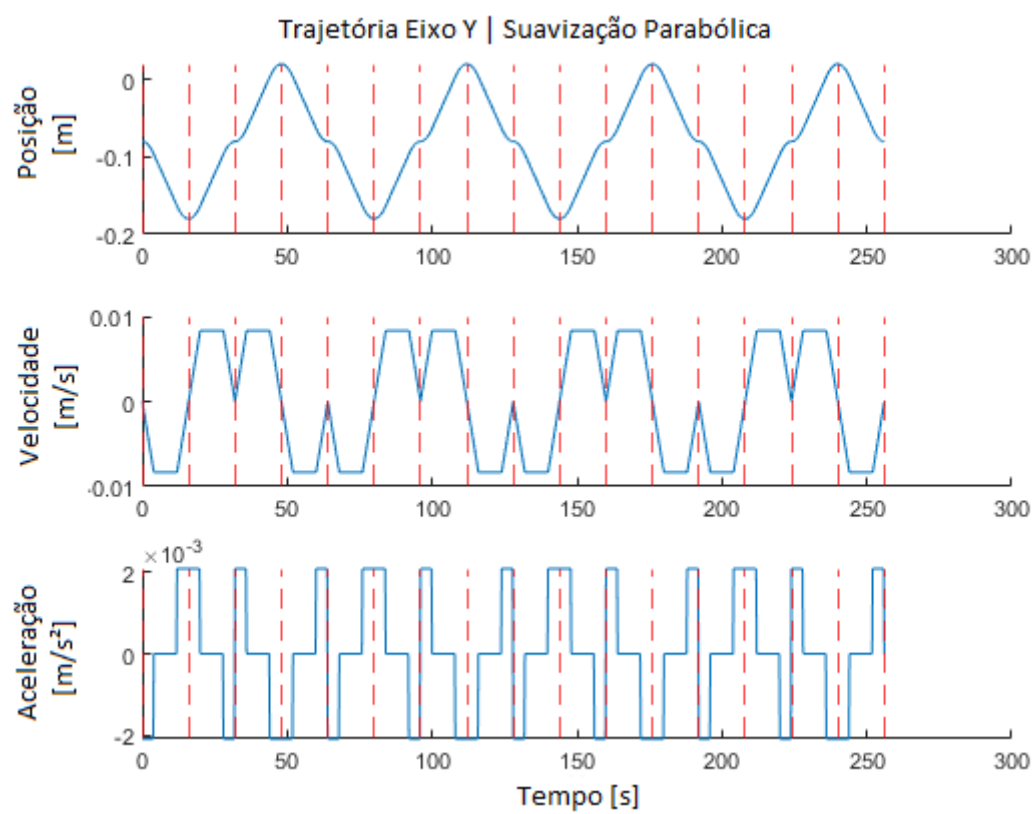


Figura 80: Trajetória cartesiana no eixo y para suavização parabólica.

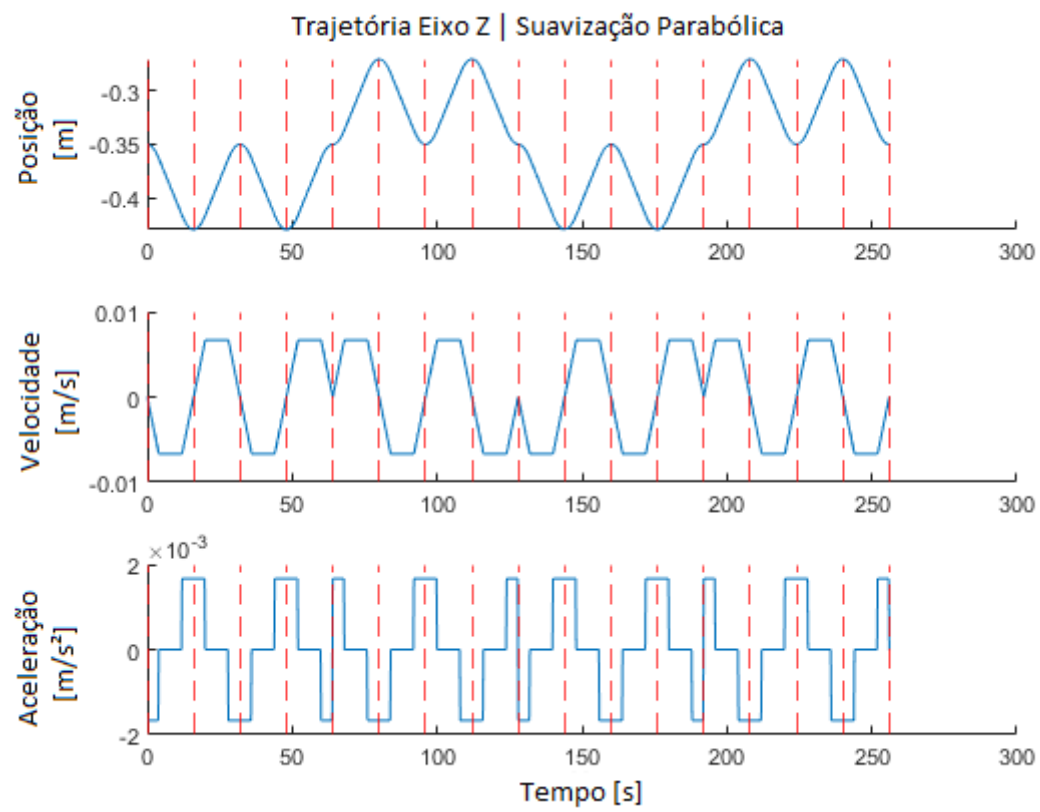


Figura 81: Trajetória cartesiana no eixo z para suavização parabólica.

ANEXO B

TRAJETÓRIAS GERADAS NO ESPAÇO DE JUNTAS

B.1 Polinômio Cúbico

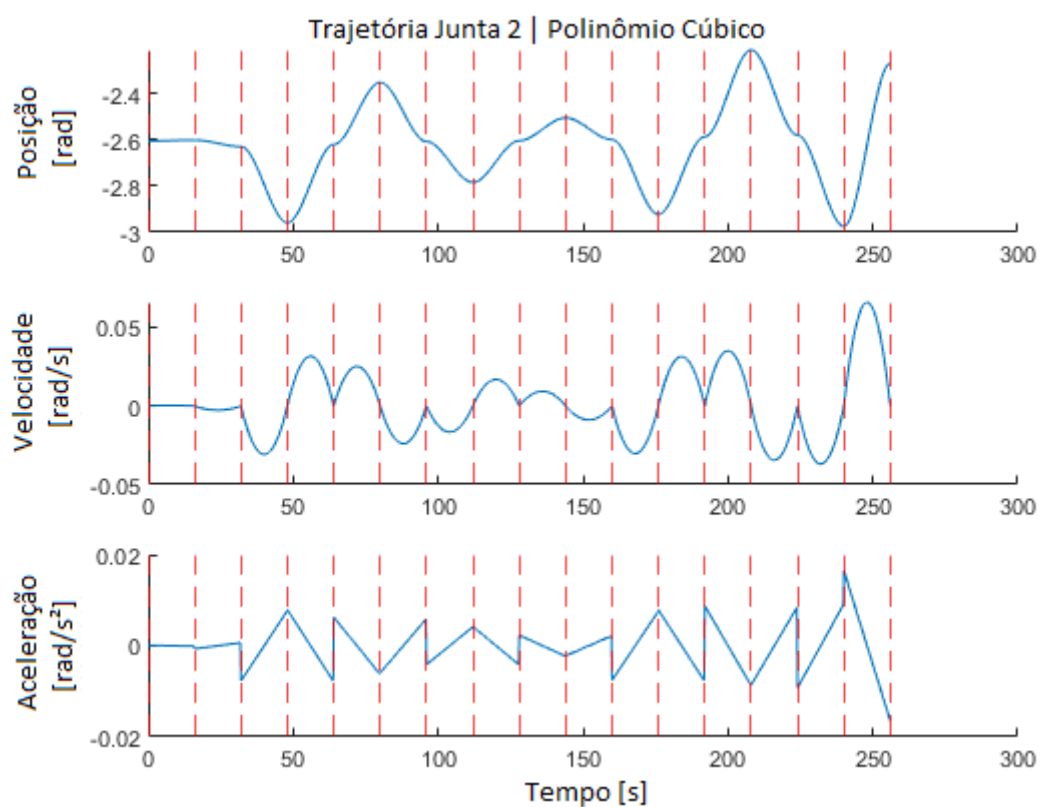


Figura 82: Trajetória da junta 2 para polinômio cúbico.

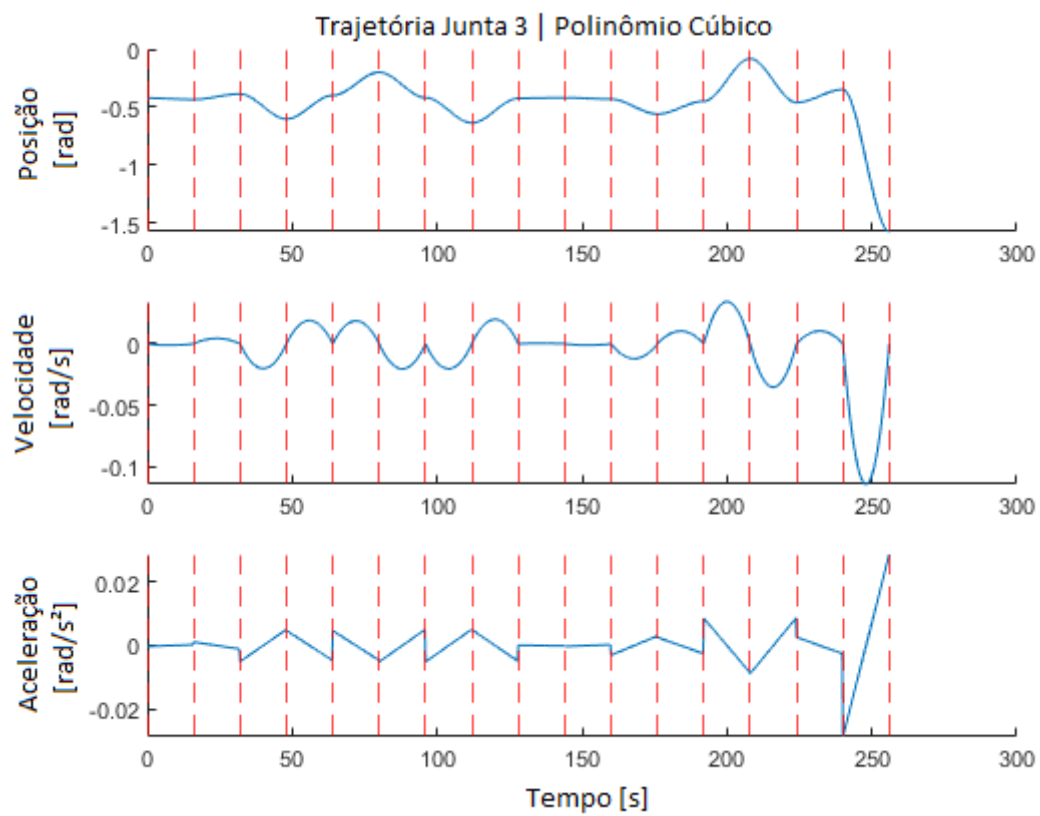


Figura 83: Trajetória da junta 3 para polinômio cúbico.

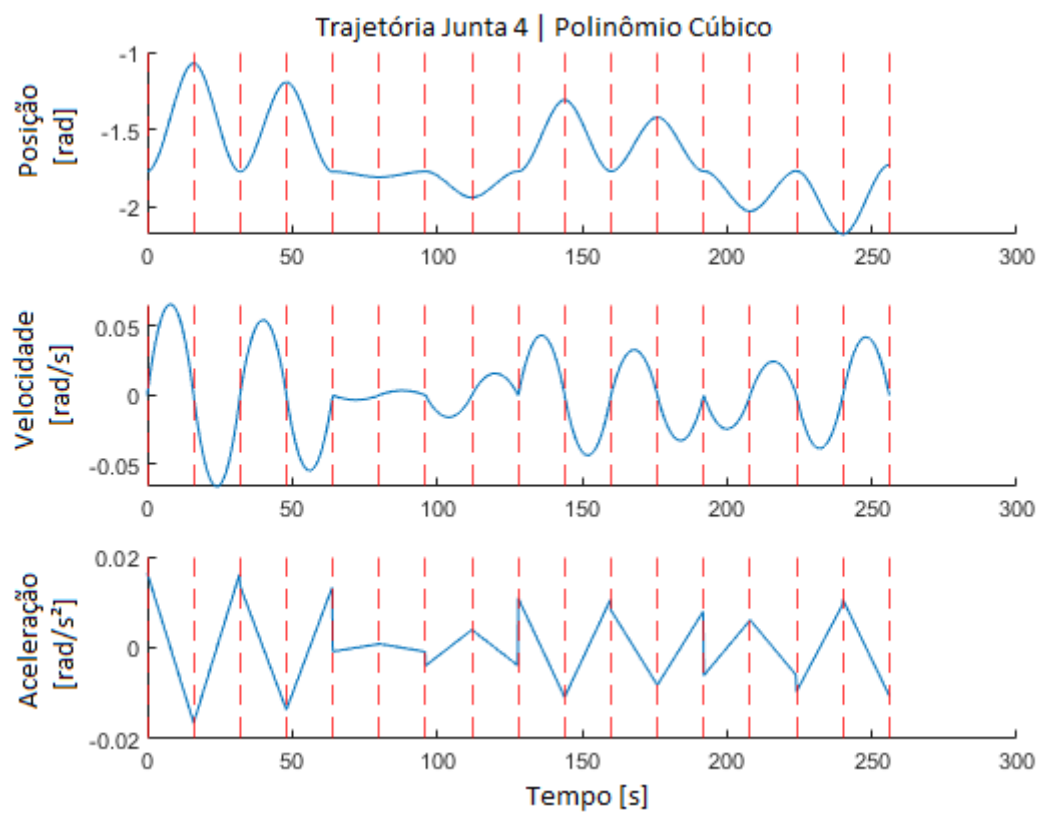


Figura 84: Trajetória da junta 4 para polin mio cúbico.

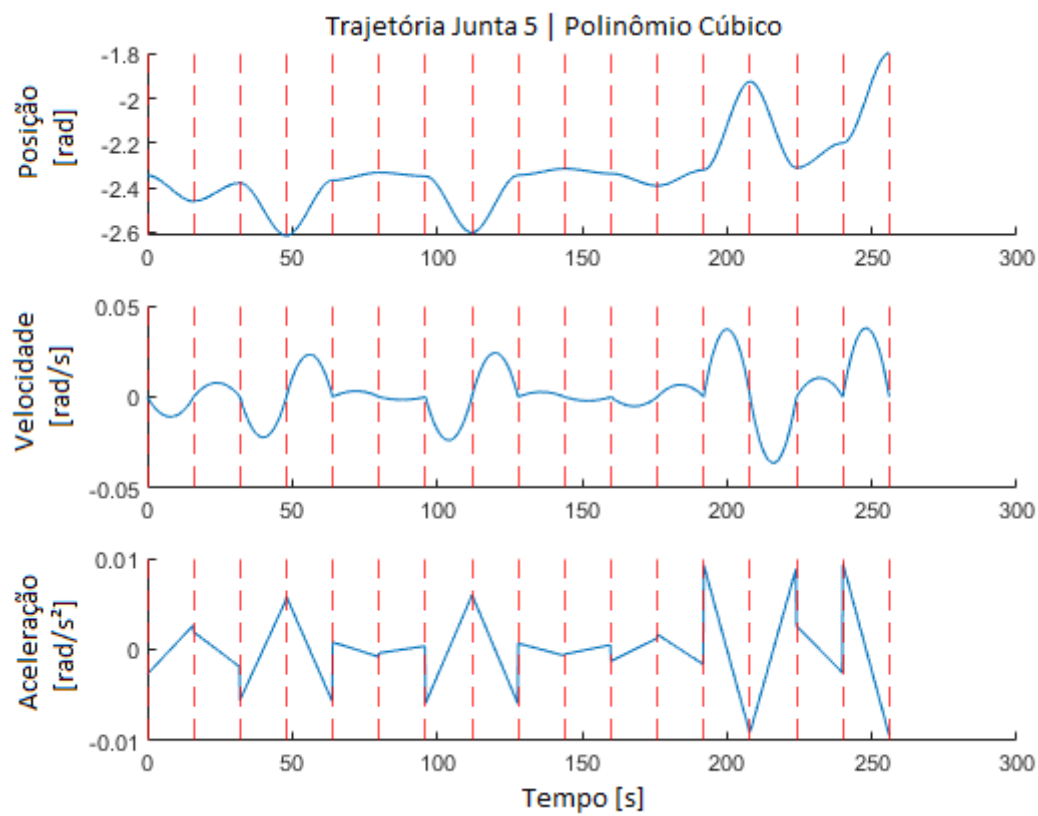


Figura 85: Trajetória da junta 5 para polinômio cúbico.

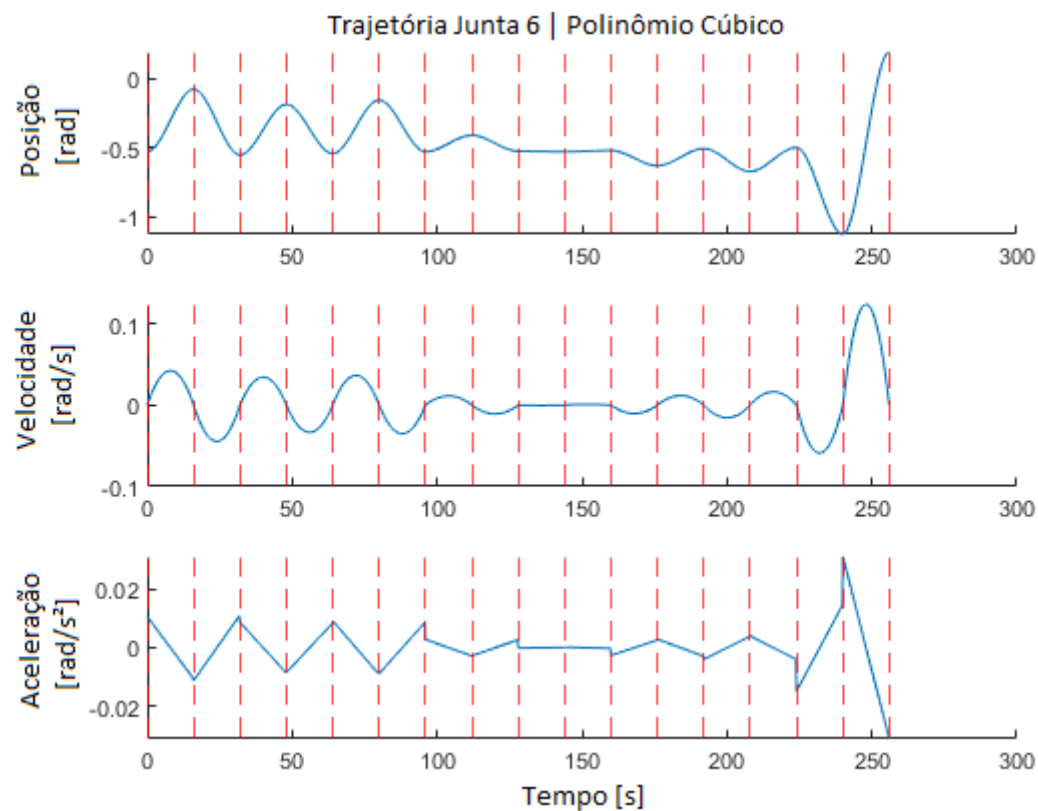


Figura 86: Trajetória da junta 6 para polinômio cúbico.

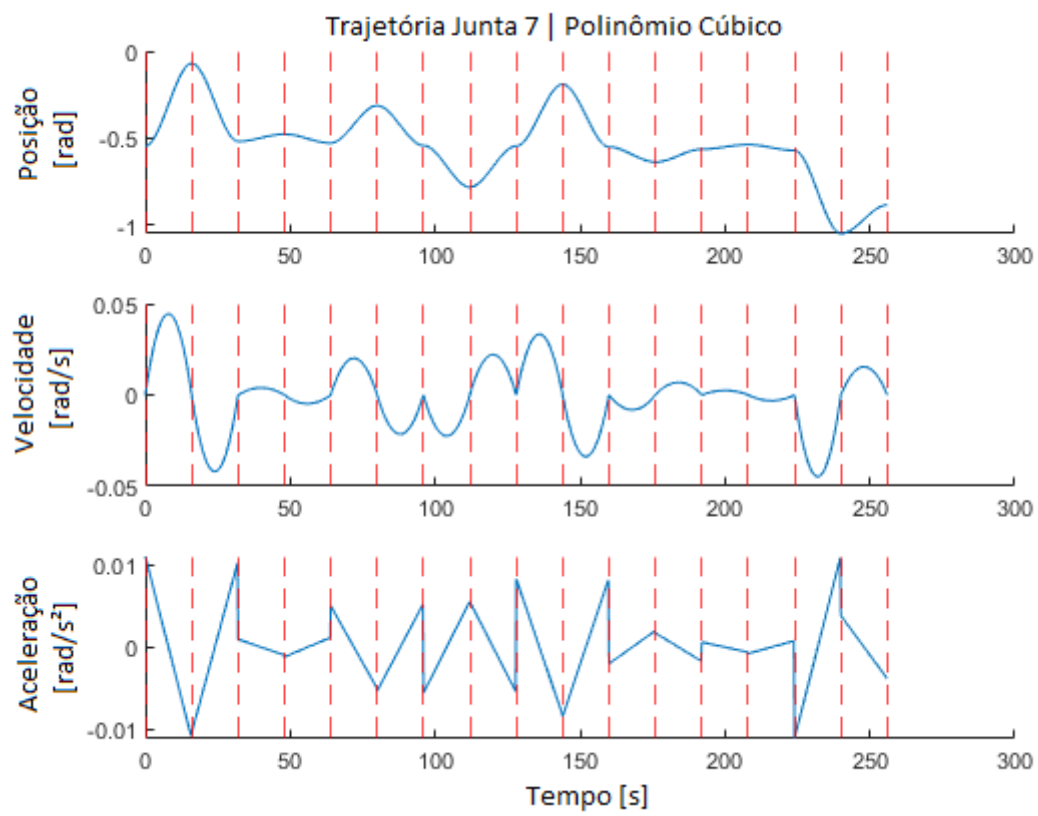


Figura 87: Trajetória da junta 7 para polinômio cúbico.

B.2 Polinômio de Quinto Grau

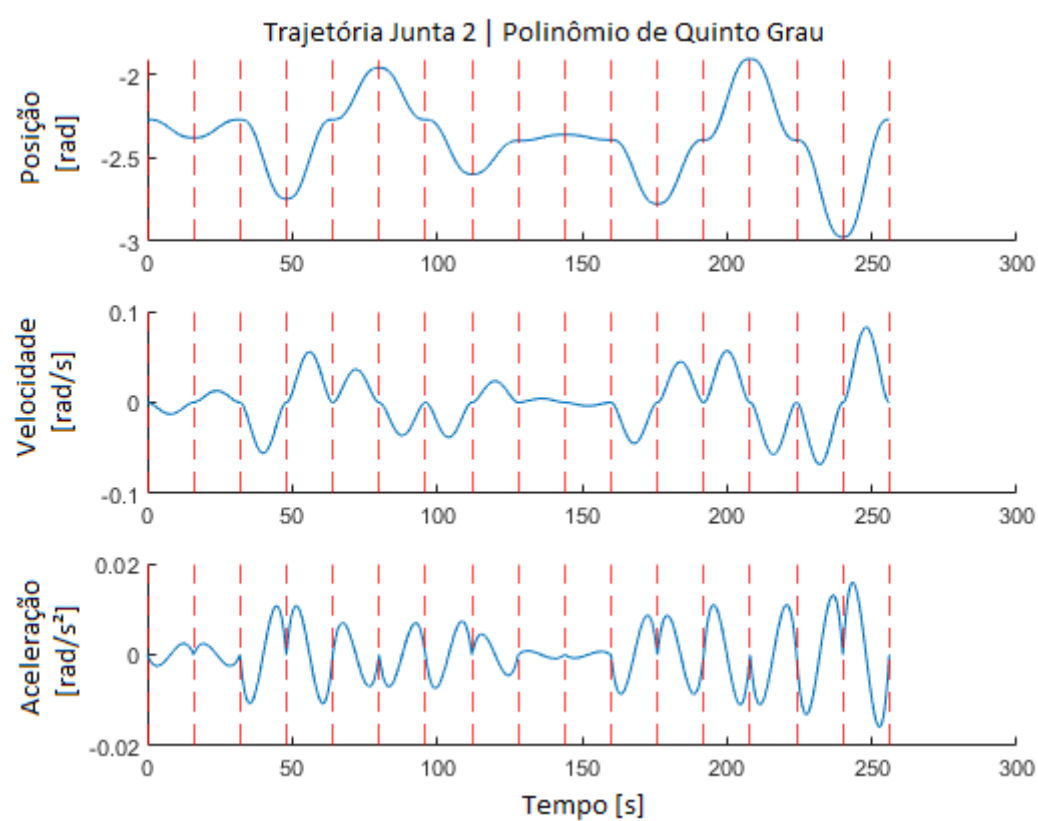


Figura 88: Trajetória da junta 2 para polinômio de quinto grau.

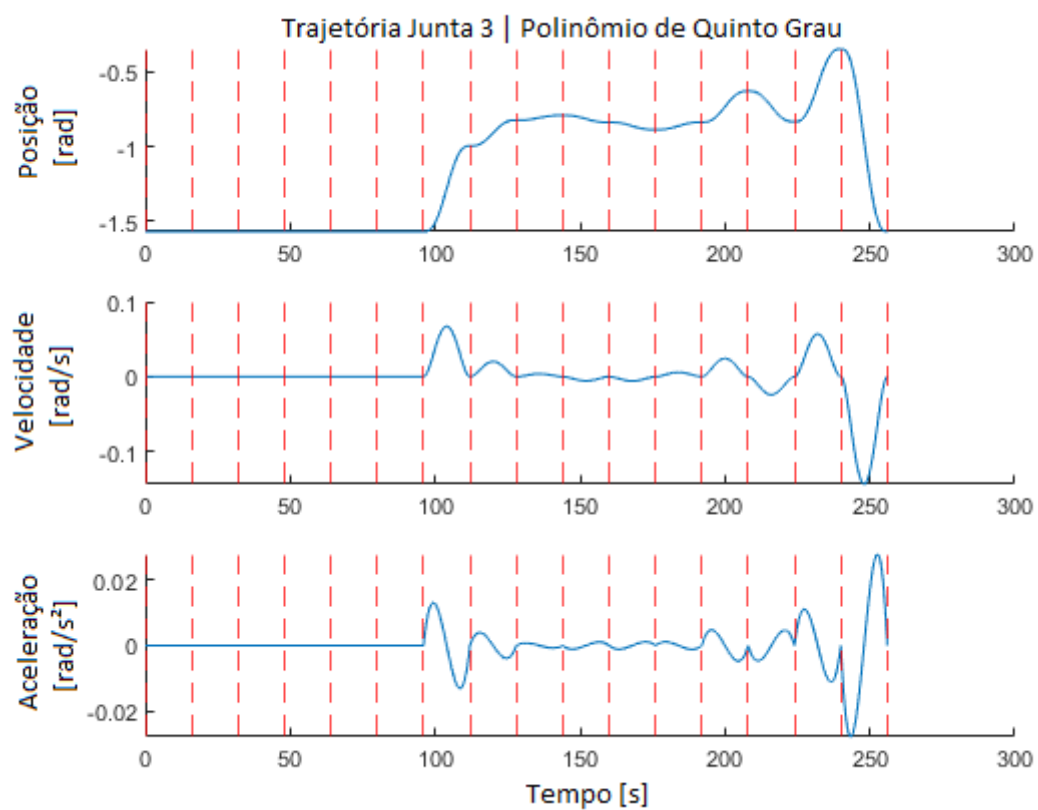


Figura 89: Trajetória da junta 3 para polinômio de quinto grau.

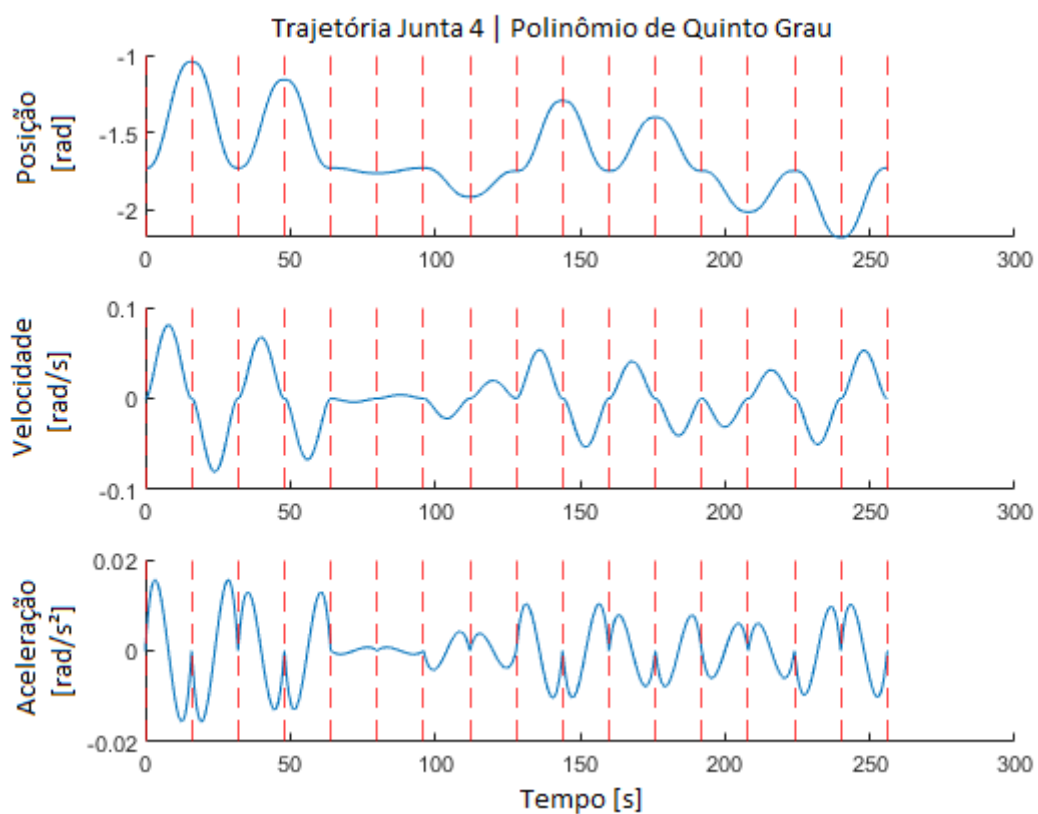


Figura 90: Trajetória da junta 4 para polinômio de quinto grau.

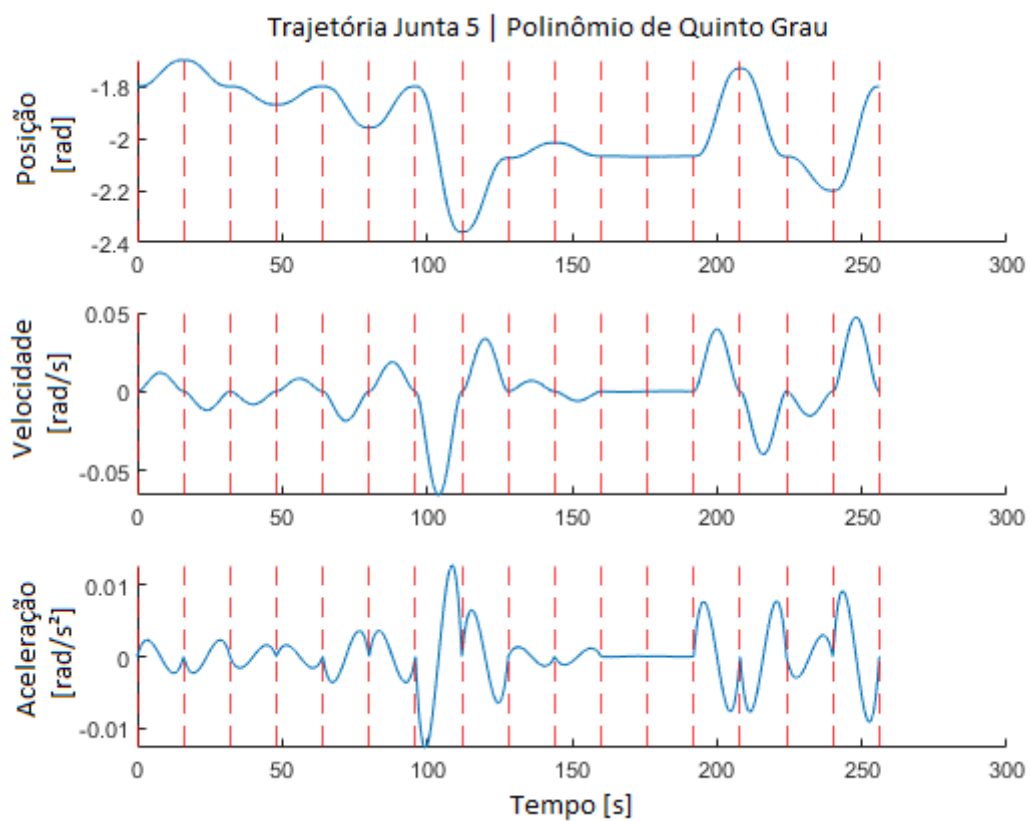


Figura 91: Trajetória da junta 5 para polinômio de quinto grau.

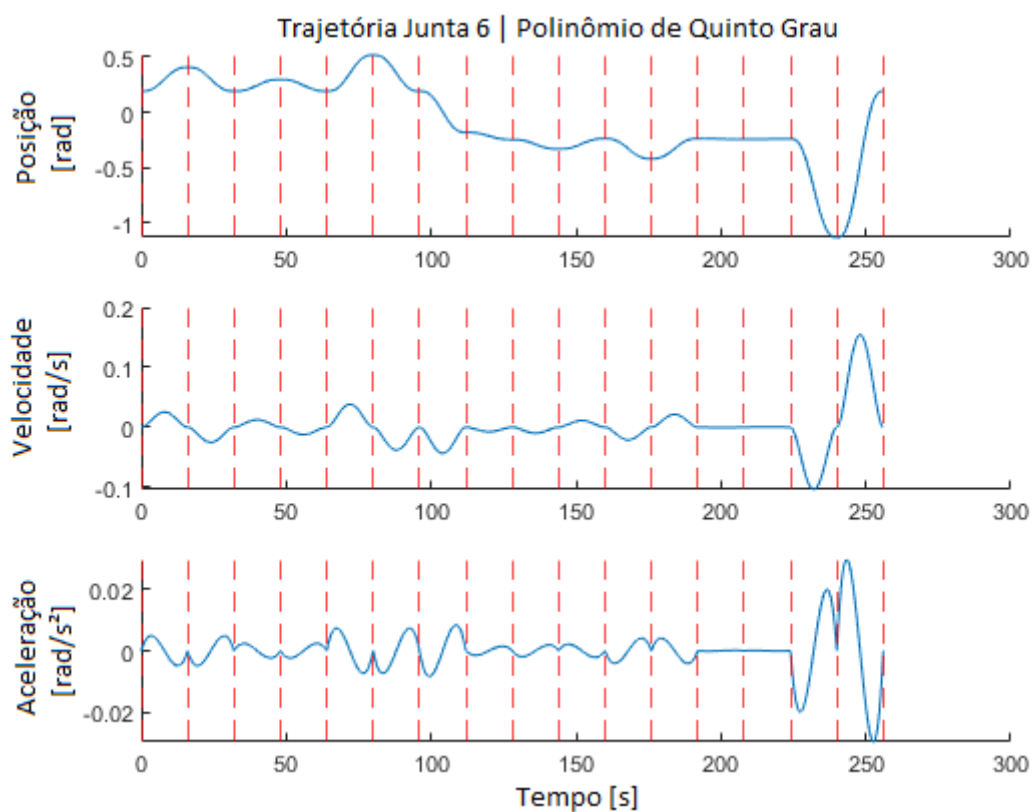


Figura 92: Trajetória da junta 6 para polinômio de quinto grau.

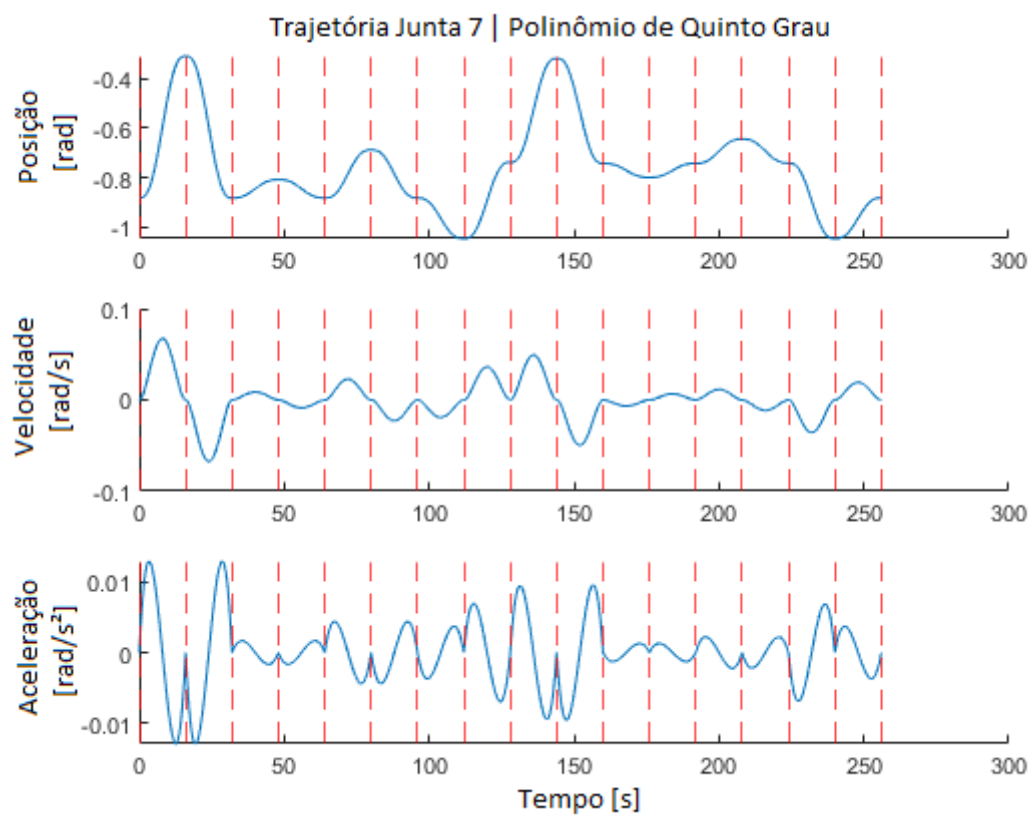


Figura 93: Trajetória da junta 7 para polinômio de quinto grau.

B.3 Suavização Parabólica - Velocidade com Perfil Trapezoidal

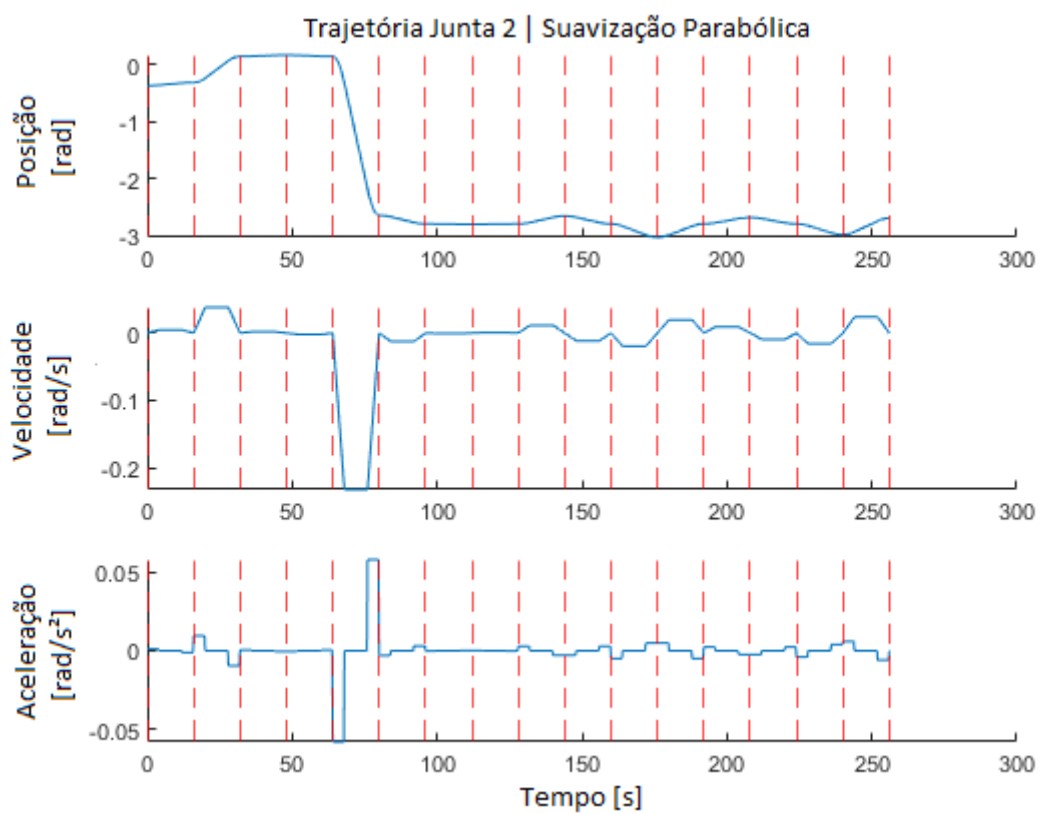


Figura 94: Trajetória da junta 2 para suavização parabólica.

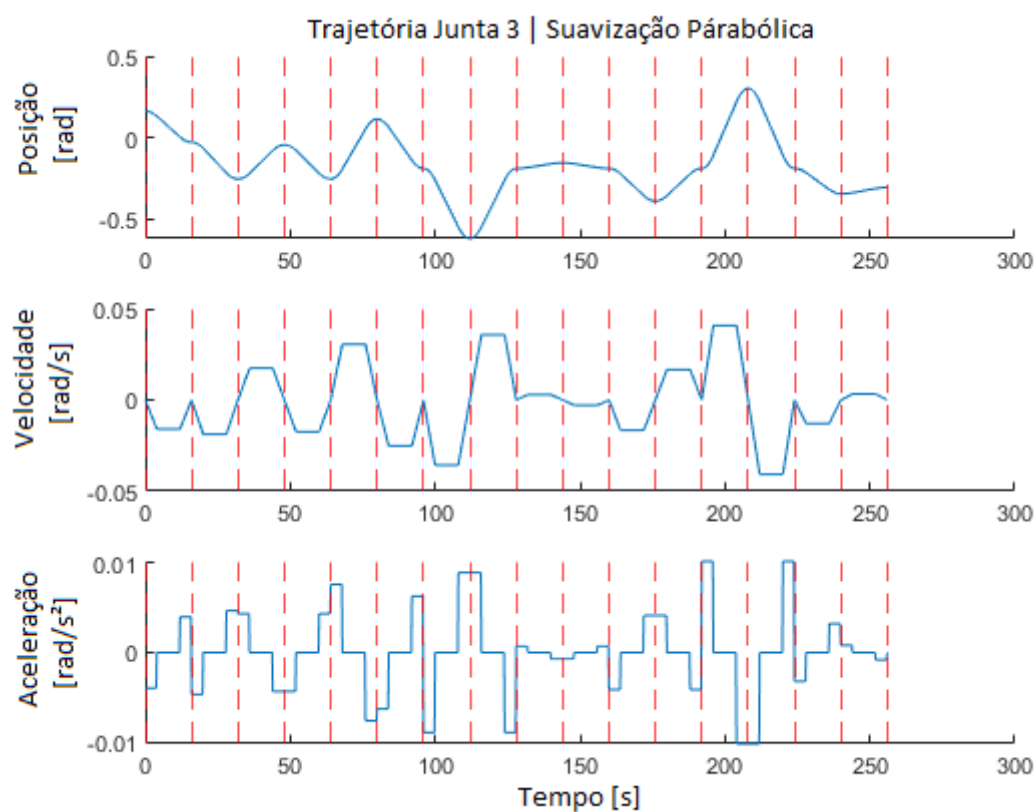


Figura 95: Trajetória da junta 3 para suavização parabólica.

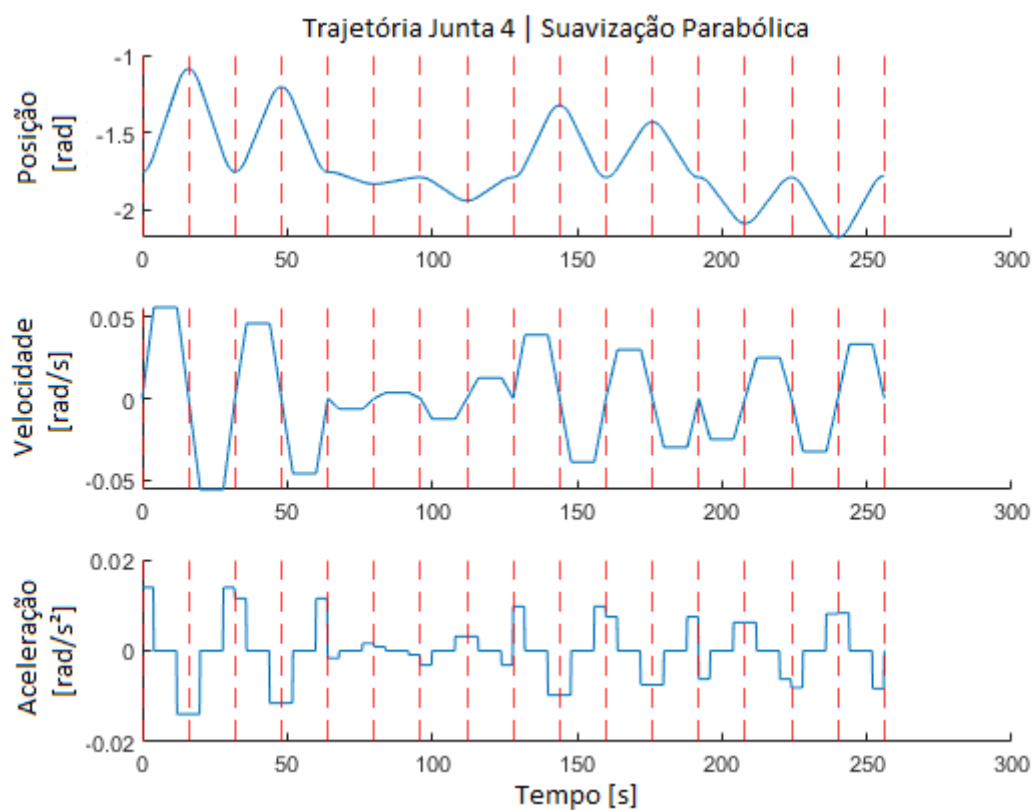


Figura 96: Trajetória da junta 4 para suavização parabólica.

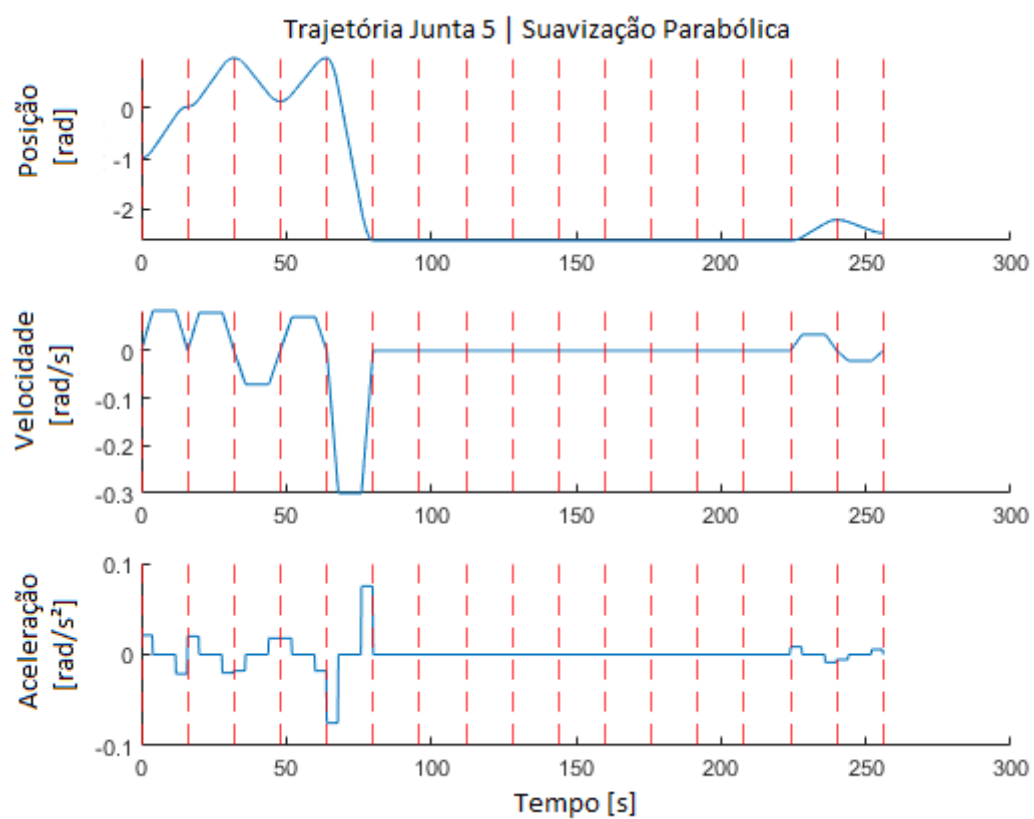


Figura 97: Trajetória da junta 5 para suavização parabólica.

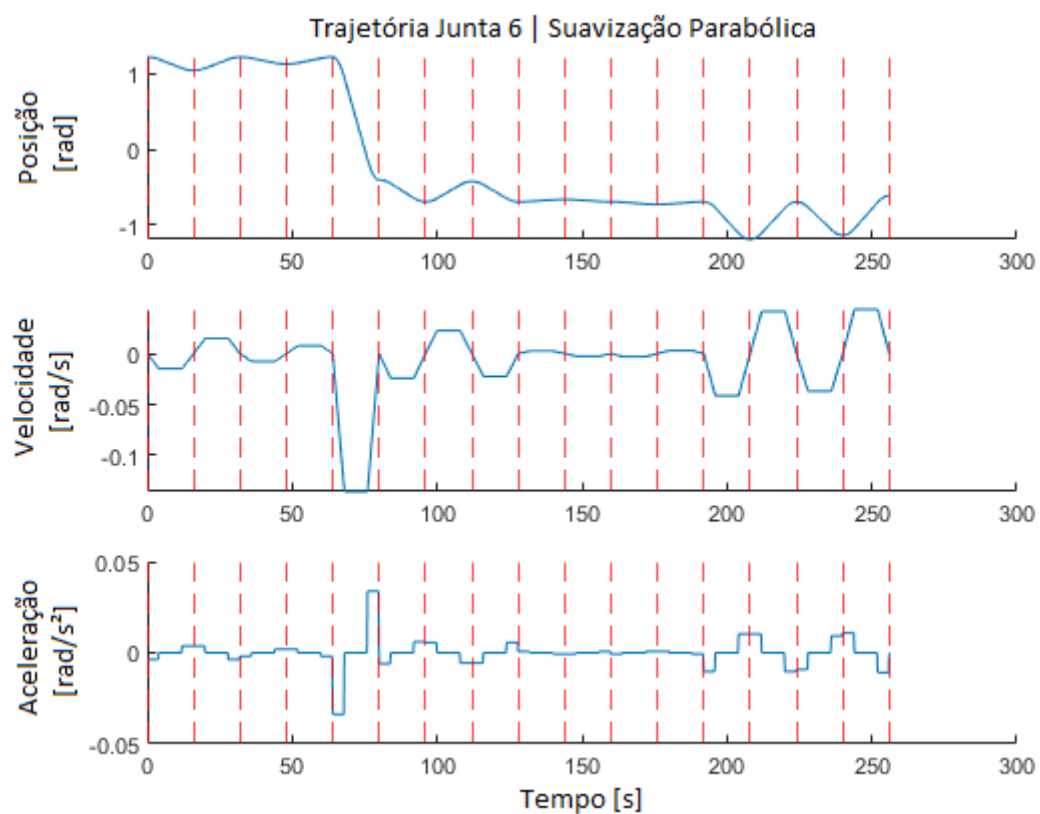


Figura 98: Trajetória da junta 6 para suavização parabólica.

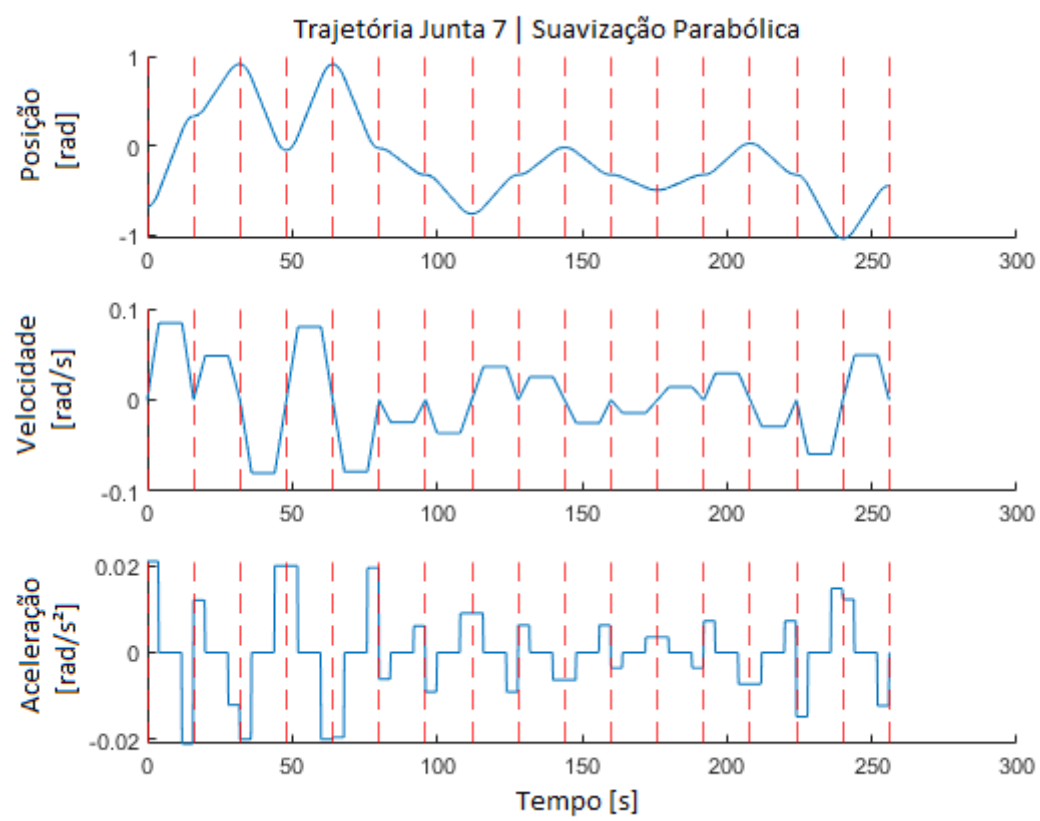


Figura 99: Trajetória da junta 7 para suavização parabólica.

ANEXO C

COMPARAÇÃO DOS MOVIMENTOS DE JUNTAS ENTRE A GERAÇÃO DE TRAJETÓRIA NO ESPAÇO CARTESIANO E ESPAÇO DE JUNTAS

C.1 Polinômio Cúbico

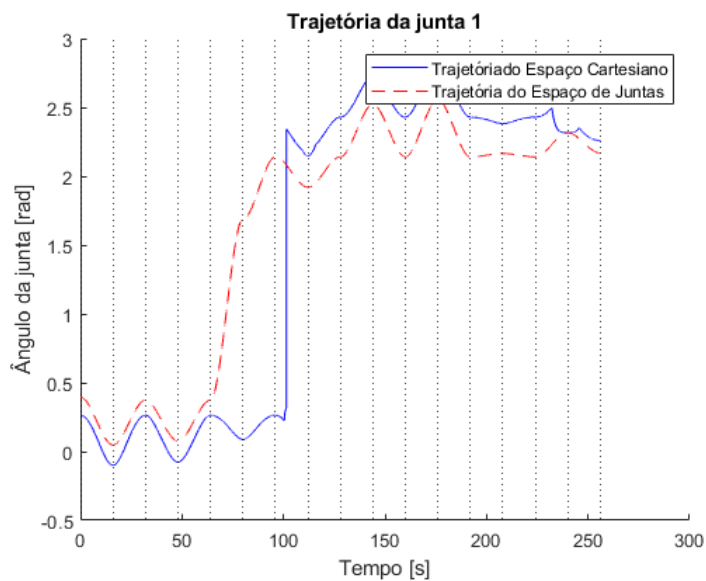


Figura 100: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 1 para polinômio cúbico.

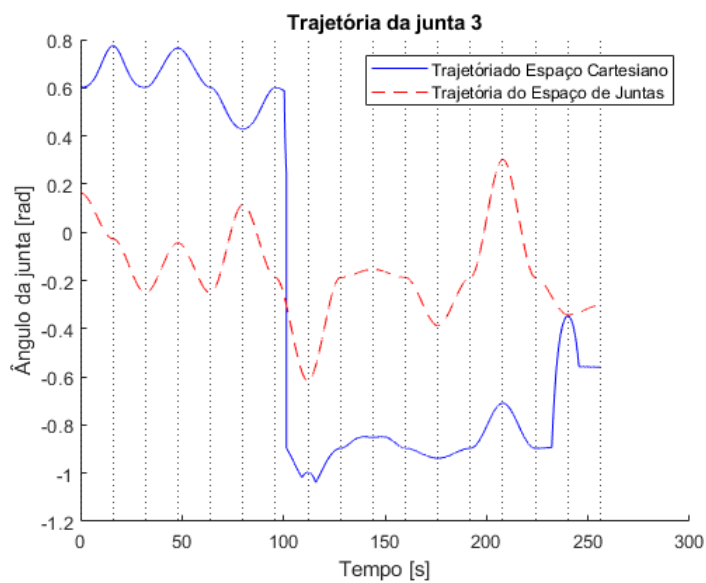


Figura 101: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 3 para polinômio cúbico.

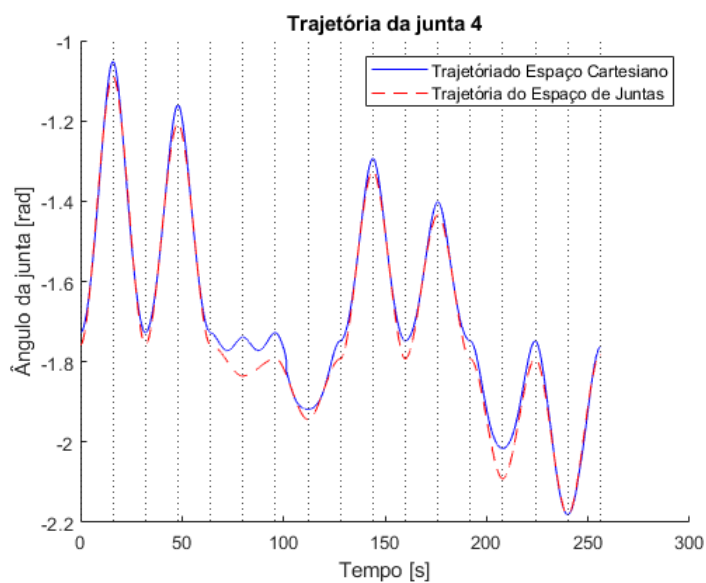


Figura 102: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 4 para polinômio cúbico.

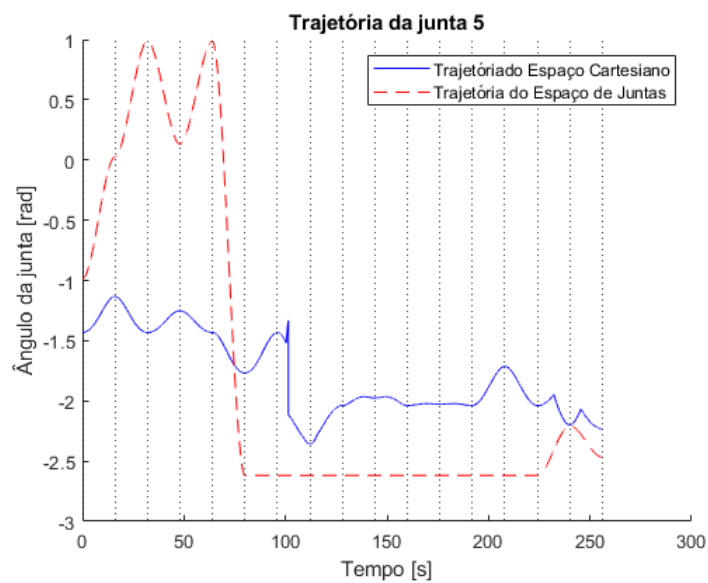


Figura 103: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 5 para polinômio cúbico.

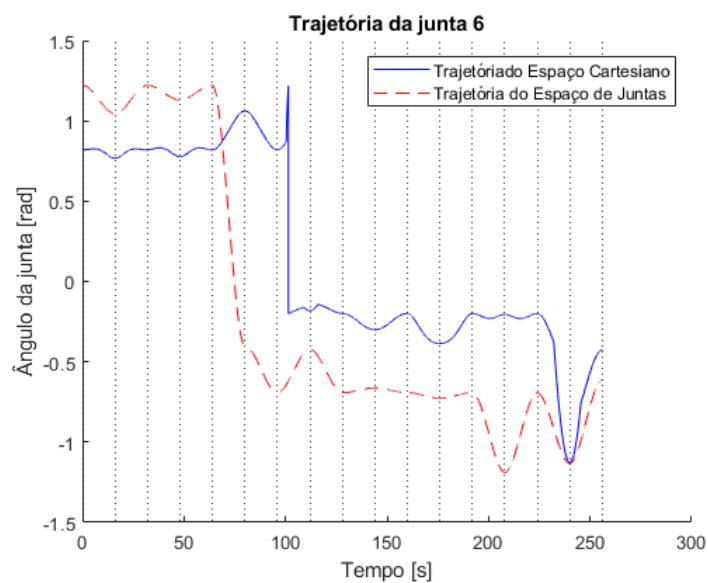


Figura 104: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 6 para polinômio cúbico.

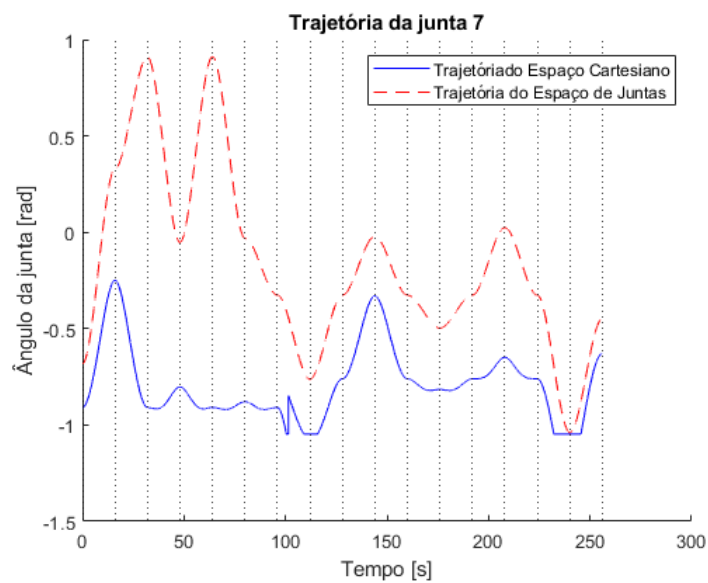


Figura 105: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 7 para polinômio cúbico.

C.2 Polinômio de Quinto Grau

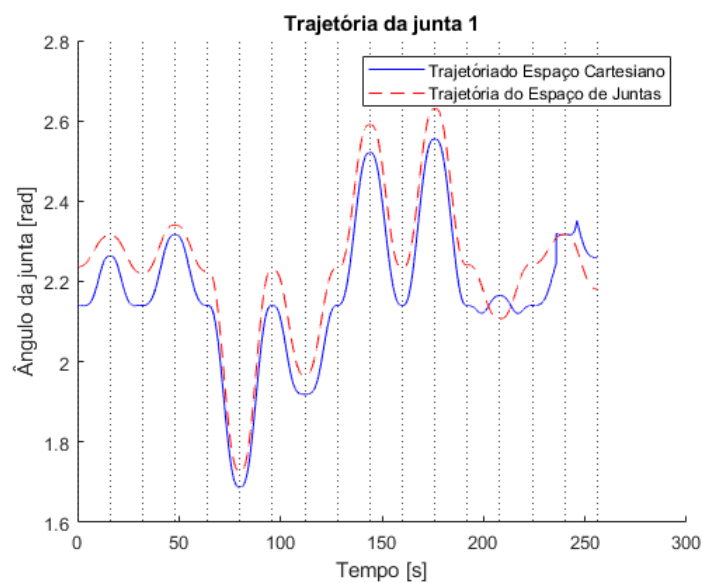


Figura 106: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 1 para polinômio de quinto grau.

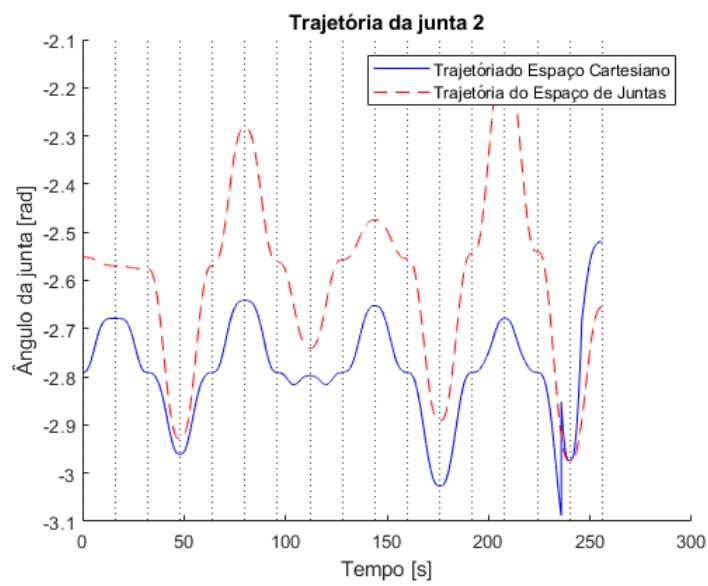


Figura 107: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 2 para polinômio de quinto grau.

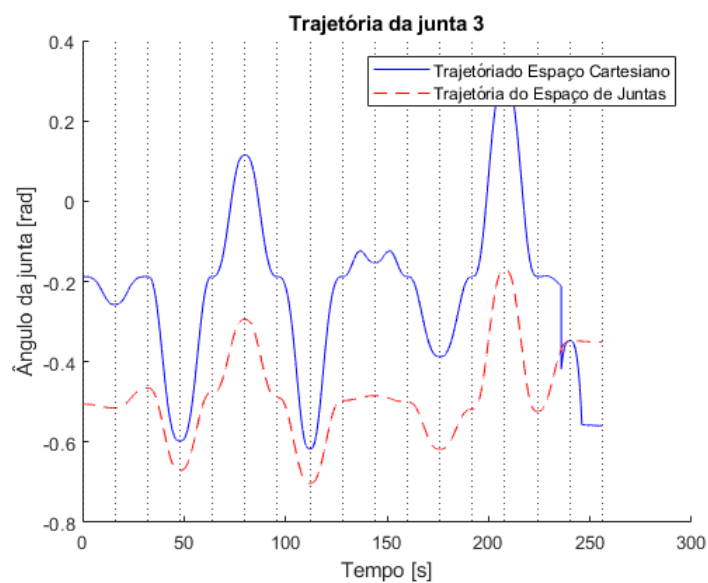


Figura 108: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 3 para polinômio de quinto grau.

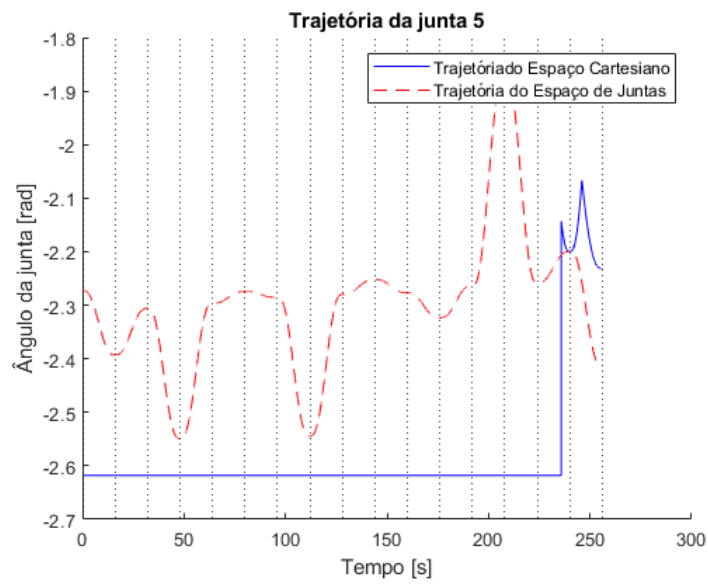


Figura 109: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 5 para polinômio de quinto grau.

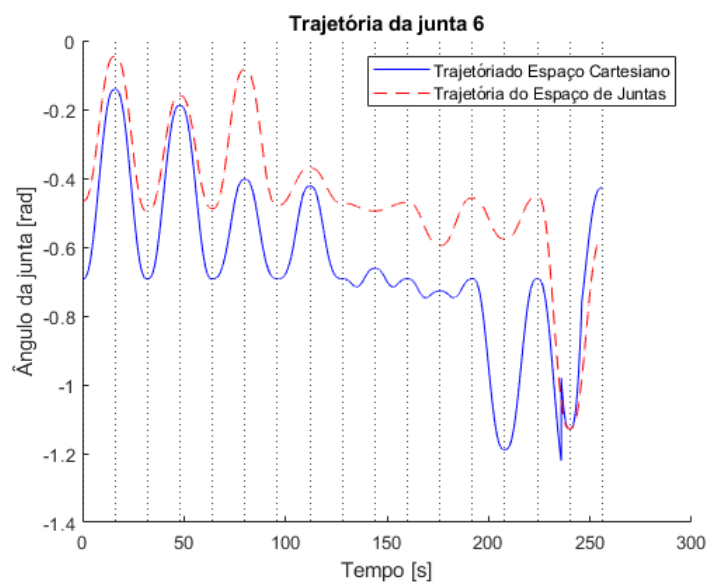


Figura 110: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 6 para polinômio de quinto grau.

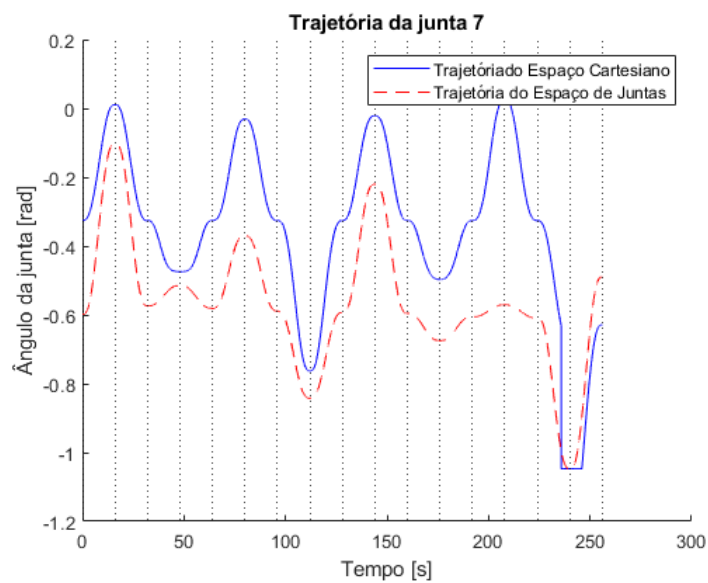


Figura 111: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 7 para polinômio de quinto grau.

C.3 Suavização Parabólica - Velocidade com Perfil Trapezoidal

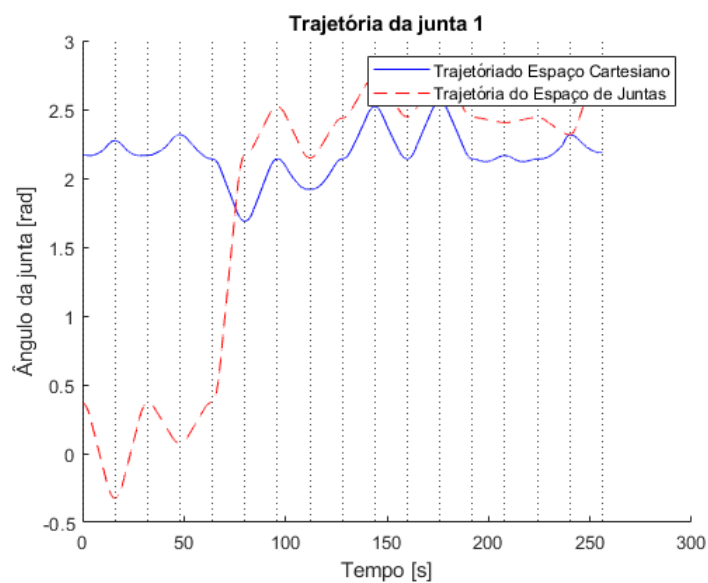


Figura 112: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 1 para suavização parabólica.

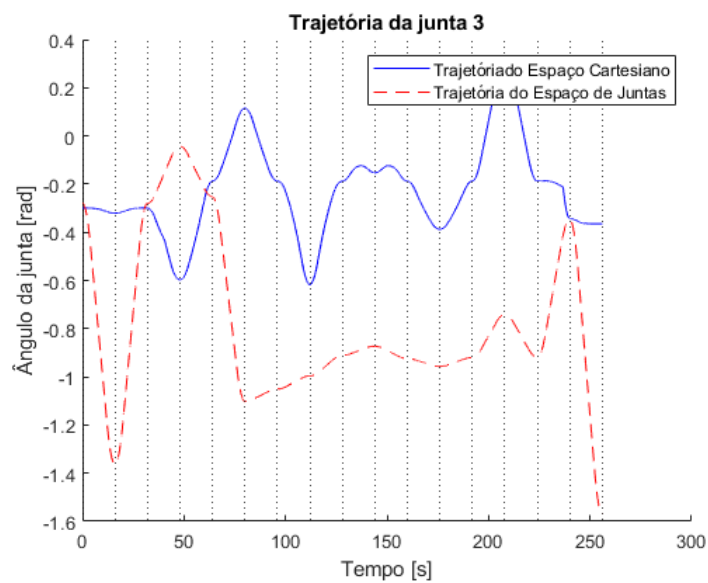


Figura 113: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 3 para suavização parabólica.

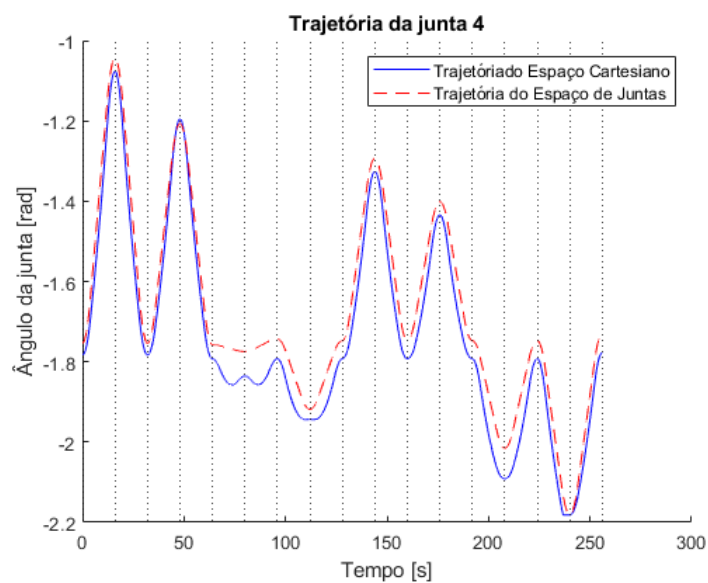


Figura 114: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 4 para suavização parabólica.

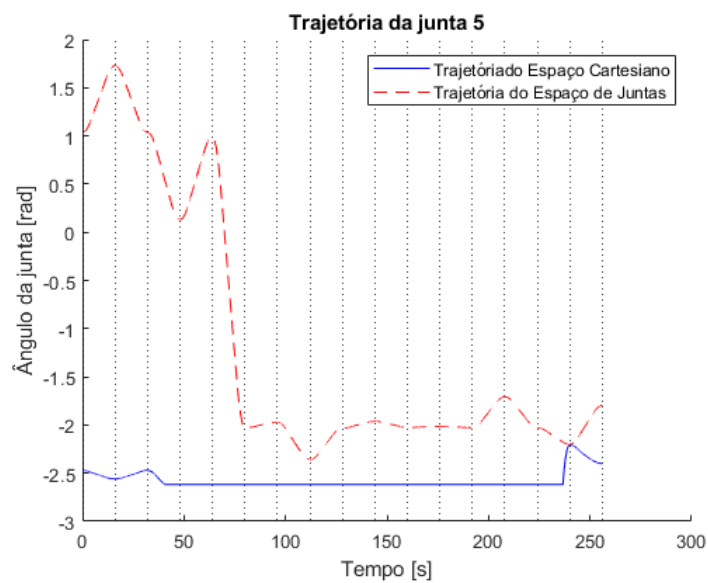


Figura 115: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 5 para suavização parabólica.

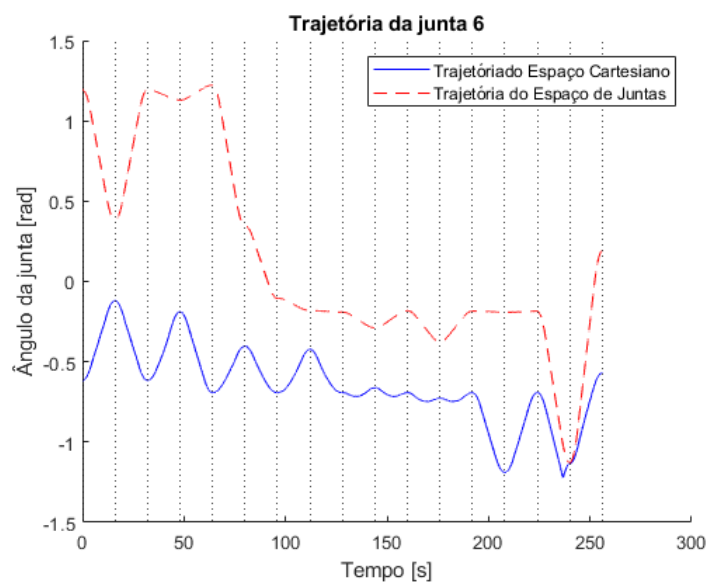


Figura 116: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 6 para suavização parabólica.

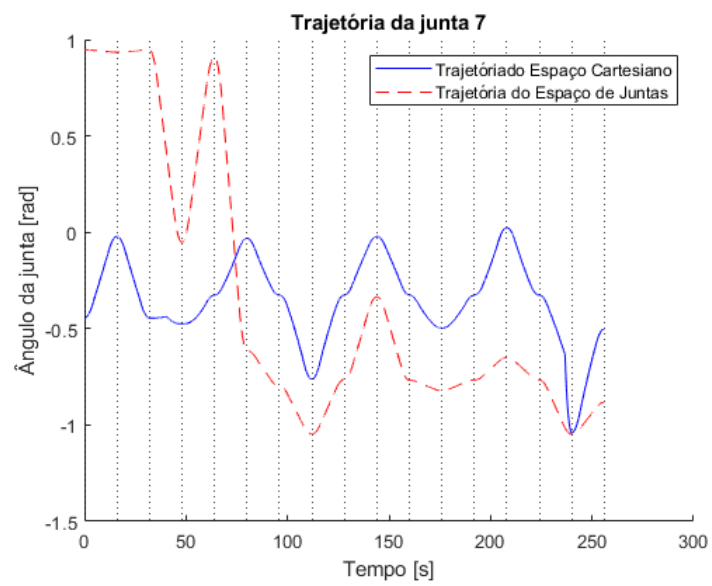


Figura 117: Comparação da geração de trajetória no espaço cartesiano e no espaço de juntas: junta 7 para suavização parabólica.