



Aplicação de robôs colaborativos em tratamentos fisiátricos

DANIELA BARROS MARTINS

Novembro de 2020

,

Aplicação de robôs colaborativos a tratamentos fisiátricos

Daniela Barros Martins



Mestrado em Engenharia da Computação e Instrumentação Médica

Departamento de Física

Instituto Superior de Engenharia do Porto

2020

Esta dissertação satisfaz, parcialmente, os requisitos que constam da Ficha de Unidade Curricular de Tese/Dissertação, do 2º ano, do Mestrado em Engenharia da Computação e Instrumentação Médica

Candidato: Daniela Barros Martins, N° 1180380, 1180380@isep.ipp.pt,
daniela.mz@live.com.pt

Orientação científica: Manuel Fernando dos Santos Silva, mss@isep.ipp.pt

Empresa: INESC TEC

Supervisão: Luís Rocha, luis.f.rocha@inesctec.pt



Mestrado em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

Departamento de Física

Instituto Superior de Engenharia do Porto

6 de Novembro de 2020

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao meu orientador, Professor Manuel Silva, pelo apoio prestado. A sua orientação e visão foram inestimáveis, e estou-lhe grata pela sua capacidade de promover a inovação e o entusiasmo durante este trabalho.

Também gostaria de agradecer ao meu co-orientador, ao Doutoramento em Engenharia Luís Rocha, à investigadora e Engenheira Biomédica Cláudia Rocha e à restante equipa do iiLab por todo o conhecimento partilhado sobre manipuladores industriais, bem como pelo apoio prestado durante o desenvolvimento deste projeto.

Por último, mas não menos importante, quero agradecer à minha família e amigos próximos toda a motivação e ajuda ao longo dos últimos meses.

Resumo

Nesta dissertação, foi realizado um levantamento do estado da arte sobre robôs colaborativos desenvolvidos para aplicação em tratamentos fisioterápicos do membro superior e foi desenvolvida uma solução para aplicação no mesmo tipo de tratamentos, utilizando o manipulador robótico UR5 e um computador.

Neste sentido, foi desenvolvido um programa Python e um conjunto de programas no Polyscope, o software do robô. Para a aplicação dos dois programas, foi projetada e impressa uma peça, simulando uma pega, para ser fixada na extremidade do robô. Sobre o primeiro programa, a comunicação foi estabelecida entre o computador e o robô. As instruções foram enviadas para a execução das trajetórias e outras instruções foram desenvolvidas para que o robô pudesse enviar os valores das posições ao computador, ao longo das trajetórias executadas.

Em relação ao conjunto de programas desenvolvidos no Polyscope, foram definidos exercícios para realizar flexão e extensão do ombro e cotovelo. Um programa corresponde a um movimento de cada articulação. Cada programa permitiu desenvolver um movimento padrão e um movimento no modo de força do robô. As instruções de envio de informações possibilitaram a aquisição das posições ao longo das trajetórias no computador. A comparação das trajetórias nos dois tipos de modo de operação, permitiu avaliar o desvio das trajetórias executadas em relação às trajetórias padrão.

Abstract

In this dissertation, a state of the art survey was carried out on collaborative robots developed for application in physiotherapy treatments on the upper limb and a solution was developed for application in physiatric treatments, using the UR5 robotic manipulator and a computer.

In this sense, a Python program and a set of programs in Polyscope, the robot's software, were developed. For the application of both programs, a piece was designed and printed, simulating a handle, to be attached to the end of the robot. About the first program, communication was established between the computer and the robot. Instructions were sent for trajectories' execution and other instructions were developed so the robot could send positions' values to the computer, along the executed trajectories.

Regarding the set of programs developed in Polyscope, exercises were defined to perform flexion and extension of the shoulder and elbow. A program corresponds to a movement of each joint. Each program allowed to develop a standard movement and a movement in the robot force mode. The instructions for sending information made it possible to acquire the positions along the trajectories on the computer. The comparison of the trajectories in the two types of operation mode, allowed to evaluate the deviation of the executed trajectories in relation to the standard trajectories.

Índice

Agradecimentos	v
Índice	i
Índice de Figuras	v
Índice de Tabelas	ix
Acrónimos	xi
1 Introdução	1
1.1 Contextualização	1
1.2 Motivação	2
1.3 Objetivos	2
1.4 Organização do Relatório	3
2 História da Fisioterapia e Reabilitação	5
2.1 História da Fisioterapia	5
2.2 Reabilitação	7
2.3 Medicina Física e Reabilitação	8
2.4 Tipos de Terapia Mais Comuns em Fisioterapia	9
2.5 Metodologias na Fisioterapia	11
2.5.1 Método Mézières	11
2.5.2 Método GDS	12
2.5.3 Método Perfetti	12
2.5.4 Método McKenzie	13
2.6 Conclusão do Capítulo 2	13
3 Estrutura Macroscópica da Extremidade Superior	15
3.1 Planos Anatômicos	15
3.2 Estrutura Óssea	16

3.3	Nervos	17
3.4	Músculos	20
3.5	Articulações	22
3.5.1	Articulação do Ombro	22
3.5.2	Articulações do Cotovelo	22
3.5.3	Articulação do Pulso	23
3.6	Cinemática do membro superior	24
3.7	Conclusão do Capítulo 3	25
4	Trabalho Relacionado	27
4.1	MIT-Manus	27
4.2	CBM-Motus	29
4.3	Haptic Master	30
4.4	Nerebot e Maribot	30
4.5	Geomagic Phantom Series	31
4.6	UHD	32
4.7	MIME	32
4.8	Harmonic Bionics	34
4.8.1	CBot	35
4.9	Conclusão do Capítulo 4	35
5	Metodologia	37
5.1	Exercícios de Trabalho	37
5.2	Hardware	37
5.2.1	Manipulador Robótico UR5	38
5.2.2	Computador	39
5.2.3	Ferramenta punho	39
5.3	Software	39
5.3.1	Envio de Instruções <i>URScript</i>	40
5.3.2	Envio de Instruções do <i>Teach Pendant</i>	41
5.4	Programas Desenvolvidos	41
5.4.1	Programa Desenvolvido em Python	42
5.4.2	Programa Desenvolvido em Polyscope	42
6	Resultados	47
6.1	Avaliação qualitativa	47
6.2	Avaliação quantitativa	50
6.2.1	Flexão do Ombro	51
6.2.2	Extensão do Ombro	53
6.2.3	Flexão do Cotovelo	56
6.2.4	Extensão do Cotovelo	58

7 Título Capítulo 7	61
7.1 Discussão e Trabalho Futuro	61
Referências Bibliográficas	63
A Programa em Python	69
B Programas em Polyscope	74
B.1 Programa para Flexão do Ombro	74
B.2 Programa para Flexão do Ombro no Modo de Força	75
B.3 Programa para Extensão do Ombro	76
B.4 Programa para Extensão do Ombro no Modo de Força	77
B.5 Programa para Flexão do Cotovelo	78
B.6 Programa para Flexão do Cotovelo no Modo de Força	79
B.7 Programa para Extensão do Cotovelo	80
B.8 Programa para Extensão do Cotovelo no Modo de Força	81

Índice de Figuras

3.1	Planos anatómicos do corpo humano. Adaptado de [1].	16
3.2	Anatomia do braço. Adaptado de [2].	17
3.3	Plexo braquial. Adaptado de [3].	18
3.4	Nervo mediano. Adaptado de [3].	19
3.5	Músculos do braço. À esquerda, vista anterior. À direita, vista posterior. Adaptado de [4].	20
3.6	Vista anterior dos músculos do antebraço. Adaptado de [5].	21
3.7	Ligamentos e tendões da articulação do ombro. Adaptado de [5].	23
3.8	Articulações do cotovelo. Adaptado de [6].	23
3.9	Articulações do pulso. Adaptado de [7].	24
3.10	Movimentos normais do ombro. A - Flexão, B - Extensão, C - Hiperextensão, D - Abdução, E - Adução, F - Circundação, G - Rotação lateral, H - Rotação medial, I - Abdução horizontal, J - Adução horizontal. Adaptado de [8].	25
4.1	Ilustração do robô MIT-Manus. Adaptado de [9]	28
4.2	Visão geral do robô CBM-Motus e respetivo esquema cinemático. Adaptado de [10]	29
4.3	Robô Haptic Master aplicado à realidade virtual. Adaptado de [11]	30
4.4	Robô NeReBot. Adaptado de [12]	31
4.5	Robôs Geomagic Phantom Series. À esquerda versão 1.5 e à direita versão 3.0. Adaptado de [13]	32
4.6	Robô Universal Haptic Device. Adaptado de [14]	33
4.7	Robô MIME. Em a) no modo unilateral e em b) no modo bi-lateral. Adaptado de [15]	34
4.8	Harmony SHR. Adaptado de [12]	35
5.1	Robô UR5. Adaptado de [16]	38
5.2	Desenho da ferramenta em FreeCAD.	39

5.3	Montagem da ferramenta no robô UR5.	40
5.4	Fluxograma do algoritmo implementado em Python, para criar e enviar trajetórias ao UR5 e recolher posteriormente dados das mesmas	43
5.5	Flexão e extensão do cotovelo. Adaptado de [17]	44
5.6	Referencial base do elemento terminal do UR5.	45
5.7	Fluxograma do programa em Polyscope, que cria e envia trajetórias ao robô, em dois modos de operação do mesmo.	46
6.1	Demonstração da colocação do braço do utente na pega acoplada ao robô.	48
6.2	Pontos do movimento de flexão do ombro.	49
6.3	Pontos do movimento de extensão do ombro	49
6.4	Pontos do movimento da flexão do cotovelo.	50
6.5	Pontos do movimento da flexão do cotovelo.	51
6.6	Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo <i>vs</i> a cada repetição no modo de força.	51
6.7	Variação do erro quadrático médio, da posição y ao longo da trajetória, no modo de força	52
6.8	Variação da posição x ao longo da trajetória no modo passivo <i>vs</i> a cada repetição no modo de força.	52
6.9	Variação do erro quadrático médio, da posição x ao longo da trajetória, no modo de força	53
6.10	Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo <i>vs</i> a cada repetição no modo de força.	54
6.11	Erro médio quadrático de y , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a extensão do ombro.	54
6.12	Variação da posição x ao longo da trajetória no modo passivo <i>vs</i> a cada repetição no modo de força.	55
6.13	Erro médio quadrático de x , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a extensão do ombro.	55
6.14	Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo <i>vs</i> a cada repetição no modo de força.	56
6.15	Erro médio quadrático de y , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a flexão do cotovelo.	56
6.16	Variação da posição x ao longo da trajetória no modo força <i>vs</i> modo passivo.	57
6.17	Erro médio quadrático de x , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a flexão do cotovelo.	57
6.18	Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo <i>vs</i> a cada repetição no modo de força.	58
6.19	Erro médio quadrático de y , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a extensão do cotovelo.	59

6.20	Varição da posição x ao longo da trajetória no modo força vs modo passivo.	59
6.21	Erro médio quadrático de x , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a extensão do cotovelo.	60

Índice de Tabelas

5.1	Especificações principais do manipulador robótico UR5. Adaptado de [18]	38
5.2	Especificações principais do computador utilizado.	39

Acrónimos

Acrónimo	Descrição	Página
OMS	Organização Mundial de Saúde	5
APTA	American Physical Therapy Association	6
WMDC	Women's Medical Specialist Corps	6
AMSC	Army Medical Specialist Corps	6
GDS	Godelieve Denys-Struyf	12
AVC	Acidente Vascular Cerebral	12
MIT	Massachusstes Institute of Technology	27
SCARA	Selective Compliance Assembly Robot Arm	27
DoF	Degrees of Freedom	27
UHD	Universal Haptic Devices	32
MIME	Mirror Image Movement Enabler	32
RTDE	Real-Time Data Exchange	41
SNS	Sistema Nacional de Saúde	2
API	Application Programming Interface	40
iiLab	Industry and Innovation Lab	v

Capítulo 1

Introdução

Esta dissertação tinha como objetivo o estudo da viabilidade de um sistema robótico programado em dois tipos de linguagens computacionais para aplicação em tratamentos fisioterápicos.

Neste capítulo, é apresentado o problema em causa, a motivação que levou à sua resolução, os objetivos propostos e, por último, a estrutura deste documento.

1.1 Contextualização

O trabalho exposto nesta dissertação insere-se no âmbito de desenvolvimento de sistemas de cooperação Homem-Máquina. Os primeiros sistemas robóticos começaram por ser introduzidos unicamente em ambientes industriais, com o objetivo de substituir o homem em tarefas como soldadura e montagem. Em 1978 surge o Programable Universal Machine for Assembly (PUMA) da Unimation Inc., e o SCARA desenvolvido na Universidade de Yamanashi com introdução comercial em 1981. Sistemas da Adept e o IBM 7565 estão entre os primeiros sistemas robóticos articulados, implementados em grande escala, em aplicações de montagem.

Os sistemas anteriores trabalhavam automaticamente e substituíam o trabalhador em tarefas esgotantes e ambientes insalubres, realizando tarefas que traziam um elevado desconforto ao ser humano ou um grande risco à vida do trabalhador, com a vantagem de apresentarem um nível de força superior, repetibilidade e exatidão. Porém não permitiam a interação com o operador por questões de segurança e tecnológicas.

Só mais tarde surgem os robôs colaborativos, máquinas que trabalham ao lado do homem na linha de produção, realizando tarefas sensíveis com precisão

milimétrica, sendo em primeira instância estudados devido a necessidades específicas na área militar e posteriormente na área médico-cirúrgica. Operações médicas como cirurgias invasivas precisavam de dispositivos que auxiliassem os cirurgiões no manuseamento dos diversos instrumentos cirúrgicos permitindo reduzir o cansaço do cirurgião e aumentando a segurança da intervenção médica. Em 2019 foi introduzido o primeiro robô cirúrgico no SNS (, no hospital Curry Cabral, descrito como “equipamento de cirurgia robótica que consegue alcançar com grande rigor zonas do organismo de difícil acesso, aumentando a precisão cirúrgica e reduzindo as perdas de sangue e o risco de dano anatómico involuntário”. A área médico-cirúrgica foi precursora da utilização de sistemas robóticos que implementam restrições virtuais, acrescentando a vantagem de tornar as intervenções cirúrgicas menos demorosas e mais baratas. Atualmente vive-se um crescimento na implementação dos sistemas colaborativos. Os profissionais de saúde aprendem novas competências, possuem novas ferramentas, o que se reflete num impacto positivo na saúde dos pacientes.

1.2 Motivação

A tecnologia faz cada vez mais parte da evolução em medicina. Os métodos convencionais têm vindo a ser substituídos por métodos menos invasivos e que repercutem uma diminuição dos efeitos secundários nos pacientes.

A robótica, apesar de ter maior aplicação a nível industrial, tem dado passos importantes na criação de dispositivos robóticos aplicados em várias áreas da medicina.

Tendo em conta a evolução da fisioterapia e o acesso dos utentes portugueses a esta área médica, fez sentido desenvolver uma solução que envolvesse a robótica colaborativa nos tratamentos fisiátricos.

1.3 Objetivos

O objetivo principal desta dissertação foi definir uma solução apropriada para aplicar a robótica colaborativa nas terapias físicas. A solução proposta tem como alvo exercícios de flexão e extensão a nível do membro superior. Estuda e mede o erro que ocorre entre a trajetória executada e a trajetória plana de cada exercício.

Este estudo preliminar pretende abrir caminho para um estudo mais completo. A validação dos programas desenvolvidos para uso em fisioterapia envolverá um maior número de testes e parâmetros para avaliar.

O objetivo dos programas é serem intuitivos e permitirem aos fisioterapeutas adaptá-los a cada paciente, concedendo-lhes a oportunidade de poupar tempo a acompanhar os pacientes durante as repetições dos exercícios. A avaliação final

da concretização das trajetórias permite ao fisioterapeuta avaliar o seu paciente e programar os exercícios seguintes.. Estas condições permitem a melhoria da execução e avaliação dos exercícios. Assim, solução proposta é um caminho para auxiliar os profissionais de fisioterapia e, conseqüentemente, os seus utentes.

1.4 Organização do Relatório

A dissertação consiste em sete capítulos organizados da seguinte forma.

O capítulo 1 fornece a motivação para o trabalho a ser executado, explora o enquadramento temático e justifica a atribuição do tema aos campos da engenharia de computação e instrumentação médica e à robótica. Os objetivos e a contextualização da dissertação são também referidos neste capítulo.

No capítulo seguinte, 2, é feita inicialmente uma breve apresentação da história da fisioterapia. Segue-se uma abordagem à área da reabilitação, com a qual se funde a fisioterapia, resultando na Medicina Física de Reabilitação. A área médica resultante da fusão é apresentada na secção 2.3. As secções posteriores expõem alguns dos tipos e métodos principais da fisioterapia.

O capítulo 3 denota a composição macroscópica do membro superior humano a vários níveis: estrutura óssea, muscular, nervosa e articular. Refere ainda a cinemática do membro superior na secção 3.6.

O capítulo 4 apresenta o estado da arte, relativo a robôs criados para colaborar nos tratamentos fisiátricos.

De seguida, o capítulo 5 mostra a forma como a solução foi pensada, bem como os programas desenvolvidos. Aborda ainda o *hardware* e *software* utilizados.

O capítulo 6 contém os resultados da solução proposta.

O último capítulo, 7, conclui a dissertação e apresenta orientações futuras para melhorias, adaptação e aplicação dos métodos para o trabalho futuro esperado usando os programas desenvolvidos.

Capítulo 2

História da Fisioterapia e Reabilitação

Neste capítulo é apresentada de forma sucinta a história da fisioterapia, uma modalidade médica que remonta ao século V a.C.. Afirmou-se quando milhares de soldados da I Guerra Mundial ficaram lesionados e tiveram de ser assistidos medicamente e fazer tratamentos de terapia física.

É ainda abordada a reabilitação, uma área que vem complementar a fisioterapia. Esta modalidade é definida pela Organização Mundial de Saúde (OMS) como “o uso de todos os meios necessários para reduzir o impacto das situações incapacitantes e permitir aos indivíduos incapacitados a obtenção de uma completa integração social”. Assim, torna-se imprescindível apresentar o conceito da Medicina Física e Reabilitação (MFR) e principais métodos que contempla. A MFR é nada mais que a especialidade médica que funde as modalidades fisioterapia e reabilitação.

2.1 História da Fisioterapia

Hipócrates e mais tarde Galenus, acredita-se terem sido os pioneiros na terapia física, realizando massagens, técnicas de terapia manual e hidroterapia para tratar pessoas em 460 a.C. [19]. Após o desenvolvimento dos aparelhos ortopédicos no século XVIII, máquinas como a *Gymnasticon* foram desenvolvidas para tratar artrites e doenças similares através de exercícios sistemáticos das articulações, similar aos desenvolvimentos posteriores na fisioterapia [20].

As primeiras documentações relativas à fisioterapia atual, como um grupo profissional, remontam a Per Henrik Ling, considerado “Pai da ginástica sueca”,

que fundou o Royal Central Institute of Gymnastics em 1813 para massagens, manipulação e exercícios. Em 1851, o termo “Fisioterapia” apareceu pela primeira vez na sua forma alemã *Physiotherapie* num artigo escrito por Lorenz Gleich, um físico militar da Baviera [21]. Em 1887, através de registos oficiais, foi reconhecido o ofício de *Physycal Therapist* pelo Conselho Nacional de Saúde e Bem-Estar da Suécia, onde eram chamados de *sjukgymnast*, que significa fisioterapeuta. Outros países rapidamente seguiram o exemplo. Em 1894, Edward Playter usou a palavra *Physiotherapy* num artigo que escreveu para o Montreal Medical Journal. No mesmo ano, quatro enfermeiras da Grã-Bretanha formaram a Chartered Society of Physiotherapy [22, 23]. Nasceu ainda a Escola de Fisioterapia da Universidade Otago na Nova Zelândia, em 1913 [24] e o Reed College dos Estados Unidos, em 1914 (Portland, Oregon) [25].

A primeira Guerra Mundial marcou o início desta nova profissão. Por todo o mundo, mais de 16 milhões de pessoas foram colocadas no campo de batalha. Em 1917, os Estados Unidos entraram na guerra e o exército reconheceu a necessidade de reabilitar os soldados feridos. Esta situação levou a que fosse formada uma unidade especial no departamento médico do exército. Desenvolveram 15 programas de treino de “assistentes de reconstrução” em 1917 para se juntarem aos trabalhadores médicos que foram especialmente formados e treinados em reabilitação [26].

A primeira pesquisa sobre fisioterapia foi publicada nos Estados Unidos da América, em março de 1921, na *The PT Review*. No mesmo ano, Mary Mc-Millan organizou a *Physical Therapy Association* (Associação de Terapia Física), atualmente denominada por *American Physical Therapy Association* (APTA). Na primeira metade dos anos 40 a segunda Guerra Mundial teve o seu pico e, como tal, a atenção dos fisioterapeutas estava virada para os soldados feridos que retornavam com amputações, queimaduras, feridas devidas ao frio, fraturas e até mesmo lesões na espinal medula [26, 27]. Assim, testaram exercícios com aplicação de estimulação elétrica, dando um novo rumo aos tratamentos fisiátricos. Verificaram que, para além de retardar e prevenir a atrofia muscular, os “exercícios galvânicos” (resultado da estimulação elétrica) restauravam a massa e a força musculares. Estes exercícios eram aplicados, por exemplo, pelos fisioterapeutas a pacientes cujas mãos ficaram atrofiadas após cirurgia [28].

Após a guerra, a necessidade das técnicas de fisioterapia diminuiu e o treino de novos fisioterapeutas foi suspenso. As fisioterapeutas que já se encontravam no ativo foram incorporadas no recém-criado *Women’s Medical Specialist Corps* (WMDC) em 1947. Terapeutas do género masculino foram aceites na WMDC em 1955 e o nome da instituição foi alterado para *Army Medical Specialist Corps* (AMSC).

Os procedimentos manuais à coluna e às articulações começaram por ser pra-

ticados nos anos 50 nos países da comunidade britânica. No final dessa década, os fisioterapeutas passaram a exercer as suas funções, para além dos hospitais, em clínicas de ortopedia, escolas públicas, universidades, unidades geriátricas, centros de reabilitação e centros médicos. Na era pós-guerra, a consciência da necessidade de tratamentos de reabilitação aumentou. Durante esta fase, Dr. Bobath e a sua esposa desenvolveram o conceito Bobath para o tratamento de crianças com paralisia cerebral e adultos com lesões neurológicas. Durante a sua vida, viajaram à volta do mundo para ensinar e treinar tutores. Ambos receberam muitas honras pelo trabalho pioneiro e inovador [29].

Durante os tempos de paz, os fisioterapeutas trabalhavam num ambiente prescritivo antes do início dos anos 70. Dado o aumento da necessidade de fisioterapeutas paralelamente à descontinuação das escolas de fisioterapia no exército, a APTA reconheceu a necessidade de formar mais fisioterapeutas. Assim, fez recomendações sobre admissões, currículos, educação e administração de programas de Terapia Física a universidades e escolas médicas. Também incentivou estas instituições a expandir programas existentes, incluindo criar oportunidades para a educação do nível superior [30].

Desde 1984 existem associações promotoras de terapia física em animais. Sendo que um grupo de fisioterapeutas ficou mais envolvido na terapia de cavalos de corrida [31].

No século XXI, a profissão de fisioterapia continua a crescer. A terapia física é hoje direcionada para as necessidades e o potencial dos movimentos tanto no indivíduo como nas populações.

2.2 Reabilitação

A Organização Mundial de Saúde define Reabilitação como “o uso de todos os meios necessários para reduzir o impacto das situações incapacitantes e permitir aos indivíduos incapacitados a obtenção de uma completa integração social”, reforçando o conceito de participação social como algo que requer uma ligação entre o ambiente social e as necessidades dos indivíduos com incapacidade, de forma a eliminar as barreiras sociais à participação, tanto a nível social como vocacional [32].

A reabilitação trata-se de uma área de intervenções a que um indivíduo se tem de sujeitar sempre que apresenta limitações durante a realização de tarefas do dia-a-dia. Pode ainda ser necessária para indivíduos que sofram de limitações funcionais, tais como dificuldades em pensar, ver, ouvir, comunicar, ter relacionamentos ou até manter um emprego. As limitações podem ser causadas pela idade do indivíduo ou por condições de saúde do mesmo, que inclui doenças crónicas, lesões ou traumas. As intervenções passam por exercícios para recuperar algumas

habilidades como a coordenação; por equipamentos que aumentam a segurança e independência em casa e reduzem o risco de quedas para os idosos; prescrição de exercícios no sentido de otimizar os resultados pós cirúrgicos; fornecimento de auxílio para caminhar e indicações sobre movimentos a serem evitados durante o processo de recuperação; terapias cognitivo-comportamentais, etc. Os profissionais de saúde envolvidos nestas intervenções são os fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, terapeutas da fala, técnicos de próteses e ortóteses e médicos da especialidade de medicina física e reabilitação.

Ainda, a reabilitação é uma área de saúde altamente centrada no indivíduo, que pode ser realizada através de programas de reabilitação específicos (geralmente para pessoas com necessidades complexas) ou integrada a outros programas e serviços de saúde, como por exemplo saúde mental e programas de visão e audição [33]. É eficaz na redução da sobrecarga da incapacidade e na potenciação das oportunidades de vida para os indivíduos incapacitados. Há provas de que este serviço poderá ser menos dispendioso do que a sua não prestação [34]. A prevenção de complicações da imobilidade (nomeadamente úlceras de pressão e contracturas), das lesões cerebrais (nomeadamente problemas comportamentais) e da dor pode conduzir a um grande número de benefícios, para os quais existem já sólidas evidências [35].

2.3 Medicina Física e Reabilitação

A Medicina Física e de Reabilitação (MFR) é uma especialidade médica (independente) que tem por objetivo melhorar ou recuperar as capacidades física e cognitiva, a atividade, participação e a alteração de fatores pessoais e ambientais. Torna-se, portanto, encarregue pela prevenção, diagnóstico, tratamento e organização da Reabilitação para os indivíduos que possuam distúrbios médicos incapacitantes e morbilidades em todos os grupos etários [36].

Existem diversos relatórios onde se pode consultar a incidência e prevalência das principais situações incapacitantes diagnosticadas na prática de MFR. Num inquérito realizado em Portugal, constatou-se que 0,7% da população se encontra acamada; 0,4% pode movimentar-se em cadeira de rodas; 1,9% não vive em sua casa; 9% não consegue andar ou apresenta limitações significativas na marcha; 8,5% vê os seus movimentos limitados a transferências de cama; 6,2% não consegue ir à casa de banho sem auxílio; 8,6% necessita de ajuda a vestir-se ou a despir-se; 3,6% dos homens e 5,3% das mulheres apresentam incontinência urinária e 2,3% apresenta dificuldades na comunicação verbal. A prevalência global de todas as incapacidades na comunidade ascende a 10% [33].

O médico especialista de MFR é, segundo a ordem dos médicos, fruto de uma formação médica geral e específica, por um período de 12 anos. Esta formação permite-lhe fazer a integração diagnóstica e terapêutica dos pacientes,

definindo um programa personalizado de reabilitação, *i. e.*, de acordo com a idade e fase da doença do paciente. A complementar a formação dos médicos, e conferindo-lhes um maior número de competências, existem os estágios de pelo menos um ano em internamento e centros de reabilitação, bem como em medicina interna, neurologia, ortopedia e reumatologia. Existem ainda estágios opcionais ou pós-graduações noutras áreas tais como Medicina da Dor, Pediatria, Urologia, Pneumologia e Cardiologia. Assim, será possível ver um médico especialista em Medicina Física e Reabilitação a exercer em locais como unidades hospitalares do serviço nacional de saúde, centros de reabilitação públicos ou privados, cuidados de saúde primários, medicina privada, unidades de cuidados continuados e paliativos [20].

2.4 Tipos de Terapia Mais Comuns em Fisioterapia

Os especialistas em Medicina Física e Reabilitação são os responsáveis por desenvolver um plano de intervenção com base no diagnóstico e no nível de incapacidade do paciente. As intervenções podem ser do tipo:

- médicas;
- terapias físicas;
- tratamentos com agentes físicos;
- tratamentos de disfagia;
- intervenções neuropsicológicas;
- avaliações e consultas do foro psicológico.

As terapias físicas mais praticadas são a cinesioterapia: um conjunto de exercícios terapêuticos que promove a reabilitação, o fortalecimento e alongamento dos músculos, sendo indicado para promover o equilíbrio, melhorar o sistema cardiopulmonar, aumentar a coordenação motora, a flexibilidade e a mobilidade, aumentar a força dos músculos e melhorar a postura. Fazem ainda parte do conjunto das terapias físicas a fisioterapia e a eletroterapia: uma terapia que utiliza a corrente elétrica para alívio da dor, diminuição do edema, relaxamento e fortalecimento muscular para auxiliar no processo de reabilitação das mais diversas patologias [37].

Os tratamentos com agentes físicos incluem a magnetoterapia, a laserterapia, vibroterapia ou ultrassonoterapia e ondas de choque. A magnetoterapia é uma técnica que usa campos magnéticos, visando a estimulação metabólica através da energia magnética. Os aparelhos utilizados nesta terapia são marquesa equipada

com um solenoide deslizante ou dois solenoides colocados em série; ou abraçadeiras (quadradas ou redondas) colocadas sobre a região a tratar, ligadas a um dispositivo que gera um campo magnético. Esta terapia é indicada em patologias do aparelho locomotor, patologia vascular, dermatológica e neurológica.

A laserterapia, por sua vez, aproveita as propriedades físicas do laser. Os efeitos do laser sobre os tecidos variam com a densidade de potência, sendo que o seu intervalo de potência varia de $0,001 \text{ W/cm}^2$ a 1 W/cm^2 em reabilitação. Para este intervalo, o laser é capaz de gerar um efeito bio-estimulante ou analgésico. Ainda, os efeitos da terapia com o laser conduzem a uma melhoria na qualidade e rapidez de cicatrização, bem como a ativação dos processos de regeneração das fibras nervosas, a neoformação de vasos e a regeneração. As indicações terapêuticas do laser são vastas, incluindo patologias dermatológicas, neurológicas e músculo-esqueléticas. A vibroterapia ou ultrassonoterapia, como o próprio nome sugere, faz uso dos ultrassons e dos seus efeitos termogênicos. Estes efeitos ocorrem quando as células tecidulares são sujeitas a vibrações de elevada frequência. A vibração das moléculas destas células corresponde a uma energia mecânica que é transformada em calor pelo processo de absorção. Este calor corresponde à elevação da temperatura tecidular a profundidade de 5 cm ou mais, dependendo do valor da potência do feixe de ultrassons utilizado. Para além destes, os ultrassons surtem outros efeitos como a cavitação. A cavitação não é mais do que o efeito vibracional de expansão e compressão de pequenas bolhas de gás presentes nos tecidos, efeito esse que provoca alterações mecânicas e químicas. O conjunto de todos os efeitos mencionados resulta em consequências a nível dos tecidos, tais como alteração do metabolismo local, extensibilidade do tecido rico em colagénio, alterações circulatórias, alterações da atividade contrátil do músculo esquelético e analgesia. Assim, este tipo de terapia torna-se adequada para o tratamento de contratura muscular, através da redução da atividade neuromuscular da dor e da inflamação, em sequelas de desarticulação e nas entorses.

Por fim, a terapia por ondas de choque extracorporais, corresponde a um tipo de terapia que se serve de ondas de choque convencionais tipicamente usadas para o tratamento de cálculos renais. As ondas de choque podem ser convencionais, produzidas por geradores electro-hidráulicos, eletromagnéticos ou piezoelétricos, cuja localização da área de ação tem de ser determinada com alta precisão, através de aparelhos de imagiologia; ou podem ser radiais, criadas por um percutor propulsionado por ar comprimido, que é aplicado na superfície da pele e transmite as ondas sob a forma radial, para tecidos profundos. As ondas são direcionadas para a pele do paciente, através de um cilindro. O ponto focal deve coincidir precisamente com o alvo, sendo este controlo feito através do aparelho de imagiologia. A técnica é indicada para três grupos de patologias: pseudartroses, tendinopatias com ou sem calcificação e em tendinopatias com indicação cirúrgica.

2.5 Metodologias na Fisioterapia

Na secção que se segue, vão ser descritas algumas das principais metodologias de fisioterapia de abordagem global que permite a recuperação funcional do corpo.

2.5.1 Método Mézières

O Método Mézières é uma técnica de fisioterapia criada e elaborada por Françoise Mézières, desde os anos 50. Concebida para ser realizada de forma individual, vê e trata o paciente numa perspectiva global, mediante exercícios de movimentos globais, reequilibrando os diferentes músculos e articulações, melhorando a postura e aliviando a dor [38].

A visão *mezierista* considera que muitas das dores e deformidades nas costas, por exemplo, não se devem a debilidade muscular, mas à rigidez dos tecidos. A reeducação deverá ser global já que o método considera o funcionamento global dos músculos e que se interrelacionam, formando cadeias musculares. O método está indicado para [39]:

- “dores de costas”: dor lombar, cervicalgia, ciática, hérnia discal, disfunção mandibular;
- deformidades ortopédicas: escoliose, hiperlordose lombar, hipercifose;
- lesões músculo-esqueléticas: tendinites, contraturas, tensão muscular;
- sequelas de traumas e patologias neurológicas: deformidades articulares, tensão muscular;
- lesões no desporto: ombro dorido, condromalacia patelar, entorse;
- stress, fibromialgia, síndrome doloroso crónico.

Tal como para outros métodos, o tratamento através deste tem início numa avaliação para obter um diagnóstico e estabelecer um tratamento adequado. A avaliação passa por um exame físico completo do paciente, analisando a postura, mobilidade articular, flexibilidade muscular, respiração e outros aspetos, sempre numa perspectiva global. Para além da avaliação e respetivo tratamento, o método comporta ainda um papel preventivo, fornecendo ao paciente ferramentas que lhe permitirão executar os movimentos necessários para restaurar a fisiologia das articulações, músculos, respiração e sistema nervoso, melhorando globalmente a sua saúde [39].

2.5.2 Método GDS

O método GDS (Cadeias Musculares e Articulares GDS) corresponde a uma técnica desenvolvida pela fisioterapeuta e osteopata Godelieve Denys-Struyf, cujas iniciais dão nome ao método. Godelieve desenvolveu-o nos anos 60 e 70, partindo do pressuposto de que a atitude postural de um indivíduo é a forma do seu corpo derivada de uma multiplicidade de fatores: desde a genética, até à estrutura psicológica e comportamental. O método é um procedimento de fisioterapia classificado como modalidade de tratamento específica e baseia-se no equilíbrio das tensões, *i. e.*, olha para os pacientes individualmente e, dividindo os músculos em seis conjuntos (ou cadeias), define que a tensão aplicada num deles vai ter repercussão no corpo todo. Como tal, é necessário um equilíbrio entre todos os conjuntos para que o corpo tenha uma boa postura [40].

Assim, a primeira abordagem deste método é visualizar as formas corporais e o corpo como um todo. Esta abordagem tem em conta as vivências do paciente, bem como a hereditariedade, a genética, cultura, situação profissional e social. O fisioterapeuta fica então capaz de delimitar o psicológico do paciente e identificar os seus pontos fortes e fracos. A segunda abordagem é a consciencialização visando a utilização harmoniosa do corpo para a preservação da respetiva mecânica, ou seja, delinear um plano ou treino adequado a cada indivíduo. A terceira e última abordagem é baseada numa combinação de sessões individuais de terapia manual e sessões de grupo, que utilizam massagens, estabilização muscular e alongamento para restabelecer o equilíbrio dos músculos e articulações. No final das mesmas, os pacientes recebem instruções sobre como realizar exercícios simples de manutenção como parte de um programa de exercícios individualizados em casa. O método é então indicado em tratamentos ortopédicos, musculares e reumatológicos [41, 42].

2.5.3 Método Perfetti

O método Perfetti foi o produto de trabalho e investigações, iniciado nos anos 70, pelo professor italiano Carlo Perfetti, Licenciado em Neuropsiquiatria pela Universidade de Pisa. O método é baseado na teoria da reabilitação neurocognitiva, *i. e.*, liga a ativação de processos cognitivos à recuperação motora e sensorial através da aprendizagem do paciente de novos padrões pela interação com o ambiente [43, 44].

A sua eficácia na reabilitação ortopédica está já demonstrada. Porém, o efeito do método em patologias do foro neuropsicológico continua em estudo [45, 46, 47, 48]. Lee S. *et al* [49] encontraram diferenças significativas nas funções dos membros superiores de pacientes com Acidente Vascular Cerebral (AVC) crónico, em relação às atividades diárias e qualidade de vida [50].

O método incide sobre casos de espasticidade muscular, hemiplegia, bem como outras patologias do foro neurológico, trabalhando para melhorar a sensibilidade, propulsão, aperfeiçoamento do movimento e do equilíbrio estático e dinâmico [51].

2.5.4 Método McKenzie

Em 1981, Robin McKenzie sugeriu um sistema e tratamento baseado em classificação para o Diagnóstico Mecânico e Terapêutico, também denominado método McKenzie [52]. Este possui o maior suporte empírico (validade, confiabilidade e generalização) entre os sistemas com base em características clínicas. É baseado nos padrões de resposta à dor, observados durante a avaliação; na centralização, enquanto padrão mais importante de resposta à dor observado na avaliação. Centralização é definida como a situação em que a dor referida é reduzida e transferida para uma posição mais central quando movimentos em direções específicas são executados (também chamados de preferência direcional) [53, 54, 55, 56, 57, 58, 59].

Na prática clínica, o método McKenzie comporta quatro passos: avaliação, classificação, tratamento e prevenção. A avaliação passa pela observação e registo de movimentos repetitivos executados pelo paciente. A forma como os sintomas e a amplitude de movimento mudam com a repetição dos movimentos, permitem ao médico recolher as informações necessárias para categorizar a patologia do paciente. A classificação conduz então a um tratamento específico, que inclui movimentos repetidos, posturas a serem adotadas ou corrigidas, de modo a que os pacientes possam fazer os exercícios várias vezes ao dia para que o tratamento se torne mais eficaz e o número de sessões seja diminuído. Em última análise, a maioria dos pacientes pode tratar-se com sucesso quando recebem o conhecimento e as ferramentas necessárias. Assim, numa nova ocorrência de sintomas, os pacientes já estão preparados para controlar e minimizar a dor [60].

2.6 Conclusão do Capítulo 2

Fisioterapia é uma ciência da saúde aplicada ao estudo, diagnóstico, prevenção e tratamento de disfunções cinéticas funcionais de órgãos e sistemas. Esta ciência estuda, diagnostica, previne e trata os distúrbios, entre outros, cinético-funcionais (da biomecânica e funcionalidade humana) decorrentes de alterações de órgãos e sistemas humanos.

A história da fisioterapia pode ser explicada ao longo das décadas e até de séculos, quando os ancestrais dos seres humanos aplicavam massagens manuais para diminuir um quadro doloroso, evoluindo para as terapias atuais. As terapias atuais podem ser de vários tipos, sendo as mais comuns as terapias médicas, físicas, tratamentos com agentes físicos e intervenções neuropsicológicas. Para

todas as terapias, existem métodos criados ao longo dos tempos que se tornam modelos a pôr em prática nas sessões de fisioterapia.

Assim, denota-se que a fisioterapia é uma área médica que já tem uma longa existência, mas que continua em evolução e desenvolvimento.

Capítulo 3

Estrutura Macroscópica da Extremidade Superior

Em zoologia, os membros anteriores e membros posteriores de vertebrados comumente bípedes, são identificados como extremidades superiores e extremidades inferiores, respectivamente. particularmente humanos e outros primatas. Para estes, a denominação é comumente substituída pelo termo “braço”, termo restrito à parte proximal, do ombro ao cotovelo (a parte distal é chamada de antebraço) [61].

Assim, este capítulo trata a estrutura macroscópica do membro superior humano. Identifica a estrutura óssea do braço e portanto todos os ossos pelos quais ele é constituído. Refere também a constituição nervosa do membro, os músculos e as articulações. Destas últimas estão dependentes os movimentos do braço, movimentos esses que são um dos principais focos de atenção da fisioterapia.

Os movimentos anatómicos do braço podem ser de vários tipos: abdução, adução, flexão, extensão, etc. Todos eles estão comprometidos à conservação do bom estado de todas as estruturas anatómicas referidas acima.

3.1 Planos Anatómicos

Os planos anatómicos têm por base a posição anatómica do ser humano ereto, com o olhar para o horizonte e a linha do queixo paralela à linha do solo. Os planos têm o objetivo de separar o corpo em partes para facilitar o estudo e nomear as estruturas anatómicas com relação espacial. Ou seja, através dos planos anatómicos pode-se dividir o corpo humano em três dimensões e assim se pode localizar e posicionar todas estruturas. São eles:

- plano sagital ou lateral, que divide o corpo nos planos esquerdo e direito;
- plano horizontal ou transversal que divide o corpo nas duas metades superior e inferior;
- plano frontal ou coronal que divide o corpo em anterior (mais perto do coração) ou posterior (ou longe do coração);

Podem ser melhor interpretados pela Figura 3.1 [1].

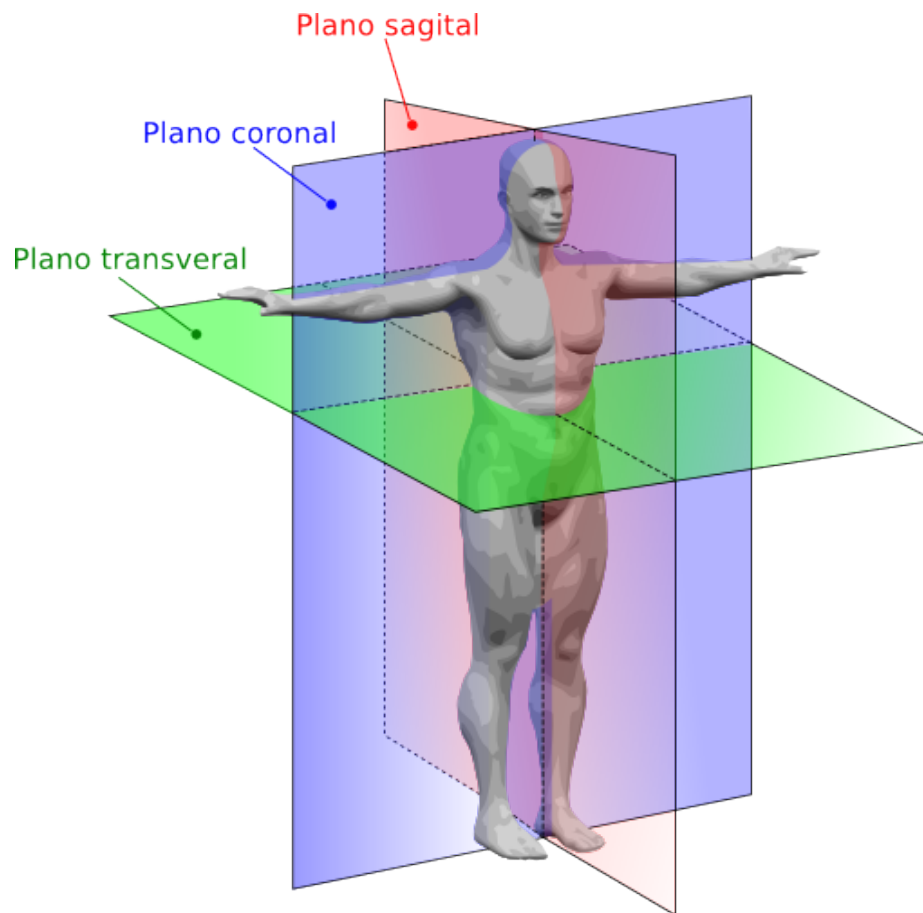


Figura 3.1: Planos anatômicos do corpo humano. Adaptado de [1].

3.2 Estrutura Óssea

A extremidade superior é composta por mais de trinta ossos (considerando a clavícula e omoplata). Estes atuam como um suporte para os músculos, vasos sanguíneos, nervos e vasos linfáticos poderem trabalhar. Na região do braço há um osso, o úmero. O antebraço, por sua vez, contém dois ossos, o rádio e o

cúbito. Ao visualizar a extremidade superior numa posição anatômica padrão com a palma da mão voltada para a frente, o rádio está localizado lateralmente e o cúbito medialmente, o que se pode visualizar pela Figura 3.2.

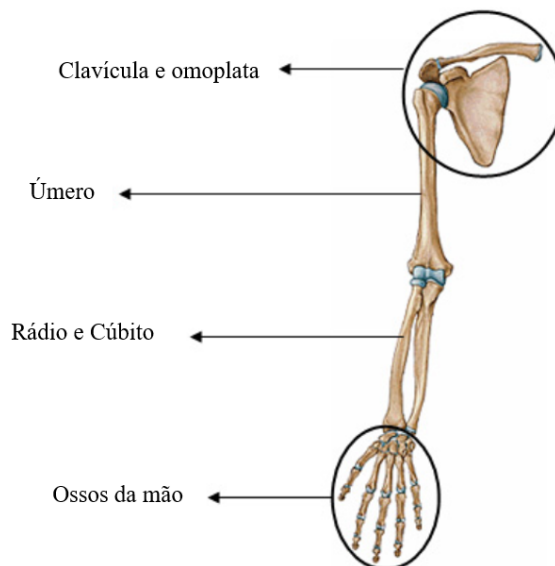


Figura 3.2: Anatomia do braço. Adaptado de [2].

O punho e a mão contêm 27 ossos, sendo que, de um ponto de vista proximal para distal, 8 são do carpo (zona do pulso), 5 do metacarpo e 14 das falanges. Existem muitas lesões ósseas que podem ocorrer no membro superior, com especial atenção para as lesões no úmero e nos ossos do carpo. Lesões no colo do úmero podem resultar numa lesão do nervo axilar. As fraturas do eixo médio do úmero danificam o nervo radial e as fraturas supracondilares podem danificar o nervo mediano. O pulso é também um local comum de necrose avascular devido ao suprimento sanguíneo retrógrado. Em quedas com a mão estendida ocorre comumente lesões nos ossos do carpo [62].

3.3 Nervos

O plexo braquial corresponde a um conjunto de nervos formado pelo ramo anterior da espinal medula, correspondente aos nervos cervicais e ao primeiro nervo torácico, possíveis de identificar na Figura 3.3. O plexo fornece todos os nervos eferentes e fibras nervosas do membro superior. Por vezes, problemas clínicos com o plexo braquial ocorrem durante o parto. A paralisia de Erb, por exemplo, é um tipo de paralisia do membro superior causada por uma lesão / rutura do tronco superior, resultando em danos nas raízes nervosas dos quinto, sexto e sétimo nervos cervicais (C5 a C7), sendo comumente associada à paralisia,

movimento reduzido ou postura anormal de um braço. Também observada no parto, é a paralisia de Klumpke, na qual ocorre lesão dos sétimo e oitavo nervos cervicais (C7 e C8) e do primeiro torácico (T1), resultando na paralisia completa do membro comprometido com diminuição da sensibilidade [63].

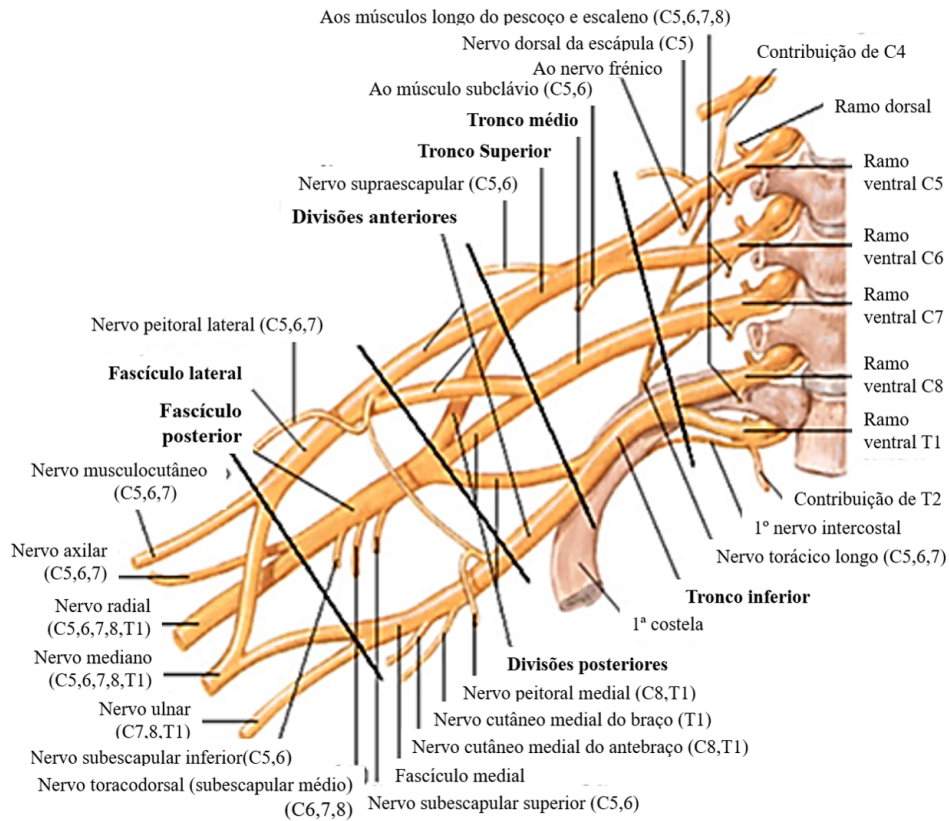


Figura 3.3: Plexo braquial. Adaptado de [3].

As raízes nervosas C5 a C7 suprem o nervo musculo-cutâneo. No total, fornece inervação motora aos três músculos do braço anterior, bicípite braquial, braquial anterior e coracobraquial, além de inervação sensitiva cutânea do antebraço. Embora as lesões deste nervo sejam raras na prática clínica, estas poderiam resultar teoricamente na flexão e supinação enfraquecidas na articulação do cotovelo, embora não estivesse ausente devido às ações dos músculos braquiorradial e supinador. Também poderia haver uma perda sensorial no lado radial do antebraço.

As raízes nervosas de C5 e C6 suprem o nervo axilar. À medida que percorre a axila, o nervo atravessa a artéria axilar posteriormente e os músculos subescapulares anteriormente. O nervo axilar, por sua vez, inerva o músculo deltoide e ainda fornece inervação sensitiva através do nervo cutâneo lateral superior do

braço. O nervo axilar é comumente danificado por trauma no ombro ou deslocamento anormal do úmero. A lesão resulta na falha da abdução do braço, bem como atrofia do deltoide e perda de sensação no braço lateral superior [64].

O nervo mediano, ilustrado na Figura 3.4, é derivado das raízes nervosas C6 a T1. Inerva os músculos flexores do antebraço anterior. Uma grande exceção a essa regra é o flexor profundo dos dedos, que é o único músculo no lado anterior inervado pelo nervo cubital. O nervo mediano segue da axila até ao braço anterior, lateral à artéria braquial, entrando no antebraço anterior através da fossa cubital. No antebraço, o percurso do nervo entre o flexor superficial dos dedos e os músculos profundos dá origem a dois ramos: o nervo interósseo anterior, que inerva o compartimento profundo do antebraço anterior, e o nervo cutâneo palmar, que inerva a pele da palma da mão.

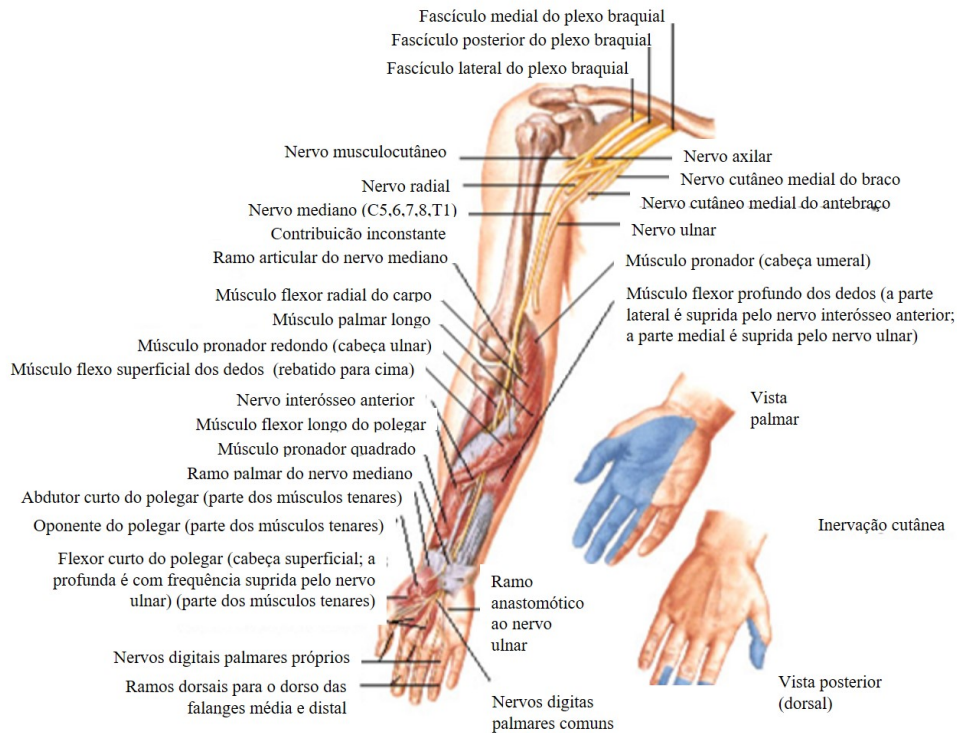


Figura 3.4: Nervo mediano. Adaptado de [3].

O nervo radial é inervado por todas as raízes do plexo braquial, C5 a T1. Surge da região axilar e segue com a artéria axilar, saindo posteriormente. Viaja pela superfície posterior do úmero no sulco radial. De seguida, envolve o braço lateralmente, percorre o epicôndilo lateral, onde se divide no ramo profundo e superficial. O ramo profundo fornece inervação motora para a maioria dos músculos do compartimento posterior do antebraço, já o ramo superficial fornece inervação sensorial para a superfície posterior da mão e dedos. O nervo radial no braço

também fornece inervação cutânea via nervo cutâneo lateral inferior do braço, nervo cutâneo posterior do braço e nervo cutâneo posterior do antebraço, além do ramo superficial. Este nervo é comumente ferido em fraturas de eixo médio do úmero, o que resulta em défices motores nos músculos tricípites e extensores do antebraço e na queda do pulso.

O nervo cubital contém fibras das raízes espinais C8 e T1. Ele percorre o úmero e o epicôndilo medial. Em seguida, dá lugar a três ramos no antebraço, o ramo muscular e os ramos cutâneos palmar e dorsal. Ao percorrer o antebraço, inerva a metade cubital do músculo flexor profundo dos dedos e o flexor do carpo cubital. Posteriormente inerva os músculos hipotenares, os dois lumbricais ulnares e o músculo interósseo da mão. O nervo cubital é mais comumente danificado no cotovelo, embora o dano também possa resultar de lacerações no punho. Existem várias apresentações de lesão deste nervo, dependendo da localização da lesão [65].

3.4 Músculos

A musculatura do membro superior é bastante vasta, muito mais que a extremidade inferior. O braço contém três músculos na parte anterior. A cabeça longa e curta do bicípite braquial está localizada superiormente, enquanto que o coracobraquial e o braquial inferiormente. O lado posterior do braço contém apenas um músculo, o tricípite braquial, como visível na Figura 3.5. O antebraço é composto por 20 músculos, divididos pelas regiões anterior, posterior e lateral [4].

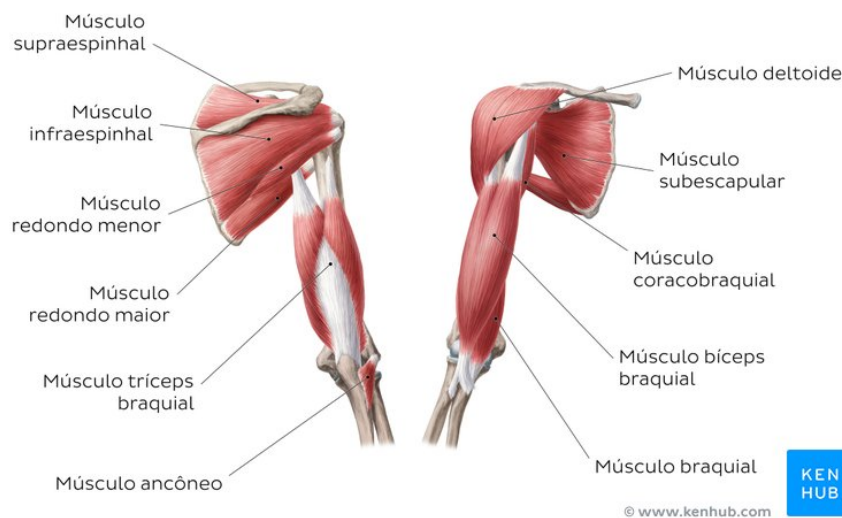


Figura 3.5: Músculos do braço. À esquerda, vista anterior. À direita, vista posterior. Adaptado de [4].

A região anterior do antebraço é composta pelos músculos redondo prona-

dor, grande e pequeno palmar, cubital anterior, longo supinador, flexor comum superficial dos dedos, flexor comum profundo dos dedos, longo flexor do polegar e quadrado pronador. Estão são organizados em dois grupos: superficiais e profundos, estando representados na Figura 3.6. O uso excessivo dos músculos flexores superficiais pode levar a uma síndrome conhecida como epicondilite medial, também chamada por vezes de “cotovelo do jogador de golfe”. A pronação / flexão, movimentos abordados na subsecção cinemática do membro superior, repetitiva leva à dor próxima ao epicôndilo medial, que piora com o uso.

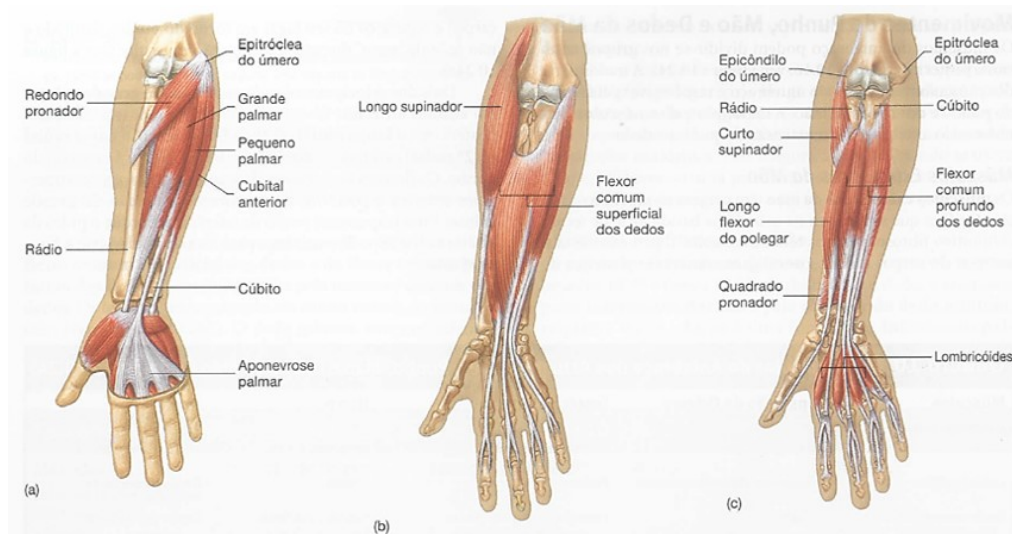


Figura 3.6: Vista anterior dos músculos do antebraço. Adaptado de [5].

O antebraço lateral contém os músculos braquiorradial, extensores radiais longo e curto do carpo e supinador. O antebraço posterior, por sua vez, agrupa também os músculos em dois grupos, superficial e profundo. O grupo superficial é composto pelos músculos: extensor comum dos dedos, extensor do dedo mindinho, cubital posterior e longo e curto radial. O grupo profundo contém longo abductor do polegar, extensor próprio do indicador e extensores curto e longo do polegar. As principais ações dos músculos do antebraço posterior são extensão e supinação (ver subsecção cinemática do membro superior). Tal como os flexores na região anterior, o extensor superficial também pode sofrer uma lesão por uso excessivo. Esta síndrome é conhecida como cotovelo de tenista ou epicondilite lateral.

Os músculos da mão podem ser subdivididos em três grupos, ou seja, os músculos da palma da mão ou palmares médios, músculos tenares e hipotenares. Os músculos tenares estão localizados no polegar e consistem em oponente do polegar, curto abductor do polegar, curto flexor do polegar e abductor do polegar. Os músculos hipotenares estão localizados no lado cubital da mão, próximo ao dedo mindinho e são o abductor do dedo mindinho, curto flexor do mindinho e

oponente do dedo mindinho. Os músculos da palma da mão são, por sua vez, quatro interósseos lombricóides, três interósseos palmares e quatro interósseos dorsais [66].

3.5 Articulações

A articulação é o local onde dois ossos se reúnem e permite o movimento de um osso em relação a outro. À semelhança das máquinas, são os locais onde se exerce maior atrito devido ao movimento dos seus componentes, e, portanto, são mais suscetíveis de se deteriorar. As articulações humanas auto mantêm-se, mas a lesão numa articulação pode dificultar muito o movimento.

As articulações são habitualmente consideradas móveis, mas nem sempre é o caso. Muitas delas permitem movimentos limitados e outras parecem imóveis. Esta diferença deve-se à estrutura de cada articulação.

Nesta secção são analisadas as articulações presentes no membro superior, a sua classificação, estrutura e os tipos de movimento que permitem realizar.

3.5.1 Articulação do Ombro

A articulação do ombro, ou articulação escapulo-umeral, é uma articulação esférica com grande mobilidade. Permite ao ombro executar os movimentos anatómicos de flexão, extensão, abdução, adução, rotação e circundação, entre outros movimentos, abordados na secção cinemática do membro superior. Por ser a articulação mais móvel do corpo humano, é também a mais suscetível de instabilidade.

É uma articulação sinovial esférica que articula a cabeça do úmero com a cavidade da omoplata, cuja estabilidade é garantida por três ligamentos glenoumerais superior, médio e inferior, pelo ligamento córacoumral, pelo umeral transverso, pelo córacoumral e por quatro músculos referidos clinicamente como coifa ou manga dos rotadores – Figura 3.7. Estes músculos são responsáveis por puxar superior e internamente a cabeça do úmero na direção da cavidade da omoplata. A cabeça do úmero é também suportada contra a cavidade da omoplata pelo tendão da longa porção do bicípito braquial, na parte anterior do braço [5].

3.5.2 Articulações do Cotovelo

A união entre o úmero e os ossos do antebraço constitui a articulação do cotovelo. É uma articulação sinovial do tipo roldana e mista, uma vez que existem mais de dois ossos a articularem-se simultaneamente, constituída então pela articulação úmero-radial (entre o úmero e o rádio), a articulação úmero-cubital (entre o úmero e o cúbito) e a articulações rádio-cubital superior ou proximal.

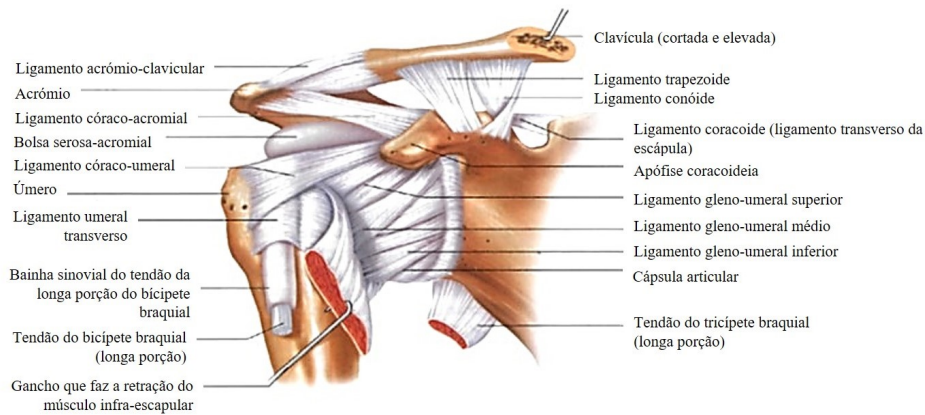


Figura 3.7: Ligamentos e tendões da articulação do ombro. Adaptado de [5].

A articulação úmero-radial está localizada entre a grande cavidade sigmoideia do cúbito e a tróclea do úmero, limitando o movimento no cotovelo à flexão e à extensão.

A articulação rádio-cubital corresponde a uma articulação entre o rádio e o cúbito mais próxima ao úmero que permite a pronação e a supinação da mão. As articulações do cotovelo estão representadas na Figura 3.8 [67].

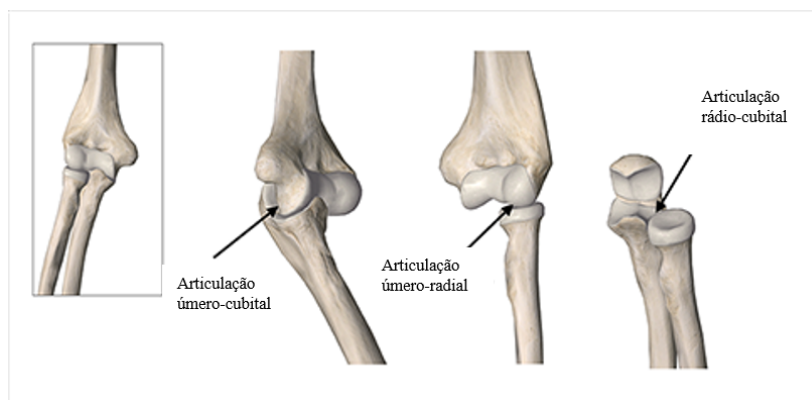


Figura 3.8: Articulações do cotovelo. Adaptado de [6].

3.5.3 Articulação do Pulso

A articulação do pulso é uma articulação sinovial no membro superior, marcando a área de transição entre o antebraço e a mão. É constituída pelas articulações radio-ulnar distal e rádio-cárpica. A primeira é uma juntura trocoide formada entre a cabeça da ulna e a incisura ulnar da extremidade inferior do rádio. A segunda é entre os ossos do carpo que formam uma superfície convexa, que se

articula com a superfície côncava do rádio e do disco articular, como se ilustra na Figura 3.9 [7].

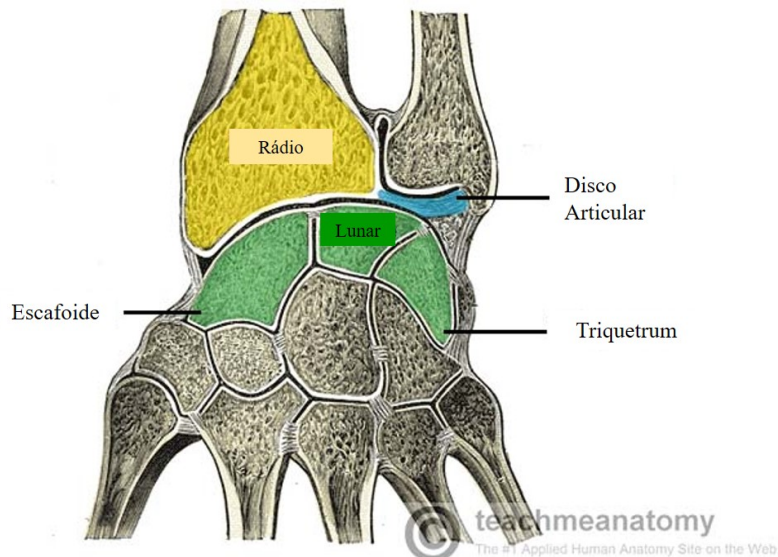


Figura 3.9: Articulações do pulso. Adaptado de [7].

A articulação do pulso pode mover-se em dois eixos, o que permite a execução dos movimentos de flexão, extensão, adução e abdução. Todos os movimentos do pulso são realizados pelos músculos do antebraço.

3.6 Cinemática do membro superior

Os movimentos são classificados segundo o plano em que são executados e em relação ao seu afastamento ou aproximação em relação à parte do corpo mais próxima ao coração.

Movimentos realizados no plano sagital correspondem à flexão e à extensão. Flexão é o movimento que reduz o ângulo entre partes do corpo (por exemplo entre braço e antebraço), ao passo que a extensão é o movimento que aumenta o ângulo entre as mesmas partes.

Movimentos realizados no plano coronal chamam-se adução ou abdução. Adução corresponde ao movimento que aproxima um membro do plano sagital do corpo, enquanto que abdução corresponde ao contrário, ao afastamento do membro.

Outro movimento é a pronação, que se trata do movimento em que a palma da mão fica virada para baixo. A supinação é o movimento contrário, em que a mão roda para ficar com a palma voltada para cima.

A rotação é o movimento em torno do eixo maior de um membro, podendo ser interna ou externa. Alguns destes movimentos vêm representados na Figura 3.10 [8].

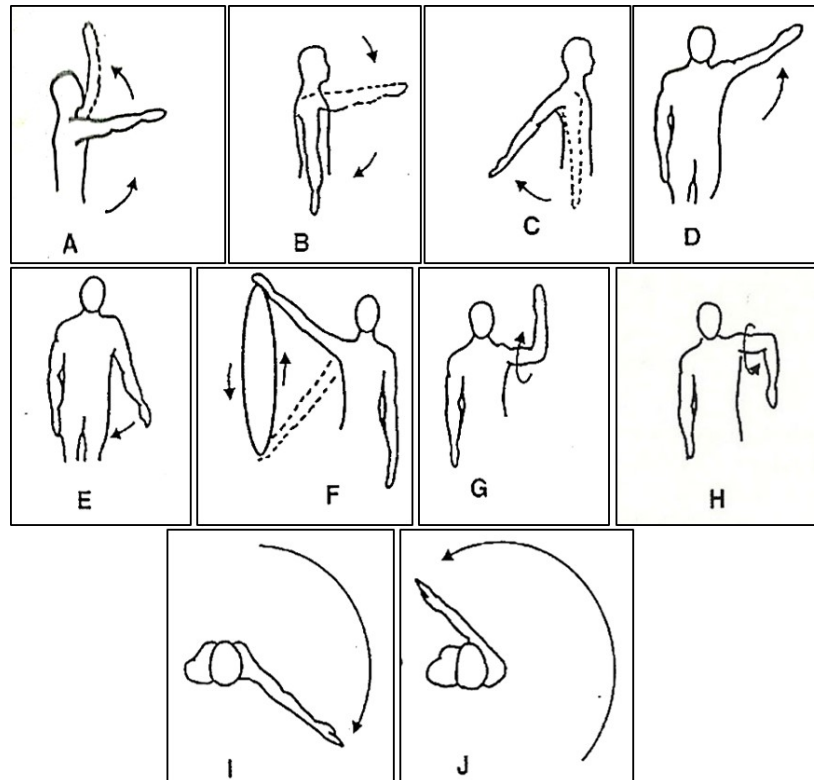


Figura 3.10: Movimentos normais do ombro. A - Flexão, B - Extensão, C - Hiperextensão, D - Abdução, E - Adução, F - Circundação, G - Rotação lateral, H - Rotação medial, I - Abdução horizontal, J - Adução horizontal . Adaptado de [8].

3.7 Conclusão do Capítulo 3

Para a compreensão dos locais de atuação da fisioterapia, é necessário conhecer as estruturas fisiológicas do ser humano. Uma vez que a presente dissertação se foca no membro superior, as estruturas descritas foram as correspondentes ao braço.

Todas as estruturas têm um papel importante e dependem umas das outras. Contudo, dentre as estruturas abordadas, as que se denotam para o presente estudo são os músculos e as articulações. Para além dos ossos, são as estruturas anatómicas que mais lesões sofrem e que se tornam portanto o motivo dos pacientes recorrerem a tratamentos de fisioterapia.

26CAPÍTULO 3. ESTRUTURA MACROSCÓPICA DA EXTREMIDADE SUPERIOR

Assim, os movimentos prejudicados por lesões em músculos e/ ou articulações vão ser o alvo de estudo.

Capítulo 4

Trabalho Relacionado

Várias pesquisas investigaram o tópico robótica colaborativa na fisioterapia. Muitos dos sistemas que foram desenvolvidos são semelhantes entre si. Todos eles visam ajudar um paciente com alguma disfunção motora, através de alguns movimentos. Cada sistema realiza isso à sua maneira. Uma breve visão geral dos principais sistemas atualmente em estudo ou em uso atual será discutida abaixo.

O desafio principal é resolver o problema da terapia num movimento automático. A motivação deste projeto é encontrar o equilíbrio ideal entre o que o paciente e o robô devem fazer.

4.1 MIT-Manus

Um dos primeiros projetos que procurou uma solução para o problema da reabilitação foi conduzido por Hogan *et al* no MIT, com o desenvolvimento do MIT-MANUS - Figura 4.1. Entre 1994 e 2004, trataram 250 pacientes com o seu sistema [68]. Ao longo dos anos, o sistema passou por muitas melhorias e aprimoramentos. O objetivo principal era investigar se o dano cerebral pode ser reparado através do treino no espaço de tarefas.

O robô MANUS é um manipulador SCARA que permite 2 graus de movimento no plano horizontal. Existe então um mecanismo de apoio ao pulso anexado ao final do braço do robô. O mecanismo possui três graus adicionais de movimento. No total, o MANUS é um sistema de robótica de 5 DoF, que pode ser fixado numa mesa, permitindo ajustar a altura do sistema ao utilizador [69].

O sistema foi projetado para que o paciente possa mover o sistema, gerando uma força de 45 N para mover os seus membros. As juntas são alimentadas por motores calculados para 9,65 Nm. As posições e velocidades das juntas são medidas com um codificador absoluto de 16 bits e um taquímetro de 1,8 rad/s. Foi

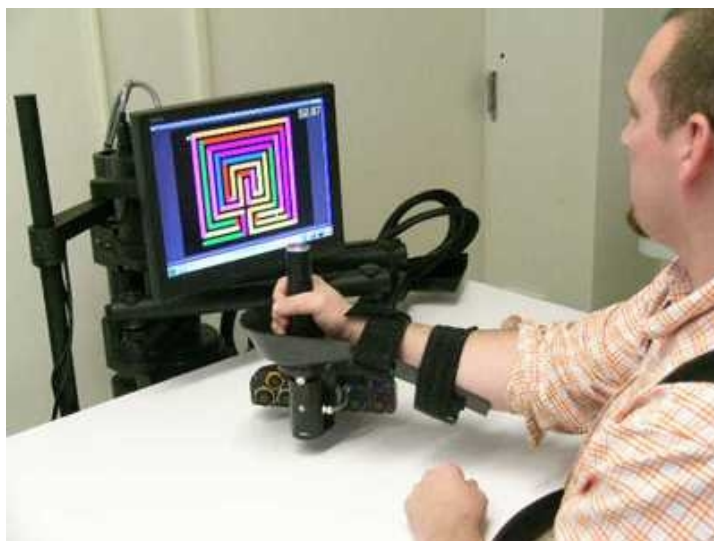


Figura 4.1: Ilustração do robô MIT-Manus. Adaptado de [9]

configurada uma impedância virtual de $4,2 \text{ N mm}$, correspondente à menor quantidade de impedância que pode ser detectada por uma pessoa. O robô trabalhava a abdução do ombro de pacientes entre os 45 e os 65 anos.

Para adicionar funcionalidade ao sistema, foi adicionado ao MANUS um atuador vertical, constituído por um parafuso de avanço alimentado por um motor sem escovas. Para envolver os pacientes no sistema, o MIT-MANUS é usado para jogar, o que torna o processo de reabilitação mais interativo [70].

O sistema robótico é então tratado como uma entrada para o computador, onde os sensores, a posição e os motores são usados para fornecer assistência ao paciente para alcançar as trajetórias propostas.

O dispositivo MANUS passou recentemente por um estudo rigoroso que comparou a terapia de reabilitação tradicional e a terapia MANUS. A conclusão foi que os pacientes submetidos à terapia com o robô apresentaram uma melhoria superior em relação às pessoas tratadas da maneira tradicional. Além disso, a terapia assistida por robô pode ser fornecida a um custo menor do que a terapia tradicional realizada com um terapeuta.

O resultado mais significativo deste projeto foi demonstrar que a reabilitação robótica para pacientes com AVC é possível e pode mostrar resultados positivos no tratamento.

4.2 CBM-Motus

O CBM-Motus é um robô planar concebido para a reabilitação dos membros superiores de pacientes idosos como apresentado na Figura 4.2. Atende aos seguintes requisitos: inércia baixa e isotrópica, simplicidade na estrutura mecânica, leveza e compactação para permitir a portabilidade e baixo custo para uso ao domicílio. Tem uma estrutura cinemática cartesiana composta por dois módulos ligados por uma junta prismática dupla. Um manipulador é montado nessa junta e é livre de rodar sobre o próprio eixo. Tem uma área de trabalho de 500 mm × 500 mm e pesa 30 kg.

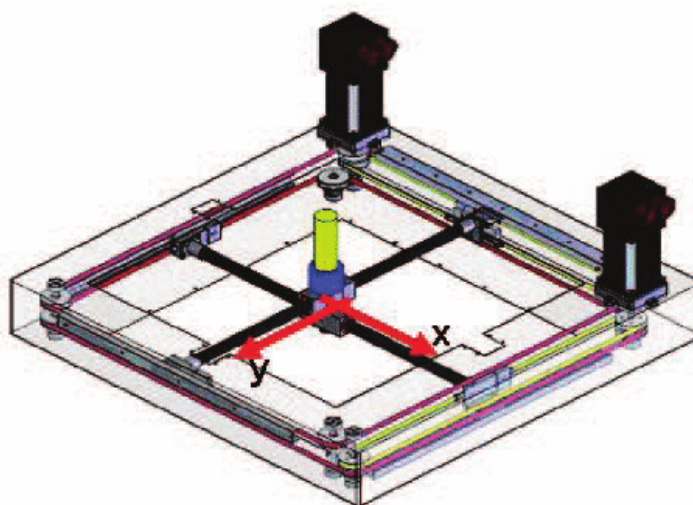


Figura 4.2: Visão geral do robô CBM-Motus e respectivo esquema cinemático. Adaptado de [10]

A máquina foi concebida para otimizar o comportamento dinâmico na interação com o paciente, atendendo a requisitos de altos níveis de segurança e confiabilidade. Está atualmente a ser desenvolvida para terapia motora remota do membro superior na configuração unilateral, estudando em profundidade as questões relacionadas à comunicação em base intermitente ou em tempo real (que são fundamentais para garantir a segurança na interação). A fim de facilitar o acesso dos pacientes ao uso da máquina, uma interface irá ser desenvolvida com os seguintes elementos-chave: testes de avaliação que avaliam as capacidades de movimento do paciente e medem periodicamente o progresso da reabilitação; jogos de terapia que consistem numa biblioteca de jogos para a prática de terapia motora-sensorial; dados de progresso que fornecem ao paciente um *feedback* quantitativo do progresso da reabilitação; página do terapeuta que lhe permite interagir com o paciente, projetando e ajustando programas de reabilitação, para supervisionar a terapia e intervir no sistema quando necessário; programas de re-

abilitação, para monitorizar o paciente e a execução do exercício de reabilitação e para avaliar o progresso da reabilitação [10].

4.3 Haptic Master

O manipulador Haptic Master foi desenvolvido pela Moog FCS Control Systems, na Holanda, entre 2003 e 2004. Usado em vários estudos, com destaque para aplicações em realidade virtual, pesquisa háptica e reabilitação, como apresentado na Figura 4.3. “Haptic”, em português “háptico”, refere-se à sensação táctil que, segundo o ponto de vista científico e tecnológico, procura transmitir e interpretar informação através do tato. Opera sobre o controlo de admitância, isto é, o seu deslocamento é proporcional à força que é exercida sobre ele, pelo paciente. É capaz de processar rigidez e forças altas com atrito mínimo. Possui uma resolução de posição de 4×10^{-6} m a 12×10^{-6} m (dependendo da posição), rigidez máxima de 10×10^{-6} N m a 50×10^{-6} N m (dependendo da posição) e força máxima de 250 N. Tem um espaço de trabalho de 80×10^{-3} m³. Por ser um dispositivo de admitância controlada, possui um sensor de força no atuador final, que por sua vez pode ser utilizado para medir as forças de interação homem-máquina [71].



Figura 4.3: Robô Haptic Master aplicado à realidade virtual. Adaptado de [11]

4.4 Nerebot e Maribot

O NeReBot foi desenvolvido pelo Laboratório de Robótica do Departamento de Inovação em Mecânica e Manipuladores na Universidade de Pádua, Itália. O MariBot foi a versão seguinte ao NeReBot. A primeira versão apresenta três graus de liberdade, ao passo que a segunda versão apresenta cinco [12].

Estes robôs foram projetados para aplicação em exercícios terapêuticos. A Figura 4.4 representa um exercício ponto-a-ponto executado pelo paciente, no qual o robô dá *feedback* ao paciente quanto ao cumprimento do exercício através de um som “beep” [72].



Figura 4.4: Robô NeReBot. Adaptado de [12]

4.5 Geomagic Phantom Series

Desenvolvido pela Geomagic, o Phantom é um dispositivo háptico multifuncional que existe em duas versões que diferem no tamanho: Premium 1.5, mais pequeno, e Premium 3.0, maior, apresentadas na Figura 4.5. O Phantom Premium 1.5 apresenta um espaço de trabalho de $381 \text{ mm} \times 267 \text{ mm} \times 191 \text{ mm}$ (largura x altura x diâmetro), fornece uma quantidade considerável de força, entre $8,5 \text{ N}$ a $37,5 \text{ N}$ e coeficiência de elasticidade ajustável até $3,5 \text{ N mm}$. O Phantom Premium 3.0, por sua vez, tem um espaço de trabalho de $838 \text{ mm} \times 584 \text{ mm} \times 406 \text{ mm}$, fornece uma força de 22 N e rigidez ajustável até 1 N mm . Esta série de dispositivos da empresa pode ter várias especificações, mas foi projetada para replicar adequadamente o movimento do braço humano no ombro, cotovelo e pulso [13].

A construção subjacente tem um *gimbal* passivo com um *gimbal* como atuador final, que fornece o *feedback* de posição necessário para a rotação ao longo de todos os eixos. De tamanho pequeno, este dispositivo oferece precisão apreciável com potência suficiente para servir para fases posteriores de reabilitação, onde a precisão e repetibilidade são mais procuradas do que a restauração de energia na fase preliminar.

O *feedback* da força é fornecido na forma de binário das coordenadas x , y , z e correspondentes orientações (*roll*, *pitch* e *yaw*), bem como *feedback* de força ao longo de três graus lineares de movimento. A limitação imperativa de tais



Figura 4.5: Robôs Geomagic Phantom Series. À esquerda versão 1.5 e à direita versão 3.0. Adaptado de [13]

sistemas compactos para reabilitação é sempre o limite superior para produção de força e instabilidade em caso de sobrecarga. Além disso, dados os pequenos comprimentos dos elos, esta configuração pode funcionar bem para exercícios de antebraço/ antebraço, mas não para o braço [73].

4.6 UHD

O Universal Haptic Device (UHD), ilustrado na Figura 4.7, é um dispositivo de reabilitação tátil 2-DoF que é adequado tanto para restituição de funcionalidade do braço quanto para o pulso. Um esquema de bloqueio/ desbloqueio de articulação universal passiva decide o modo de exercício do braço/ pulso. Dois motores acionam as duas barras, acionadas em direções perpendiculares. O uso de molas e cordas torna o movimento da configuração suave e livre de solavancos indesejados. Dada a operação multimodo, esta configuração pode ter como alvo exercícios específicos para o punho ou o braço, como pronação/ supinação e extensão/ extensão [14]

4.7 MIME

O dispositivo robótico Mirror Image Movement Enabler (MIME) é especializado para a neuroreabilitação de ombro e cotovelo em pacientes com AVC subagudo. O MIME incorpora um robô PUMA 560, da Staubli Unimation, que aplica forças ao membro paralisado durante movimentos unilaterais e bilaterais em três dimensões, ilustrado na Figura ???. O tratamento assistido por robô (bilateral,



Figura 4.6: Robô Universal Haptic Device. Adaptado de [14]

unilateral e combinado bilateral e unilateral) foi comparado com a terapia convencional. O treino robótico combinado teve vantagens em comparação com a terapia convencional, produzindo melhorias superiores numa escala de melhoria motora e uma medida de sinergias anormais. Os ganhos do tratamento assistido por robô excederam os esperados da recuperação espontânea [74].

Comparado ao MIT-MANUS, o dispositivo permite um movimento mais natural do braço devido aos seis graus de liberdade que tem, mas deve contar com *feedback* de força para que o paciente possa dirigir o braço do robô. O MIME opera em quatro modos. No modo passivo, o paciente relaxa e o robô move o braço numa trajetória planeada. No modo de assistência ativa, o paciente inicia um movimento com o objectivo de alcançar um alvo, indicado por cones físicos numa mesa, que então aciona um movimento suave do robô em direção ao alvo. No modo restrito ativo, o dispositivo atua como bloqueador, permitindo o movimento em direção ao alvo, mas evitando que o paciente se afaste do alvo, ou seja, bloqueia movimentos para fora da trajetória que conduzem ao alvo. Finalmente, no modo de imagem em espelho, o movimento do braço mais saudável do paciente é usado como modelo para formar uma trajetória e o braço prejudicado é controlado para seguir uma trajetória simétrica (de espelho) [75].



(a)



(b)

Figura 4.7: Robô MIME. Em a) no modo unilateral e em b) no modo bi-lateral. Adaptado de [15]

4.8 Harmonic Bionics

A Harmonic Bionics é uma empresa que opera com robôs colaborativos e que visa melhorar a eficiência e eficácia da neuroreabilitação da parte superior do corpo, por meio de uma tecnologia exclusiva que promove terapia específica para o paciente.

Nasceu em 2016, fruto da ideia de Deshpand (professor na Universidade de Austin, Texas) e de Youngmok Yun (aluno de doutoramento da mesma universidade). Após verificarem que nos tratamentos de terapia física havia necessidade de incorporar mais tecnologia, juntos, decidiram desenvolver uma solução de reabilitação nova e mais eficiente para pacientes que sofrem de distúrbios de movimento da parte superior do corpo.

Nesse mesmo ano, Youngmok Yun entrevistou centenas de pacientes a fim de perceber a viabilidade de criar um robô com fins terapêuticos. Provada a viabilidade, criaram um primeiro protótipo, o Harmony SHR, ilustrado na Figura 4.8. Este recebeu um excelente *feedback* de potenciais clientes.

Desde então continuam a desenvolver e melhorar o seu projecto que, actual-



Figura 4.8: Harmony SHR. Adaptado de [12]

mente, incorpora uma terapia com exercícios novos e funcionais, com parâmetros específicos, num ambiente projectado para maximizar a recuperação, independência do paciente e respectiva qualidade de vida [76].

4.8.1 CBot

Na Espanha, um sistema robótico guiado por visão chamado CBot começou a ser desenvolvido em 2011. Pode aplicar vários tipos de fisioterapia automaticamente. Embora a condição do paciente ainda seja diagnosticada por um médico treinado, o sistema robótico simula o papel do fisioterapeuta, aliviando as clínicas sobrecarregadas e evitando o contacto entre pacientes e profissionais de saúde.

Três braços robóticos da Universal Robots foram incorporados a esta tecnologia para que os engenheiros pudessem facilmente adaptar o *software* às necessidades específicas do paciente e às tarefas exigidas. A fácil programação, instalação e natureza colaborativa dos braços *cobot* permitem que cirurgiões, enfermeiras, equipas médicas e robôs trabalhem lado a lado e cuidem dos pacientes [77].

4.9 Conclusão do Capítulo 4

O estudo de soluções para otimizar as terapias físicas com auxílio de robôs colaborativos é uma realidade que nasceu já no século XX. Foram várias as abordagens, desde o MIT-MANUS, com dois graus de liberdade e com aplicação nas articulações do ombro e cotovelo, até aos dispositivos hápticos que utilizam a sensação tátil para transmitir informações entre robô e paciente.

É notório o aumento da complexidade dos sistemas, ao mesmo tempo que se tornam mais eficientes e demonstram melhores resultados quando incorporados nos tratamentos de terapia física, em comparação aos tratamentos tradicionais.

Este campo ainda não está completo, é um campo em efusão. Há ainda problemas que precisam de ser solicitados e problemas a serem resolvidos.

Capítulo 5

Metodologia

Nesta secção é apresentada a solução para a aplicação de robôs colaborativos em terapias físicas. Foram escolhidos dois tipos de movimentos para as articulações alvo ombro e cotovelo. A forma como estes movimentos foram pensados e executados será também explicado durante o presente capítulo.

A solução implica vários dispositivos e softwares. O dispositivo principal é o manipulador industrial UR5, um robô colaborativo da Universal Robots, no qual foi acoplada uma peça impressa em 3D para simular uma pega. Outro dispositivo é o computador, que comunica com o robô, de onde são enviadas instruções e para onde são enviados resultados.

Em termos de software, havia três possibilidades para trabalhar com o robô, mas destas foram escolhidas duas: a programação através do teach pendant (Polyscope) e através de instruções URScript, a partir do computador no editor de texto Python.

5.1 Exercícios de Trabalho

Para uma solução mais específica em fisioterapia, o presente trabalho cingiu-se aos tratamentos fisiátricos aplicados ao membro superior humano. Os exercícios escolhidos foram a flexão e extensão das articulações ombro e cotovelo. São movimentos no plano sagital apresentados na Subsecção 3.6.

5.2 Hardware

Nesta secção vão ser apresentados os dispositivos utilizados e a ferramenta desenvolvida para a solução proposta.

5.2.1 Manipulador Robótico UR5

O dispositivo robótico utilizado foi o manipulador industrial UR5, produzido pela Universal Robots, Figura 5.1. Optou-se por este manipulador, visto ser apropriado para funcionar com eficiência, segurança e destreza com funcionários ou operadores em todos os tipos de tarefas, sem necessidade de segurança extra [16].

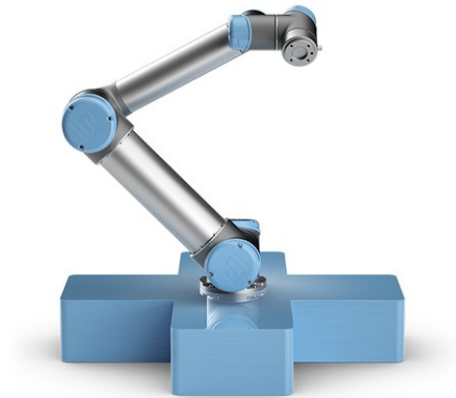


Figura 5.1: Robô UR5. Adaptado de [16]

O UR5 permite automatizar tarefas repetitivas com uma capacidade de até 5 kg. É ideal portanto para tarefas de *pick&place*, montagem e testes [78].

Na Tabela 5.1 são apresentadas algumas especificações do robô [18].

Graus de liberdade	6
Carga útil	5 kg
Temperatura de funcionamento	0-50 °C
Repetibilidade	0,1 mm
Alcance	850 mm
Alcance das articulações	360 °C
Programação	Polyscope
Comunicação	TCP/IP 100 Mbit, Modbus TCP, Profinet, EthernetIP
Fonte de Alimentação	100-240 V AC, 50-60 Hz
Classificação IP	IP20

Tabela 5.1: Especificações principais do manipulador robótico UR5. Adaptado de [18]

5.2.2 Computador

Usou-se um computador pessoal para comunicar com o controlador do UR5, com as especificações apresentadas na Tabela 5.2 [79].

Modelo	Toshiba Satellite S50-B-15P
Processador	Intel Core I7
Memória RAM	8 GB
Disco Rígido	128 GB
Placa Gráfica	Gráficos AMD Radeon™ R7 M260
Sistema Operativo	Windows 10, 64 bit

Tabela 5.2: Especificações principais do computador utilizado.

A comunicação entre o computador e o robô foi estabelecida através de um cabo de rede. Este permite interconectar dispositivos para que ocorra troca informação entre os mesmos.

5.2.3 Ferramenta punho

No *software* FreeCAD desenvolveu-se uma ferramenta que simula um punho ou maçaneta, à volta da qual se apoia a mão do paciente que executa os exercícios. A parte onde encaixa a mão tem 15 mm de raio e um comprimento de 17 cm, de modo a ser adequado para mãos maiores. O desenho encontra-se na Figura 5.2 e a respetiva montagem na Figura 5.3.

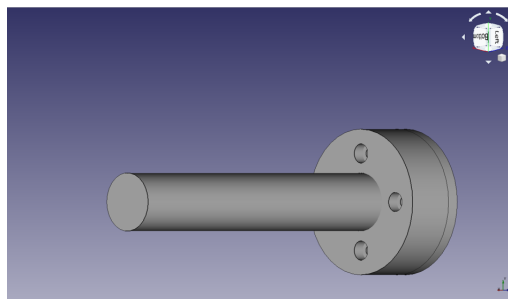


Figura 5.2: Desenho da ferramenta em FreeCAD.

5.3 Software

O manipulador robótico UR5 pode ser programado a três diferentes níveis:

- através do *teach pendant*;
- através do envio de instruções URScript a partir de um PC;



Figura 5.3: Montagem da ferramenta no robô UR5.

- através de uma API em C.

Escolheu-se a segunda abordagem, dada a disponibilidade de documentação bem como a possibilidade de conectar o PC ao robô a partir de uma aplicação cliente no PC, ligado ao controlador do robô via *sockets* TCP/IP. A conexão foi feita como já mencionado acima, com um cabo de rede, usando as portas 30002 e 30004 [80]. A frequência da comunicação na porta 30002 era 10 Hz (10 instruções por segundo) e na porta 30004 era de 125 Hz.

Utilizou-se posteriormente a primeira alternativa, por ser a mais intuitiva e mais prática para definir coordenadas, planejar trajetórias, alterar o modo de operação do robô e, sobretudo, recolher dados.

5.3.1 Envio de Instruções URScript

URScript é uma linguagem de programação, utilizada para programar o robô em causa. Esta linguagem apresenta variáveis, funções, instruções de controlo de fluxo, entre outros [81]. Os programas desta linguagem foram escritos em Python, no editor de texto Visual Studio Code.

A porta 30002 foi utilizada para estabelecer a conexão via *socket* e para enviar instruções para execução de trajetórias. Foram enviadas instruções de configuração e listas de instruções de movimento. Estas correspondem a uma posição (X , Y e Z) e a uma orientação (R_x , R_y e R_z). Os valores da posição foram usados em metros e os da orientação em radianos, segundo a notação de representação de rotações Eixo-Ângulo.

As instruções foram enviadas num programa completo, que corria no controlador do robô logo após o seu envio. As instruções poderiam ser enviadas isoladamente (sem estarem dentro de programas), e também corriam logo após ser concluído o envio de cada uma. Porém, esta abordagem poderia acarretar erros de conclusão dos movimentos, *i.e.*, não era garantido que cada movimento fosse concluído porque o último se podia sobrepor aos anteriores. Com o envio

das instruções num programa completo, este problema não acontece, uma vez que cada movimentação só é executada após a conclusão da sua precedente.

As instruções de movimentação escolhidas foram o MoveP (movimento linear no espaço da ferramenta), o MoveJ (movimento linear no espaço das juntas), e o MoveC (movimento circular no espaço da ferramenta). Para além da pose, a função MoveP recebia uma aceleração, a , uma velocidade, v , um tempo, t e um raio de tolerância para a paragem do ponto central da ferramenta, r . A função MoveC é similar, apenas tem duas poses: a inicial que corresponde ao primeiro ponto do movimento circular, e a final que corresponde ao último ponto do MoveC.

A porta 30004 foi usada, por sua vez, para implementar a interface RTDE. Esta interface fornece uma maneira de recolher informação do robô no computador. Permite sincronizar variáveis, variáveis essas que podem ser escolhidas pelo cliente, para serem escritas e lidas. Estas devem, por sua vez, estar contidas nos pacotes reais de sincronização - receita. Cada receita tem um *id* exclusivo. O RTDE Control Package Setup Outputs devolve os valores das variáveis, na mesma ordem com que foram pedidas. Permite então obter informações do robô como posições, força exercida, velocidade e aceleração [82].

5.3.2 Envio de Instruções do Teach Pendant

O *teach pendant* contém a interface gráfica da Universal Robots para programar os seus robôs - o Polyscope. É uma interface intuitiva que para além de conter as funções URScript, permite escrever linhas de código para implementar, por exemplo, a comunicação via *socket* entre o robô e o PC [83].

Nesta interface foi usado, em quatro dos oito exercícios, o modo de força. O modo de força é uma função do UR5 utilizada para que o robô se torne complacente num ou mais eixos (modo complexo). Quando a força é igual a zero, todos os eixos são complacentes. Sempre que a força é diferente de zero num dos eixos (pode ser em mais que um), o robô é complacente nesse eixo e ajusta a sua posição para atingir a força desejada, automaticamente. Para eixos não complacentes, o braço do robô seguirá a trajetória definida pelo programa.

5.4 Programas Desenvolvidos

Nesta secção são explicados os programas desenvolvidos nos dois tipos de abordagens. Numa primeira fase, o programa desenvolvido em Python e, numa segunda fase, o conjunto de programas desenvolvidos no *teach pendant*.

5.4.1 Programa Desenvolvido em Python

O programa em Python é iniciado com o *socket* TCP/IP. Para utilizar este protocolo, o robô é o cliente e o PC o servidor. É definido o IP do robô e uma porta para transmissão de informação entre PC e robô que foi, inicialmente a porta 30002.

De seguida, são definidas as funções da classe Universal Robots. A função “def__init__” é o construtor da classe e que é chamada sempre que a classe é instanciada. Segue-se a condição *If* que vai procurar se existe algum argumento dentro da função “def__init__”. Se essa condição não se verificar, o “replayLog” vai criar o *socket* e o PC passa a comunicar com o robô.

Para permitir a criação de trajetórias, são estabelecidas funções de movimento baseadas no manual de programação URScript [81]. Estes movimentos permitiram a criação de um movimento circular que permitisse, em testes futuros, o envolvimento do paciente numa trajetória em forma de círculo que avaliasse o ângulo de abdução e adução das articulações, por exemplo.

De modo a receber informação do robô, foi escrito a seguir um programa que usa o protocolo RTDE, já descrito na Subsecção 6.3.1. O fluxograma do algoritmo está apresentado na Figura 5.4 e o programa encontra-se no Anexo A.

5.4.2 Programa Desenvolvido em Polyscope

Os movimentos escolhidos foram, como já referido, a flexão e extensão do ombro e do cotovelo. Os movimentos do ombro são realizados com o braço esticado, movendo num plano paralelo ao plano sagital, que estão ilustrados na Figura 3.10. Os movimentos de flexão e extensão correspondem aos ilustrados na Figura 5.5 [17].

Cada movimento teve um programa no modo passivo do robô, modo no qual o robô executa a trajetória e o paciente deve-se deixar guiar pelo robô, e no modo de força, em que o robô é complacente em determinado eixo e segundo um valor de força. As trajetórias planeadas foram pensados de forma a ir de encontro aos intervalos de amplitude dos exercícios propostos:

- extensão do ombro de 0° a -120° ;
- flexão do ombro de 0° a 120° ;
- extensão do cotovelo de 0° a -128° ;
- flexão do ombro de 0° a 120° ;

Cada programa é composto por um *socket*, um conjunto de movimentos que definem a trajetória e um *Thread* que permite o envio das variáveis para o PC.

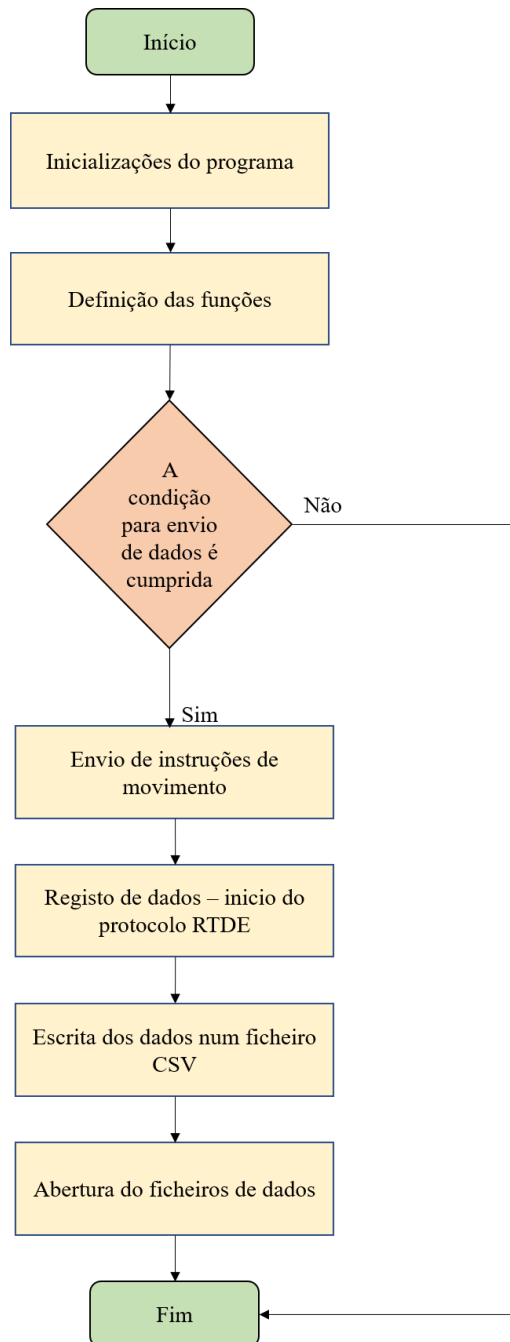


Figura 5.4: Fluxograma do algoritmo implementado em Python, para criar e enviar trajetórias ao UR5 e recolher posteriormente dados das mesmas

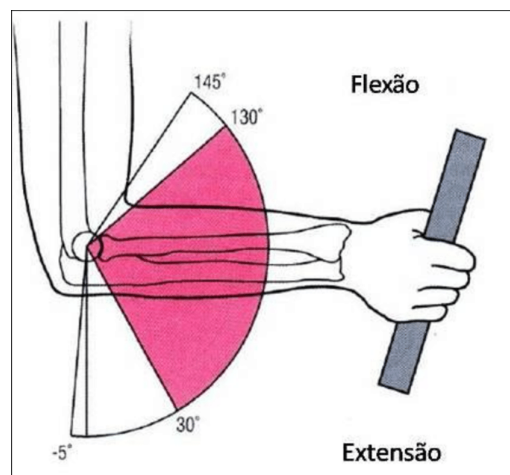


Figura 5.5: Flexão e extensão do cotovelo. Adaptado de [17]

O *socket* ficou denominado DataSocket e foi estabelecido com o IP do PC e com a porta 55555.

O programa contém um *loop* de seis vezes, de modo a que se verifique a repetibilidade dos exercícios. Os valores escolhidos para a velocidade e aceleração dos movimentos foram, respetivamente, 104 mm/s e 136 mm/s². Estes valores são baixos, já que a trajetória é pensada para pacientes com dificuldade em movimentar os seus braços.

Para os programas com modo de força, os eixos escolhidos para controlo de força foram x e y , uma vez que é no plano Oxy da ferramenta - Figura 5.6 que os exercícios são executados. Os valores escolhidos para a complacência em x e y foram, respetivamente, 5 N e 20 N para exercícios de extensão e -5 N e 20 N para exercícios de flexão. O objetivo da escolha destes eixos e respetivos valores foi oferecer resistência à execução da trajetória pelo robô ao paciente, de modo a avaliar o desvio do paciente à trajetória desejada e avaliar a força que executa.

Os movimentos foram calculados para uma pessoa de estatura média, sentada numa cadeira com o braço que executa o exercício mais próximo do robô. O fluxograma do algoritmo está apresentado na Figura 5.7 e os programas vêm no Anexo B.

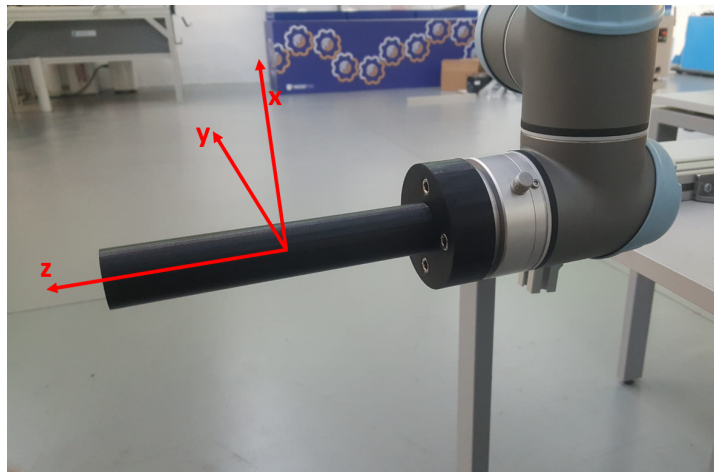


Figura 5.6: Referencial base do elemento terminal do UR5.

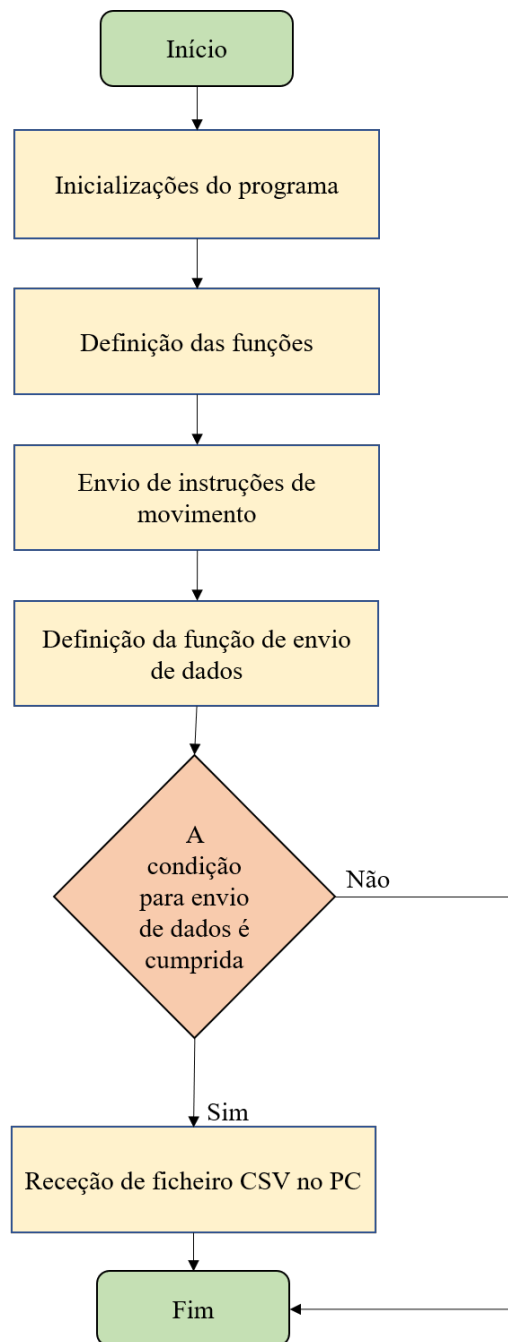


Figura 5.7: Fluxograma do programa em Polyscope, que cria e envia trajetórias ao robô, em dois modos de operação do mesmo.

Capítulo 6

Resultados

Neste capítulo são analisados os resultados da solução proposta.

A recolha de dados com o programa em Polyscope foi consistente, e permitiu perceber a diferença na execução dos exercícios nos dois tipos de operação do robô.

6.1 Avaliação qualitativa

O programa desenvolvido em Polyscope conduziu à realização de oito exercícios, que envolvem o movimento das articulações ombro e cotovelo:

- flexão do ombro no modo passivo;
- flexão do ombro no modo de força;
- extensão do ombro no modo passivo;
- extensão do ombro no modo de força;
- flexão do cotovelo no modo passivo;
- flexão do cotovelo no modo de força;
- extensão do cotovelo no modo passivo;
- extensão do cotovelo no modo de força;

Os exercícios foram realizados estando o utente sentado com o robô do seu lado direito. A mão deve estar em pronação, encostada à pega acoplada ao



Figura 6.1: Demonstração da colocação do braço do utente na pega acoplada ao robô.

manipulador robótico UR5. A Figura 6.1 ilustra a colocação do utente face ao robô.

A flexão do ombro resultou num movimento que se aproximou a uma amplitude de 90° . A Figura 6.2 ilustra alguns dos pontos do movimento com dois eixos que permitem perceber as diferentes amplitudes a cada ponto da trajetória.

A extensão do ombro originou um movimento que também se aproximou de 90° , tal como ilustrado na Figura 6.3, que apresenta a amplitude entre dois eixos ao longo da trajetória.

A flexão do cotovelo, por sua vez, resultou num movimento com uma amplitude máxima ligeiramente acima dos 90° , tal como se pode verificar pela Figura 6.4.

Por último, a extensão do cotovelo deu origem ao movimento da Figura 6.5,

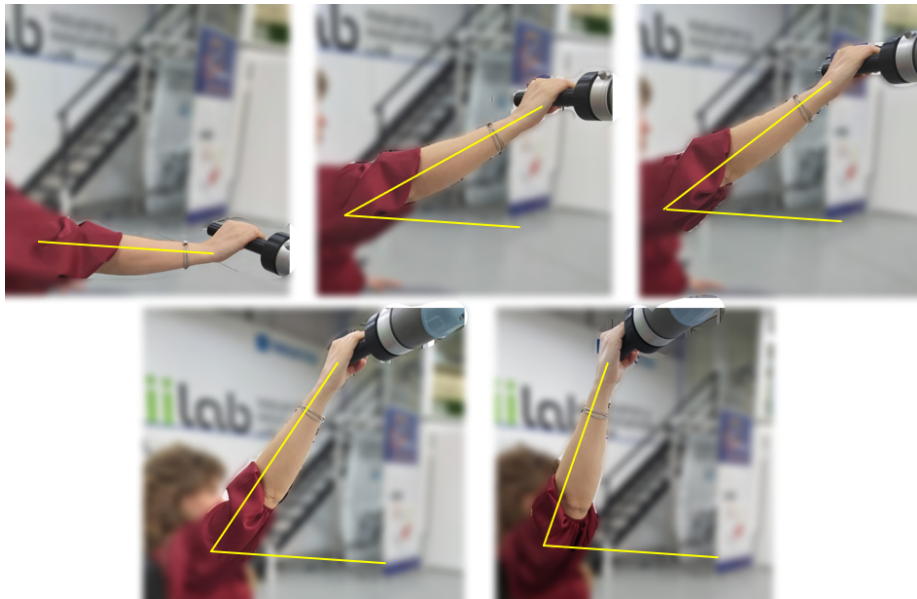


Figura 6.2: Pontos do movimento de flexão do ombro.

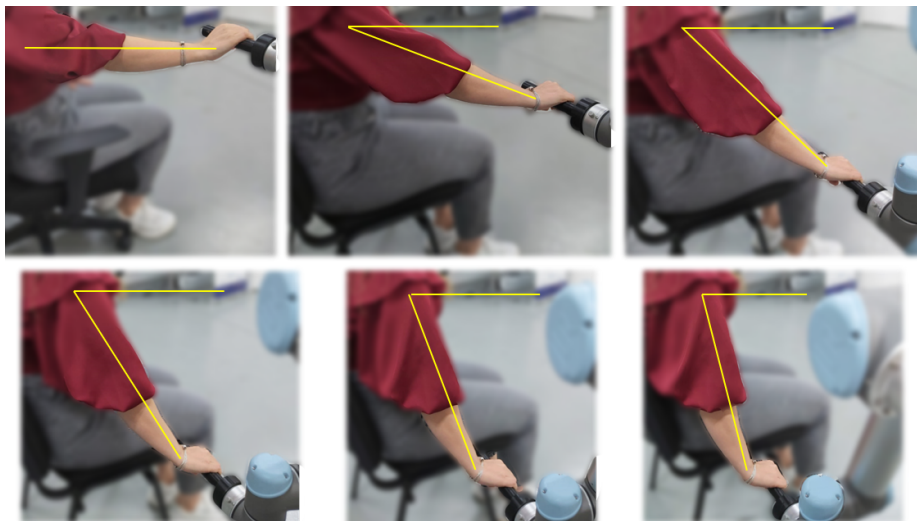


Figura 6.3: Pontos do movimento de extensão do ombro

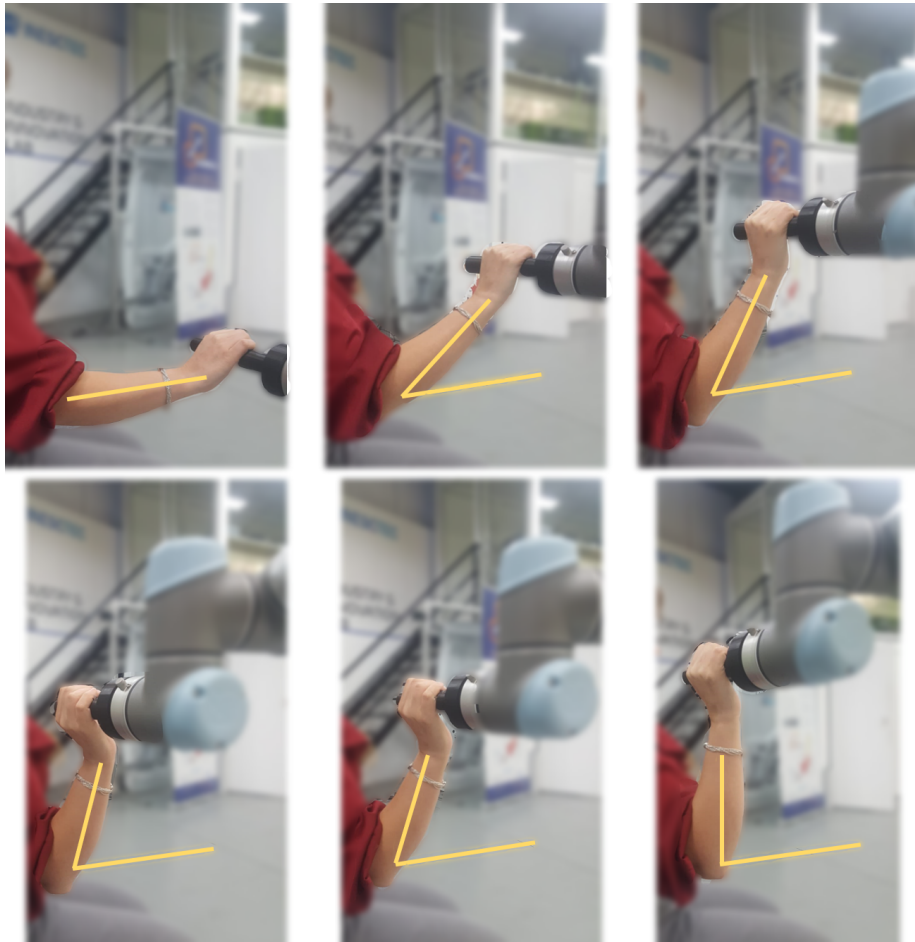


Figura 6.4: Pontos do movimento da flexão do cotovelo.

que atingiu uma amplitude máxima de cerca dos 90° .

6.2 Avaliação quantitativa

Nesta secção são analisados os dados resultantes da solução proposta, comparando cada exercício no modo de força ao respetivo exercício no modo normal (ou passivo) do robô.

Os exercícios foram executados seis vezes, por uma pessoa saudável, *i.e.*, sem qualquer condicionamento no membro superior direito.

Cada exercício resultou numa matriz de dados com três colunas, para as posições x , y e z . As posições são relativas ao eixo da ferramenta - Figura 5.6, das quais apenas x e y interessam, uma vez que é nos eixos Ox e Oy que é usado o modo força e é no plano Oxy que as trajetórias são executadas.

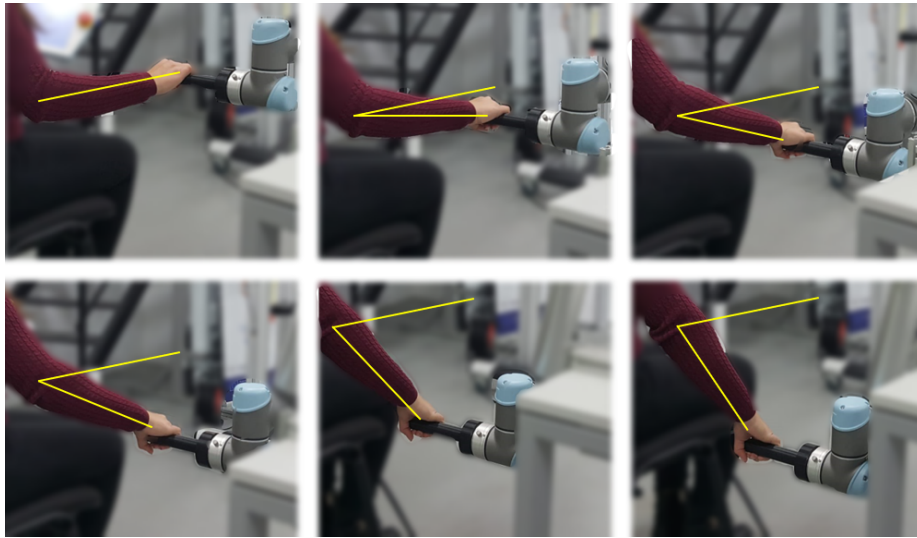


Figura 6.5: Pontos do movimento da flexão do cotovelo.

6.2.1 Flexão do Ombro

A variação da posição em Oy ao longo da trajetória para cada repetição, nos dois modos de operação do robô (passivo e força), encontra-se na Figura 6.6.

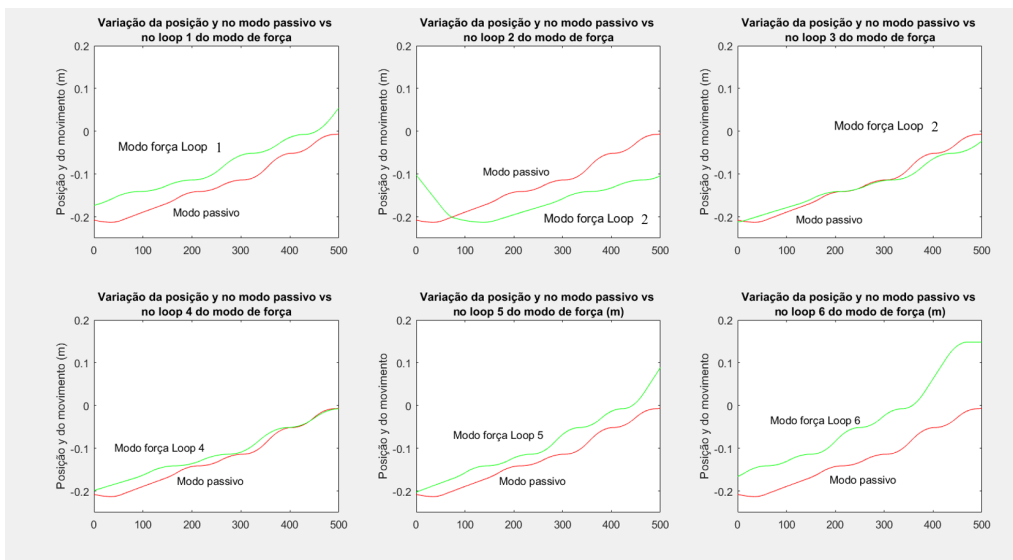


Figura 6.6: Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo *vs* a cada repetição no modo de força.

O erro quadrático médio de y , entre a posição y padrão e a posição y durante as repetições no modo de força, está representada na Figura 6.7.

Verifica-se que há um crescente erro quadrático médio. Isto deve-se ao facto

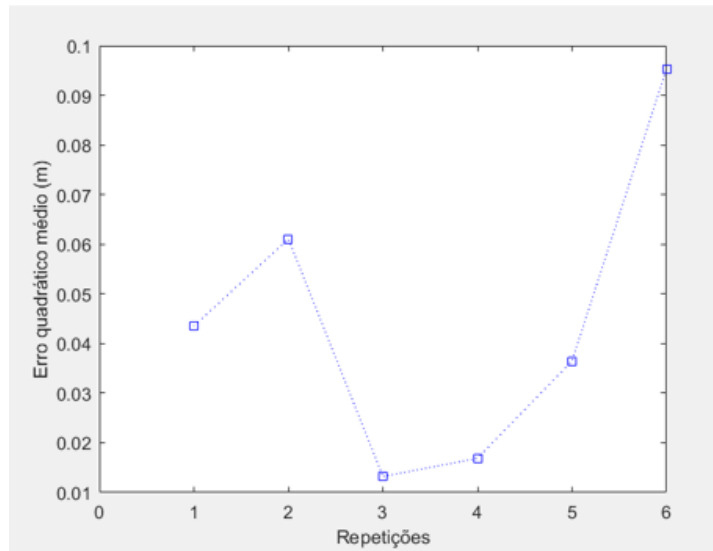


Figura 6.7: Variação do erro quadrático médio, da posição y ao longo da trajetória, no modo de força

de no eixo Oy ter sido definida uma força elevada, de 20N. A aplicação desta força traduz-se numa fadiga muscular ao longo das repetições, o que se verifica principalmente entre a repetição 3 e a 6.

A Figura 6.8 apresenta, por sua vez, a variação da posição em Ox ao longo da trajetória para cada repetição, nos dois modos de operação do robô.

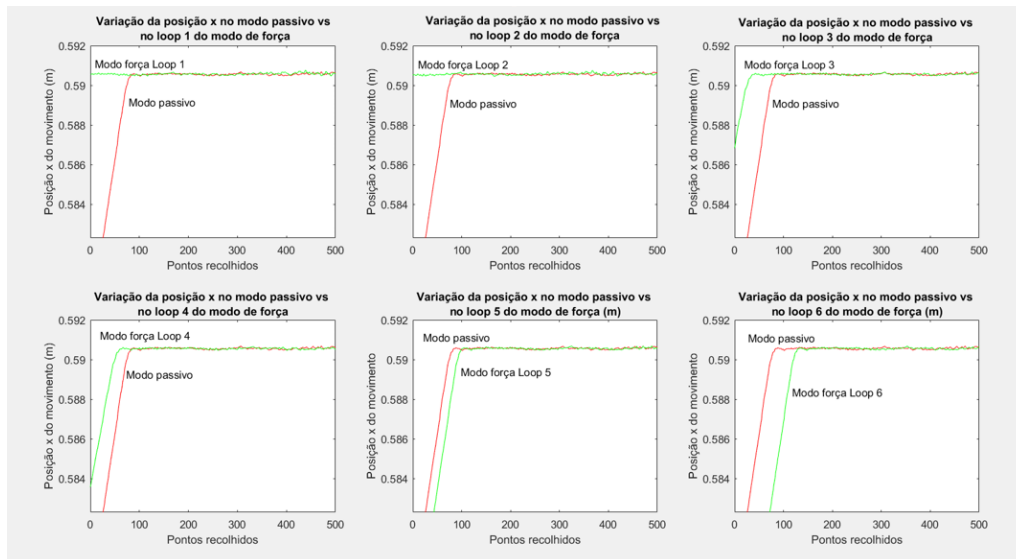


Figura 6.8: Variação da posição x ao longo da trajetória no modo passivo *vs* a cada repetição no modo de força.

A Figura 6.9 ilustra o erro quadrático médio entre a posição x padrão e a posição x durante as repetições no modo de força.

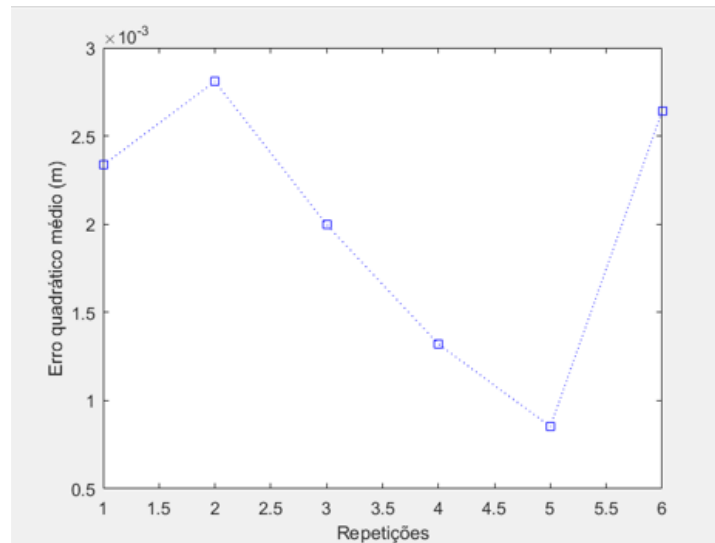


Figura 6.9: Variação do erro quadrático médio, da posição x ao longo da trajetória, no modo de força

Para a posição x verifica-se que o erro quadrático médio é muito inferior, já que a força aplicada no eixo Ox é também inferior (5N).

6.2.2 Extensão do Ombro

A Figura 6.10 apresenta a posição em Oy ao longo da trajetória para cada repetição, nos dois modos de operação do robô.

A diferença do erro quadrático médio de y , a cada repetição em relação ao do erro quadrático médio de y no exercício do modo passivo, está representada na Figura 6.11.

O gráfico demonstra que, ao longo da execução do exercício, a posição y se desvia da planeada de uma forma variada. Os valores mais altos de desvio devem-se, mais uma vez, à fadiga causada pelo exercício.

A Figura 6.12 mostra a variação da posição em Ox para cada repetição, nos dois modos de operação do robô.

A diferença do erro quadrático médio de x , a cada repetição em relação ao do erro quadrático médio de x no exercício do modo passivo, está representada na Figura 6.13.

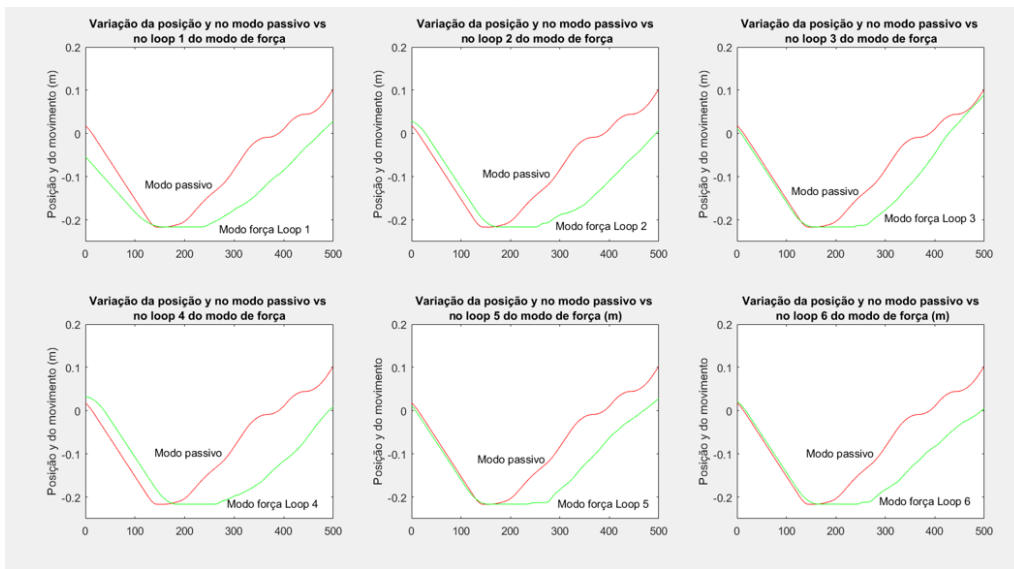


Figura 6.10: Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo *vs* a cada repetição no modo de força.

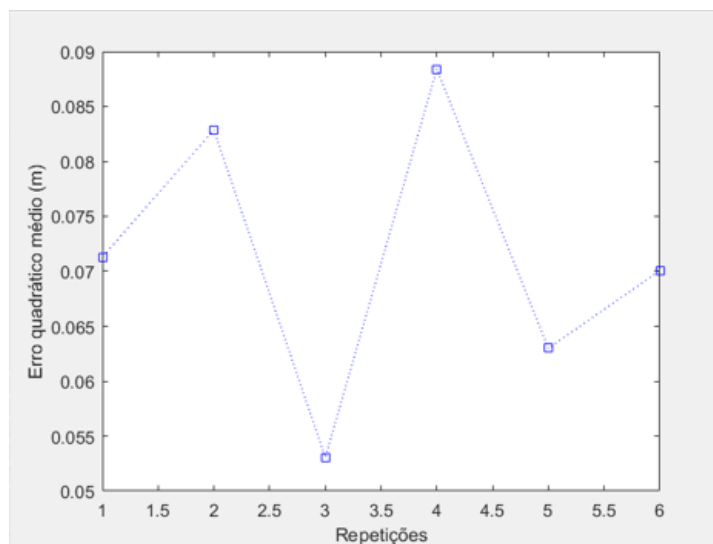


Figura 6.11: Erro médio quadrático de y , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a extensão do ombro.

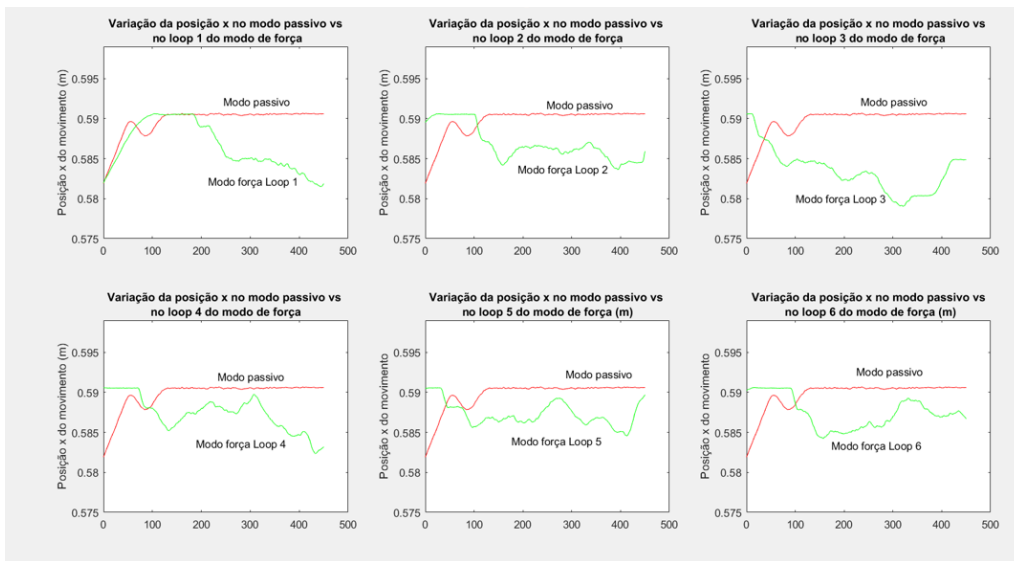


Figura 6.12: Variação da posição x ao longo da trajetória no modo passivo *vs* a cada repetição no modo de força.

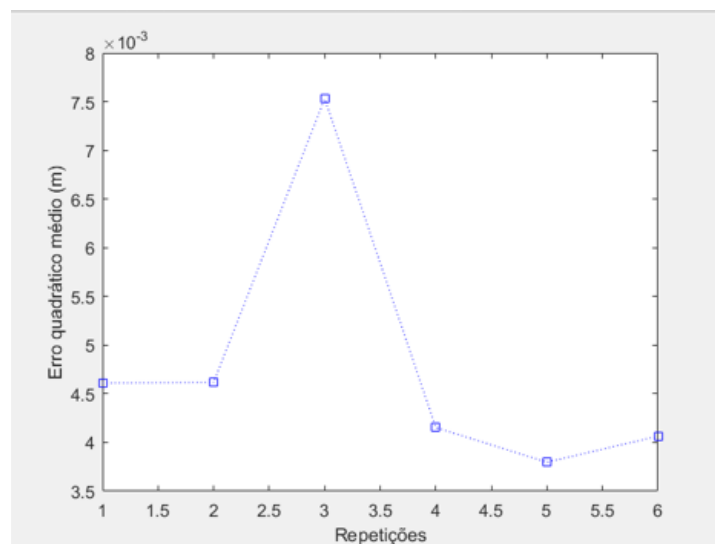


Figura 6.13: Erro médio quadrático de x , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a extensão do ombro.

6.2.3 Flexão do Cotovelo

A variação da posição em Oy ao longo da trajetória para cada repetição, nos dois modos de operação do robô (passivo e força), encontra-se na Figura 6.14.

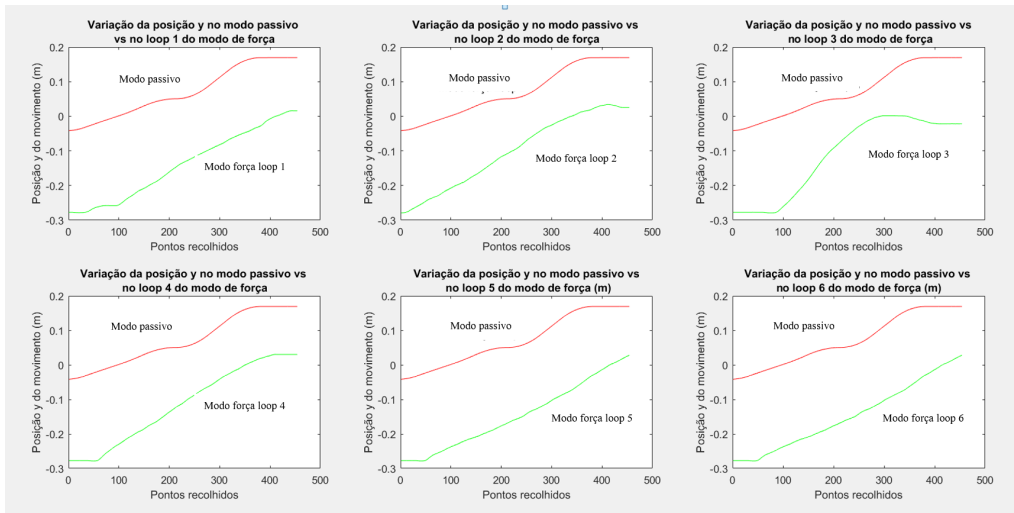


Figura 6.14: Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo *vs* a cada repetição no modo de força.

A diferença do erro quadrático médio de y , a cada repetição em relação ao erro quadrático médio de y no exercício do modo passivo, está representada na Figura 6.15.

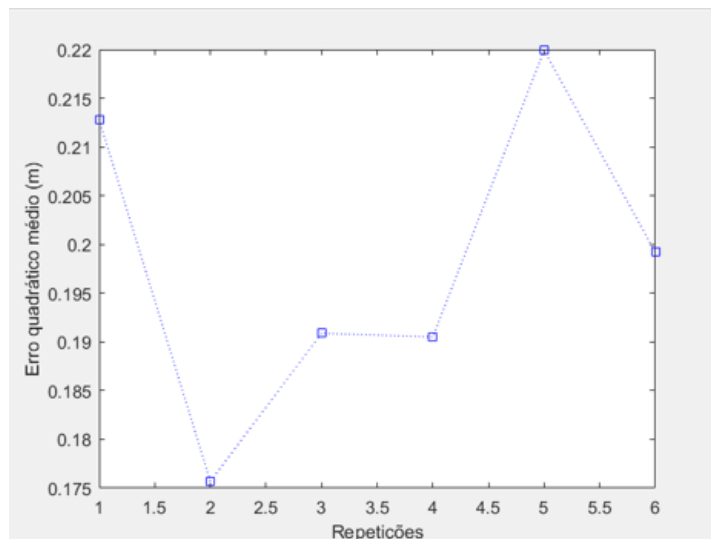


Figura 6.15: Erro médio quadrático de y , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a flexão do cotovelo.

Existe um erro quadrático médio maior na primeira e nas duas últimas repetições.

A Figura 6.16 mostra a variação da posição em Ox para cada repetição, nos dois modos de operação do robô.

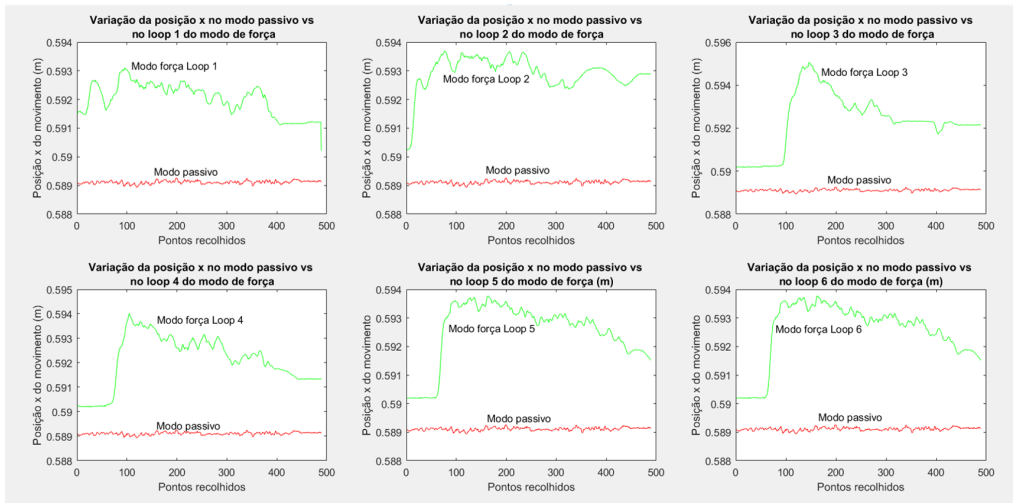


Figura 6.16: Variação da posição x ao longo da trajetória no modo força vs modo passivo.

A Figura 6.17 apresenta o erro quadrático médio de x , ao longo das repetições no modo de força, em relação ao erro quadrático médio de x no modo passivo.

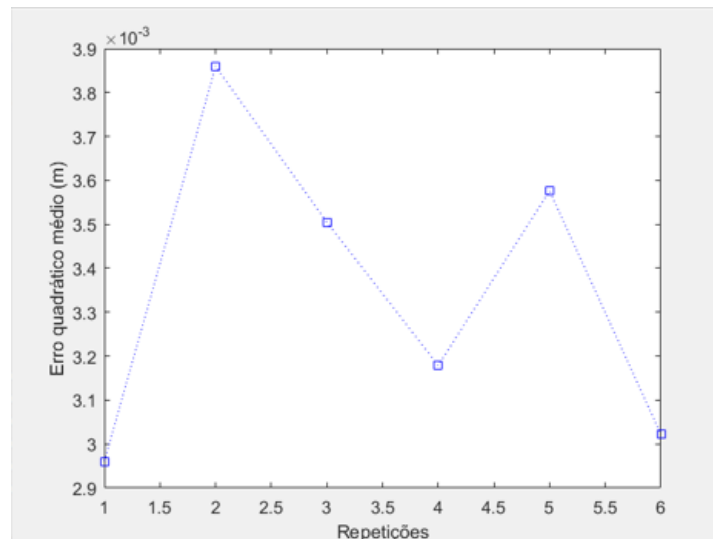


Figura 6.17: Erro médio quadrático de x , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a flexão do cotovelo.

O erro quadrático médio para x é baixo e vai diminuindo ao longo das repetições, a partir da segunda, com uma ligeira subida na repetição cinco.

6.2.4 Extensão do Cotovelo

A variação da posição em Oy ao longo da trajetória para cada repetição, nos dois modos de operação do robô (passivo e força), encontra-se na Figura 6.18.

Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo vs a cada loop do modo de força

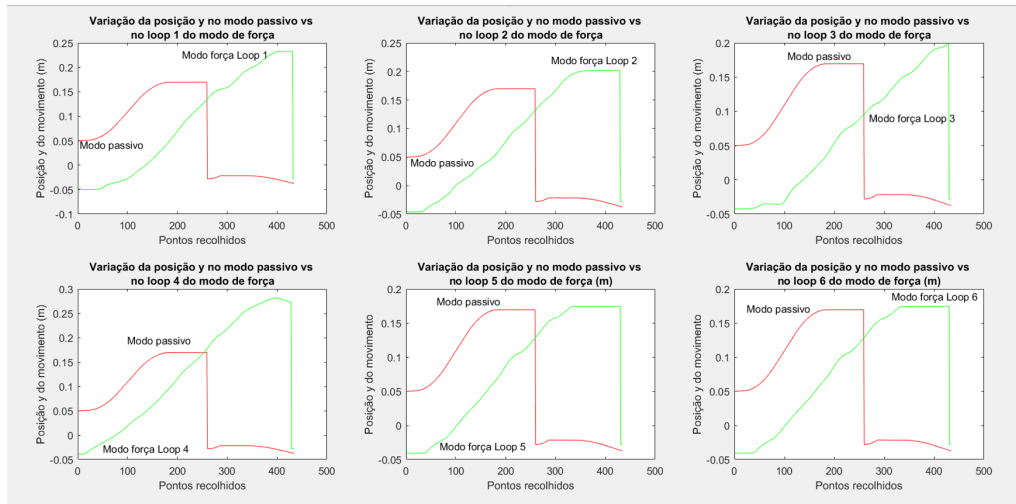


Figura 6.18: Variação da posição y ao longo da trajetória no modo passivo vs a cada repetição no modo de força.

A diferença do erro quadrático médio de y , a cada repetição em relação ao do erro quadrático médio de y no exercício do modo passivo, está representada na Figura 6.19.

O gráfico da Figura 6.19, mostra que o erro é elevado ao longo das repetições, sendo maior na repetição quatro. Tal como nos outros movimentos, para a posição y o valor do erro toma estes valores devido à força definida para o eixo Oy .

A Figura 6.20 mostra a variação da posição em Ox para cada repetição, nos dois modos de operação do robô.

A Figura 6.21 apresenta o erro médio quadrático de x , ao longo das repetições no modo de força, em relação ao erro médio quadrático de x no modo passivo.

O erro quadrático médio para x é baixo e vai diminuindo ao longo das repetições, sofrendo um ligeiro aumento na penúltima repetição.

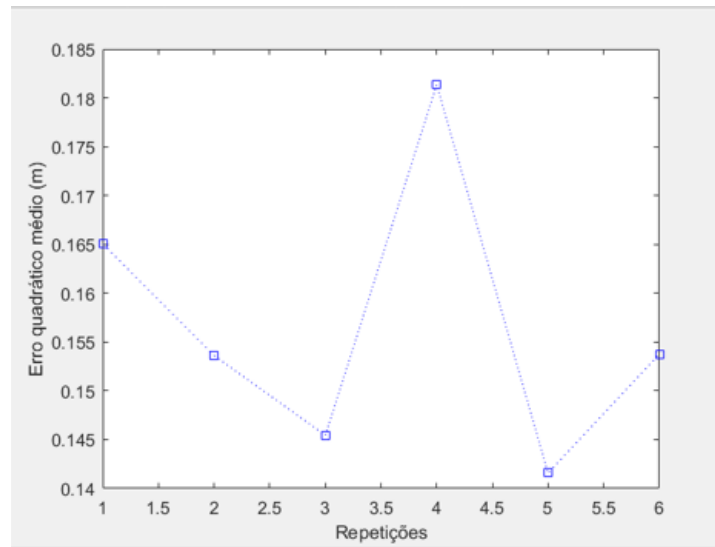


Figura 6.19: Erro médio quadrático de y , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a extensão do cotovelo.

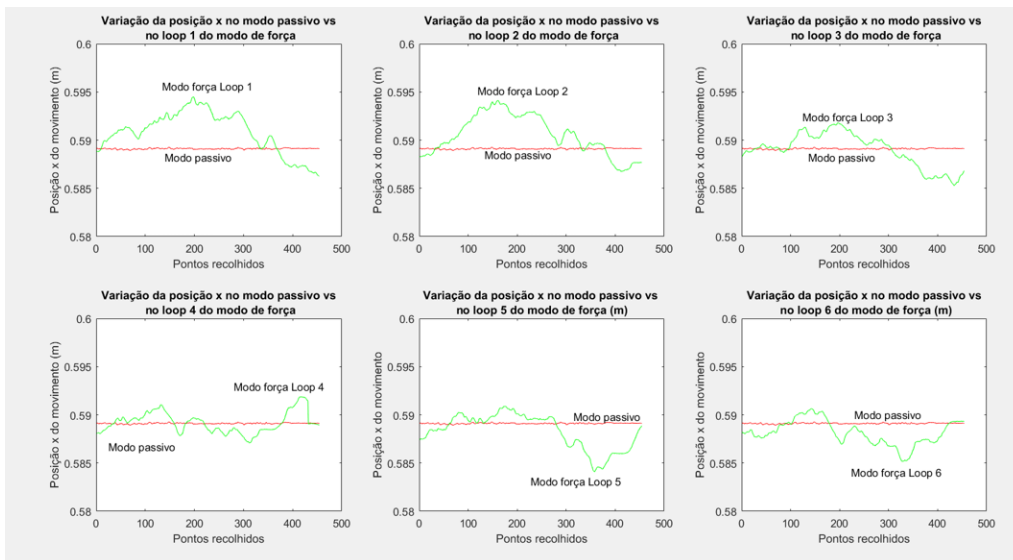


Figura 6.20: Variação da posição x ao longo da trajetória no modo força vs modo passivo.

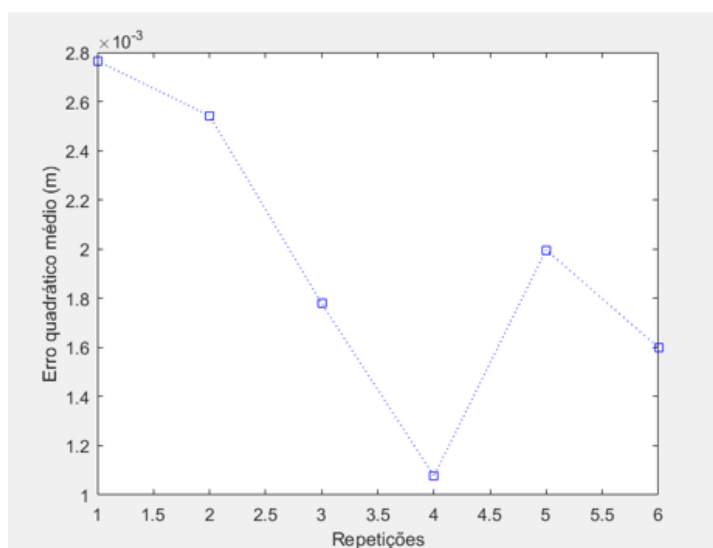


Figura 6.21: Erro médio quadrático de x , no modo passivo e ao longo do modo de força, para a extensão do cotovelo.

Capítulo 7

Título Capítulo 7

7.1 Discussão e Trabalho Futuro

Neste capítulo, serão expostas as conclusões gerais e o trabalho futuro deste projeto.

Relativamente à solução proposta desenvolvida em Python, esta permitiu a comunicação entre PC e robô, a criação e execução de trajetórias e ainda o registo de dados. O registo de dados teve por base o protocolo RTDE. Um dos objetivos para este programa seria escrever os comandos para o modo de força. Porém, implicava tempo que já não existia. Portanto decidiu-se congelar o programa na fase em que estava - envio de trajetórias para o robô no modo passivo e recolha de dados. Uma vez que os dados eram apenas relativos a trajetórias que não iriam variar, não foram utilizadas

A solução desenvolvida em Polyscope cumpriu com o objetivo da dissertação, e resultou em dados consistentes que permitiram avaliações qualitativa e quantitativa dos exercícios desenvolvidos. Verificou-se que a aplicação de valores de força nos eixos Ox e Oy , conduziu à variação das posições x e y , respetivamente. Uma vez que o eixo Oy foi definido com um valor de força superior ao eixo Ox , o erro quadrático médio da posição y foi superior em todos os movimentos, em relação ao mesmo erro para a posição x . Com o programa, é possível avaliar a diferença nas trajetórias, para os dois modos de operação do robô. O modo de força pode ser implementado com valores diferentes aos utilizados no presente trabalho. Permite adaptar os exercícios a diferentes casos de desempenho muscular (força), para usuários com o membro superior em condições diferentes. Seria interessante, futuramente, acrescentar outras comparações, como medição da am-

plitude do movimento ao longo de pontos da trajetória, para avaliar precisamente a amplitude alcançada por cada articulação do membro. Devido à curta janela de tempo e à situação do Covid-19, não houve oportunidade para recolher dados em mais do que um usuário. Em condições normais, a recolha de dados em mais do que um usuário e num maior número de vezes para cada exercício, representaria uma melhor avaliação do programa.

Em relação à calibração das trajetórias, esta poderia ser feita por três modos:

- adaptar a posição da cadeira a cada paciente, de modo a que o paciente ficasse numa posição que tornasse possível a realização dos movimentos propostos;
- calibrar o braço de cada utente diretamente no programa Polyscope, antes de iniciar os exercícios.
- utilizar um sistema de visão para detetar as articulações e adaptar os exercícios às localizações das mesmas.

Referências Bibliográficas

- [1] Wikipédia, “Plano anatómico.” [cited on p. v, 16]
- [2] Aula de Anatomia, “Membro superior,” 2019. [cited on p. v, 17]
- [3] F. H. Netter, *Atlas de anatomia humana*. Artmed, 2 ed., 2000. [cited on p. v, 18, 19]
- [4] R. Linhares, “Músculos do braço,” 2020. [cited on p. v, 20]
- [5] R. Seeley, P. Tate, and S. Trent, *Fisiologia e Anatomia*. Lusociência, 8 ed., 2011. [cited on p. v, 21, 22, 23]
- [6] C. Ramos, “Anatomia do cotovelo,” 2016. [cited on p. v, 23]
- [7] O. Jones, “The wrist joint.” [cited on p. v, 24]
- [8] A. Beloti, “Capsulite adesiva ou ombro congelado,” 2015. [cited on p. v, 25]
- [9] A. Trafton, “Robotic therapy helps stroke patients regain function.” [cited on p. v, 28]
- [10] L. Zollo, D. Accoto, F. Torchiani, D. Formica, and E. Guglielmelli, “Design of a planar robotic machine for neuro-rehabilitation,” in *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2031–2036, IEEE, 2008. [cited on p. v, 29, 30]
- [11] ABSS, “Haptic master frisklancer.” [cited on p. v, 30]
- [12] S. Masiero, M. Armani, G. Rosati, *et al.*, “Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: focused review and results of new randomized controlled trial,” *J Rehabil Res Dev*, 2011. [cited on p. v, 30, 31, 35]
- [13] 3D Systems, “Phantom premium,” tech. rep., 3D Systems, 2016. [cited on p. v, 31, 32]

- [14] J. Oblak, I. Cikajlo, and Z. Matjačić, “Universal haptic drive: A robot for arm and wrist rehabilitation,” *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 2009. [cited on p. v, 32, 33]
- [15] A. Van Delden, C. L. E. Peper, G. Kwakkel, and P. J. Beek, “A systematic review of bilateral upper limb training devices for poststroke rehabilitation,” *Stroke research and treatment*, vol. 2012, 2012. [cited on p. v, 34]
- [16] Universal Robots, “Ur5 collaborative robot arm: Flexible and lightweight robot arm.” [cited on p. v, 38]
- [17] E. Souza, F. Almeida, I. Cavalcante, M. Lima, W. Rodrigues, and W. Gomes dos Santos, *Development of a continuous passive motion (CPM) equipment*. PhD thesis, 2008. [cited on p. vi, 42, 44]
- [18] Universal Robots, “Ficha técnica ur5,” tech. rep., Universal Robots, 2014. [cited on p. ix, 38]
- [19] K. N. Sharma, “Exploration of the history of physiotherapy,” 2012. [cited on p. 5]
- [20] S. Bakewell, “Illustrations from the wellcome institute library: Medical gymnastics and the cyriax collection,” *Medical History*, 1997. [cited on p. 5, 9]
- [21] T. Terlouw, “The origin of the term ‘physiotherapy’,” 2006. [cited on p. 6]
- [22] E. Playter, “Physiotherapy first: Nature’s medicaments before drug remedies; particularly relating to hydrotherapy.,” *Journal of the American Medical Association*, 1894. [cited on p. 6]
- [23] Chartered Society of Physiotherapy, “Our history,” 2020. [cited on p. 6]
- [24] B. Knox, “History of the school of physiotherapy,” 2013. [cited on p. 6]
- [25] Reed College, “About reed college,” 2009. [cited on p. 6]
- [26] M. Moffat, “The history of physical therapy practice in the united states,” *Journal of Physical Therapy Education*, 2003. [cited on p. 6]
- [27] R. McKenzie, *The cervical and thoracic spine: mechanical diagnosis and therapy*, vol. 2. New Zealand: Spinal Publications Ltd, 1998. [cited on p. 6]
- [28] R. McKenzie, “Patient heal thyself,” *Worldwide Spine Rehabilitation*, 2002. [cited on p. 6]
- [29] L. Keogh, “The founders and history,” 2016. [cited on p. 7]

- [30] W. B. Murphy, *Healing the Generations: A History of Physical Therapy and the American Physical Therapy Association*. American Physical Therapy Association, 1995. [cited on p. 7]
- [31] L. Edge-Hughes, *Congress of The Canadian Physiotherapy Association*, p. 1–14. Laurie Edge-Hughes, BScPT, MAnimSt (Animal Physiotherapy), CACFI, CCRT, 2008. [cited on p. 7]
- [32] J. Martin, H. Meltzer, and D. Elliot, *The prevalence of disability among adults. OPCS surveys of disability in Great Britain Report 1*. H.M.S.O., 1988. [cited on p. 7]
- [33] A. Bowen, *National clinical guidelines for stroke. 2nd edition*. Clinical Effectiveness & Evaluation Unit, Royal College of Physicians, 2004. [cited on p. 8]
- [34] N. Bent, A. Tennant, T. Swift, J. Posnett, P. Scuffham, and M. Chamberlain, “Team approach versus ad hoc health services for young people with physical disabilities: a retrospective cohort study,” *The Lancet*, 2002. [cited on p. 8]
- [35] J. Templeton, “Organising the management of life-threatening injuries,” *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 1994. [cited on p. 8]
- [36] U. E. des Médecins Spécialistes and A. E. d. M. de Réadaptation, *Livro Branco de Medicina Física e de Reabilitação na Europa*. Gutenbrunner, C. and Ward, A. and Chamberlain, M., 2009. [cited on p. 8]
- [37] P. Branco, D. Martelo, H. Constantino, M. Lopes, R. José, R. Tomás, and T. Carvalho, *Temas de reabilitação: agentes físicos*. Medesign - Edições e Design e Comunicação, Lda, 2005. [cited on p. 9]
- [38] Colina Saúde, “Método mézières,” 2015. [cited on p. 11]
- [39] Instituto de Fisioterapia Global Mézières, “Método mézières,” 2020. [cited on p. 11]
- [40] P. Campignon, *Aspectos Biomecánicos*. Summus Editorial. [cited on p. 12]
- [41] G. Struyf-Denys, *Les chaînes musculaires et articulaires*. Institut des chaînes musculaires et des Techniques GDS, 2000. [cited on p. 12]
- [42] G. Struyf-Denys, *El Manual Del Mezierista*. Paidotribo, 2004. [cited on p. 12]
- [43] C. Perffeti, *El ejercicio terapéutico cognoscitivo para la reeducación motora del hemipléjico adulto*. Edika-Med S.L., 1999. [cited on p. 12]
- [44] A. Rodríguez-Larrad, C. Rizzello, and C. e. a. Perfetti, *Ejercicio terapéutico cognoscitivo*. Ed. Panamericana, 2012. [cited on p. 12]

- [45] F. Cappellino, T. Paolucci, F. Zangrando, M. Iosa, E. Adriani, P. Mancini, A. Bellelli, and V. Saraceni, “Neurocognitive rehabilitative approach effectiveness after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon. a randomized controlled trial,” *Eur J Phys Rehabil Med*, 2012. [cited on p. 12]
- [46] E. Marzetti, A. Rabini, G. Piccinini, D. Piazzini, M. Vulpiani, M. Vetrano, A. Specchia, G. Ferriero, C. Bertolini, and V. Saraceni, “Neurocognitive therapeutic exercise improves pain and function in patients with shoulder impingement syndrome: a single-blind randomized controlled clinical trial,” *Eur J Phys Rehabil Med*, 2014. [cited on p. 12]
- [47] F. Zangrando, T. Paolucci, M. Vulpiani, M. Lamaro, R. Isidori, and V. Saraceni, “Chronic pain and motor imagery: a rehabilitative experience in a case report.,” *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 2014. [cited on p. 12]
- [48] R. Chanubol, P. Wongphaet, N. Chavanich, C. Werner, S. Hesse, A. Bardeleben, and J. Merholz, “A randomized controlled trial of cognitive sensory motor training therapy on the recovery of arm function in acute stroke patients,” *Clinical rehabilitation*, 2012. [cited on p. 12]
- [49] S. Lee, S. Bae, D. Jeon, and K. Y. Kim, “The effects of cognitive exercise therapy on chronic stroke patients’ upper limb functions, activities of daily living and quality of life,” *Journal of physical therapy science*, 2015. [cited on p. 12]
- [50] L. Sallés, P. Martín-Casas, X. Gi-ronès, M. J. Durà, J. V. Lafuente, and C. Perfetti, “A neurocognitive approach for recovering upper extremity movement following subacute stroke: a randomized controlled pilot study,” *Journal of physical therapy science*, 2017. [cited on p. 12]
- [51] P. G. García, M. G. Bernal, M. B. Lugo, and I. B. Vázquez, “El método perfetti en la rehabilitación de la marcha humana tras un ictus: a propósito de un caso perfetti method in gait rehabilitation after a stroke: a case study,” *Información para los suscriptores*, 2008. [cited on p. 13]
- [52] R. A. Mckenzie and S. May, *Mechanical Diagnosis and Therapy*. Spinal Publications, 2003. [cited on p. 13]
- [53] A. Sufka, B. Hauger, M. Trenary, B. Bishop, A. Hagen, R. Lozon, and B. Martens, “Centralization of low back pain and perceived functional outcome,” *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1998. [cited on p. 13]
- [54] A. J. Lisi, “The centralization phenomenon in chiropractic spinal manipulation of discogenic low back pain and sciatica,” *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 2001. [cited on p. 13]

- [55] F. T. Wetzel and R. Donelson, “The role of repeated end-range/pain response assessment in the management of symptomatic lumbar discs,” *The Spine Journal*, 2003. [cited on p. 13]
- [56] M. Werneke, D. L. Hart, and D. Cook, “A descriptive study of the centralization phenomenon: a prospective analysis,” *Spine*, 1999. [cited on p. 13]
- [57] M. Werneke and D. L. Hart, “Centralization phenomenon as a prognostic factor for chronic low back pain and disability,” *Spine*, 2001. [cited on p. 13]
- [58] A. Aina, S. May, and H. Clare, “The centralization phenomenon of spinal symptoms—a systematic review,” *Manual therapy*, 2004. [cited on p. 13]
- [59] R. Donelson, C. Aprill, R. Medcalf, and W. Grant, “A prospective study of centralization of lumbar and referred pain: a predictor of symptomatic discs and anular competence,” *Spine*, 1997. [cited on p. 13]
- [60] Mckenzie Institute, “Patients,” 2020. [cited on p. 13]
- [61] The Editors of Encyclopaedia Britannica, “Arm,” Jan 2020. [cited on p. 15]
- [62] J. Sobotta, R. Putz, and R. Pabst, *Atlas de anatomia humana*. Guanabara Koogan, 2000. [cited on p. 17]
- [63] B. W. Anderson and B. Bordoni, “Anatomy, appendicular skeleton,” in *StatPearls [Internet]*, StatPearls Publishing, 2018. [cited on p. 18]
- [64] P. Ibáñez-Gimeno, S. De Esteban-Trivigno, X. Jordana, J. Manyosa, A. Malgosa, and I. Galtés, “Functional plasticity of the human humerus: Shape, rigidity, and muscular entheses,” *American journal of physical anthropology*, 2013. [cited on p. 19]
- [65] J. M. C. Lleva and K.-V. Chang, “Ulnar neuropathy,” in *StatPearls [Internet]*, StatPearls Publishing, 2019. [cited on p. 20]
- [66] C. McCausland, E. Sawyer, B. J. Eovaldi, and M. Varacallo, “Anatomy, shoulder and upper limb, shoulder muscles,” *StatPearls Publishing*, 2019. [cited on p. 22]
- [67] O. Jones, “The elbow joint,” 2019. [cited on p. 23]
- [68] H. I. Krebs, M. Ferraro, S. P. Buerger, M. J. Newbery, A. Makiyama, M. Sandmann, D. Lynch, B. T. Volpe, and N. Hogan, “Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for mit-manus,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2004. [cited on p. 27]

- [69] N. Hogan, H. I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon, “Mit-manus: a workstation for manual therapy and training. i,” in *[1992] Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 1992. [cited on p. 27]
- [70] H. I. Krebs, J. Celestino, D. Williams, M. Ferraro, B. Volpe, and N. Hogan, “24 a wrist extension for mit-manus,” in *Advances in Rehabilitation Robotics*, pp. 377–390, Springer, 2004. [cited on p. 28]
- [71] R. Q. van der Linde and P. Lammertse, “Hapticmaster-a generic force controlled robot for human interaction,” *Industrial Robot: An International Journal*, 2003. [cited on p. 30]
- [72] G. Rosati, P. Gallina, S. Masiero, and A. Rossi, “Design of a new 5 dof wire-based robot for rehabilitation,” in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, IEEE, 2005. [cited on p. 30]
- [73] Inition, “The wrist joint.” [cited on p. 32]
- [74] C. G. Burgar, P. S. Lum, A. Scremin, S. L. Garber, H. Van der Loos, D. Kenney, and P. Shor, “Robot-assisted upper-limb therapy in acute rehabilitation setting following stroke: Department of veterans affairs multisite clinical trial,” *J Rehabil Res Dev*, 2011. [cited on p. 33]
- [75] P. S. Lum, C. G. Burgar, M. Van der Loos, P. C. Shor, M. Majmundar, and R. Yap, “Mime robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study,” *Journal of rehabilitation research and development*, 2006. [cited on p. 33]
- [76] Harmonic Bionics, “About harmonic bionics.” [cited on p. 35]
- [77] RBR Staff, “C-bot physiotherapist robot conducting experimental upper body treatment.” [cited on p. 35]
- [78] Wired Workers, “Universal robots ur5.” [cited on p. 38]
- [79] Dynabook, “Satellite s50-b-15p.” [cited on p. 39]
- [80] Universal Robots, “Remote control via tcp/ip.” [cited on p. 40]
- [81] Universal Robots, “The urscript programming language,” tech. rep., Universal Robots, 2016. [cited on p. 40, 42]
- [82] Universal Robots, “Real time data exchange (rtde) guide.” [cited on p. 41]
- [83] Universal Robots, “Manual do polyscope,” tech. rep. [cited on p. 41]

Anexo A

Programa em Python

```
1 import os
2 os.chdir("c:\\Users\\Utilizador\\Documents\\tese\\iilab_22_5\\applebot-master")
3 cwd = os.getcwd()
4 import logging
5 import sys
6 import time
7 import socket
8 import math
9 import struct
10 import datetime ##
11 import argparse
12 import logging
13 sys.path.append('.')
14 import rtde_1
15 import rtde_config #as rtde_config
16 import csv_writer #as csv_writer
17 import csv_binary_writer #as csv_binary_writer
18 import serialize
19
20 URS_HOST = "192.168.1.11" # IP robô
21 URS_PORT = 30002 #porta robô
22 count = 0
23
24 # TODO:
25
26 HAND_ANGLES0 = 0.38359949145168565, 1.6393995499771168, 0.8566860014985311 #valores de ângulos em radianos
27 HAND_ANGLES = 0.3566111421965905, 1.6135099949273701, 0.8512607535360434
28 HAND_ANGLES_STR = "%f, %f, %f" % HAND_ANGLES # %f é um fracionário q converte string " %f %math.pi" em 3.14
29
30 SCAN_TOP_XYZ = 0.3, 0.1, 0.6 #estes valores correspondem a uma lista de valores imutáveis (tuple)
31 SCAN_BOTTOM_XYZ = 0.3, 0.1, 0.1
32
```

```

34
35 class UniversalRobotUR5:
36     def __init__( self, replayLog=None ):
37         self.acc = 0.13962634015954636
38         self.speed = 0.10471975511965976
39         self.moving = None # unknown
40         self.timestamp = None
41         self.pose = None
42         self.inputs = None
43         self.outputs = None
44         if replayLog is None:
45             self.replayLog = False
46             self.s = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
47             self.s.connect((UR5_HOST, UR5_PORT))
48         else:
49             self.replayLog = True
50
51     def term( self ):
52         if not self.replayLog:
53             self.s.close()
54             self.s = None
55
56     def receiveData( self ):
57         data = self.s.recv(4096)
58         #if len(data) > 0:
59             # parseData( data, self )
60
61
62     def sendCmd( self, cmd ):
63         self.s.send( cmd.encode() )
64         self.receiveData()
65
66
67     def move( self, position ):
68         #self.sendCmd("move("+str(list(position)) + ", a=%f, v=%f,t=%f, r=%f)" % (0.1, 0.1, 0, 0) + "\n")
69         self.sendCmd("move(p" + str(list(position)) + ", a=%f, v=%f, t=%f, r=%f)" % (0.85, 0.1, 0, 0) + "\n")
70         # [-0.180,-0.138 , 0.517, 1.55 , -1.04 , -1.11], a=0.03, v=0.03, t=0, r=0)
71

```

```

73     def movec( self, pose_1, pose_2 ):
74         # assert len(pose_1) == 6, pose_1
75         # assert len(pose_2) == 6, pose_2
76         #print("movec(p"+str(list(pose_1))+str(list(pose_2)) + ", a=%f, v=%f, r=%f)" % (0.05, 0.1, 0) + "\n")
77         self.sendCmd("movec(p"+str(list(pose_1))+ ",p"+str(list(pose_2)) + ", a=%f, v=%f, r=%f )" % (0.85, 0.1, 0.085)
78
79
80     def movep( self, position ):
81         # assert len(position) == 3, position
82         self.sendCmd("movep(p"+str(list(position)) + ", a=%f, v=%f, r=%f )" % (0.1, 0.1, 0) + "\n")
83
84     def scan( self ):
85         self.sendCmd("move( p[%f,%f,%f, " % SCAN_TOP_XYZ + HANDANGLES_STR + "], a=0.1, v=0.1 )\n")
86         for i in range(2):
87             self.receiveData()
88         while self.moving:
89             self.receiveData()
90
91         self.sendCmd("move( p[%f,%f,%f, " % SCAN_BOTTOM_XYZ + HANDANGLES_STR + "], a=0.1, v=0.025 )\n")
92         for i in range(2):
93             self.receiveData()
94         while self.moving:
95             self.receiveData()
96
97
98     def goto( self, xyz ):
99         self.sendCmd( ("move( p[%f, %f, %f," % xyz) + HANDANGLES_STR + "], a=0.1, v=0.1 )\n" )
100         for i in range(2):
101             self.receiveData()
102         for i in range(200):
103             self.receiveData()
104             if not self.moving:
105                 break

```

```

108 def testURS( args ):
109     replayLog = None
110     if len(args) > 2:
111         replayLog = args[2]
112     robot = UniversalRobotURS( replayLog )
113     print(args)
114
115
116 #-----Movel e MoveC em funcionamento -----
117
118 if replayLog is None:
119
120     time.sleep(3)
121     robot.movel([-0.51242, -0.12652, 0.1302, 2.9223, -1.1338, -0.0349])
122     time.sleep(7)
123     robot.movec([-0.6204, -0.2345, 0.1302, 2.9223, -1.1338, -0.0349], [-0.72838, -0.12652, 0.1302, 2.9223, -1.1338, -0.0349]) #corrigir angulo
124     time.sleep(3)
125     robot.movec([-0.6204, -0.01854, 0.1302, 2.9223, -1.1338, -0.0349], [-0.48555, -0.09595, 0.1302, 2.9223, -1.1338, -0.0349])
126     time.sleep(5)
127     robot.movel([-0.51242, -0.12652, 0.1302, 2.9223, -1.1338, -0.0349])
128     time.sleep(5)
129     robot.movel([-0.63617, -0.10246, 0.1302, 2.9223, -1.1338, -0.0347])
130     time.sleep(5)
131     input()
132     robot.movel([-0.63617, -0.10246, 0.1302, 1.5154, -0.5750, 0.5421])
133
134 if __name__ == "__main__":
135     testURS( sys.argv )

```

```

137 #----- Registo -----
138
139 parser = argparse.ArgumentParser()
140 parser.add_argument('--host', default='192.168.1.11') #localhost
141 parser.add_argument('--port', type=int, default=30004, help='port number (30004)') #port number
142 parser.add_argument('--samples', type=int, default=2, help='numero de amostras a gravar') #numero de amostras a gravar
143 parser.add_argument('--frequency', type=int, default=125, help='frequência a que são geradas as mensagens') #frequência a que são geradas as mensagens
144 parser.add_argument('--config', default='record_configuration.xml') #ficheiro com a configuração do tipo de dados
145 parser.add_argument('--output', default='robot_data.csv') #ficheiro de output (robot_data.csv)
146 parser.add_argument("--verbose", help="increase output verbosity", action="store_true")
147 parser.add_argument("--binary", help="if csv is binary", action="store_true")
148 args = parser.parse_args()
149
150 if args.verbose:
151     logging.basicConfig(level=logging.INFO)
152
153 conf = rtde_config.ConfigFile(args.config)
154 output_names, output_types = conf.get_recipe('out')
155
156 con = rtde_1.RTDE(args.host, args.port)
157 con.connect()
158
159 con.get_controller_version()
160
161 # setup recipes
162 if not con.send_output_setup(output_names, output_types, frequency = args.frequency):
163     logging.error('Unable to configure output')
164     sys.exit()
165
166 #start data synchronization
167 if not con.send_start():
168     logging.error('Unable to start synchronization')
169     sys.exit()
170
171 writeModes = 'wb' if args.binary else 'w'
172 with open(args.output, writeModes, newline='') as csvfile:
173     writer = None

```

```

175     if args.binary:
176         writer = csv_binary_writer.CSVBinaryWriter(csvfile, output_names, output_types)
177     else:
178         writer = csv_writer.CSVWriter(csvfile, output_names, output_types)
179
180     writer.writeheader()
181
182     i = 1
183     keep_running = True
184     while keep_running:
185
186         if i%args.frequency == 0:
187             if args.samples > 0:
188                 sys.stdout.write("\r")
189                 sys.stdout.write(":{.2%} done.".format(float(i)/float(args.samples)))
190                 sys.stdout.flush()
191             else:
192                 sys.stdout.write("\r")
193                 sys.stdout.write(":{:3d} samples.".format(i))
194                 sys.stdout.flush()
195             if args.samples > 0 and i >= args.samples:
196                 keep_running = False
197             try:
198                 state = con.receive(args.binary)
199                 if state is not None:
200                     writer.writerow(state)
201                 else:
202                     sys.exit()
203             except KeyboardInterrupt:
204                 keep_running = False
205             i += 1
206
207     sys.stdout.write("\rComplete!          \n")
208
209     con.send_pause()
210     con.disconnect()
211

```

```

212 import csv
213 r = csv.reader(open('robot_data.csv'), delimiter=' ')
214 l = list(map(list, zip(*list(r)[:1]))) # transpose
215 l = [['Variaveis'] + ['Obs%d' % (i+1) for i in range(len(l[0])-1)] + 1 # cabecalho
216     csv.writer(open('robot_data_t.csv', 'w'), delimiter=' ').writerows(l)

```

Anexo B

Programas em Polyscope

B.1 Programa para Flexão do Ombro

```

Program
  Init Variables
  BeforeStart
    socket_close("DataSocket")
    connect=socket_open("192.168.1.12",55555,"DataSocket")
    cnt_send=0
    position=get_actual_tcp_pose()
  Robot Program
  Loop 6 times
    MoveP
      doSendData= True
      MoveP
        Waypoint_1
        Waypoint_2_2
        Waypoint_3_2
        Waypoint_4_2
        Waypoint_5_2
        Waypoint_6_2
        Waypoint_8_2
        Waypoint_3
      MoveL
        Waypoint_4
        Waypoint10_2
        Waypoint12_2
        Waypoint_5
      Wait: 0.6
      doSendData= False
      MoveL
        Waypoint_2
      Wait: 1.5
    Halt
    socket_close("DataSocket")
  Thread_1
  Wait: 0.02
  If doSendData= True
    cnt_send=cnt_send+1
    socket_send_line(cnt_send,"DataSocket")
    position=get_actual_tcp_pose()
    socket_send_line(position,"DataSocket")
    socket_send_line("EOL","DataSocket")

```

B.2 Programa para Flexão do Ombro no Modo de Força

```

Program
  Init Variables
  BeforeStart
    socket_close("DataSocket")
    connected=socket_open("192.128.1.12",55555,"DataSocket")
    cnt_send=0
    position=get_actual_tcp_pose()
    forcep=get_tcp_force()
  Robot Program
    Loop 6 times
      MoveL
        Waypoint_1
        Waypoint_5
        Waypoint_2_2
        Wait: 1.5
      MoveP
        Force
          doSendData= True
          Waypoint_3_2
          Waypoint_4_2
          Waypoint_5_2
          Waypoint_6_2
          Waypoint_8_2
          Waypoint_3
        MoveL
          Waypoint_4
        Force
          Waypoint10_2
          Waypoint12_2
          doSendData= False
          Wait: 2.0
      MoveL
        Waypoint_2
        Waypoint_6
        Wait: 2.0
      Wait: 1.5
    Halt
    socket_close("DataSocket")
  Thread_1
    Wait: 0.02
    If doSendData ≠ True
      cnt_send=cnt_send+1
      socket_send_line(cnt_send,"DataSocket")
      position=get_actual_tcp_pose()
      forcep=get_tcp_force()
      socket_send_line(position,"DataSocket")
      socket_send_line(forcep,"DataSocket")
      socket_send_line("EOL","DataSocket")

```

B.3 Programa para Extensão do Ombro

```
Program
Init Variables
BeforeStart
  socket_close("DataSocket")
  connect=socket_open("192.168.1.12",55555,"DataSocket")
  cnt_send=0
  position=get_actual_tcp_pose()
Robot Program
Loop 6 times
  doSendData= True
  MoveP
  MoveP
  Waypoint_13
  Waypoint_2_2
  Waypoint_3_2
  Waypoint_4_2
  Waypoint_5_2
  Waypoint_6_2
  Waypoint_7_2
  Waypoint_8_2
  MoveL
  Waypoint10_2
  Waypoint12_2
  doSendData= False
  Wait: 0.6
  MoveL
  Waypoint_13
  Wait: 3.5
Halt
socket_close("DataSocket")
Thread_1
Wait: 0.02
If doSendData= True
  cnt_send=cnt_send+1
  socket_send_line(cnt_send,"DataSocket")
  position=get_actual_tcp_pose()
  socket_send_line(position,"DataSocket")
  socket_send_line("EOL","DataSocket")
```

B.4 Programa para Extensão do Ombro no Modo de Força

```

Program
  Init Variables
  BeforeStart
    socket_close("DataSocket")
    connected=socket_open("192.168.1.12",55555,"DataSocket")
    cnt_send=0
    position=get_actual_tcp_pose()
    forcep=get_tcp_force()
  Robot Program
  Loop 6 times
    MoveL
      doSendData= True
      Waypoint_1
      Wait: 3.0
    MoveL
      Waypoint_2
      Wait: 2.5
    MoveP
      Force
      Waypoint_15
      Waypoint_3
      Waypoint_4
      Waypoint_5
      Waypoint_12
      Waypoint_6
    MoveL
      Waypoint_14
      Waypoint_9
      Waypoint_7
      Waypoint_10
      doSendData= False
      Wait: 3.5
    MoveL
      Waypoint_11
      Waypoint_13
      Waypoint_8
      Wait: 2.0
  Halt
  socket_close("DataSocket")
  Thread_1
  Wait: 0.02
  If doSendData= True
    cnt_send=cnt_send+1
    socket_send_line(cnt_send,"DataSocket")
    position=get_actual_tcp_pose()
    forcep=get_tcp_force()
    socket_send_line(position,"DataSocket")
    socket_send_line(forcep,"DataSocket")
    socket_send_line ("EOL","DataSocket")

```

B.5 Programa para Flexão do Cotovelo

```
Program
Init Variables
BeforeStart
  socket_close("DataSocket")
  connected=socket_open("192.168.1.12",55555,"DataSocket")
  cnt_send=0
  position=get_actual_tcp_pose()
Robot Program
Loop 6 times
  MoveL
  doSendData= True
  Waypoint_1
  Wait: 1.5
  MoveP
  Waypoint_9
  Waypoint_3
  Waypoint_4
  Waypoint_6
  Waypoint_7
  Waypoint_5
  MoveL
  waypoint_10
  position=get_actual_tcp_pose()
  Wait: 3.5
  doSendData= False
  MoveL
  Waypoint_1
  Wait: 1.5
Halt
socket_close("DataSocket")
Thread_1
Wait: 0.02
If doSendData= True
  cnt_send=cnt_send+1
  socket_send_line(cnt_send,"DataSocket")
  position=get_actual_tcp_pose()
  socket_send_line(position,"DataSocket")
  socket_send_line("EOL","DataSocket")
```

B.6 Programa para Flexão do Cotovelo no Modo de Força

```

Program
Init Variables
BeforeStart
  socket_close("DataSocket")
  connected= socket_open("192.168.1.12",55555,"DataSocket")
  cnt_send=0
  position=get_actual_tcp_pose()
  forcep=get_tcp_force()
Robot Program
Loop 6 times
  MoveL
    doSendData= True
    Waypoint_1
    Wait: 1.5
    Force
    MoveP
      Waypoint_2
      Waypoint_9
      Waypoint_3
      Waypoint_4
      Waypoint_6
      Waypoint_7
      Waypoint_5
      Waypoint_8
      Waypoint_10
      Wait: 3.5
    doSendData= False
  MoveL
    Waypoint_1
    Wait: 1.5
Halt
socket_close("DataSocket")
Thread_1
Wait: 0.02
If doSendData= True
  cnt_send=cnt_send+1
  socket_send_line(cnt_send,"DataSocket")
  position=get_actual_tcp_pose()
  forcep=get_tcp_force()
  socket_send_line(position,"DataSocket")
  socket_send_line(forcep,"DataSocket")
  socket_send_line("EOL","DataSocket")

```

B.7 Programa para Extensão do Cotovelo

```
Program
Init Variables
BeforeStart
  socket_close("DataSocket")
  connect=socket_open("192.168.1.12",55555,"DataSocket")
  cnt_send=0
  position=get_actual_tcp_pose()
Robot Program
  Loop 6 times
    doSendData= True
    MoveP
      Waypoint_1
      Wait: 1.0
      Waypoint_2
      Waypoint_3
      Waypoint_4
      Waypoint_5
      Waypoint_6
    MoveL
      Waypoint_7
      Wait: 1.5
    doSendData= False
    MoveL
      Waypoint_11
      Waypoint_13
      Waypoint_8
      Wait: 1.5
  Halt
  socket_close("DataSocket")
Thread_1
  Wait: 0.02
  If doSendData= True
    cnt_send=cnt_send+1
    socket_send_line(cnt_send,"DataSocket")
    position=get_actual_tcp_pose()
    socket_send_line(position,"DataSocket")
    socket_send_line("EOL","DataSocket")
```

B.8 Programa para Extensão do Cotovelo no Modo de Força

```
Program
Init Variables
Beforestart
  socket_close("DataSocket")
  connected=socket_open("192.168.1.12",55555,"DataSocket")
  cnt_send=0
  position=get_actual_tcp_pose()
  forcep=get_tcp_force()
Robot Program
Loop 6 times
  MoveL
    doSendData= True
    Waypoint_1
    Wait: 3.0
  MoveL
    Waypoint_2
    Wait: 2.5
  MoveP
    Force
    Waypoint_15
    Waypoint_3
    Waypoint_4
    Waypoint_5
    Waypoint_12
    Waypoint_6
  MoveL
    Waypoint_14
    Waypoint_9
    Waypoint_7
    Waypoint_10
    doSendData= False
    Wait: 3.5
  MoveL
    Waypoint_11
    Waypoint_13
    Waypoint_8
    Wait: 2.0
Halt
socket_close("DataSocket")
Thread_1
Wait: 0.02
If doSendData= True
  cnt_send=cnt_send+1
  socket_send_line(cnt_send,"DataSocket")
  position=get_actual_tcp_pose()
  forcep=get_tcp_force()
  socket_send_line(position,"DataSocket")
  socket_send_line(forcep,"DataSocket")
  socket_send_line ("EOL","DataSocket")
```

