



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS – REGIONAL CATALÃO
UNIDADE ACADÊMICA ESPECIAL DE MATEMÁTICA E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM E OTIMIZAÇÃO



Eliézer Pires Ferreira

**SISTEMA ROBÓTICO DO TIPO EXOESQUELETO PARA
REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CATALÃO – GO, 2018

**TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR
VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES E DISSERTAÇÕES
NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG**

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: Dissertação Tese

2. Identificação da Tese ou Dissertação:

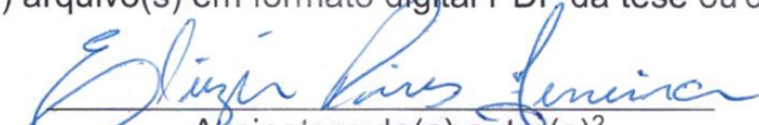
Nome completo do autor: Eliézer Pires Ferreira

Título do trabalho: Sistema Robótico do Tipo Exoesqueleto para Reabilitação de Membro Superior

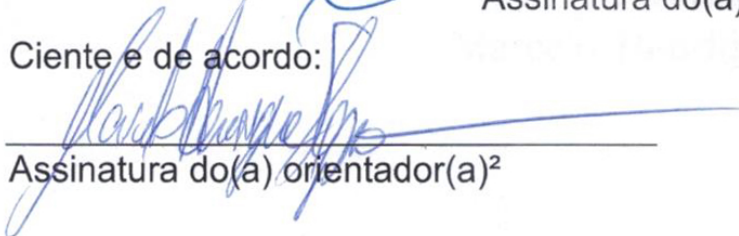
3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento SIM NÃO¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.


Assinatura do(a) autor(a)²

Ciente e de acordo:


Assinatura do(a) orientador(a)²

Data: 29 / 03 / 2018

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

² A assinatura deve ser escaneada.

ELIÉZER PIRES FERREIRA

SISTEMA ROBÓTICO DO TIPO EXOESQUELETO PARA
REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Modelagem e Otimização pela Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão.

Orientador:
Marcelo Henrique Stoppa

CATALÃO – GO

2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Pires Ferreira, Eliézer
SISTEMA ROBÓTICO DO TIPO EXOESQUELETO PARA
REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR [manuscrito] / Eliézer
Pires Ferreira. - 2018.
LXXXVI, 86 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Unidade
Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Catalão,
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização, Catalão, 2018.
Bibliografia. Anexos. Apêndice.
Inclui lista de figuras, lista de tabelas.

1. Modelagem. 2. Robótica. 3. Baixo Custo. 4. Reabilitação. I.
Henrique Stoppa, Marcelo , orient. II. Título.

CDU 51



Defesa Nº 31

Ata de Defesa Pública – Dissertação de Mestrado

Aos 29 dias do mês de março do ano de 20 18, às 15 h: 00 min, reuniram-se os componentes da banca examinadora, professores(as) Dr.(a) Marcelo H. Stoppe (presidente e orientador), Dr. (a) Marcos Napoleão Rabelo, Dr. (a) Fernando Kennedy da Silva e Dr. (a) _____ para, em sessão pública realizada na Sala de reuniões do Bloco L, da Regional Catalão (RC), da Universidade Federal de Goiás (UFG), procederem com a avaliação do trabalho intitulado: "Sistema Robótico do Tipo Exoesqueleto para Reabilitação de Membro Superior"

, em nível de Mestrado, área de concentração Modelagem e Otimização, de autoria de Ebêzer Pires Ferreira, discente do Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização (PPGMO) da UFG/RC. A sessão foi aberta pelo presidente da banca, que fez a apresentação formal dos membros da banca. A seguir, a palavra foi concedida ao discente que, dentro do tempo regulamentar, procedeu a apresentação de seu trabalho. Terminada a apresentação, cada membro da banca arguiu o candidato, tendo-se adotado o sistema de diálogo sequencial. Terminada a fase de arguição, procedeu-se a avaliação do trabalho. Os membros da banca consideraram o trabalho final: () **Aprovado** ou () **Reprovado**. Cumpridas as formalidades de pauta, às 16 h: 30 min a presidência da mesa encerrou a sessão e para constar, eu Marcelo H. Stoppe, lavrei a presente Ata que, depois de lida e aprovada, segue assinada pelos membros da banca examinadora e pelo discente e, posteriormente, será homologada pelo Colegiado do PPGMO.

Catalão-GO, 29 de março de 20 18.

Prof.(a) Dr. (a): Marcelo H. Stoppe
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC.
(Presidente da Banca)

Prof.(a) Dr. (a): Fernando Kennedy da Silva
Instituição

Prof.(a) Dr. (a): Marcos Napoleão Rabelo
Instituição

Discente:
Ebêzer Pires Ferreira
Programa de Pós-Graduação em Modelagem e
Otimização, UFG/RC.

Dedico este trabalho aos meus pais Sônia e Romildo.

Agradecimentos

A Deus por ter me dado saúde e força para superar cada obstáculo.

A esta universidade, seu corpo docente, direção e administração que oportunizaram o meu alcance ao conhecimento e crescimento profissional.

Ao meu orientador Marcelo Henrique Stoppa, pela confiança, suporte, correções e incentivos.

Aos meus pais, pelo amor, incentivo e apoio incondicional.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

“A persistência é o menor caminho do êxito”. (Charles Chaplin)

RESUMO

FERREIRA, E. P. *SISTEMA ROBÓTICO DO TIPO EXOESQUELETO PARA REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR*. 2018. 86 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização) – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

Os fatores que causam a perda da movimentação total ou parcial de membros superiores mais comuns são as neuropatias (doenças graves no nervo), miopatias (doenças que afetam o músculo), traumas e o acidente vascular encefálico (AVE). Mesmo que algumas funções motoras e funcionais retornem após o AVE, os pacientes ainda apresentam dificuldades funcionais de mobilidade que possibilitem cuidado pessoal e vida normal. Em muitos casos, a perda de movimento pode ser revertida, ou pelo menos minimizada, por meio de exercícios de reabilitação, porém, de forma muito lenta e quase sempre, onerosa. O alto preço dos equipamentos de tecnologias assistivas os torna inacessíveis às pessoas com deficiência, principalmente nos países subdesenvolvidos. Visando a reabilitação de membro superior, este trabalho apresenta a modelagem e desenvolvimento de um protótipo de exoesqueleto para membro superior com dois graus de liberdade, de baixo custo, com estrutura fabricada em impressora 3D. O estudo apresenta vários modelos existentes, e exibe um modelo matemático de um exoesqueleto para realização dos movimentos de flexão e extensão, com posterior simulação e prototipagem.

Palavras-chaves: Modelagem, Robótica, Baixo custo, Membro superior, Reabilitação.

ABSTRACT

FERREIRA, E. P. *ROBOTIC SYSTEM OF THE EXOSKELETON TYPE FOR REHABILITATION OF UPPER LIMB*. 2018. 86 f. Master Thesis in Modelling and Optimization – Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão, Catalão – GO.

Factors that cause loss of total or partial movement of upper limbs are common as neuropathies (diseases graves in the nerve), myopathies (diseases affecting the muscle), trauma and stroke. Even so, motor and functional patients return after the stroke, patients still advanced functional mobility difficulties that enable personal care and normal life. In many cases, a loss of movement can be reversed, or at least minimized, through rehabilitation exercises, but very slowly and almost always costly. The high price of assistive technology equipment from inactive communities for people with disabilities, especially in underdeveloped countries. Aiming for a superior limb rehabilitation, this paper presents a model and development of an upper limb exoskeleton prototype with two degrees of freedom, low cost, with a structure made of printer 3D. The study presents several existing models, and exhibits a mathematical model of an exoskeleton for flexion and extension movements, with simulation and subsequent prototyping.

Keywords: Modeling, Robotics, Low cost, Upper limb, Rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – MIT-Manus	23
Figura 1.2 – NeReBot	24
Figura 1.3 – Desenho de mecanismo robótico de reabilitação proposto por Ayala-Lozano	25
Figura 1.4 – Dispositivos de Reabilitação Armeo	25
Figura 1.5 – RoboGlove	26
Figura 1.6 – Robo-Mate	27
Figura 1.7 – BLEEX	27
Figura 1.8 – Exoesqueleto usando atuadores pneumáticos	28
Figura 1.9 – Exoesqueleto usando cabos para transmitir potência	29
Figura 1.10 – HAL - Assistente de Vida Híbrido sendo usado em terapia de membros inferiores	29
Figura 1.11 – Exoesqueleto com Kit LEGO	30
Figura 1.12 – Exoesqueleto com motor de passo como atuador	30
Figura 1.13 – ARMin III	31
Figura 1.14 – Controle de Braço Robótico usando EEG	32
Figura 1.15 – Hexorr - Exoesqueleto que executa os movimentos dos dedos	33
Figura 1.16 – Handexos - Exoesqueleto de reabilitação dos dedos da mão	33
Figura 1.17 – Exoesqueleto de reabilitação dos dedos da mão desenvolvido por Bruno Oliveira	34
Figura 2.2 – Amplitude de movimentos da articulação do ombro	35
Figura 2.1 – Planos e Eixos do Corpo Humano	36
Figura 2.3 – Movimentos do membro superior	36
Figura 2.4 – Amplitude de movimentos da articulação do cotovelo	37
Figura 2.5 – Amplitude dos movimentos das articulações da mão	38
Figura 2.6 – Amplitude dos movimentos das articulações dos dedos da mão	38
Figura 2.7 – Segmentos Articulares em Função da Altura	39
Figura 2.8 – Análise de forças na posição estática a 90°	41
Figura 3.1 – Transformações entre variáveis de juntas e variáveis Cartesianas.	43
Figura 3.2 – Manipulador Robótico com 3 Graus de Liberdade.	44

Figura 3.3 – Trajetória 1 (Vista 2D).	47
Figura 3.4 – Trajetória 1 (Vista 3D).	47
Figura 3.5 – Trajetória 2 (Vista 2D).	48
Figura 3.6 – Trajetória 2 (Vista 3D).	48
Figura 3.7 – Robô com 1-GDL rotativo	50
Figura 3.8 – Robô com 2-GDLs	52
Figura 3.9 – a)Exoesqueleto acoplado e principais forças; b) Comprimentos e posições dos centros de massa; c) Centro de massa dos segmentos em dependência da angulação	55
Figura 3.10 –Modelo Simplificado	56
Figura 3.11 –Espaço de Trabalho e Variação do Vetor CM	57
Figura 3.12 –Ponto de Máximo Torque	58
Figura 3.13 –Força Máxima	58
Figura 4.1 – Motor DC com redução e servo	60
Figura 4.2 – Encoder	61
Figura 4.3 – Arduino e Driver	61
Figura 4.4 – Fixador dos Cabos	62
Figura 4.5 – Polia em Espiral	63
Figura 4.6 – Esboço Inicial	63
Figura 4.7 – Suporte do Braço	64
Figura 4.8 – Suporte do Antebraço	64
Figura 4.9 – Suporte do Servo	65
Figura 4.10 –Suporte da Mão	65
Figura 4.11 –Posição do Exoesqueleto na Mão	65
Figura 4.12 –Software de Controle - Manual	67
Figura 4.13 –Software de Controle - Programado	67
Figura 4.14 –Peças Impressas	68
Figura 4.15 –Cabos e polia montados na caixa de redução	68
Figura 4.16 –Conectores e cabos	69
Figura 4.17 –Montagem do encoder	69
Figura 4.18 –Protótipo montado - Foto 1	70
Figura 4.19 –Protótipo montado - Foto 2	70
Figura 4.20 –Detalhes do protótipo montado no braço	71
Figura 4.21 –Exoesqueleto completo acoplado no braço	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Comprimentos do Membro Superior em Função da Altura	39
Tabela 2.2 – Dados Antropométricos do Membro Superior	40
Tabela 3.1 – Detalhamento dos símbolos da Figura 3.9	55
Tabela 4.1 – Orçamento do protótipo	59
Tabela 4.2 – Especificações Motor TAKANAWA 555	60

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Motivação	21
1.2	Estado da Arte	22
1.2.1	Mecanismos Robóticos Aplicados à Reabilitação	23
1.2.2	Exoesqueleto para Aumento de Força	26
1.2.3	Exoesqueleto para Reabilitação	28
2	CONCEITOS CINESIOLÓGICOS E BIOMECÂNICOS DE MEMBRO SUPE- RIOR	35
2.1	Conceitos Cinesiológicos	35
2.2	Parâmetros Antropométricos em Biomecânica	37
3	MODELAGEM MATEMÁTICA	43
3.1	Cinemática Direta e Inversa	43
3.2	Modelagem da Cinemática Inversa (3 GDLs)	45
3.3	Análise Dinâmica	49
3.4	Modelagem do Exoesqueleto	54
4	PROTÓTIPO	59
4.1	Escolha dos Componentes	59
4.1.1	Motores e Encoder	59
4.1.2	Microcontrolador e Driver	61
4.2	Desenho em CAD	62
4.3	Software de Controle	66
4.4	Impressão e Montagem do Dispositivo	67
5	CONCLUSÃO	73
	REFERÊNCIAS	75
ANEXO A	CÓDIGO ARDUINO DO PROTÓTIPO	79
ANEXO B	SIMULAÇÃO EM MATLAB	83

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

Na atualidade, robôs são amplamente utilizados em diversas aplicações, desempenhando desde simples tarefas como movimentar uma peça, até a execução de trabalhos complexos, como pintar, soldar, montar em ambientes fabris, auxiliar procedimentos cirúrgicos e até mesmo ajudar pessoas com deficiência (NIKU, 2015). Nesta perspectiva, diversos estudos têm surgido nesta área, com a proposta de aplicar a robótica na reabilitação de pessoas com deficiências motoras que possuem dificuldade de executar tarefas simples e cotidianas, tais como se vestir ou se alimentar. Assim, esta nova área de investigação tem gerado resultados promissores como por exemplo, o desenvolvimento de órteses dinâmicas que possibilitam a recuperação total ou parcial das funções do membro atingido por uma lesão ou doença (FLORES EDGAR, 2011).

As neuropatias, miopatias, traumas físicos e o acidente vascular encefálico (AVE) são os principais fatores que afetam toda a movimentação do membro superior, ou a diminui consideravelmente.(ALMEIDA, 2012)

Almeida (2012) discute ainda que a vida pessoal e social é diretamente afetada após o AVE, pois reduz a mobilidade e destreza. A terapia ocupacional em conjunto com a fisioterapia podem restaurar os movimentos funcionais reabilitando o paciente a realizar tarefas cotidianas.

Ao usar robôs para reabilitação, a seção de fisioterapia pode ser estendida por várias horas e com maior quantidade de movimentos de forma automatizada e assistida, o uso de softwares aumenta a participação do paciente e sensores possibilitam ao fisioterapeuta acompanhar o progresso da rotina estipulada. Contudo, o robô para este tipo de aplicação exige vários graus de liberdade (GDLs) e movimentação no espaço tridimensional (NEF; GUIDALI; RIENER, 2009).

Estudos recentes mostram pacientes que tiveram tratamento de reabilitação pós- trau-

matológico com treinamento robótico em adição à terapia convencional de membro superior, apresentaram menor comprometimento, neste caso, do ombro e cotovelo, em comparação com pacientes que não receberam terapia adicional (MASIERO; ARMANI; ROSATI, 2011) (VOLPE *et al.*, 2000).

Em contraste com os bons resultados da aplicabilidade dos robôs na reabilitação, as estruturas robóticas existentes no mercado possuem poucos graus de liberdade, não dispondo de todos os movimentos necessários além de tamanho, peso e preço elevado, como por exemplo, estão disponíveis no mercado o MIT-Manus (Figura 1.1) com 2 graus de liberdade e preço de 60 mil dólares e o REHAROB com preço de 300 mil reais, o que inviabiliza a aquisição pela grande maioria dos pacientes (GONÇALVES; CARVALHO, 2010).

O alto custo dos equipamentos de tecnologias assistivas torna inacessível às pessoas com deficiência, principalmente nos países subdesenvolvidos os quais não possuem os equipamentos à venda (XAVIER, 2016). Não é conhecido no Brasil, empresa que fabrique ou disponibilize para compra este tipo de tecnologia, sendo necessária a importação gerando mais acréscimo ao preço, e mesmo assim, ainda carece de peças e manutenção. (ANDRADE, 2007). Um dos fatores que influencia no preço do equipamento é o material, Xavier (2016) afirma que a confecção de equipamentos de baixo custo usando impressão 3D é uma boa alternativa.

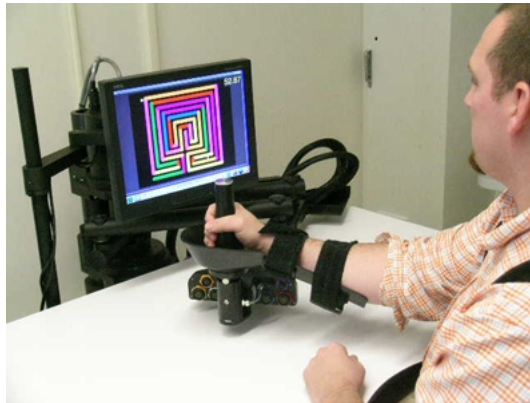
Projetados para serem menores e mais leves, os exoesqueletos também chamados de "robôs de vestir", são estruturas robóticas bio-inspiradas, vestidas no corpo humano para produzir funcionalidades específicas, que consistem em substituir funções de um membro perdido; aumentar a força, diminuindo cansaço ou fadiga ao executar trabalhos pesados por longos períodos de tempo; e de reabilitação, executando as tarefas de movimentação Passiva (movimento executado pelo robô), Ativo-Assistida (movimentado pelo paciente e auxiliado pelo robô) e Ativo-Resistiva (movimentado pelo paciente porém há uma resistência fornecida pelo robô). (VESLIN *et al.*, 2011) (ARAÚJO; PINOTTI, 2011)

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um exoesqueleto para reabilitação de membro superior de baixo custo, fabricado em impressora 3D, que executa a tarefa de movimentação Passiva, cuja rotina pode ser controlada e acompanhada por software pelo terapeuta ou usuário. A proposta é o desenvolvimento de uma alternativa viável para que o usuário realize exercícios em adição à fisioterapia convencional, auxiliando-o em tarefas simples e cotidianas.

1.2 Estado da Arte

O desenvolvimento tecnológico trouxe significativos avanços nas áreas da robótica, de forma a abrir possibilidades de interação entre máquinas e ser humano gerando uma melhor qualidade de vida. Assim, também pode-se citar robôs projetados para a comunica-

Figura 1.1 – MIT-Manus



Fonte: (TRAFTON, 2010)

ção com indivíduos cegos, surdos, ou que possuem mobilidade reduzida de algum membro. Mecanismos do tipo exoesqueleto podem ser usados para realizar a movimentação de forma passiva o membro afetado, ajudando o paciente a executar alguma tarefa podendo até possibilitar a caminhada de cadeirantes (NIKU, 2015).

1.2.1 Mecanismos Robóticos Aplicados à Reabilitação

Estudos recentes mostram que terapia convencional possui grande contraste à terapia de uso forçado, em testes com pacientes que utilizaram mecanismos de reabilitação, houve uma melhoria significativa na destreza e movimentação motora do membro afetado por doenças como o Acidente Vascular Encefálico (AVE). Assim a combinação da terapia de uso forçado em adição à fisioterapia convencional aumenta a excitabilidade do córtex motor e melhora o desempenho funcional em comparação com a fisioterapia tradicional, à qual o movimento é feito pelo fisioterapeuta (LIEPERT *et al.*, 2001) (ARAÚJO; PINOTTI, 2011).

Devido ao processo extensivo do tratamento tradicional, diversas estruturas robóticas foram desenvolvidas e aprimoradas para auxiliar no tratamento de pessoas que tenham sofrido lesões musculares ou doenças como o AVE, que é uma das principais causas de incapacidade funcional no mundo (ARAÚJO; PINOTTI, 2011). Estes mecanismos em sua maioria não são portáteis e comumente utilizados em hospitais e clínicas de fisioterapia para auxiliar no tratamento. Dentre elas, a que mais se destaca é o MIT-Manus (Figura 1.1), um robô com dois graus de liberdade que movimenta o braço do paciente horizontalmente movimentando o ombro, cotovelo e pulso (KREBS *et al.*, 1998), contudo, possui custo muito elevado, não são portáteis e não proporcionam a movimentação necessária (GONÇALVES; CARVALHO, 2010).

Masiero, Armani e Rosati (2011) desenvolveram um tratamento usando o NeReBot (Neuro-Rehabilitation Robot) (Figura 1.2), um robô criado para reabilitação de membro superior, é usado em adição ao tratamento convencional, possui três graus de liberdade, a

Figura 1.2 – NeReBot



Fonte: (MASIERO; ARMANI; ROSATI, 2011)

movimentação é feita por cabos atuadores conectados a uma tala fixada ao braço do paciente. Os desenvolvedores afirmam que em comparação com dispositivos semelhantes, possui baixo custo e baixa complexidade ao executar trajetórias. O NeReBot pode ser transportado para perto de uma cama ou cadeira, porém não é um dispositivo portátil que o paciente possa utilizar para executar tarefas em domicílio.

Gonçalves e Carvalho (2010) desenvolveram uma estrutura robótica com formato de cubo semelhante ao NeReBot porém menor, onde 4 cabos apoiados em uma tala fazem as principais movimentações do ombro: flexão-extensão vertical; abdução-adução e flexão-extensão horizontal.

O principal desafio ao usar robôs para reabilitação é o controle de trajetória, Song *et al.* (2014) em sua pesquisa, propuseram um esquema de controle em software adaptativo para suavizar o movimento de forma estável do robô WAN ARM-Manipulator, um robô do tipo braço robótico de 6 graus de liberdade que move o braço do paciente por uma trajetória designada pelo terapeuta.

Ayala-Lozano, Francisco e Urriolagoitia-Sosa Guillermo (2015) trabalharam no desenvolvimento de uma estrutura mecânica com 4 GDLs que pode ser ajustada a antropometria do paciente (dimensões do braço), usaram o método de Blitz QFD para obter o desenho ótimo da estrutura e aplicou Método dos Elementos Finitos (MEF) para fazer análise de tensões e deformações com diferentes carregamentos na extremidade de cada segmento. Este modelo limita-se ao desenho do protótipo (Figura 1.3) e simulações computacionais usando como elementos estruturais o Alumínio, Aço e Bronze. Este estudo abre possibilidades para novas pesquisas utilizando por exemplo ABS ou PLA, material utilizado em impressoras 3D.

Na visão de Zimmerli Carmen Krewer e Lünenburger (2012), com o aumento no nú-

Figura 1.3 – Desenho de mecanismo robótico de reabilitação proposto por Ayala-Lozano

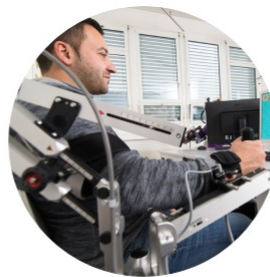


Fonte: (AYALA-LOZANO; FRANCISCO; URRIOLAGOITIA-SOSA GUILLERMO, 2015)

Figura 1.4 – Dispositivos de Reabilitação Armeo



Armeo®Power



Armeo®Spring



Armeo®Boom

Fonte: (HOCOMA, 2017)

mero de pacientes, e aumento nos custos do tratamento, espera-se que no futuro os pacientes possam executar seu tratamento em casa, que os médicos possam monitorá-los e que hajam métodos de auto-ajuste da intensidade dos movimentos, respeitando a capacidade de cada indivíduo. O tratamento assistido tem a principal vantagem de que o paciente se torna mais motivado e envolvido. Em seu trabalho, Zimmerli Carmen Krewer e Lünenburger (2012) desenvolvem um mecanismo computacional baseado na Lei de Fitts (modelo matemático que trata o movimento humano de um ponto inicial a um ponto final, tempo em função da distância) para ajustar a dificuldade dos movimentos implementando um aplicativo de *feedback* consistindo nas dificuldades fácil, médio e difícil.

Atualmente, o projeto Armeo desenvolvido pela empresa HOCOMA localizada na Suíça, utiliza três mecanismos robóticos para reabilitação de membro superior (Figura 1.4), o Armeo Power designado para fases iniciais de recuperação, o Armeo Spring e o Armeo Boom, todos realizam movimentos monitorados por algoritmos que detectam se o paciente foi capaz de realizar o movimento completo ou não, os desenvolvedores afirmam que os pacientes mais afetados pelas lesões cerebrais, são os que mais se beneficiam do tratamento assistido por robôs. No tratamento usando o Armeo, os pacientes interagem com o software tentando alcançar um objetivo na tela como uma atividade de movimento ou um jogo (AYALA-LOZANO; FRANCISCO; URRIOLAGOITIA-SOSA GUILLERMO, 2015)(HOCOMA, 2017).

Figura 1.5 – RoboGlove



Fonte: (ORG, 2016)

No Brasil, o Instituto de reabilitação Lucy Montoro, localizado no Morumbi é pioneiro em adquirir equipamentos de reabilitação da Suíça, conta com o InMotion e o Armeo Spring para a reabilitação de membro superior, e o Lokomat, para a movimentação do paciente sobre uma esteira rolante (SECRETARIA; SP, 2017).

1.2.2 Exoesqueleto para Aumento de Força

Um exoesqueleto é uma estrutura externa a um membro, fixada com o objetivo de proporcionar aumento do desempenho, ou substituir a função de um músculo no caso de perda de movimento. A principal finalidade dos exoesqueletos pode ser dividida em aumento de força e reabilitação.

Diversos projetos sobre exoesqueletos vem sendo desenvolvidos, grande parte focada em aumento de força com o objetivo de diminuir a fadiga em trabalhos pesados na indústria, e tarefas que exigem esforços repetitivos, como por exemplo, está disponível no mercado a RoboGlove e o Robo-Mate mostrados nas figuras 1.5 e 1.6 respectivamente.

A RoboGlove desenvolvida pela General Motors e NASA para utilização na Estação Espacial Internacional utiliza servos bio-inspirados que agem como músculo extra, possibilitando menor força realizada pelo usuário ao manusear ferramentas pesadas (ORG, 2016). O projeto Robo-Mate foi desenvolvido para trabalhos na indústria para aumentar a produtividade em atividades de levantamento e posturas estáticas, a movimentação é dada por três módulos feitos com molas, que proporcionam a compensação da gravidade reduzindo o carregamento nos músculos. (ALTENBURGER; SCHERLY; STADLER, 2016).

Outros projetos são focados no desenvolvimento de trajes militares para ampliar a resistência de um soldado, incluindo também o aumento de força e diminuição de cansaço nas missões. Como por exemplo, o BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) criado pelo DARPA (The Defense Advanced Research Project Agency).

Segundo os desenvolvedores, o principal objetivo do projeto BLEEX (Figura 1.7) na U.C. Berkeley é criar um Exoesqueleto para fortalecimento e resistência de soldados ao car-

Figura 1.6 – Robo-Mate



Fonte: (ALTENBURGER; SCHERLY; STADLER, 2016)

Figura 1.7 – BLEEX



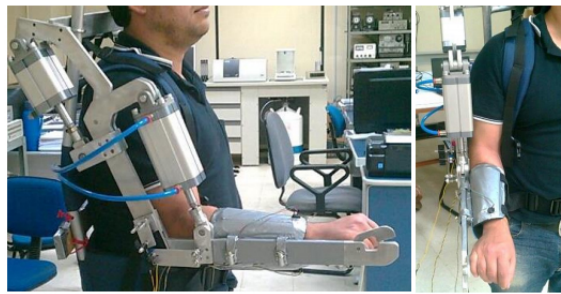
Fonte: (STEGER; KIM; KAZEROONI, 2006)

regar maior quantidade de comida, medicamentos e armamentos (STEGER; KIM; KAZEROONI, 2006). O Bleex foi desenvolvido para membros inferiores e possui como atuadores cilindros hidráulicos montados em uma configuração triangular para rotacionar as juntas.

Outro exoesqueleto notável de membro inferior feito com o mesmo objetivo, é o MIT-Exoskeleton considerado quasi-Passivo, desenvolvido pelo Instituto de Tecnologia de Massachusetts, não utiliza atuadores, mas sim molas e amortecedores dinâmicos, a energia da caminhada é armazenada nas molas durante a fase de potência, ou seja, armazena energia durante a extensão que é liberada durante a flexão (WALSH; ENDO; HERR, 2007)(DOLLAR; HERR, 2008).

O Titan Arm é um projeto de exoesqueleto de membro superior desenvolvido por estudantes na Universidade da Pensilvânia (University of Pennsylvania) capaz de levantar e manter levantado por longos períodos até 18kg (BEATTIE *et al.*, 2016). A movimentação é feita por cabos e um servo dispostos nas costas, uma das principais vantagens do modelo é o uso de baterias, que possibilita o uso não só nas clínicas de reabilitação mas em casa.

Figura 1.8 – Exoesqueleto usando atuadores pneumáticos



Fonte: (GARCÉS, 2013)

PONTE (2013) desenvolveu um projeto de exoesqueleto para auxiliar a marcha humana em aplicações militares ou na indústria. O modelo foi produzido usando como atuadores pneumáticos FESTO (Fluidic Muscle DMSP-20) que trabalham em conjunto com os principais músculos responsáveis pela movimentação do quadril e joelho.

Garcés (2013) apresenta um exoesqueleto de dois graus de liberdade usado em alumínio para aumentar a força do braço humano por um longo período de tempo. Para movimentar as juntas, foi usado atuadores pneumáticos e o controle foi feito por meio de potenciômetros lineares e sensores de contato (Figura 1.8).

De acordo com (MORALES *et al.*, 2011), os atuadores pneumáticos são muitas vezes utilizados em mecanismos de reabilitação por serem poderoso e leves. Uma das desvantagens de usar atuadores pneumáticos em exoesqueletos é o difícil controle devido a não linearidade, porém a principal vantagem é a boa relação força-peso que estes atuadores proporcionam, para atingir um carregamento de 10kg, o uso de motores elétricos tornaria o projeto inviável. (GARCÉS, 2013)

Silva (2015) desenvolveu uma estrutura mecatrônica de potência para um exoesqueleto robótico de membro superior para minimizar o esforço na indústria. O projeto utiliza motores de indução trifásicos e a transmissão de potência é feita por cabos e polias. Outro projeto semelhante é o CADEN-7 (Figura 1.9) que possui 7 graus de liberdade, o projeto inclui análises do espaço de trabalho e intervalos de movimento das juntas, onde as principais posições e trajetórias são armazenados em um banco de dados (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007).

Ainda há vários outros projetos relacionados ao desenvolvimento de exoesqueletos para ampliação de força, mostrando a vasta área de aplicações e a reabilitação é uma delas.

1.2.3 Exoesqueleto para Reabilitação

A reabilitação tem como objetivo auxiliar o tratamento de pessoas que possuem dificuldades de movimentação de um membro ou restaurar funções motoras (ANDRADE, 2007).

Figura 1.9 – Exoesqueleto usando cabos para transmitir potência



Fonte: (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007)

Figura 1.10 – HAL - Assistente de Vida Híbrido sendo usado em terapia de membros inferiores



Fonte: (CYBERDYNE, 2017)

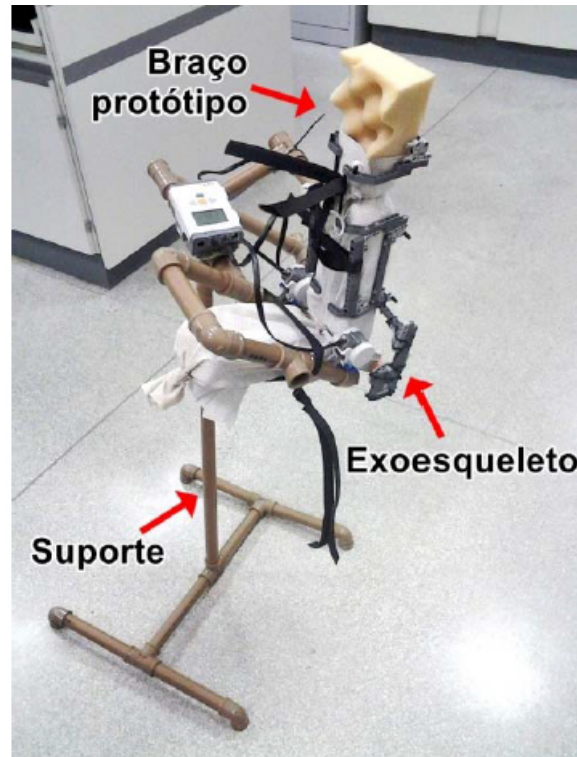
Atualmente o modelo de exoesqueleto mais sofisticado disponível no mercado é o HAL: Assistente de Vida Híbrido (Figura 1.10), produzido pela empresa Japonesa de robótica Cyberdyne com parceria com a Intel, é ativado por sensores bioelétricos que produzem o movimento em tempo real, a principal aplicação é para uso terapêutico na reabilitação de membro inferior, porém também existe versões para membro superior como o HAL-5. O custo do aluguel mensal do HAL Suite é em torno de mil dólares (CYBERDYNE, 2017)(GARCÉS, 2013).

Em distinção ao Bleex e ao MIT-Exoskeleton, o HAL não transfere a carga para o solo, e sim para as juntas do joelho, tornozelo e quadril, por meio de motores corrente contínua acoplados diretamente às juntas, e o controle é feito por sensores eletromiográficos (DOLLAR; HERR, 2008).

Alves *et al.* (2014) afirma que o número de pessoas com deficiência motora aumenta a cada ano no Brasil, principalmente vítimas de acidentes de trânsito e trabalho. Em sua pesquisa, fez uma bordagem sobre os preços elevados dos equipamentos de reabilitação existentes no mercado e criou um protótipo de exoesqueleto feito com o kit LEGO Mindstorms (Figura 1.11), que permite a regulagem para diferentes pacientes. Neste protótipo, o controle pode ser feito usando comando de voz programado na linguagem NXT, ou por sensor de torque. Embora o material escolhido para o protótipo tenha seus benefícios, o kit LEGO ainda possui preço elevado e estrutura frágil.

A utilização de motores de passo como atuadores também possuem algumas van-

Figura 1.11 – Exoesqueleto com Kit LEGO



Fonte: (ALVES *et al.*, 2014)

Figura 1.12 – Exoesqueleto com motor de passo como atuador

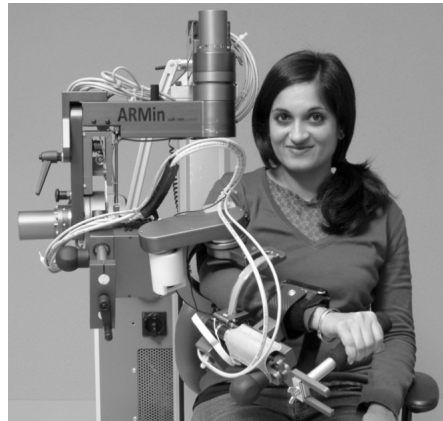


Fonte: (MIKOLAJCZYK; OLARU; WALKOWIAK, 2015)

tagens e desvantagens, MIKOLAJCZYK, OLARU e WALKOWIAK (2015) desenvolveram um protótipo de exoesqueleto para o cotovelo usando motor de passo e redução (Figura 1.12), entre as vantagens do uso destes motores é a precisão do passo e a facilidade em controlar a velocidade e o movimento. No modelo proposto por Mikolajczyk foi possível atingir a precisão de passo de 0.18° (passo total) e 0.36° (1/2 micro-passo) com diferentes velocidades, controlados por G-Code no software Step2CNC. Em geral, os atuadores elétricos possuem menor custo e facilidade de controle, porém apresentam grande volume e baixa capacidade de carga. (SILVA, 2015)

O ARMin III (Figura 1.13) é um atuador robótico do tipo exoesqueleto para reabilitação do ombro e cotovelo, possui 3 graus de liberdade, e atualmente é usado em fase de

Figura 1.13 – ARMin III



Fonte: (NEF; GUIDALI; RIENER, 2009)

avaliação em cinco hospitais da Suíça e Estados Unidos (NEF; GUIDALI; RIENER, 2009).

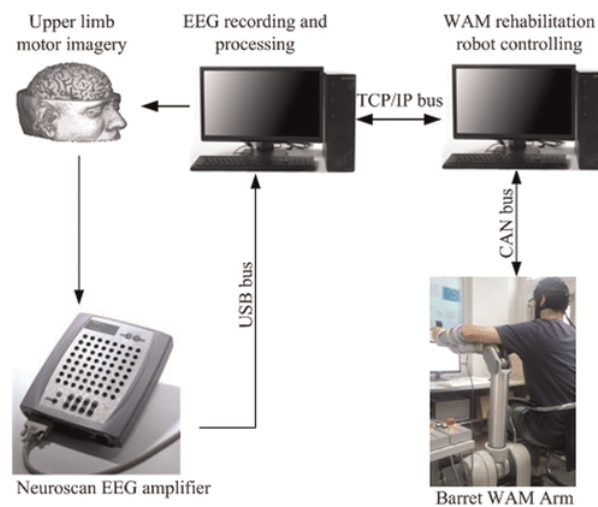
O controle de um exoesqueleto, pode ser feito de várias formas, por exemplo, comando de voz, comandos pré-programados, sensores eletromiográficos (EMG) que captam sinais elétricos do músculo e sensores encefalográficos (EEG) que captam sinais do cérebro. Lana Ernesto Pablo (2015) em sua pesquisa, usa sinais de EEG não-invasivo, ou seja, usa eletrodos colocados sobre o couro cabeludo para captar intensões de movimento de membro superior. Os testes foram feitos em laboratório onde os pacientes tentaram movimentar um braço robótico como em um espelho. De acordo com Lana Ernesto Pablo (2015) os bio-sinais são captados e transformados em movimento, o *feedback* visual do movimento influi diretamente na qualidade do sinal.

O Sinal Eletromiográfico decorre de pequenas correntes captadas quando a fibra muscular é levada à contração, para produzir a força muscular pulsos elétricos são geradas a partir da ligação de íons nas membranas, assim o sinal EMG é captado por meio de eletrodos de superfície (localizado na pele), sendo o método mais indicado para monitorar o desempenho do tratamento (biofeedback), e também para controle de órteses robóticas (FERNANDO, 2011).

Usando esta possibilidade de aplicação, Fernando (2011) criou um módulo de reabilitação de mão, e Andrade (2007) desenvolveu um sistema de controle de prótese capaz de captar a intensão de movimento, em ambos os projetos o controle foi feito por meio de sensores EMG.

Quezada *et al.* (2014) criaram um protótipo de exoesqueleto que permite ao paciente realizar movimentos do braço com quatro graus de liberdade, integrado com o software Lab-View o terapeuta pode monitorar os exercícios e definir a rotina de movimentação executada pelo pulso, cotovelo e ombro. Os dados relativos ao andamento do tratamento são coletados pelo sensor eletromiográfico. Este protótipo foi fabricado usando motores de passo acopla-

Figura 1.14 – Controle de Braço Robótico usando EEG



Fonte: (Xu *et al.*, 2015)

dos diretamente às juntas do membro afetado. Embora a utilização de motores de passo seja uma boa alternativa visando a precisão de movimentos, esta aplicação deixa o peso do exoesqueleto elevada sendo necessária um suporte fixo a uma parede ou ao chão.

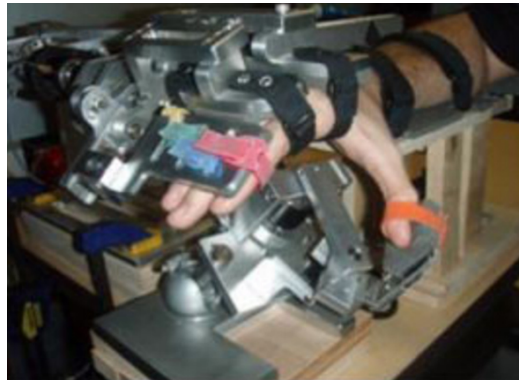
Na terapia assistida, o objetivo é controlar o robô suavemente para flexionar e esticar o braço do paciente de forma que movimente o músculo reduzindo a rigidez e aumentando a região móvel, neste sentido, Xu *et al.* (2015) desenvolveu um protocolo de identificação de intensão de movimento combinando o robô WAM-BARRETT com sensores EEG (Figura 1.14), mostrando resultados positivos em pacientes que sofreram Acidente Vascular Encefálico.

Oshiro, Chopra e Reynoso (2014) criaram o ExoArm, que por meio de sensores EMG, capta a intensão de movimento vindo dos músculos e ativa os servos para mover o braço do usuário. Assim, com o aumento de força e a captação de estímulos elétricos proferidos pelos músculos, surge novas possibilidades de pesquisas nesta área.

Díez *et al.* (2016) fez a junção de um robô de reabilitação de membro superior, um exoesqueleto de mão, um óculos de rastreamento de olhar, uma câmera para rastreamento de objetos e um sensor eletromiográfico. O projeto forma um único sistema para que o paciente possa manipular um objeto físico com sucesso. O sistema usa as câmeras de rastreamento para determinar a extensão do movimento e os mecanismos robóticos são posicionados para agarrar o objeto.

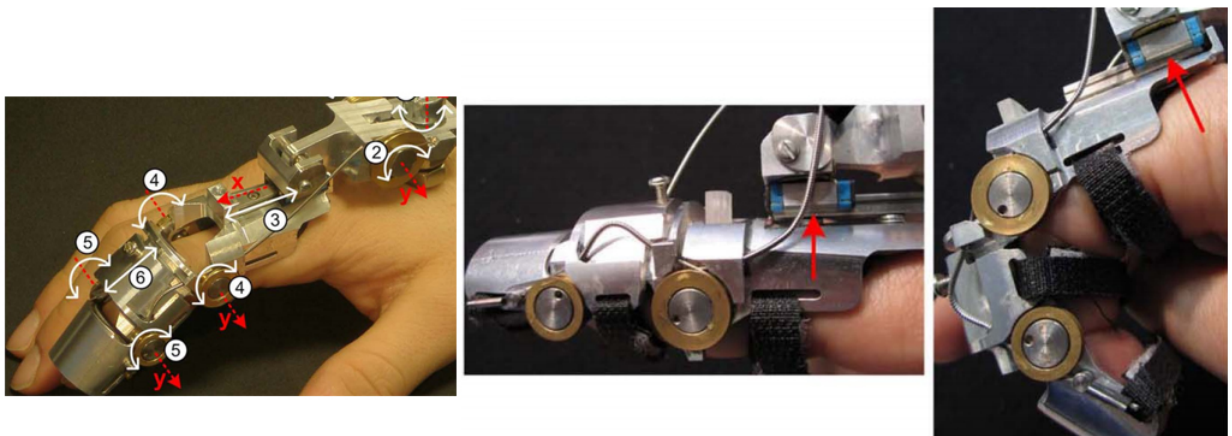
Schabowsky *et al.* (2010) desenvolveu o Hexorr (Hand Exoskeleton Rehabilitation Robot)(Figura. 1.15) um exoesqueleto de mão projetado para realizar todos os principais movimentos dos dedos. A movimentação é feita por motores DC acoplados a uma caixa de redução, o modelo dá ao fisioterapeuta o feedback produzido por um encoder óptico, e um

Figura 1.15 – Hexorr - Exoesqueleto que executa os movimentos dos dedos



Fonte: (SCHABOWSKY *et al.*, 2010)

Figura 1.16 – Handexos - Exoesqueleto de reabilitação dos dedos da mão



Fonte: (CHIRI *et al.*, 2012)

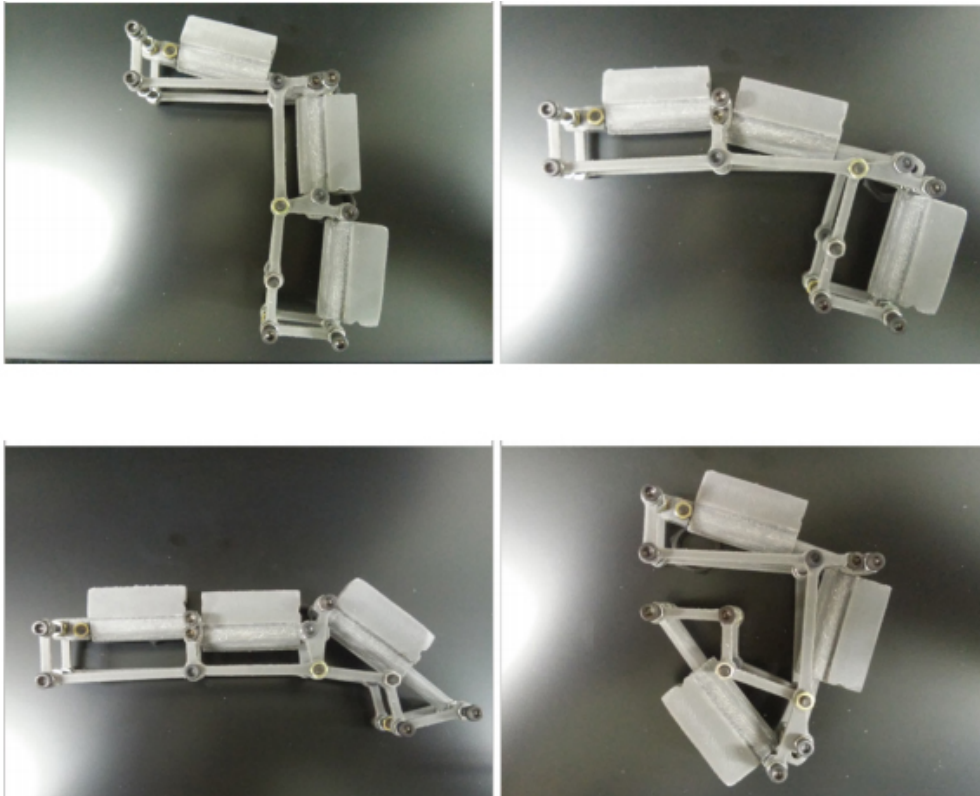
sensor de torque posicionado entre os motores e o link.

Outro projeto semelhante é o HANDEXOS (Figura 1.16), desenvolvido para reabilitação dos dedos realiza os movimentos de flexão e extensão, consiste em uma armadura para cada dedo com 4 graus de liberdade cada, movimentadas por motores DC, e a força é transmitida por cabos. (CHIRI *et al.*, 2012)

Oliveira (2016) trabalhou no desenvolvimento de um modelo matemático e protótipo de dispositivo para reabilitação dos dedos da mão (Figura 1.17) de baixo custo. O modelo possibilita os movimentos de flexão e extensão respeitando as articulações dos dedos, para o protótipo foram feitas simulações computacionais dos movimentos e construção por meio de impressora 3D.

Mediante aos projetos apresentados neste capítulo, apesar dos resultados promissores dos equipamentos e exoesqueletos aplicados à reabilitação de membro superior, os modelos existentes na atualidade são fabricados com peso, tamanho e preço elevado, por este

Figura 1.17 – Exoesqueleto de reabilitação dos dedos da mão desenvolvido por Bruno Oliveira



Fonte: Adaptado de (OLIVEIRA, 2016)

motivo, pouco acessíveis pela grande maioria da população que necessita de tratamento.

Assim, esta pesquisa que tem como foco o desenvolvimento de um modelo de exoesqueleto portátil e de baixo custo. Desta forma, esta pesquisa se desenvolve com a análise da cinesiologia de membro superior, modelagem matemática, e por fim apresenta uma proposta de protótipo para reabilitar membro superior.

Capítulo 2

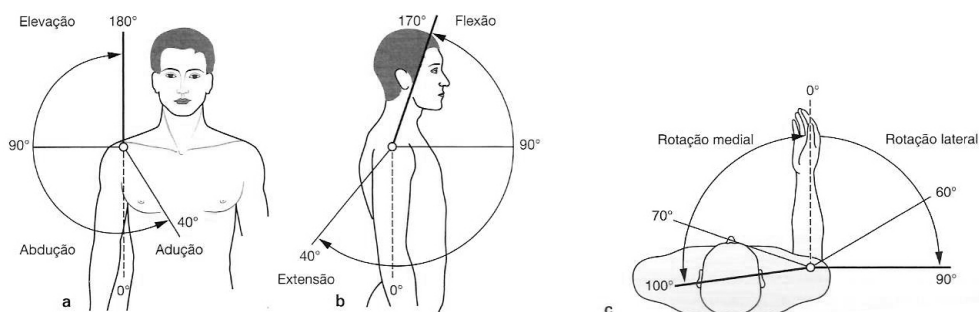
Conceitos Cinesiológicos e Biomecânicos de Membro Superior

2.1 Conceitos Cinesiológicos

O exoesqueleto de membro superior baseia-se na biomecânica e na cinemática do braço humano, sendo assim, uma análise sobre a anatomia e a cinética de membro superior são necessárias. O esqueleto é um sistema composto de várias alavancas, as quais são movidas por forças provenientes dos músculos, em outras palavras, os ossos do braço humano podem ser representados como uma barra rígida a qual pode atuar forças e movimentos, neste aspecto, as variações cinemáticas estão relacionadas ao tipo do movimento, local, magnitude e direção (CAMPOS, 2000).

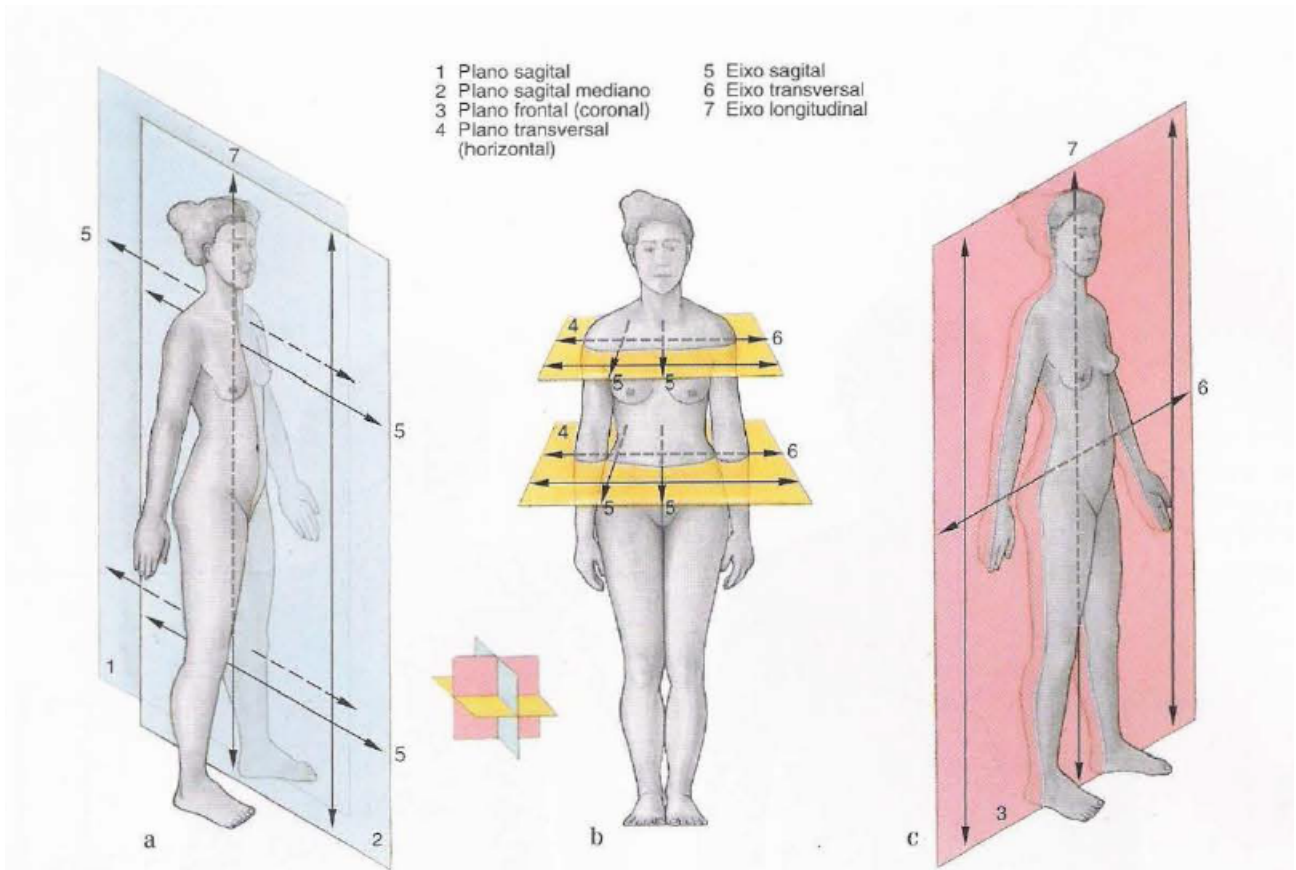
De acordo com Sobotta (2000) o corpo humano pode ser dividido em 3 eixos: Sagital, Transversal e Longitudinal, e quatro planos: Plano Sagital, Plano Sagital Mediano, Plano Frontal Coronal e Plano Transversal Horizontal (Figura 2.1).

Figura 2.2 – Amplitude de movimentos da articulação do ombro



Fonte: (SOBOTTA, 2000)

Figura 2.1 – Planos e Eixos do Corpo Humano



Fonte: (SOBOTA, 2000)

Figura 2.3 – Movimentos do membro superior



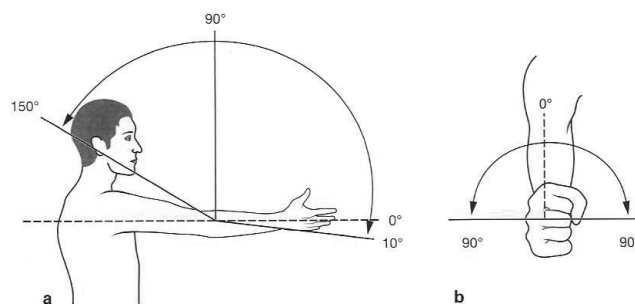
Fonte: (DANGELO, 2005)

A articulação do ombro é esférica possuindo três graus de liberdade, e é responsável pelo movimento de maior amplitude entre as demais articulações do corpo. Para o membro superior, os movimentos de abdução-adição incluem a movimentação das articulações claviculares (Figura 2.2), isto traz um aumento significativo de amplitude acima da horizontal, possibilitando uma variedade de movimentos conforme Figura 2.3. (SOBOTA, 2000)

(CAMPOS, 2000)

O movimento do antebraço ocorre na junta do cotovelo, realizando o movimento de flexão e extensão, os músculos responsáveis pelo movimento de flexão são: braquial, bíceps braquial e braquiorradial. Para o movimento de extensão os músculos responsáveis são: Tríceps braquial e ancônio. A amplitude de movimento na articulação do cotovelo é de -10° a 180° conforme Figura 2.4.

Figura 2.4 – Amplitude de movimentos da articulação do cotovelo



Fonte: (SOBOTTA, 2000)

O movimento da mão ocorre nas juntas radiocárpicas e cárpicas, o ombro e o cotovelo são responsáveis em posicionar a mão ao local de suas ações, a mão pode fazer os movimentos de adução-abdução (Figura 2.5a) e de movimentos de flexão-extensão (Figura 2.5b), as amplitudes para movimentos ativos são de 60° a -60° e movimentação passiva a amplitude estende de 100° a -80° . (DANGELO, 2005)

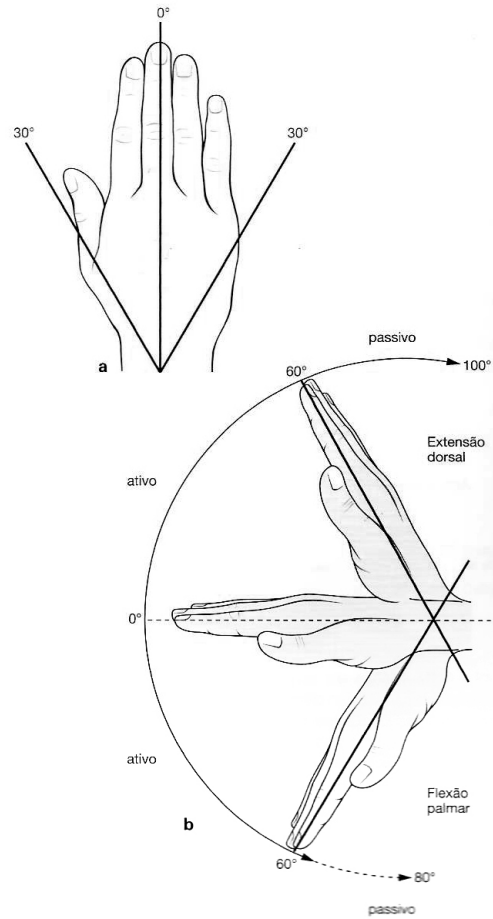
As articulações dos dedos podem ser flexionadas e estendidas além de realizar movimentos de abdução e adução, as amplitudes para as articulações dos dedos é mostrada na Figura 2.6. Se os dedos estiverem estendidos a rotação também é possível ser realizada de forma passiva. Contudo, o polegar e todas as articulações médias e distais, permitem somente movimentos em forma de dobradiça realizando a flexão a partir da posição normal. (SOBOTTA, 2000)

2.2 Parâmetros Antropométricos em Biomecânica

O modelo proposto é capaz de realizar movimentos que correspondem aos exercícios de reabilitação para dada articulação, sendo assim, foram feitas análises das forças que envolvem o movimento de membro superior, em específico, as juntas cotovelo e pulso. Este modelo, considera o corpo humano como um sistema formado por corpos rígidos ligados pelas articulações, os segmentos que serão considerados são os braços, antebraços e mãos.

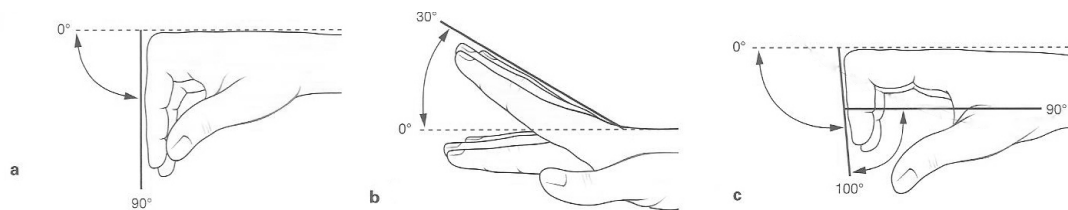
De acordo com o trabalho de Drillis e Contini (1966), diferente de muitos segmentos do corpo, os parâmetros articulares do cotovelo e pulso podem ser obtidos por meio de

Figura 2.5 – Amplitude dos movimentos das articulações da mão



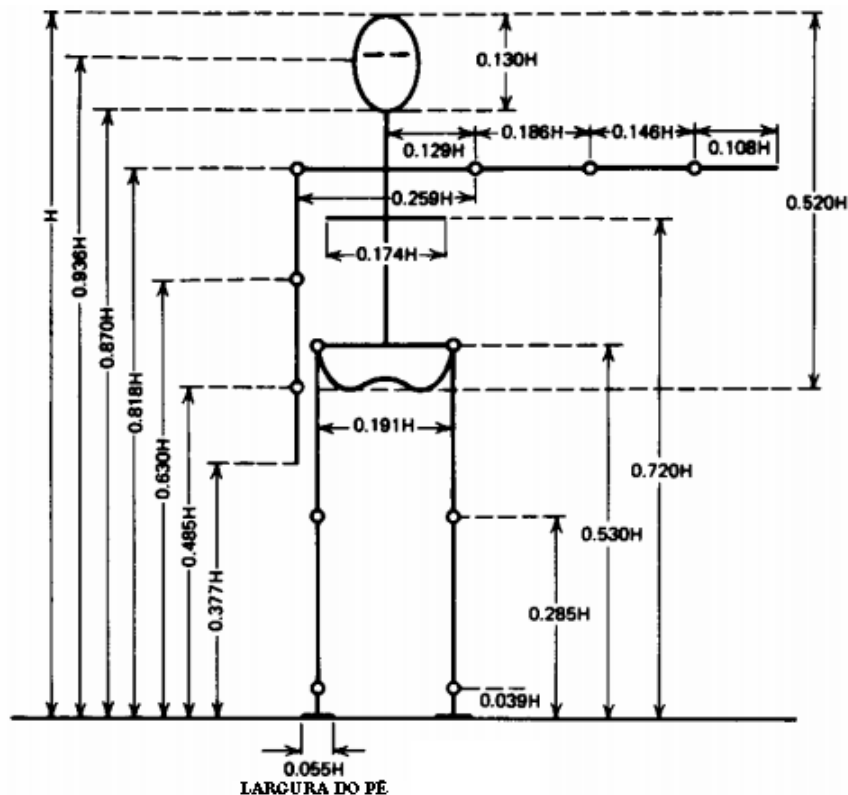
Fonte: (SOBOTA, 2000)

Figura 2.6 – Amplitude dos movimentos das articulações dos dedos da mão



Fonte: (SOBOTA, 2000)

Figura 2.7 – Segmentos Articulares em Função da Altura



Fonte: Adaptado de (DRILLIS; CONTINI, 1966)

seqüências de raios X, ou seja, por meio análises de vários pacientes pode-se criar um perfil parametrizado. Em seu trabalho [Drillis e Contini \(1966\)](#), determinaram os comprimentos dos segmentos corporais usando como base a altura do indivíduo (Figura 2.7), os dados referentes a estes segmentos para membro superior estão sintetizados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Comprimentos do Membro Superior em Função da Altura

Segmento	Comprimento Relativo
Mão	0,106*H
Antebraço	0,146*H
Braço	0,186*H

Fonte: Adaptado de (DRILLIS; CONTINI, 1966)

Outros parâmetros como o peso relativo e a posição do centro de massa do segmento corporal (neste caso, membro superior) também são de fundamental importância, e de acordo com [Braune Wilhelm \(1988\)](#) e [Quezada et al. \(2014\)](#), o centro de massa pode ser calculado referente à posição proximal (extremidade mais próximo do tronco) e distal (extremidade mais distante do tronco). Os dados referente aos segmentos corporais braço, antebraço e mão, estão dispostos na Tabela 2.2, dados obtidos por medições em indivíduos entre 1,40-1,85m de altura e 50-100kg. ([QUEZADA et al., 2014](#))

Tabela 2.2 – Dados Antropométricos do Membro Superior

Segmento Articular	Massa Relativa	Centro de Massa (Proximal)	Centro de Massa (Distal)
Mão	0,006	0,506	0,496
Antebraço	0,016	0,430	0,570
Braço	0,028	0,436	0,564

Fonte: Adaptado de (QUEZADA *et al.*, 2014)

Com esses dados, é possível obter os parâmetros dos segmentos articulares de qualquer indivíduo conhecendo sua massa e altura, por exemplo, dado um indivíduo com massa corporal 80kg , a massa do antebraço pode ser obtida multiplicando a massa relativa pela massa total: $0,016 * 80\text{kg} = 1,28\text{kg}$, e no caso da mão com 0,6% da massa total, tem-se: $0,006 * 80\text{kg} = 0,48\text{kg}$.

Usando os dados da tabela 2.2 é possível determinar o torque necessário para movimentar o antebraço. A partir do diagrama apresentado na Figura 2.8, deseja-se obter a magnitude da força necessária para suportar o antebraço paralelamente ao chão. Obter F_a localizada a uma distância R da articulação, dado o centro de massa do antebraço e o centro de massa da mão a distância R_1 e R_2 da articulação do cotovelo respectivamente.

Usando o fato de que $\sin(90^\circ) = 1$ e que a força de reação F_r é zero pois está sobre o eixo de rotação, pode-se usar a condição de equilíbrio 2.1, onde W_1 é a força peso do antebraço e W_2 é força peso da mão:

$$R_1 W_1 + R_2 W_2 = R F_a \quad (2.1)$$

Portanto a equação pode ser resolvida de forma determinar F_a :

$$F_a = \frac{R_1 W_1 + R_2 W_2}{R} \quad (2.2)$$

Exemplo: Para um indivíduo com 1,69m de altura e aproximadamente 60kg qual a força F_a deve ser aplicada a 5cm da articulação do cotovelo para que o braço permaneça na posição estática em 90° ? Adota-se $g = 9.80665\text{m/s}^2$.

Solução: usando os dados da Tabela 2.2

Comprimento do Antebraço = $0,148 * 1,69 = 0,250\text{m}$

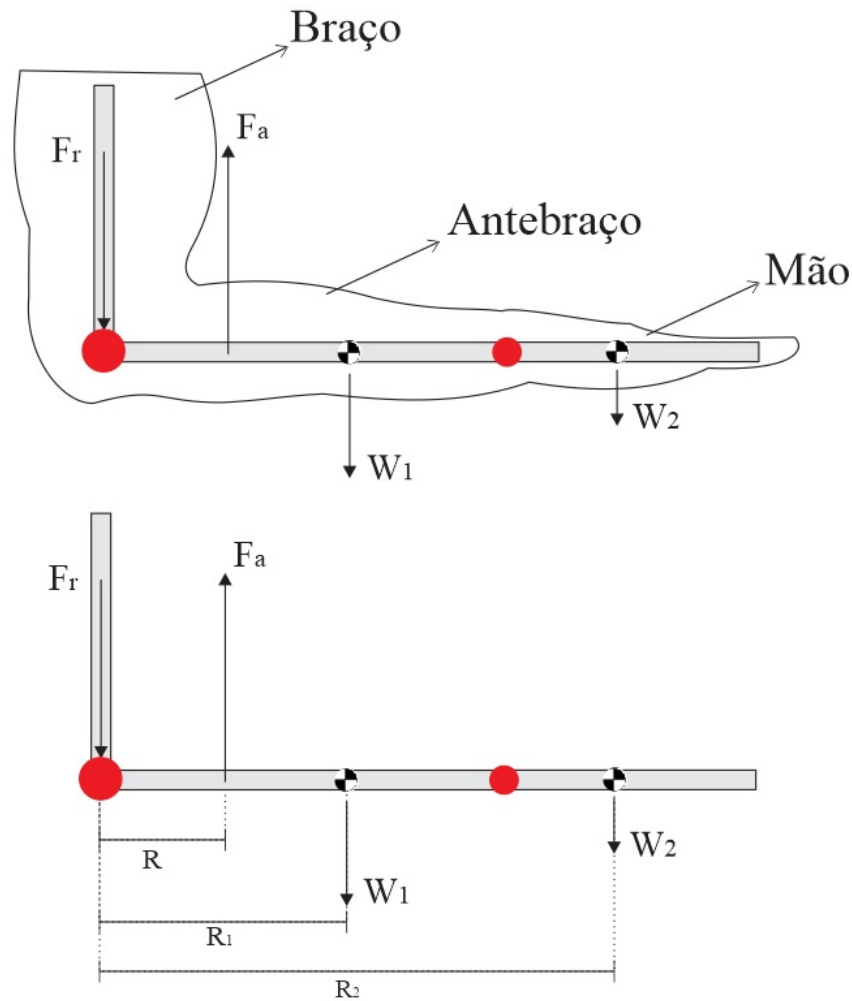
Comprimento da Mão = $0,106 * 1,69 = 0,170\text{m}$

Centro de Massa do Antebraço: $0,430 * 0,250 = 0,1075\text{m}$

Centro de Massa da Mão: $0,506 * 0,170 = 0,086\text{m}$

Massa do Antebraço: $0,016 * 60\text{kg} = 0,96\text{kg}$

Figura 2.8 – Análise de forças na posição estática a 90°



Fonte: o autor

Massa da Mão: $0,006 * 60\text{kg} = 0,36\text{kg}$

$R_1 = 0,1075\text{m}$

$R_2 = 0,250 + 0,086 = 0,336\text{m}$

Substituindo os valores na equação 3.57 obtém-se:

$$F_a = \frac{R_1 W_1 + R_2 W_2}{R} = \frac{(0,1075)(0,96)(9,80665) + (0,336)(0,36)(9,80665)}{0,05} = 43,9652\text{N} \quad (2.3)$$

Este capítulo abordou sobre as amplitudes totais do membro superior com enfoque nos movimentos realizados pela articulação do cotovelo e do pulso, e também sobre os parâmetros antropométricos de maneira geral, no próximo capítulo será feita a modelagem das equações de posição (Cinemática Direta e Inversa) e as equações de movimento (Dinâmica).

Capítulo 3

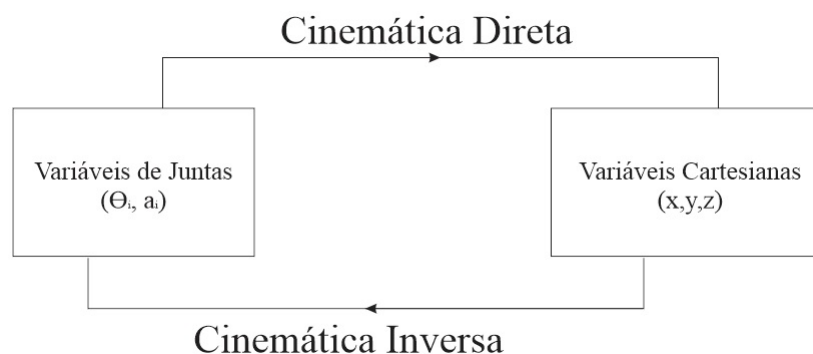
Modelagem Matemática

Este capítulo trata das equações de posição e dinâmica que descrevem o movimento de manipuladores robóticos. Primeiramente é feita uma abordagem geral dos conceitos necessários para modelar matematicamente o exoesqueleto, e em seguida são mostrados exemplos de aplicações. Neste capítulo admite-se que o membro superior pode ser modelado como um mecanismo de barras rígidas conforme Figura 2.8.

3.1 Cinemática Direta e Inversa

Na cinemática direta os dados de entrada são as variáveis das juntas, e através destas pode-se obter as coordenadas dos pontos correspondentes, ou seja, permite definir qual será a posição do atuador quando determinados ângulos (caso junta rotacional) forem conhecidas, por outro lado, as equações da cinemática inversa recebem as variáveis cartesianas e retornam as variáveis das juntas (CARRARA, 2015). A cinemática inversa permite saber quais os valores das variáveis de junta a fim de posicionar o atuador do robô em um determinado ponto (x,y,z) no espaço. A Figura 3.1 mostra um esquema simplificado de como acontecem as transformações das variáveis das juntas.

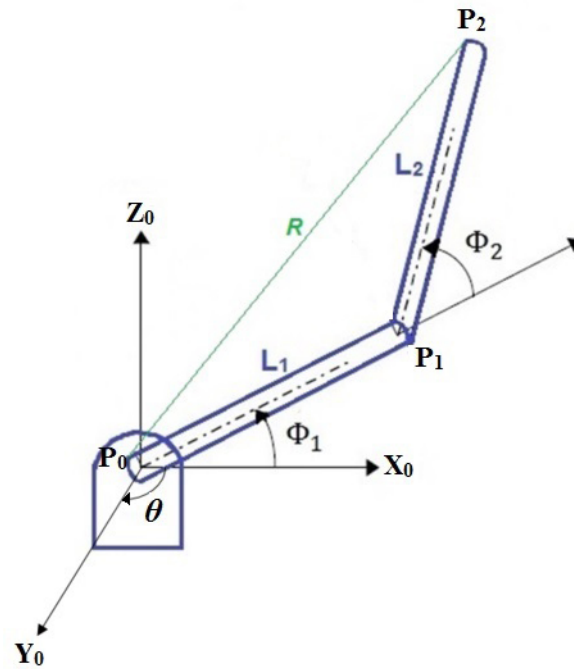
Figura 3.1 – Transformações entre variáveis de juntas e variáveis Cartesianas.



Fonte: o autor

Em até três graus de liberdade, as modelagens da cinemática direta e inversa podem ser feitas através de conceitos geométricos. Tratando os elos como vetores, adota-se ϕ_1 e ϕ_2 como os ângulos de inclinação vertical e θ para a rotação da base como pode ser observado na Figura 3.2.

Figura 3.2 – Manipulador Robótico com 3 Graus de Liberdade.



Fonte: o autor.

Fazendo a análise do problema, obtêm-se as equações da cinemática direta, onde P_0 é a origem do sistema, P_1 a extremidade do primeiro elo e P_2 a extremidade do segundo elo. Para criar as trajetórias de movimento, a cinemática direta não é usada de forma isolada. Para cada ponto no espaço viável (espaço de alcance físico do atuador) pode-se manipular algebricamente as expressões 3.1, 3.2 e 3.3 de modo a obter as combinações dos ângulos dos eixos, ou seja, posicionar o atuador no ponto desejado conhecidos os pontos (x_0, y_0, z_0) e os ângulos θ, ϕ_1, ϕ_2 .

$$P_0 = [x_0 \ y_0 \ z_0] \quad (3.1)$$

$$\begin{aligned} P_1 = [& x_0 + L_1 \cdot \cos(\phi_1) \cdot \cos(\theta) \\ & y_0 + L_1 \cdot \cos(\phi_1) \cdot \sin(\theta) \\ & z_0 + L_1 \cdot \sin(\phi_1)] \end{aligned} \quad (3.2)$$

$$\begin{aligned}
P_2 = [& x_0 + (L_1 \cdot \cos(\phi_1) + L_2 \cdot \cos(\phi_1 + \phi_2)) \cdot \cos(\theta) \\
& y_0 + (L_1 \cdot \cos(\phi_1) + L_2 \cdot \cos(\phi_1 + \phi_2)) \cdot \sin(\theta) \\
& z_0 + L_1 \cdot \sin(\phi_1) + L_2 \cdot \sin(\phi_1 + \phi_2)]
\end{aligned} \tag{3.3}$$

3.2 Modelagem da Cinemática Inversa (3 GDLs)

As equações vistas acima, são obtidas geometricamente usando o conceito de vetores, neste caso, as entradas de ϕ_1, ϕ_2 e θ dão as coordenadas da extremidade dos elos 1 e 2. Este procedimento é chamado de Cinemática Direta e quando as entradas são as coordenadas do atuador, e deseja-se obter as variáveis das juntas temos a Cinemática Inversa. O cálculo realizado para encontrar as equações da Cinemática Inversa em um problema de 3 Graus de Liberdade, são apresentados a seguir.

R é dado por:

$$R^2 = x^2 + z^2 \tag{3.4}$$

Observando da Figura 3.2, para 2 dimensões adota-se que as equações de x e z podem ser escritas como as equações apresentadas em 3.5 e 3.6 respectivamente:

$$x = L_1 \cdot \cos(\phi_1) + L_2 \cdot \cos(\phi_1 + \phi_2) \tag{3.5}$$

$$z = L_1 \cdot \sin(\phi_1) + L_2 \cdot \sin(\phi_1 + \phi_2) \tag{3.6}$$

Para encontrar a função de ϕ_2 deve-se elevar as equações dadas em 3.5 e 3.6 ao quadrado e utilizando a técnica do cosseno da diferença, têm-se que:

$$\cos(\phi_2) = \frac{x^2 + z^2 - L_1^2 - L_2^2}{2 \cdot L_1 \cdot L_2} \tag{3.7}$$

Isolando ϕ_2 da equação 3.7

$$\phi_2 = \arccos\left[\frac{x^2 + z^2 - L_1^2 - L_2^2}{2 \cdot L_1 \cdot L_2}\right] \tag{3.8}$$

Para encontrar a função de ϕ_1 deve-se dividir a equação 3.6 por 3.5.

$$\frac{z}{x} = \frac{\tan(\phi_1) + \frac{L_2 \cdot \sin(\phi_2)}{L_1 + L_2 \cdot \cos(\phi_2)}}{1 - \tan(\phi_1) \cdot \left[\frac{L_2 \cdot \sin(\phi_2)}{L_1 + L_2 \cdot \cos(\phi_2)}\right]} \tag{3.9}$$

Utilizando a identidade trigonométrica seguinte e sabendo que $A = \phi_1$

$$\tan(A + B) = \frac{\tan(A) + \tan(B)}{1 - \tan(A) \cdot \tan(B)} \quad (3.10)$$

$$\phi_1 = \arctan\left(\frac{z}{x}\right) - B \quad (3.11)$$

Deve-se agora encontrar o valor do ângulo B , a partir de 3.9:

$$\tan(B) = \frac{L_2 \cdot \sin(\phi_2)}{L_1 + L_2 \cdot \cos(\phi_2)} \quad (3.12)$$

Isolando B da equação 3.12 e utilizando dos dados da equação 3.4 têm-se que B pode ser escrito como

$$B = \arccos\left[\frac{L_1^2 - L_2^2 + R^2}{2 \cdot L_1 \cdot R}\right] \quad (3.13)$$

Então, substituindo 3.13 em 3.11, ϕ_1 é dado por:

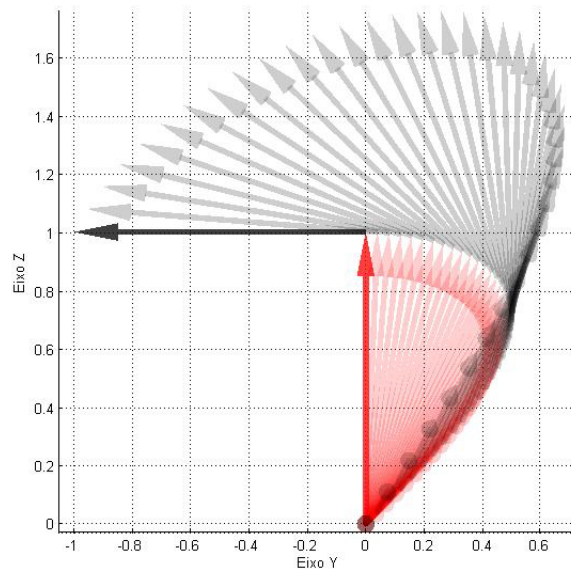
$$\phi_1 = \arctan\left(\frac{z}{x}\right) - \arccos\left[\frac{L_1^2 - L_2^2 + R^2}{2 \cdot L_1 \cdot R}\right] \quad (3.14)$$

Para encontrar θ pode-se utilizar do mesmo conceito geométrico, por meio de

$$\theta = \arctan\left(\frac{y}{x}\right) \quad (3.15)$$

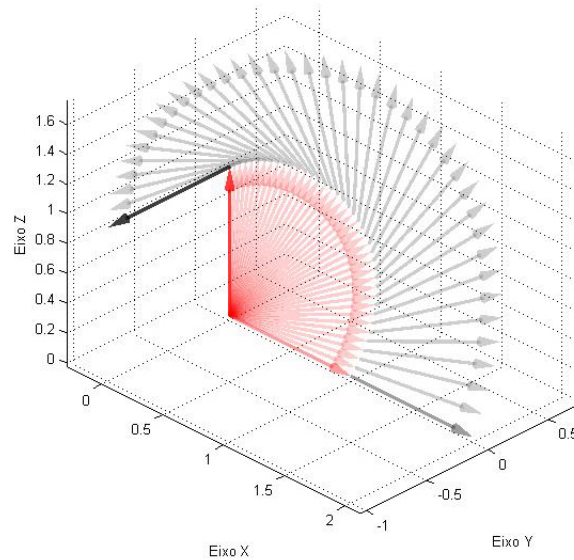
Serão apresentados nas figuras a seguir, algumas simulações de trajetórias realizadas no software *MATLAB* utilizando estas equações da cinemática direta e inversa em conjunto com o pacote *mArrow*. Nas Figuras 3.3 e 3.4 é apresentada a primeira trajetória onde o ponto de partida é dado pela coordenada (2,0,0) e o ponto de chegada é dado pela coordenada (0,-1,1). A seta vermelha representa o link 1, e a seta preta o link 2, em cinza a trajetória realizada.

Figura 3.3 – Trajetória 1 (Vista 2D).



Fonte: o autor.

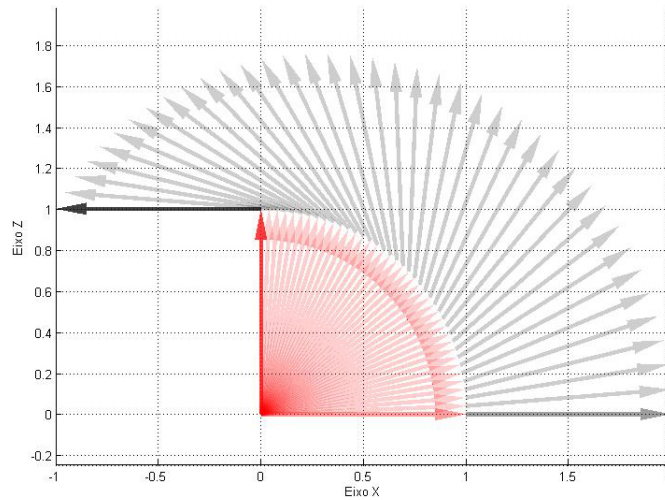
Figura 3.4 – Trajetória 1 (Vista 3D).



Fonte: o autor.

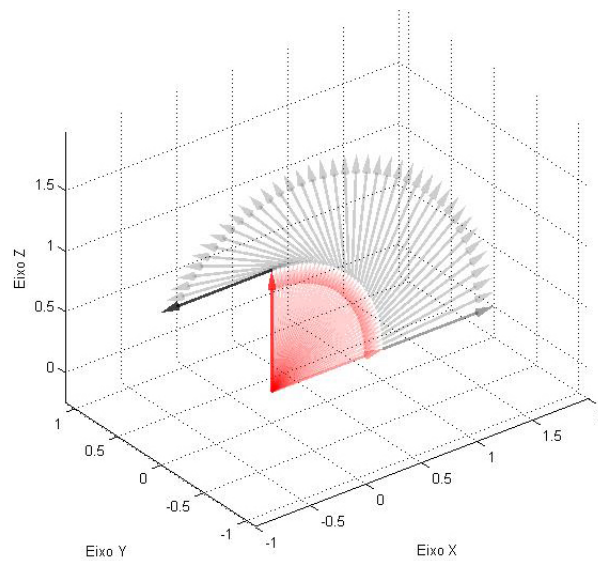
Nas Figuras 3.5 e 3.6 é apresentada a segunda trajetória onde o ponto de partida é dado pela coordenada (2,0,0) e o ponto de chegada é dado pela coordenada (-1,0,1).

Figura 3.5 – Trajetória 2 (Vista 2D).



Fonte: o autor.

Figura 3.6 – Trajetória 2 (Vista 3D).



Fonte: o autor.

Como visto nesta seção, o modelo geométrico fornece formas de simular o movimento de um robô com três graus de liberdade, a partir de uma lista de ângulos para as posições do movimento desejado, em possíveis aplicações pode ser gerado um sinal de saída para o microcontrolador acionar os motores de passo ou servos. Também foi possível determinar se um ponto está na região de alcance do atuador, apresentando assim quais são as restrições das juntas dos membros do manipulador robótico. Observou-se que utilizando somente a cinemática direta, o software pode receber o sinal de entrada através de um sen-

sor (feedback) e gerar os gráficos da posição física do robô, evidenciando interferências externas para que o software faça a correção da trajetória.

Para usar as equações obtidas nesta seção aplicadas a exoesqueleto com dois graus de liberdade, basta admitir que não há rotação θ , assim o movimento acontecerá apenas no plano zOx .

3.3 Análise Dinâmica

A dinâmica é a ciência do movimento, ela descreve o porquê e como um movimento ocorre quando forças e momentos são aplicados em corpos com massa. No estudo da robótica, as equações da dinâmica de um movimento são fundamentais para o controle do movimento. Neste contexto, duas questões são comumente levantadas: Quais forças e momentos são necessários para que haja movimento e se aplicadas forças e momentos na estrutura, como ela irá se mover. (JAZAR, 2010)

Neste capítulo é feita uma análise dos movimentos e esforços que serão realizados pelo exoesqueleto para movimentar o antebraço e a mão, realizando os movimentos de contração e extensão.

De acordo com (NIKU, 2015) "a mecânica lagrangiana é baseada nas duas equações generalizadas: uma para movimentos lineares e uma para movimentos de rotação" as quais são mostradas nas Equações 3.17 e 3.18, o lagrangeano é baseado na formulação de energia potencial (V) e energia cinética (K) do sistema. Portanto o lagrangeano é definido como:

$$L = K - V \quad (3.16)$$

$$F_i = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{x}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial x_i} \quad (3.17)$$

$$T_i = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} \quad (3.18)$$

Ou seja, para se obter as equações do movimento, é necessário obter as equações de energia do mecanismo, para depois diferenciar o lagrangeano na forma das Equações 3.17 e 3.18.

Assumindo que uma força F é dada pela equação 3.19, a força atua sempre no sentido da redução da energia potencial, e para deslocamentos infinitesimais, a força F pode ser escrita como a derivada da energia potencial, representada pela equação 3.20:

$$F = \left[F_{ix} \quad F_{iy} \quad F_{iz} \right]^T \quad (3.19)$$

$$F = -\nabla V \quad (3.20)$$

De forma geral, se um sistema é conservativo, a equação do movimento de Lagrange é escrita na forma:

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = 0 \quad (3.21)$$

Se o sistema é não-conservativo então:

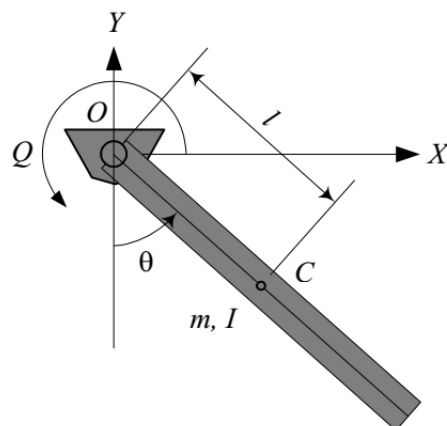
$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_r \quad (3.22)$$

onde $L = K - V$ é o lagrangeano e Q_r é a força não-potencial generalizada, realizando trabalho em um deslocamento virtual de coordenada generalizada q_r (JAZAR, 2010).

Para melhor entendimento da aplicação das equações de Lagrange, são apresentados dois casos aplicados a estruturas robóticas.

Exemplo 1. Dado um manipulador de 1-GDL mostrado na Figura 3.7, há atrito (viscosidade) na junta onde um motor pode aplicar um torque Q para movimentar o elo. Deseja-se encontrar a equação de movimento do manipulador pela formulação de Lagrange.

Figura 3.7 – Robô com 1-GDL rotativo



Fonte: (JAZAR, 2010)

O momento de inércia neste problema é semelhante ao de um pêndulo físico, dado por $I = (ml^2)$, então a energia cinética será:

$$K = \frac{1}{2} I \dot{\theta}^2 \quad (3.23)$$

E energia potencial devido a ação da gravidade é:

$$V = -mg\cos\theta \quad (3.24)$$

Desta forma, o lagrangeano do sistema é dado por:

$$L = K - V = \frac{1}{2}I\dot{\theta}^2 - (-mg\cos\theta) \quad (3.25)$$

Assim, diferenciando a Equação 3.25 em relação a θ , $\dot{\theta}$ e dt na forma da Equação 3.18.

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) = I\ddot{\theta} \quad (3.26)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \theta} = -mg\sin\theta \quad (3.27)$$

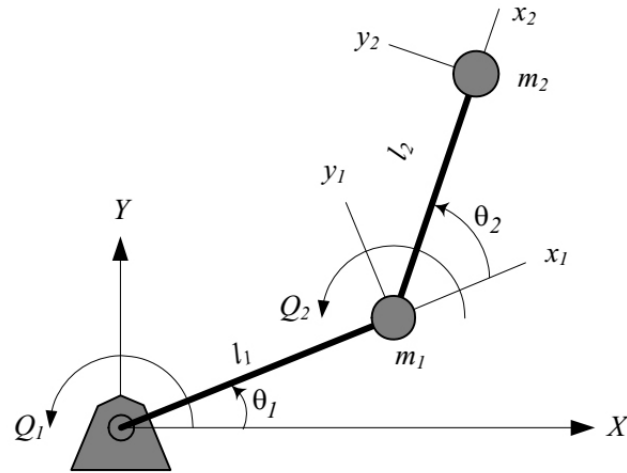
$$T = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} = I\ddot{\theta} + mg\sin\theta \quad (3.28)$$

A equação 3.28 representa o torque, e como o atrito é dado por $-c\dot{\theta}$, a equação do movimento se torna:

$$Q = I\ddot{\theta} + c\dot{\theta} + mg\sin\theta \quad (3.29)$$

Exemplo 2. Considerando um manipulador robótico como o da Figura 3.8, de massas m_1 e m_2 que representam o segundo motor e o carregamento no atuador respectivamente, os elos considerados ideais com massa desprezível. Serão encontradas as equações de movimento do manipulador pela formulação de Lagrange.

Figura 3.8 – Robô com 2-GDLs



Fonte: (JAZAR, 2010)

A formulação de energia depende da velocidade, então encontrando as equações de posição e velocidade tem-se:

$$x_1 = l_1 \cos(\theta_1) \quad (3.30)$$

$$y_1 = l_1 \sin(\theta_1) \quad (3.31)$$

$$x_2 = l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.32)$$

$$y_2 = l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.33)$$

$$\dot{x}_1 = -l_1 \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1) \quad (3.34)$$

$$\dot{y}_1 = l_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_1) \quad (3.35)$$

$$\dot{x}_2 = -(\dot{\theta}_1) l_1 \sin(\theta_1) - (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.36)$$

$$\dot{y}_2 = (\dot{\theta}_1) l_1 \cos(\theta_1) + (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.37)$$

A energia cinética do manipulador é a energia cinética das massas, ou seja, $K = K_1 + K_2$, usando o fato de que $v^2 = v_x^2 + v_y^2$:

$$K = K_1 + K_2 = \frac{1}{2}m_1(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + \frac{1}{2}m_2(\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) \quad (3.38)$$

$$K = \frac{1}{2}m_1 l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + l_2^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + 2l_1 l_2 \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\cos(\theta_2)) \quad (3.39)$$

A energia potencial do manipulador age no sentido da gravidade, portanto:

$$V = V_1 + V_2 = m_1 g y_1 + m_2 g y_2 \quad (3.40)$$

$$V = m_1 g l_1 \sin(\theta_1) + m_2 g(l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)) \quad (3.41)$$

Substituindo as equações 3.39 e 3.41 no lagrangeano:

$$L = K - V = \frac{1}{2}m_1 l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + l_2^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + 2l_1 l_2 \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\cos(\theta_2)) - [m_1 g l_1 \sin\theta_1 + m_2 g(l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2))] \quad (3.42)$$

Derivando o lagrangeano, com relação à primeira articulação

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_1} = -(m_1 + m_2)l_1 g \cos(\theta_1) - m_2 l_2 g \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.43)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} = (m_1 + m_2)l_1^2 \dot{\theta}_1 + m_2 l_2^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + m_2 l_1 l_2(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\cos(\theta_2) \quad (3.44)$$

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1}\right) = (m_1 + m_2)l_1^2 \ddot{\theta}_1 + m_2 l_2^2(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 l_1 l_2(2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)\cos(\theta_2) - m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_2(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\sin(\theta_2) \quad (3.45)$$

Reescrevendo as Equações 3.43 e 3.45 na forma da Equação 3.22 encontra-se a equação de movimento da primeira articulação.

$$Q_1 = (m_1 + m_2)l_1^2 \ddot{\theta}_1 + m_2 l_2^2(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 l_1 l_2(2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)\cos(\theta_2) - m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_2(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\sin(\theta_2) + (m_1 + m_2)l_1 g \cos(\theta_1) + m_2 l_2 g \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.46)$$

Para a segunda articulação o processo é análogo:

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_2} = -m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\sin(\theta_2) - m_2 l_2 g \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (3.47)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) = m_2 l_2^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \quad (3.48)$$

Reescrevendo as Equações 3.47 e 3.48 na forma da Equação 3.22 encontramos a equação de movimento da segunda articulação.

$$\begin{aligned} Q_2 = & m_2 l_2^2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \\ & - m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) + m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \sin(\theta_2) + m_2 l_2 g \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{aligned} \quad (3.49)$$

Neste problema, Q_1 é o torque necessário na primeira articulação e Q_2 o torque da segunda articulação.

Para modelar o exoesqueleto, será considerando o corpo humano formado por segmentos rígidos acoplados pelas juntas/articulações, ou seja, um sistema não-conservativo, então formulação de movimento lagrangiana poderá ser usada.

3.4 Modelagem do Exoesqueleto

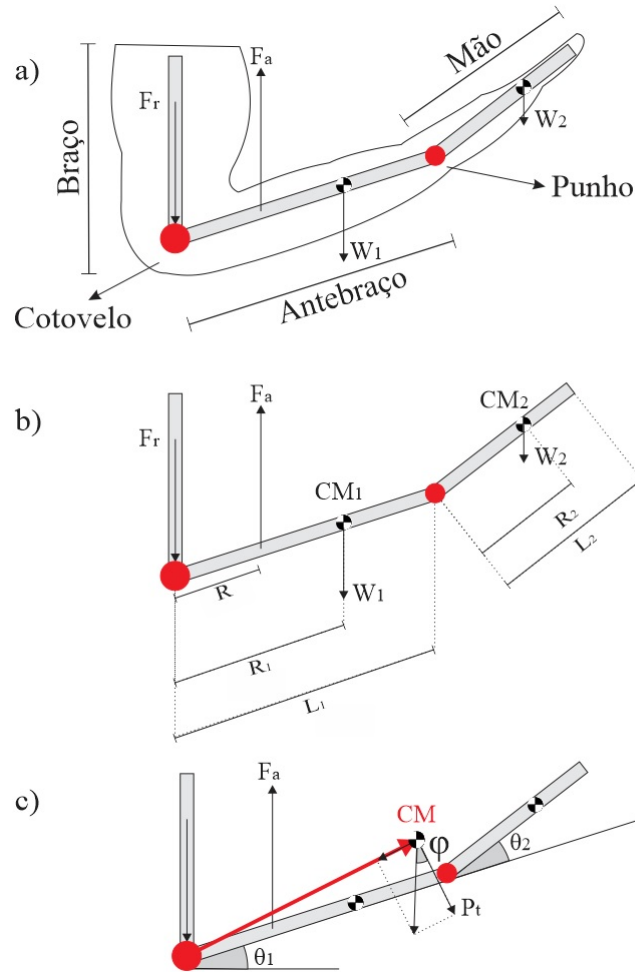
O exoesqueleto proposto neste trabalho, possui dois graus de liberdade de forma que as coordenadas dos vetores centro de massa e posição permaneçam no plano. Como os dois segmentos possuem articulações independentes que serão movimentadas por cabos em movimentos programáveis, deseja-se obter as forças necessárias para movimentar a articulação do pulso e cotovelo conhecendo-se os parâmetros antropométricos do paciente.

A Figura 3.9 segue o mesmo diagrama da Figura 2.8 de um caso particular partindo ao caso geral, o detalhamento da Figura 3.9 pode ser visto na Tabela 3.1, a posição do centro de massa de todo o braço será alterada para diferentes valores de θ_1 e θ_2 . Neste caso, trabalha-se com o vetor CM que depende da posição dos centros de massa proximais CM_1 , CM_2 e das variáveis θ_1 e θ_2 . O centro de massa CM de n corpos acoplados no plano de coordenadas X_{CM} e Y_{CM} é definido como:

$$X_{CM} = \frac{m_1 x_1 + m_2 x_2 + m_3 x_3 + \dots + m_n x_n}{m_1 + m_2 + m_3 + \dots + m_n} \quad (3.50)$$

$$Y_{CM} = \frac{m_1 y_1 + m_2 y_2 + m_3 y_3 + \dots + m_n y_n}{m_1 + m_2 + m_3 + \dots + m_n} \quad (3.51)$$

Figura 3.9 – a) Exoesqueleto acoplado e principais forças; b) Comprimentos e posições dos centros de massa; c) Centro de massa dos segmentos em dependência da angulação



Fonte: o autor

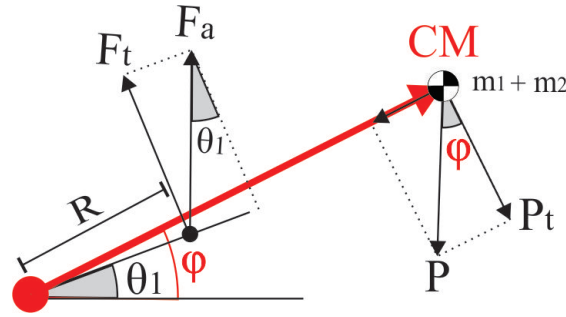
Tabela 3.1 – Detalhamento dos símbolos da Figura 3.9

R_1 e R_2	Distâncias dos centros de massa em relação ao eixo anterior
R	Distância da aplicação da força F_a a partir da articulação do cotovelo
W_1 e W_2	Forças peso do braço e da mão respectivamente
F_a	Força a ser aplicada para realizar o movimento
F_r	Força de apoio
F_t	Força peso tangencial
L_1 e L_2	Comprimento do primeiro e segundo link respectivamente
CM_1 e CM_2	Centro de massa do braço e da mão respectivamente
CM	Vetor posição do centro de massa do sistema
ϕ	Ângulo de inclinação do vetor CM .
θ_1 e θ_2	Ângulos de inclinação do braço e da mão respectivamente

Fonte: o autor

Adaptando ao novo modelo as equações de posição 3.30, 3.31, 3.32 e 3.33 apresenta-

Figura 3.10 – Modelo Simplificado



Fonte: o autor

das na seção anterior, o vetor centro de massa CM é dado pelas equações 3.52 e 3.53:

$$X_{CM} = \frac{m_1 R_1 \cos(\theta_1) + m_2 [L_1 \cos(\theta_1) + R_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)]}{m_1 + m_2} \quad (3.52)$$

$$Y_{CM} = \frac{m_1 R_1 \sin(\theta_1) + m_2 [L_1 \sin(\theta_1) + R_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)]}{m_1 + m_2} \quad (3.53)$$

Com as novas coordenadas do centro de massa definidas, pode-se simplificar o modelo de forma a trabalhar apenas com o vetor CM semelhante ao Exemplo 1, onde o balanço de momento é dado por 3.54, P_t é a força peso tangencial cujo módulo é $(m_1 + m_2)g$ com angulação $\phi = \arctan(Y_{CM}/X_{CM})$, e F_t é a força perpendicular ao vetor CM ilustrado na Figura 3.10. Portanto, a equação pode ser resolvida de forma a determinar F_a :

$$|CM||P_t| = R|F_t| \quad (3.54)$$

$$|F_t| = \frac{|CM||P_t|}{R} \quad (3.55)$$

$$|F_t| = |F_a| \cos(\theta_1) \quad (3.56)$$

$$|F_a| \cos(\theta_1) = \frac{|CM||P_t|}{R} \quad (3.57)$$

$$|F_a| = \frac{|CM||P_t|}{R \cos(\theta_1)} \quad (3.58)$$

$$|P_t| = |P| \cos(\phi) \quad (3.59)$$

Substituindo a Equação 3.59 em 3.58 tem-se que

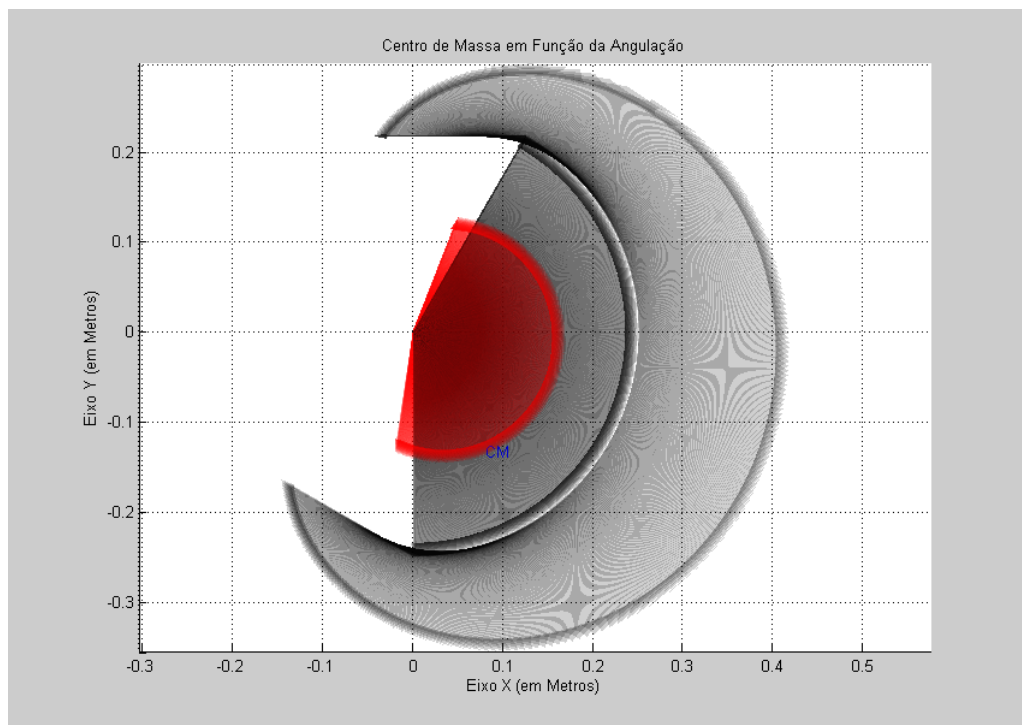
$$|F_a| = \frac{|CM|(m_1 + m_2)g \cos(\phi)}{R \cos(\theta_1)} \quad (3.60)$$

$$|F_a| = \frac{\sqrt{(X_{CM})^2 + (Y_{CM})^2}(m_1 + m_2)g\cos(\phi)}{R\cos(\theta_1)} \quad (3.61)$$

Com a variação da posição do centro de massa, a força necessária para manter o membro estático será F_a , desconsiderando o atrito na articulação, qualquer força maior que F_a irá flexionar o braço do paciente contraindo o Bíceps e relaxando o Tríceps. De forma análoga, forças menores que F_a irão realizar o movimento de extensão, relaxando o Bíceps e contraindo o Tríceps.

Fazendo a simulação do movimento para um paciente com $60kg$ e altura de $1,69m$, variando simultaneamente os ângulos θ_1 e θ_2 entre as respectivas amplitudes, a Figura 3.11 mostra aplicadas as equações de posição 3.32, 3.33, 3.52 e 3.53.

Figura 3.11 – Espaço de Trabalho e Variação do Vetor CM

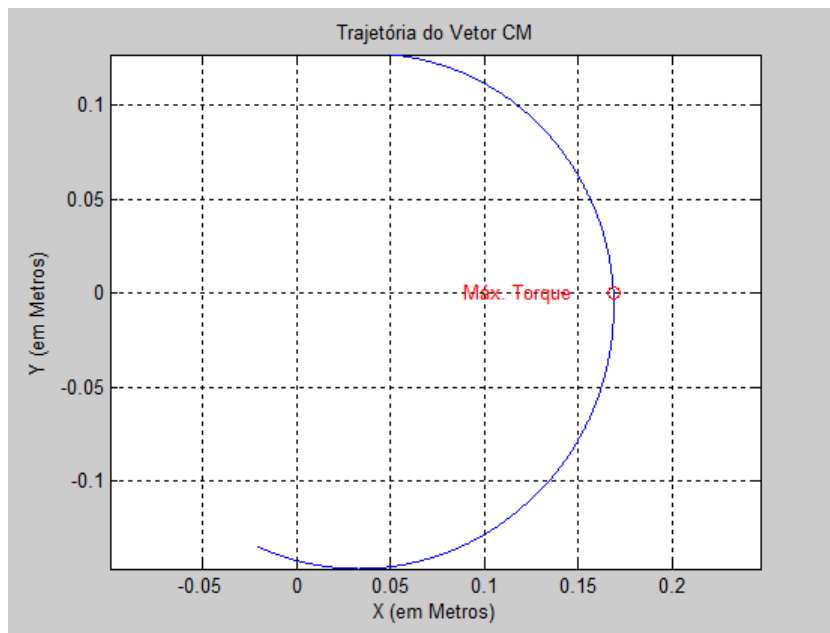


Fonte: o autor

A Figura 3.11 mostra em vermelho a trajetória do vetor CM que possui módulo variável, nesta situação, o ponto de maior torque será quando o braço do paciente está estendido e na posição horizontal. A Figura 3.12 mostra este ponto específico dentro da trajetória simulada.

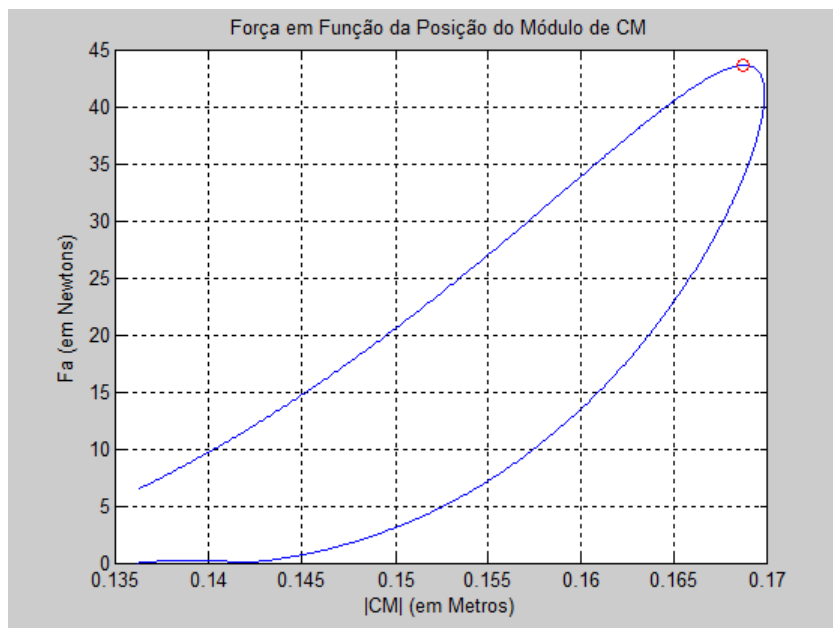
Aplicando a equação 3.61, obtém-se o gráfico da força mínima necessária para a movimentação em função do Módulo de CM, representado na Figura 3.13. Em destaque está o ponto de maior força obtida pelo método $max()$ do software Matlab que procurou dentro da lista de pontos o maior valor. Este ponto indica que a maior força é de $43,6124N$,

Figura 3.12 – Ponto de Máximo Torque



Fonte: o autor

Figura 3.13 – Força Máxima



Fonte: o autor

resultado próximo ao obtido no Capítulo 2 seção 2.2, em um paciente com parâmetros antropométricos semelhantes em posição estendida. O código em Matlab relativo à simulação apresentada neste capítulo está contido no Anexo B.

Capítulo 4

Protótipo

Neste capítulo são descritas as etapas para a obtenção do protótipo de exoesqueleto de membro superior com dois graus de liberdade, a escolha de cada componente, impressão e montagem. O orçamento inicial para a confecção do protótipo segue a Tabela 4.1.

4.1 Escolha dos Componentes

4.1.1 Motores e Encoder

Dentre os vários componentes de hardware necessários para a montagem do protótipo, os mais importantes são os motores que irão fazer a movimentação da máquina. Considerando o baixo custo e peso, foram escolhidos um motor DC de 12 – 24V e um servo motor de 4,9kg.cm.

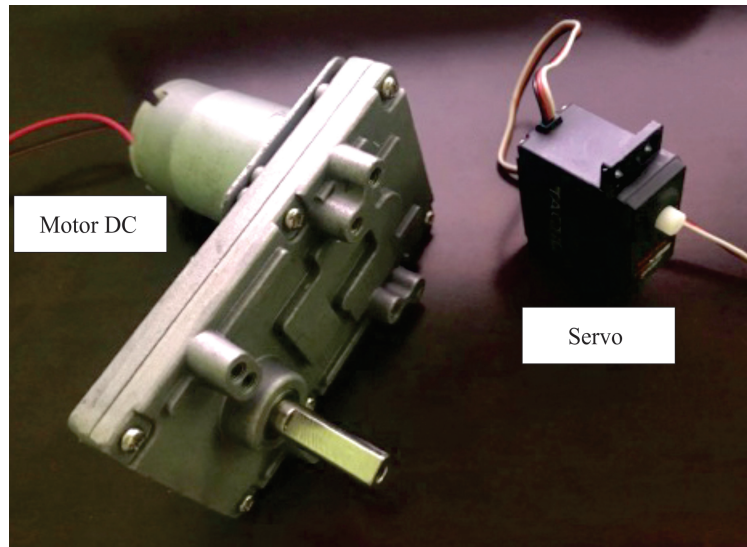
O motor responsável pelo movimento da articulação do cotovelo possui uma redução que proporciona um torque de até 35,82kg.cm de acordo com a Tabela 4.2. Assim, o uso de motor DC para a articulação do cotovelo se torna viável, a movimentação é feita por cabos ligados entre a caixa de engrenagem do motor e a estrutura do exoesqueleto, optou-se por

Tabela 4.1 – Orçamento do protótipo

Motor DC 12-24V (com redução)	R\$ 46,00
Servo Motor 4kg.cm	R\$ 35,00
Placa Arduino MEGA 2560 R3	R\$ 45,00
Driver Adafruit Shield v2	R\$ 20,00
Encoder Rotativo	R\$ 50,00
Material para Impressão - PLA	R\$ 70,00
Cabos e Correias	R\$ 15,00
Fonte de Alimentação 12v	R\$ 80,00
Total	R\$ 361,00

Fonte: o autor

Figura 4.1 – Motor DC com redução e servo



Fonte: O autor

usar a transmissão por cabos para reduzir o peso do dispositivo no braço do paciente.

Tabela 4.2 – Especificações Motor TAKANAWA 555

Voltagem (V)	RPM (Sem carregamento)	Corrente (mA)	Torque (kg.cm)
3	10	87	23,46
6	20	94	26,94
9	30	102	28,3
12	40	105	30,21
24	80	125	35,82

Fonte: Adaptado de ([UNCORKED, 2018](#))

Na Tabela 4.2 disponibilizada pelo fabricante, uma voltagem de 12V fornecida pelo *Driver* irá proporcionar um torque de 30,21kg.cm. Isto significa que com uma polia de 1cm de raio terá a capacidade de levantar um peso de 30.21kg ou aproximadamente 296,4N. Nestas condições, com uma polia de raio 2.5cm (Figura 4.5), tem capacidade de levantar até 12kg ou 117,72N, o que atende os requisitos do projeto.

Para a articulação da mão foi usado o servo motor modelo *TacticTSX35* (à direita na Figura 4.1) de 4,9kg.cm por apresentar baixo custo e peso de apenas 38g. Mesmo que servos possuam motores DC em seu interior, contam com um potenciômetro embutido para controle de posição dispensando o uso de encoder.

Um problema no uso de motores DC em robôs é o controle de posição, por este motivo é necessário o uso de um Encoder rotativo ou um potenciômetro para medir a rotação do eixo do cotovelo. O modelo usado para este projeto é o *Rotary Encoder LPD3806* de 400 pulsos (Figura 4.2), este encoder óptico possui um disco rotativo interno que faz a leitura

de 400 pulsos por volta, cada pulso indica um deslocamento angular de $0,9^\circ$.

Figura 4.2 – Encoder



Fonte: O autor

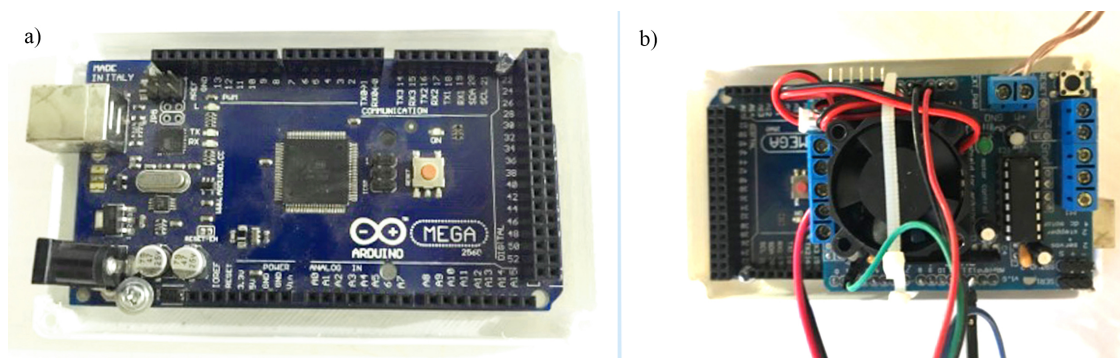
4.1.2 Microcontrolador e Driver

Para este projeto foi escolhido a placa Arduino que é um hardware livre elaborado pra ser barato, funcional e de fácil programação. Acessível a programadores amadores e experientes, a placa possui um microcontrolador Atmel, que pode ser facilmente conectada à um computador via cabo USB e programada com uma linguagem baseada em C/C++ por um ambiente de programação próprio chamado Arduino IDE.

Dentre os modelos de Arduino existentes no mercado, o que melhor se adequa às necessidades deste projeto é o Arduino MEGA (Figura 4.3a) por possuir mais portas *PWM* (*Pulse – Width Modulation*) necessárias para a utilização de drivers e encoder rotativo.

O driver *Adafruit Shield* (Figura 4.3b) foi desenvolvido para ser acoplado ao Arduino e fazer o acionamento de motores de passo, motores de corrente contínua e servos simultaneamente, possui o *chipset* que trabalha a 0,6A por canal com pico de até 1,2A. (ADAFRUIT, 2018)

Figura 4.3 – Arduino e Driver

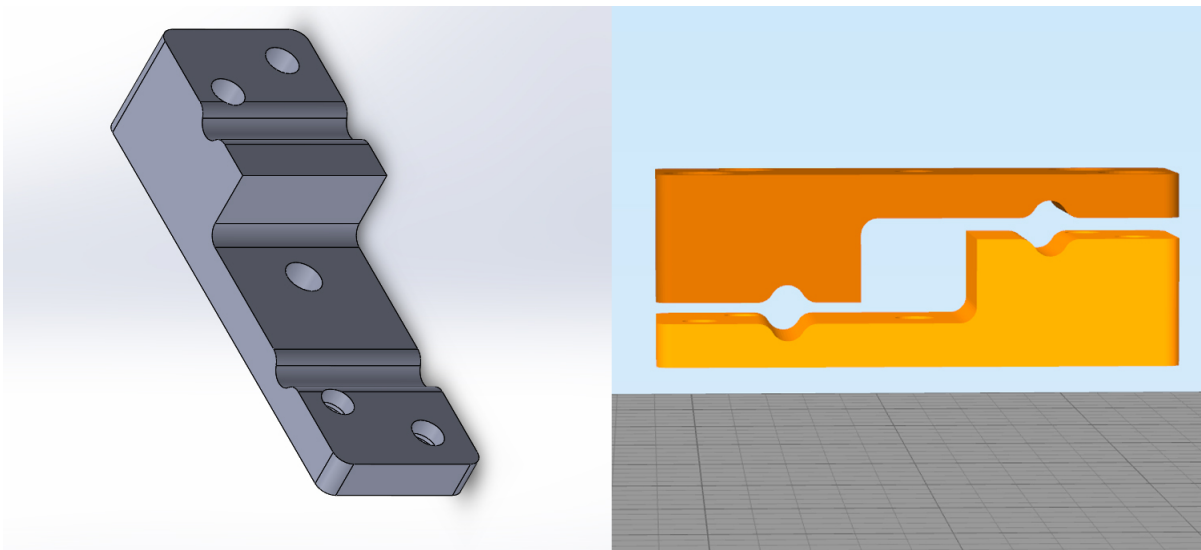


Fonte: o autor

4.2 Desenho em CAD

A primeira etapa da modelagem em CAD (Desenho Assistido por Computador) do protótipo foi fazer a medição das peças que serão encaixadas, como por exemplo conexões dos motores e Encoder, posteriormente verificar a disposição dos cabos, e condições para que seja ajustável a vários pacientes. Todas as peças foram modeladas no Software SolidWorks.

Figura 4.4 – Fixador dos Cabos



Fonte: O autor

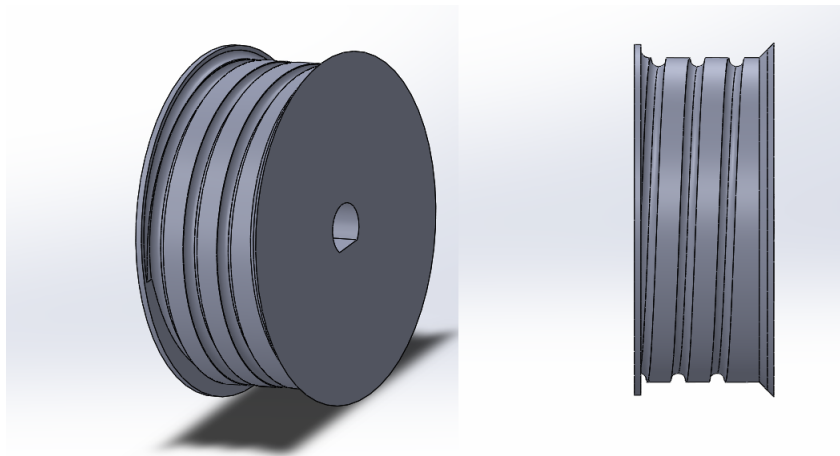
Desta forma, inicialmente foram projetados uma polia com $2,5\text{cm}$ de raio para o motor principal que fará a movimentação por cabos do primeiro eixo localizado próximo ao cotovelo, e o fixador dos cabos de aço (Figura 4.4), este deve ser impresso em 2 peças, formando a parte superior e inferior do fixador. A polia possui superfície interna em espiral para melhor acomodação do cabo de aço. A polia de acionamento do primeiro eixo pode ser vista na Figura 4.5.

A estrutura do exoesqueleto foi dividida em quatro peças principais que são: Suporte do Braço, Suporte do Antebraço, Suporte do Servo e Suporte da Mão. Com exceção do Suporte do Servo, cada uma das peças citadas possuem espaços para correias de fixação ajustável ao corpo do paciente. A disposição das peças seguem o modelo do esboço inicial da Figura 4.6.

A peça Suporte do Braço possui como função a fixação do exoesqueleto ao braço. As dimensões da peça podem ser vistas na Figura 4.7. Na extremidade inferior é feito o acoplamento do Encoder cuja função é de eixo de rotação e controle de posição.

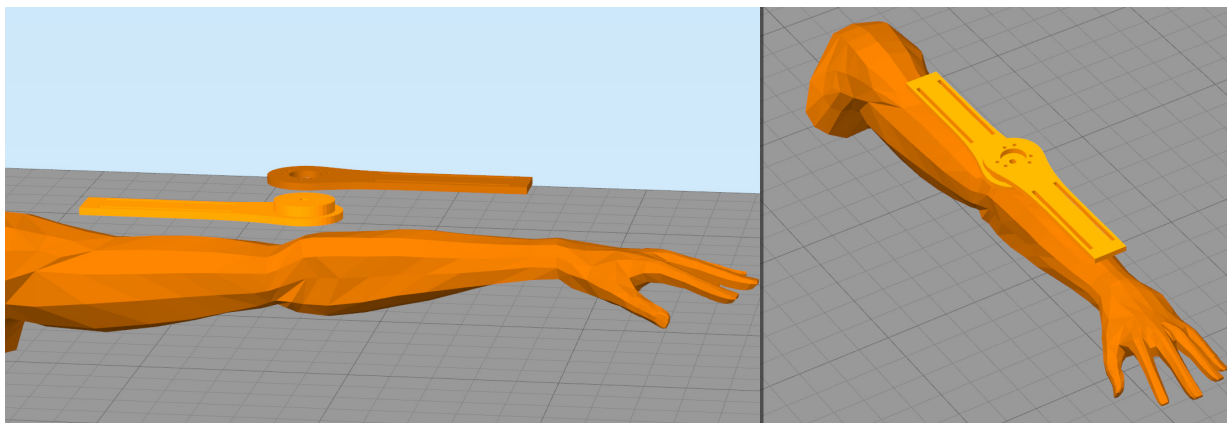
A peça cuja função é fixar o eixo do Encoder com o Suporte do Braço é a Suporte do Antebraço, bem como prender os cabos atuadores, e fazer o acoplamento com a peça

Figura 4.5 – Polia em Espiral



Fonte: O autor

Figura 4.6 – Esboço Inicial



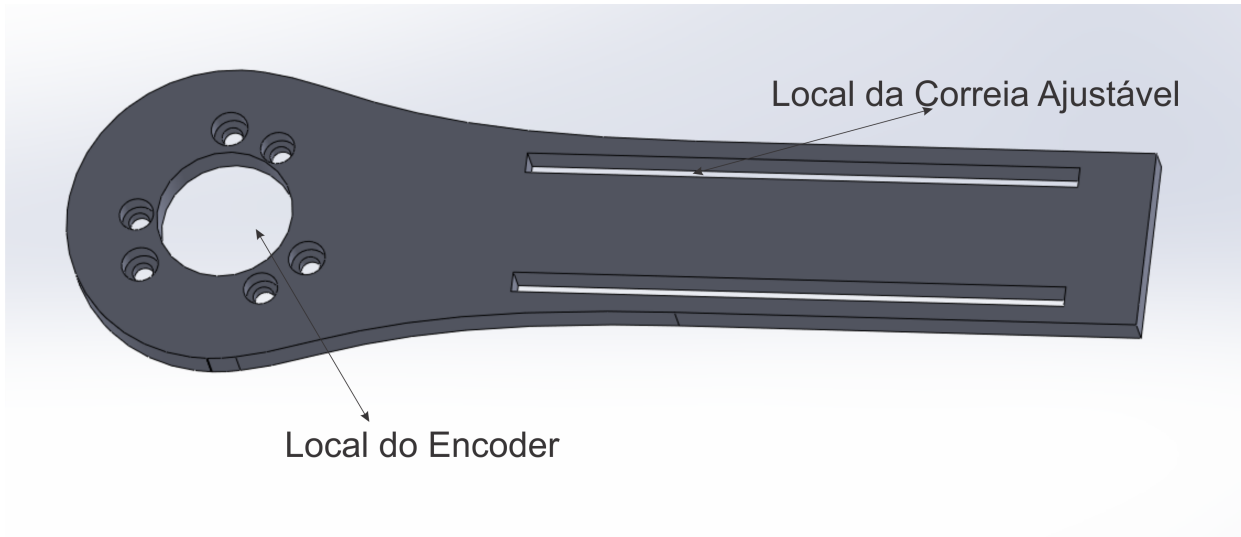
Fonte: O autor

Suporte da Mão. Os seis furos relativos a extremidade esquerda desta peça disposta na Figura 4.8, são utilizados para fazer o ajuste ao tamanho do braço do paciente.

A movimentação da mão é feita por um servo motor cujo eixo de rotação coincide com o eixo da articulação do pulso, de forma que possibilite a amplitude de -60° a 60° . Sendo assim, a peça Suporte do Servo (Figura 4.9) tem a função de acoplar e posicionar o servo no local da articulação do pulso, procedimento que deve ser realizado sempre que um novo paciente for utilizar o dispositivo.

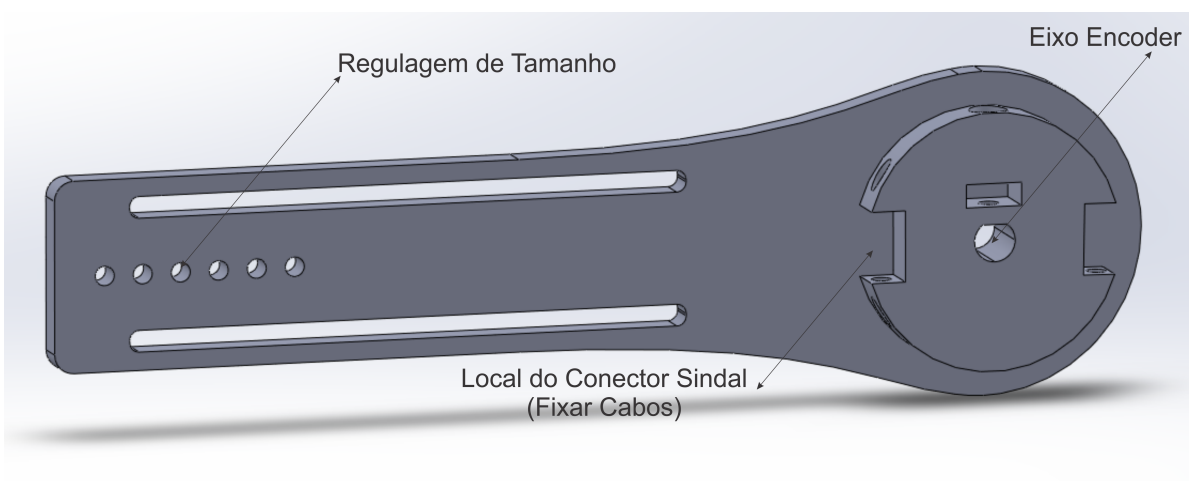
Por fim, a peça Suporte da Mão é conectada ao servo e fixada à mão do paciente, a posição do eixo indicada na parte inferior da peça deve ficar sobre a junta do pulso do paciente de forma horizontal conforme Figuras 4.10 e 4.11.

Figura 4.7 – Suporte do Braço



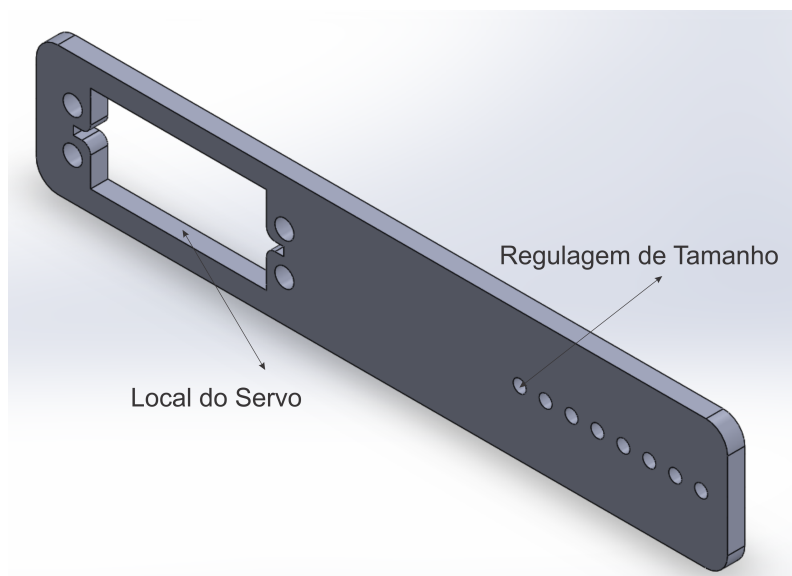
Fonte: O autor

Figura 4.8 – Suporte do Antebraço



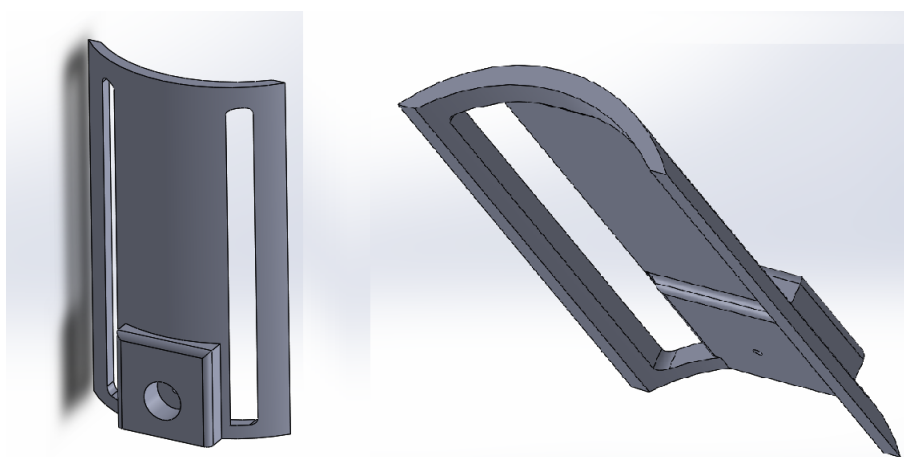
Fonte: O autor

Figura 4.9 – Suporte do Servo



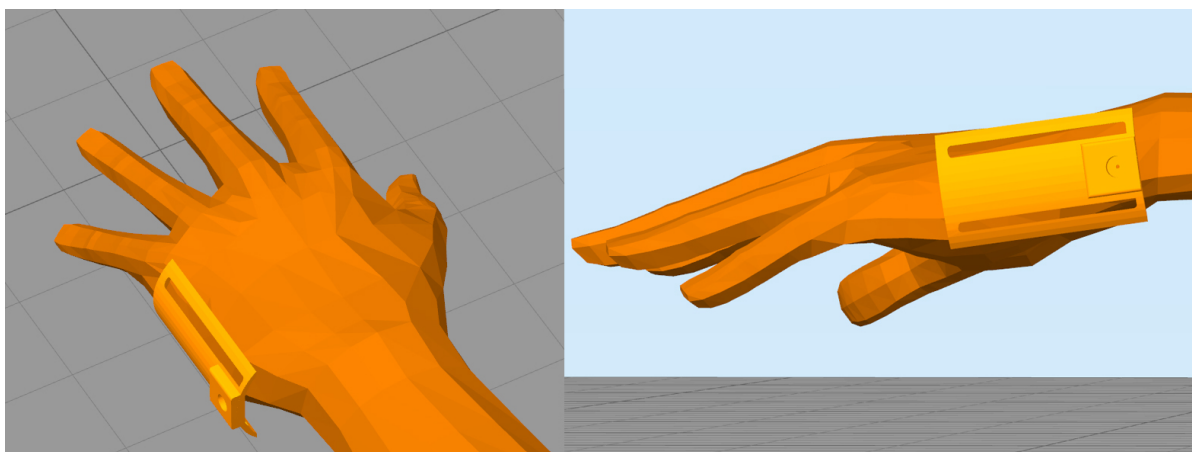
Fonte: O autor

Figura 4.10 – Suporte da Mão



Fonte: O autor

Figura 4.11 – Posição do Exoesqueleto na Mão



Fonte: O autor

Depois da modelagem em CAD, as peças foram confeccionadas por impressão 3D. Os materiais mais comuns são o PLA e o ABS, optou-se por utilizar o PLA pela facilidade e agilidade de impressão, dado que este material exige temperaturas de impressão mais baixas. Porém o ABS possui características mais resistentes e também menor custo, por isso aconselha-se no futuro a impressão em ABS para uso efetivo do exoesqueleto.

4.3 Software de Controle

O controle do exoesqueleto é feito por dois códigos: o Firmware gravado no Arduíno escrito em linguagem C/C++ (Anexo A), e um programa executado no computador feito em Java chamado ExoskeletonArm Software. A comunicação entre computador e Arduíno é feita por um protocolo simples enviado via porta USB.

A comunicação é realizada enviando a porta Serial uma instrução semelhante à expressão 4.1:

$$\text{"Antebraço : Posição\&Mão : Posição\&Dado : Valor"} \quad (4.1)$$

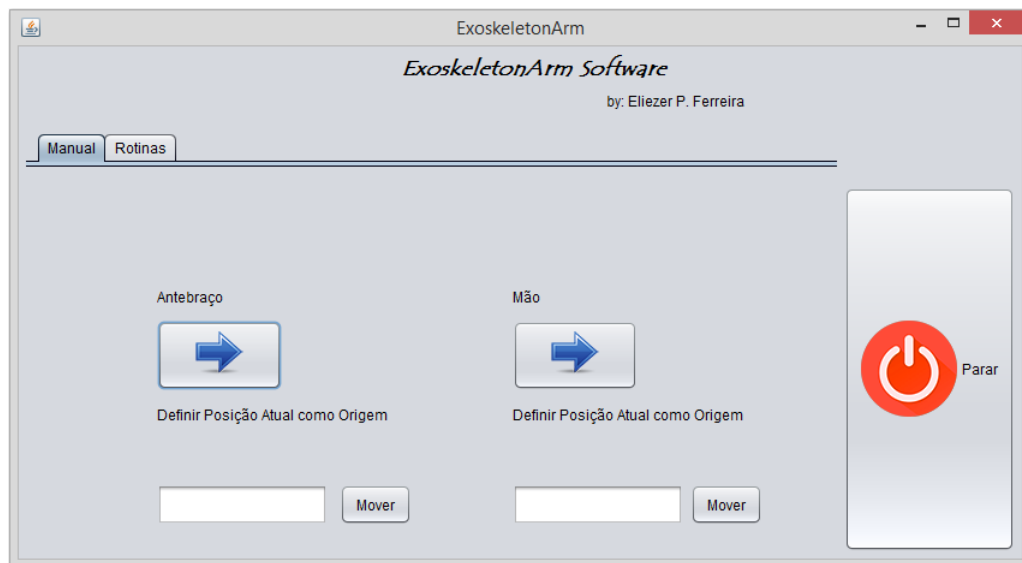
Ou seja, até vinte caracteres contendo números inteiros com separadores ":" e "&". Por exemplo, caso seja enviado o comando "1:90\&2:30\&3:0", o firmware irá interpretar que o primeiro servo deve se posicionar em 90° e o segundo servo a 30°. A terceira instrução tem a função de informar onde é o ponto inicial dos servos e outros comandos como ligar/desligar a alimentação.

Ao iniciar o programa, uma caixa de diálogo aparecerá pedindo ao usuário que insira a porta serial em que a placa Arduíno está conectada, por padrão será sugerido a porta COM6.

A interface do Software (Figuras 4.12 e 4.13), possui uma aba para controle manual onde pode-se definir a posição de origem ou enviar uma posição específica mais rapidamente, e na outra aba onde pode-se definir rotinas para o movimento de reabilitação. Na aba rotinas, o fisioterapeuta estabelece a amplitude do movimento desejado tanto da mão, quanto do antebraço e salva o exercício no campo rotinas.

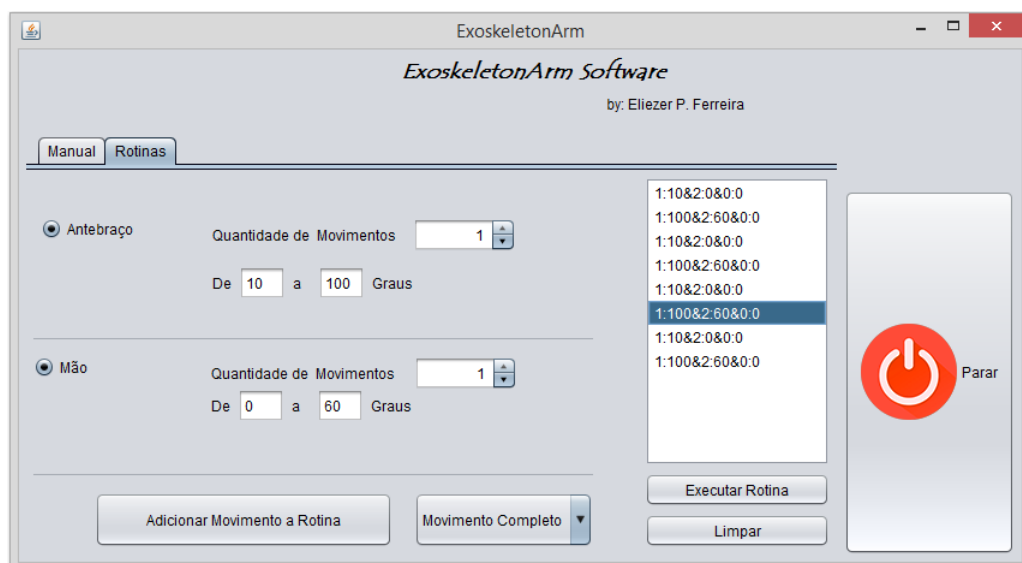
O botão "PARAR", envia uma instrução imediata ao Arduíno que irá encerrar a alimentação dos motores, mantendo apenas a alimentação da placa via USB.

Figura 4.12 – Software de Controle - Manual



Fonte: O autor

Figura 4.13 – Software de Controle - Programado

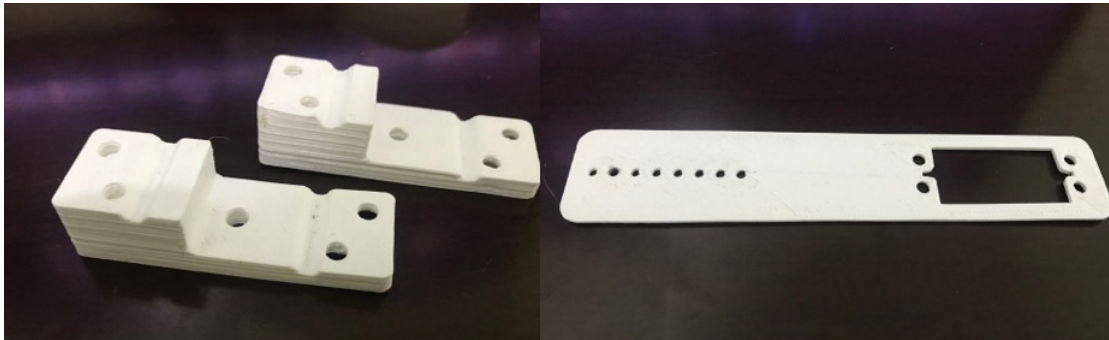


Fonte: O autor

4.4 Impressão e Montagem do Dispositivo

A etapa de impressão foi realizada em uma impressora 3D do tipo CoreXY e levou aproximadamente 13 horas pra ser concluída, usando como preenchimento interno 35% foram gastos aproximadamente meio quilo de material PLA. As peças que fixam os cabos na caixa de engrenagem e a peça Suporte do Servo respectivamente são exibidas na Figura 4.14.

Figura 4.14 – Peças Impressas



Fonte: O autor

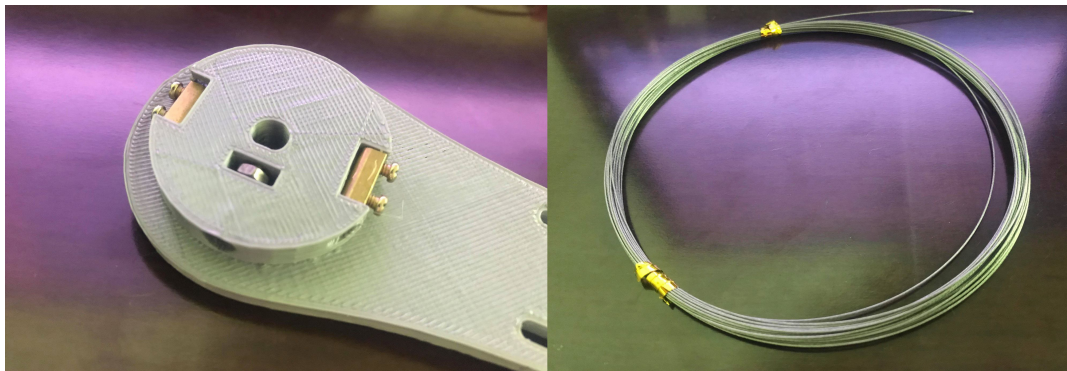
A etapa da montagem iniciou-se com a fixação da polia e dos cabos ao motor principal (Figura 4.15), que faz a movimentação do eixo do cotovelo, o cabo de aço faz três voltas em torno da polia e suas duas pontas são fixadas na peça Suporte do Braço em dois conectores do tipo Sindal (à esquerda na Figura 4.16), que permitem o ajuste sem folgas do cabo junto à polia.

Figura 4.15 – Cabos e polia montados na caixa de redução



Fonte: O autor

Figura 4.16 – Conectores e cabos



Fonte: O autor

O encoder é fixado na peça Suporte do Braço, as extremidades do cabo passam pela estrutura da peça conforme 4.17, que será acoplada ao Suporte do Antebraço.

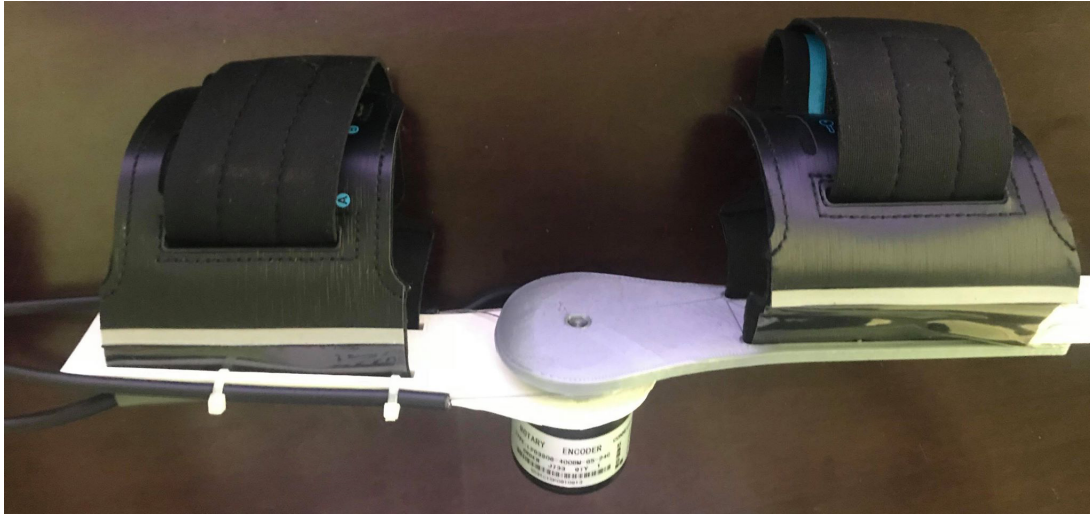
Figura 4.17 – Montagem do encoder



Fonte: O autor

A montagem eletrônica foi feita conectando os fios do encoder nas portas 2 e 13 do driver Adafruit por se tratarem de portas PWM no Arduino MEGA, e feita a alimentação do mesmo por uma das saídas de 5V do driver. A alimentação motor DC pode ser conectada em uma das quatro saídas para motor do driver, para este projeto foram conectados na saída M4, a alimentação do servo foi conectada na porta Servo 1 do driver. O suprimento de energia do arduino é realizado pela porta USB, enquanto os outros componentes são alimentados separadamente pela fonte de 12V.

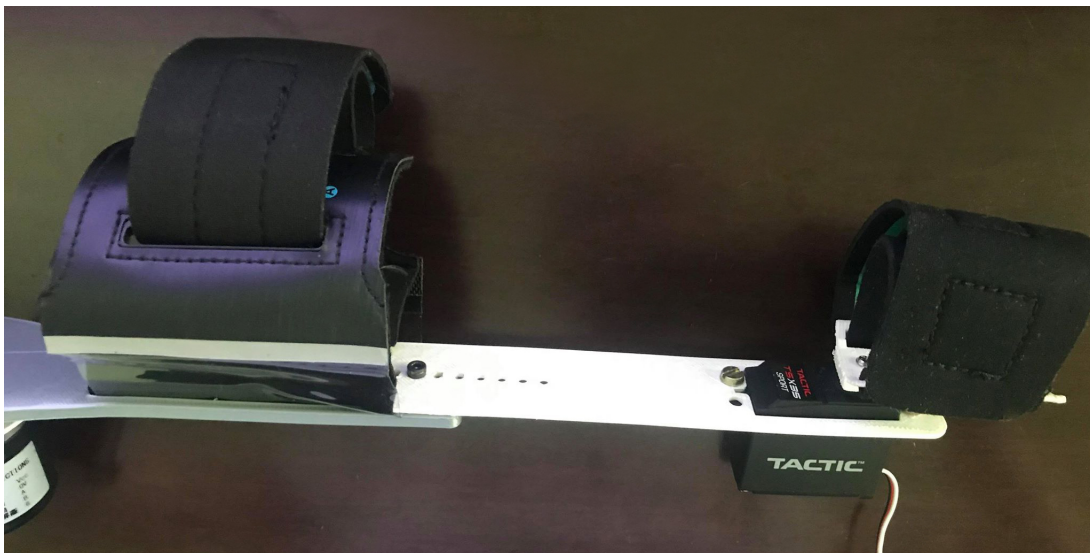
Figura 4.18 – Protótipo montado - Foto 1



Fonte: O autor

Por fim, as correias ajustáveis que fazem contato com o braço do paciente e o exoesqueleto foram colocadas nas peças Suporte da Mão, Suporte do Antebraço e Suporte do Braço finalizando a montagem estrutural (Fotos 4.18 e 4.19).

Figura 4.19 – Protótipo montado - Foto 2



Fonte: O autor

Uma vez concluída a montagem, o protótipo exoesqueleto pôde ser acoplado e ajustado ao braço humano para testes e aprimoramentos (Figuras 4.20 e 4.21).

Figura 4.20 – Detalhes do protótipo montado no braço



Fonte: O autor

Figura 4.21 – Exoesqueleto completo acoplado no braço



Fonte: O autor

Capítulo 5

Conclusão

Neste trabalho foi realizada a investigação do uso de estruturas robóticas, em particular, de exoesqueletos na reabilitação de pessoas que possuem mobilidade reduzida do membro superior devido a alguma doença ou trauma/lesão. Neste contexto, observou-se que os equipamentos disponíveis no mercado são expressivamente caros e por isso pouco acessíveis. Assim, a proposta deste estudo foi apresentar um protótipo de exoesqueleto com dois graus de liberdade construído com apoio de impressora 3D, focando em baixo custo.

Foram apresentados parâmetros cinesiológicos e antropométricos do membro superior considerando as articulações do cotovelo e pulso. Foi exibido um modelo matemático da dinâmica, contudo não foi aplicado no protótipo devido a complexidade no controle de velocidade e aceleração dos motores de corrente contínua, sendo mais aplicáveis em projetos futuros utilizando motores de passo. Assim o modelo simulado e aplicado foi composto de elementos como força e torque necessários para a funcionalidade do exoesqueleto proposto.

Foi feito também um levantamento e estudo dos componentes de hardware para confecção do protótipo chegando ao custo de aproximadamente R\$361,00, valor acessível a pacientes que possuem renda relativamente baixa. A posteriori, foi implementado o controle em software com comunicação serial entre computador e a placa Arduino responsável pelo funcionamento do hardware. A impressão das peças e a montagem do protótipo possibilitou melhores análises de funcionalidade e da possibilidade de melhorias.

Os resultados obtidos nos Capítulos 3 e 4, mostraram atender aos objetivos propostos que foram de apresentar um protótipo de exoesqueleto que realize os movimentos de reabilitação, em específico, os exercícios de extensão dorsal/flexão palmar e flexão/extensão do antebraço no nível da articulação do cotovelo. Estes resultados sugerem que o exoesqueleto proposto poderá ser usado em clínicas de reabilitação, ou até mesmo adquirido pelos pacientes para uso em domicílio otimizando o tratamento.

Ainda deve ser avaliado em futuras pesquisas:

- controlar o exoesqueleto usando recursos como comando de voz;
- implementar sensores eletromiográficos ou até mesmo sensores encefalográficos;
- aumentar o número de graus de liberdade do exoesqueleto, possibilitando a movimentação do ombro, rotação do úmero e/ou rotação do cotovelo;
- fazer o acionamento das juntas por motores de passo com reduções e transmissão por cabos, permitindo o controle de aceleração e velocidade;
- adicionar de sensores de força, que medirão quanto o paciente evoluiu no tratamento;
- outras melhorias estruturais no modelo em CAD para melhor acomodação e conforto.

Assim este estudo é relevante ao levantar problemas relacionados a reabilitação assistida por robôs, uma discussão recente de como as novas tecnologias poderão ajudar cada vez mais pessoas com baixa renda. Propôs soluções que podem minimizar as dificuldades de aquisição, e ampliar possibilidades de acesso, com isso, propiciar melhor qualidade de vida.

REFERÊNCIAS

- ADAFRUIT. *Adafruit Motor Shield Datasheet*. [S.l.], 2018. Disponível em: <<https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/adafruit-motor-shield.pdf>>. Citado na página 61.
- ALMEIDA, S. Análise epidemiológica do acidente vascular cerebral no brasil. *Revista Neurociências*, Revista Neurociências, v. 20, p. 481–482, jan 2012. Citado na página 21.
- ALTENBURGER, R.; SCHERLY, D.; STADLER, K. Design of a passive, iso-elastic upper limb exoskeleton for gravity compensation. *ROBOMECH Journal*, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 27.
- ALVES, W. *et al.* Protótipo de exoesqueleto para reabilitação de membros superiores. *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.
- ANDRADE, N. A. Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos de superfície para a utilização no controle de próteses motoras ativas. 2007. Citado 3 vezes nas páginas 22, 28 e 31.
- ARAÚJO, R. C. de; PINOTTI, M. Uso de dispositivos robóticos na reabilitação de membro superior após acidente vascular encefálico: uma revisão. *Editor Científico*, p. 33, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.
- AYALA-LOZANO; FRANCISCO, J.; URRIOLAGOITIA-SOSA GUILLERMO, R.-A. B. T.-S. M. C. R. A.-P. L. A. U.-C. G. M. Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, scielo, v. 17, p. 79–90, 01 2015. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.
- BEATTIE, E. *et al.* *Titan Arm*. 2016. Disponível em: <<http://titanarm.com/>>. Citado na página 27.
- BRAUNE WILHELM, F. O. Determination of body moments of inertia of the human body and its limbs. *Berlin: Springer-Verlag*, 1988. Citado na página 39.
- CAMPOS, M. de A. *Biomecânica da Musculação*. [S.l.]: Editora SPRiNT LTDA: Rio de Janeiro, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 37.
- CARRARA, V. *Introdução à Robótica Industrial*. São José dos Campos: Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais - INPE, 2015. Citado na página 43.

CHIRI, A. *et al.* Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, IEEE, v. 17, n. 5, p. 884–894, oct 2012. Citado na página 33.

CYBERDYNE. *HAL THERAPY MEDICAL*. 2017. Disponível em: <<http://www.cyberdyne.jp/english/services/HALTherapy.html>>. Citado na página 29.

DANGELO, C. A. F. J. G. *Anatomia Humana sistêmica e segmentar para o estudante de medicina*. [S.l.]: São Paulo: Editora Atheneu, 2005. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.

DÍEZ, J. A. *et al.* Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment. *Advances in Mechanical Engineering*, v. 8, n. 9, p. 1687814016670282, 2016. Citado na página 32.

DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on robotics*, IEEE, v. 24, n. 1, p. 144–158, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 29.

DRILLIS, R.; CONTINI, R. *BODY SEGMENT PARAMETERS*. [S.l.], 1966. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 39.

FERNANDO, C. P. C. A. L. P. D. E. A. M. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO ELECTROMECÁNICO PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA DE LA MANO DERECHA AFECTADA COMO SECUELA DE UN ATAQUE CEREBROVASCULAR. *Universidad y Salud*, scielo, v. 13, p. 60–67, 12 2011. Citado na página 31.

FLORES EDGAR, P. Q. R. A. S. O. N. S. P.-M. V. M. P. Diseño del mecanismo actuador de un dedo robot antropomórfico. *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, scielo, p. 153–162, 03 2011. Citado na página 21.

GARCÉS, D. S. C. *EXOESQUELETO ROBÓTICO PARA AUMENTAR A CAPACIDADE FÍSICA DO MEMBRO SUPERIOR HUMANO*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.

GONÇALVES, R. S.; CARVALHO, J. C. M. Desenvolvimento de uma estrutura robótica paralela atuada por cabos para reabilitação dos movimentos do ombro. *VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA*, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 22, 23 e 24.

HOCOMA. Products overview. In: *Arneo arm-hand*. [S.l.: s.n.], 2017. Citado na página 25.

JAZAR, R. N. *Theory of Applied Robotics, Kinematics, Dynamics, and Control*. RMIT University Melbourne, Victoria, Australia: [s.n.], 2010. Citado 3 vezes nas páginas 49, 50 e 52.

KREBS, H. I. *et al.* Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING*, v. 6, n. 1, p. 75, 1998. Citado na página 23.

LANA ERNESTO PABLO, A. B. V. T.-C. C. J. Detection of movement intention using EEG in a human-robot interaction environment. *Research on Biomedical Engineering*, scielo, v. 31, n. 4, p. 285–294, 12 2015. Citado na página 31.

LIEPERT, J. *et al.* Motor cortex plasticity during forced-use therapy in stroke patients: a preliminary study. *Journal of neurology*, Springer, v. 248, n. 4, p. 315–321, 2001. Citado na página 23.

MASIERO, S.; ARMANI, M.; ROSATI, G. Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: Focused review and results of new randomized controlled trial. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, Journal of Rehabilitation Research & Development, v. 48, n. 4, p. 355, 2011. Citado 3 vezes nas páginas 22, 23 e 24.

MIKOLAJCZYK, T.; OLARU, A.; WALKOWIAK, P. Upper limb exoskeleton controlled by stepper motor. *Applied Mechanics & Materials*, v. 811, 2015. Citado na página 30.

MORALES, R. *et al.* Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 49, n. 10, p. 1145, 2011. Citado na página 28.

NEF, T.; GUIDALI, M.; RIENER, R. Armin iii–arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, v. 6, n. 2, p. 127–142, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 31.

NIKU, S. B. *Introdução à Robótica: Análise, Controle e Aplicações*. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 21, 23 e 49.

OLIVEIRA, B. R. de. *Modelagem e Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Dedos da Mão [manuscrito]*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Goiás, Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Catalão, Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização, Catalão, 2016., 2016. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 34.

ORG, T. *General Motors “Power” glove to be available commercially*. 2016. Disponível em: <<http://www.technology.org/2016/07/15/general-motors-power-glove-available-commercially/>>. Citado na página 26.

OSHIRO, S.; CHOPRA, R.; REYNOSO, L. A. FINAL REPORT, *ExoArm*. 2014. Disponível em: <<http://exoarm.onmason.com/>>. Citado na página 32.

PERRY, J. C.; ROSEN, J.; BURNS, S. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, IEEE, v. 12, n. 4, p. 408–417, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.

PONTE, P. J. V. *ANÁLISE DINÂMICA E CINEMÁTICA DE UM EXOESQUELETO PARA AUXILIAR A MARCHA HUMANA*. Dissertação (Mestrado) — INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA, 2013. Citado na página 28.

QUEZADA, M. T. *et al.* Robotic training system for upper limb rehabilitation. *Ingenieria y Universidad*, Editorial Pontificia Universidad Javeriana, v. 18, n. 2, p. 235, nov 2014. Citado 3 vezes nas páginas 31, 39 e 40.

SCHABOWSKY, C. N. *et al.* Development and pilot testing of hexorr: hand exoskeleton rehabilitation robot. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 7, n. 1, p. 36, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 33.

SECRETARIA; SP (Ed.). *Robótica na Reabilitação*. Portal do Governo | Investe SP | Cidadão SP Governo do Estado de São Paulo Secretaria dos Direitos da Pessoa com Deficiência, 2017. Disponível em: <<http://www.pessoacomdeficiencia.sp.gov.br/robotica-na-reabilitacao>>. Citado na página 26.

- SILVA, C. E. *Projeto e Implementação da Estrutura Mecatrônica de Potência para um Exoesqueleto Robótico de Membros Superiores*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de São João del-Rei Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica Associação ampla UFSJ/CEFET-MG, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 30.
- SOBOTTA, J. *Atlas da Anatomia Humana*. [S.l.]: Editora Guanabara, 2000. v. 1: Cabeça, Pescoço e Extremidades Superiores. Citado 4 vezes nas páginas 35, 36, 37 e 38.
- SONG, A. *et al.* Adaptive motion control of arm rehabilitation robot based on impedance identification. *Robotica*, Cambridge University Press (CUP), v. 33, n. 09, p. 1795–1812, may 2014. Citado na página 24.
- STEGER, R.; KIM, S. H.; KAZEROONI, H. Control scheme and networked control architecture for the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In: *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation Orlando, Florida - May 2006*. [S.l.: s.n.], 2006. Citado na página 27.
- TRAFTON, A. Robotic therapy helps stroke patients regain function mit robots can deliver high-intensity interactive physical therapy. *MIT News Office*, 2010. Citado na página 23.
- UNCORKED, T. *TAKANAWA 555 Metal Gear Motor*. [S.l.], 2018. Citado na página 60.
- VESLIN, E. *et al.* Análisis cinemático de un exoesqueleto de partes superiores de 7 gdl. In: *Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica-UNAB*. [S.l.: s.n.], 2011. v. 1, n. 1. Citado na página 22.
- VOLPE, B. *et al.* A novel approach to stroke rehabilitation robot-aided sensorimotor stimulation. *Neurology*, AAN Enterprises, v. 54, n. 10, p. 1938–1944, 2000. Citado na página 22.
- WALSH, C. J.; ENDO, K.; HERR, H. A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation. *International Journal of Humanoid Robotics*, World Scientific, v. 4, n. 03, p. 487–506, 2007. Citado na página 27.
- XAVIER, R. T. *Implementação de uma prótese ativa para membro superior de baixo custo*. Dissertação (Mestrado), 2016. Citado na página 22.
- XU, B. *et al.* Robotic neurorehabilitation system design for stroke patients. *Advances in Mechanical Engineering*, SAGE Publications, v. 7, n. 3, p. 168781401557376, mar 2015. Citado na página 32.
- ZIMMERLI CARMEN KREWER, R. G. F. M. R. R. L.; LÜNENBURGER, L. Validation of a mechanism to balance exercise difficulty in robot-assisted upper-extremity rehabilitation after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.

ANEXO A

Código Arduino do Protótipo

```

//Programa: ExoArm Control Arduino
//Author Eliezer Pires Ferreira

// Exemplo de comando: 1:40&2:80&3:180

//Incluindo Bibliotecas
#include <AFMotor.h>
#include <Servo.h>

//Incluindo Variaveis de Configuracao
#define INPUT_SIZE 20 //tamanho do String de
    entrada na serial //exemplo 1:90&2:80&3:180
#define encoderOPinA 2 //Pinos do Encoder,
    obsevacao: deve ser nos pinos pwm
#define encoderOPinB 13//Pinos do Encoder
#define servoPorta 10 //Pino referente ao controle
    do Servo, no AdaFruit Servo1=10
#define led1 22 //Porta definida para o primeiro
    led

AF_DCMotor motor(4); //Seleciona a porta que esta o
    motor no driver
Servo servoMotor;

//Outras Variaveis Auxiliares
int angulo = 0 ;
double passos_total = 800; //Resolucao do Encoder
byte byteRead; //Leitura da serial
int velocidade;
boolean ObjetivoAtingido = false;
volatile unsigned int counter = 500; //Esta
    variavel ira aumentar/diminuiur dependendo do

```

```
    encoder
double numero_de_passos = 0;

void setup() {
Serial.begin (57600); //Velocidade da porta serial

pinMode(encoderOPinA, INPUT_PULLUP); //Configura as
    portas do Arduino
pinMode(encoderOPinB, INPUT_PULLUP); //Encoder
attachInterrupt(0, handleEncoder, CHANGE); //
    Encoder change value

pinMode(led1, OUTPUT);
servoMotor.attach(servoPorta); //Instancia o Servo
    na porta especificada
motor.setSpeed(255); //Define a velocidade maxima
}

void loop() {

// Get next command from Serial (add 1 for final 0)
char input[INPUT_SIZE + 1];
byte size = Serial.readBytes(input, INPUT_SIZE);
// Add the final 0 to end the C string
input[size] = 0;

// Read each command pair
char* command = strtok(input, "&");
while (command != 0)
{
// Split the command in two values
char* separator = strchr(command, ':');
if (separator != 0)
{
// Actually split the string in 2: replace ':' with
    0
*separator = 0;
//String servoId = (command);
int servoId = atoi(command);

++separator;
//String position = (separator);
int position = atoi(separator); //atoi converte
    string em inteiro
```

```
// Fzer alguma coisa com servo na posicao:
Serial.print(servoId+" ");
Serial.println(position);

//Servo 1
if (servoId==1){

//Calcula a quantidade de passos, baseado na
    posicao determinada
    int diferenca = position - angulo;
    numero_de_passos = diferenca / (360/passos_total);
    int objetivo = counter + numero_de_passos;

    if(counter != objetivo){

        while (counter < objetivo){
            motor.run(FORWARD);
            delay(1);
            motor.run(RELEASE); //Desliga o motor
            enviaDadosSerial();
        }
        while (counter > objetivo){
            motor.run(BACKWARD);
            delay(1);
            motor.run(RELEASE); //Desliga o motor
            enviaDadosSerial();
        }
        motor.run(RELEASE); //Desliga o motor
        angulo=position;
    }//objetivo
    motor.run(RELEASE); //Desliga o motor
}

//Servo 2
if (servoId==2){
    servoMotor.write(position); //em graus
} //fim do movimento do servo

//Servo 3 ou Instrucao 3
if (servoId==3){
    if(position > 4){
        enviaDadosSerial();
    }else{
        if(position == 0){
            digitalWrite(led1,LOW);
        }
    }
}
```

```
    }else{
      if(position == 1){
        digitalWrite(led1,HIGH);
      }else{
        if(position == 2){
          angulo = 0;
        }
      }
    }

  }//fim do movimento do servo
}
// Find the next command in input string
command = strtok(0, "&");
}

}

void handleEncoder(){
  //Funcao que incrementa e decrementa uma variavel
  com a mudanca do encoder
  if(digitalRead(encoderOPinA) == digitalRead(
    encoderOPinB))
  { counter--;
  }
  else
  { counter++;
  }
}

void enviaDadosSerial(){
  angulo = 360*(counter -500)/800;
  Serial.print("$INF,");
  Serial.print(counter);
  Serial.print(",");
  Serial.print(angulo);
  Serial.println();
}
```

ANEXO B

Simulação em Matlab

```

clc
clear all

% Tamanho dos membros
L1 = 0.250;%tamanho final do vetor ante-braco
L2 = 0.170;%tamanho final do vetor mao

g = 9.80665; %aceleracao da gravidade

R = 0.05;
R1 = 0.1075 ;%Distancia do apoio1 ao centro de massa CM_1
R2 = 0.086 ; %Distancia do apoio1 a aplicacao da forza
m1 = 0.96;%em kg -> Massa a
m2 = 0.36;%em kg -> Massa b
Wa = m1*g; %Forca peso a
Wb = m2*g; %Forca peso b

% Numero de frames
nframes = 60;

theta_1 = -pi/2;
theta_1_Final = pi/3;

theta_2=-2*pi/3;
theta_2_Final=2*pi/3;

%Parametros da animacao:
theta_1a = linspace(theta_1,theta_1_Final,nframes);
theta_2a = linspace(theta_2,theta_2_Final,nframes);%
    linspace(fi,fi_Final,nframes);

Xcm = (m1*R1*cos(theta_1a)+m2*(L1*cos(theta_1a)+R2*cos(

```

```

        theta_1a+theta_2a)))/(m1+m2);
Ycm = (m1*R1*sin(theta_1a)+m2*(L1*sin(theta_1a)+R2*sin(
        theta_1a+theta_2a)))/(m1+m2);

CM = [Xcm Ycm 0];
ModuloCM = abs(CM);

Phi = atan(CM);

figure(1)
title('Posicao do centro de massa em variacao dos angulos')
plot(Xcm,Ycm)
hold on
plot(max(Xcm),0,'or')
text(max(Xcm)-0.05, 0, 'Max Torque' , 'Color', 'b'); %
    coloca uma legenda no graficos para valores use: printf
    ('%d',Fa)
grid
title('Trajetoria do Vetor CM');
xlabel('X (em Metros)');
ylabel('Y (em Metros)');

figure('Position',[100 100 850 600]);
% Preallocate movie structure.
anima(1:nframes) = struct('cdata', [],...
'colormap', []);

for j = 1:nframes
ModuloCM = sqrt((Xcm(j))^2 + (Ycm(j))^2);
phi = atan(Ycm(j)/Xcm(j));

p0 = [0 0 0];
p1 = [L1*cos(theta_1a(j)) L1*sin(theta_1a(j)) 0];
p2 = p1 + [L2*cos(theta_1a(j)+ theta_2a(j)) L2*sin(theta_1a
(j)+theta_2a(j)) 0];
pcm= [Xcm(j) Ycm(j) 0]; %extremidade do centro de massa

if j == 1 %se esta na primeira iteracao

title('Centro de Massa em Funcao da Angulacao');
xlabel('Eixo X (em Metros)');

```

```

ylabel('Eixo Y (em Metros)');

mArrow3(p0,p1,'color','black','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.1);
mArrow3(p1,p2,'color','black','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.1);
mArrow3(p0,pcm,'color','red','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.1);

%Perfumaria
axis equal
view(2)
text(Xcm(j)+0.1, Ycm(j), 'CM' , 'Color', 'b'); %coloca uma
legenda no graficos para valores use: printf('%d',Fa)

elseif j==nframes %se esta na ultima iteracao exhibe o vetor
mais escuro

mArrow3(p0,p1,'color','black','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.5);
mArrow3(p1,p2,'color','black','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.5);
mArrow3(p0,pcm,'color','red','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.5);

else %se esta na j-esima iteracao exhibe o vetor mais claro

mArrow3(p0,p1,'color','black','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.1);
mArrow3(p1,p2,'color','black','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.1);
mArrow3(p0,pcm,'color','red','stemWidth',0.001,'facealpha',
,0.1);
grid
end

%captura os frames
anima(j) = getframe;
end

figure(3) %Grafico de forca em funcao da agulacao
for j = 1:nframes
ModuloCM(j) = sqrt((Xcm(j))^2 + (Ycm(j))^2);
phi = atan(Ycm(j)/Xcm(j));

```

```
Fa(j) = (ModuloCM(j)*(m1+m2)*g*cos(phi))/R*cos(theta_1a(j))
;

end
plot(ModuloCM,Fa)
grid
title('Forca em Funcao da Posicao do Modulo de CM');
xlabel('|CM| (em Metros)');
ylabel('Fa (em Newtons)');
hold on
max(Fa)
plot(ModuloCM, max(Fa), 'or')
```