

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

Métodos computacionais para controle de impedância e admitância em
sistemas de apoio à reabilitação neuromotora

Túlio Torezan Silingardi Del Claro

Uberlândia - MG
Julho - 2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

Métodos computacionais para controle de impedância e admitância em
sistemas de apoio à reabilitação neuromotora

Túlio Torezan Silingardi Del Claro

Alcimar Barbosa Soares

Monografia apresentada à Coordenação do
Curso de Engenharia Elétrica, da Universidade
Federal de Uberlândia, para a obtenção do grau
de bacharel em Engenharia Elétrica.

Uberlândia - MG
Julho - 2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

Métodos computacionais para controle de impedância e admitância em
sistemas de apoio à reabilitação neuro-motora

Túlio Torezan Silingardi Del Claro

Alcimar Barbosa Soares
Instituto de Engenharia Biomédica

Homologado pela coordenação do curso
de Engenharia Elétrica em __/__/____

Professor Dr. Carlos Eduardo Tavares

Uberlândia - MG
Julho - 2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

Métodos computacionais para controle de impedância e admitância em
sistemas de apoio à reabilitação neuromotora

Túlio Torezan Silingardi Del Claro

Aprovação pela Banca Examinadora em: __/__/____ Nota: ____

Nome e assinatura do Presidente da Banca Examinadora:

Uberlândia, 03 de Julho de 2019

Dedico este trabalho a todas as pessoas maravilhosas, de bom coração e altruístas que investem seu tempo criando tutoriais e respondendo à dúvidas de estranhos online, pois acredito que estas pessoas são grandes contribuidores anônimos para o avanço da ciência e o desenvolvimento de nossa sociedade.

Agradecimentos

Agradeço à Victória pela paciência tremenda em ler e me ajudar a melhorar a escrita deste trabalho, por estar sempre disponível quando precisei, além de todo o amor e ser uma companheira maravilhosa.

Agradeço ao meu orientador Alcimar B. Soares por todo o tempo dedicado, ensinamentos dados e paciência, não somente neste trabalho, mas ao longo de toda a minha graduação.

Agradeço a todos os colegas de laboratório pela companhia e pelo tempo dedicado em ouvir sobre este trabalho e criticá-lo, principalmente ao Professor Sérgio Oliveira e ao Vinícius Teixeira pelo auxílio e participação neste projeto.

Agradeço aos meus pais (Kleber e Maura) e meus irmãos (Augusto e Vergílio) por todo amor, além do apoio e ensinamentos e ao Robson e Bobis pela companhia nas madrugadas de estudo e risadas.

Agradeço por fim ao Google, Wikipedia, StackOverflow e github pelo inúmeros conhecimentos adquiridos gratuitamente e a disponibilidade incrível a todo momento.

Resumo

Este projeto consiste em criar tanto o hardware quanto o software de um aparelho de suporte à reabilitação de membro superior para pacientes pós-AVE, afetados por hemiparesia. O desafio inicial foi apresentado por uma estudante de doutorado do Laboratório de engenharia Biomédica (Biolab), a qual leu sobre tal sistema em um artigo [13] e sugeriu que ter um equipamento do tipo no laboratório, acrescentaria possibilidades para as pesquisas de futuros alunos, principalmente, nos campos de aprendizado e reaprendizado motor de pacientes pós-AVE, o qual já é um assunto tratado em estudos do laboratório.

Em seguida, o artigo supracitado e outros relacionados ao mesmo foram estudados, a fim de tentar encontrar outros equipamentos que pudessem servir melhor aos propósitos do laboratório, além de entender os mecanismos usados no apoio à reabilitação e encontrar ajustes ou melhorias que pudessem ser feitas ao aparelho. Depois de tal estudo, foi concluído que de fato o equipamento descrito por Campolo, Domenico, et al. [13] era o melhor para auxiliar os objetivos do laboratório.

Portanto, as especificações provenientes do artigo, descrevendo a estrutura foram usados como base para construção de um equipamento similar, usando o mesmo tipo de sistema mecânico de polias e também experimentando com diferentes tipos de motores para a estrutura, para por fim optar por um par de motores DC. Entretanto, para a parte de software do projeto, o artigo não provia informações quase nenhuma. A única parte que nos foi útil foram os equacionamentos descrevendo os vetores de força que seriam aplicados ao manipulador, devido à rotação de cada um dos motores. Portanto, o software para o micro-controlador foi feito em arduino e o aplicativo de desktop em C#.

Assim que o hardware e software estavam prontos e em estado funcional, os ajustes finais foram feitos e os experimentos para testar a performance do sistema puderam começar. Com tais experimentos, foi possível verificar a habilidade do equipamento tanto para auxiliar um paciente muito debilitado a mover a manopla, quanto para dificultar tal tarefa, a fim de fortalecer a musculatura do paciente, além de poder aplicar um campo de força sobre toda a área da estrutura do equipamento, demandando controle motor mais fino e sofisticado por parte do sujeito.

Abstract

This project consists on creating the hardware and software of a supportive device for the upper-limb rehabilitation for hemiparesis affected post-stroke patients. The initial challenge was presented by a PhD student at Biolab, who read about such system in a paper [13] and suggested that having one of those equipments in our laboratory would be very helpful for future physiotherapist students who do research on motor skills acquisition and reacquisition, specially on post-stroke patients, which already is a subject studied at Biolab.

Following that, the initial article was studied and other related ones were as well, in order to try and find any other equipments which could be better for our purposes or any enhancements that could be done to the initial one. After that it was decided that the one described by Campolo, Domenico, et al. [13] was indeed the best one for the labs intentions.

Therefore the schematics provided in the article describing the structure were used as the base for building a similar one, using the same kind of mechanical poly system and we also experimented with different types of motors for such structure, settling with DC ones at the end. However, for the software portion of the project, no details were given, except the mathematical equations describing the force vectors which would be applied to the handle in the final system due to each motors rotation. Therefore, the software for both the micro-controller and the desktop app had to be done from scratch in arduino and C# respectively.

As the whole hardware and software were done and in a functioning state the final adjustments were made and the experiments for testing the system's performance could begin. With such experiments it was possible to verify the equipment's ability to act as either an admittance in order to help the patient move or an impedance to make the movement harder, helping the patient to strengthen its muscles, as well as applying a force field over the whole area of the equipment, demanding a better motor control from the subject.

Lista de ilustrações

Figura 1.....	20
Figura 2.....	21
Figura 3.....	22
Figura 4.....	23
Figura 5.....	25
Figura 6.....	26
Figura 7.....	27

Lista de Abreviaturas

Biolab - Laboratório de engenharia biomédica

AVE - Acidente Vascular Encefálico

AVC - Acidente Vascular Cerebral

DC - Direct Current (corrente contínua)

AC - Alternating Current (corrente alternada)

CNS - Central Nervous System (sistema nervoso central)

Sumário

Capa.....	1
Dedicatória.....	6
Agradecimentos.....	7
Resumo.....	8
Abstract.....	9
Lista de Ilustrações.....	10
Lista de Abreviaturas.....	11
Sumário.....	12
Introdução.....	13
Objetivos.....	16
Revisão Bibliográfica.....	18
Métodos.....	20
Design da Estrutura.....	20
Construção da Estrutura	21
Desenvolvimento do Software.....	24
Procedimento Experimental.....	28
Experimento 1.....	28
Experimento 2.....	29
Experimento 3.....	29
Resultados e Discussão.....	31
Conclusões.....	33
Referências Bibliográficas.....	36

Introdução

A doença vascular que mais acomete o sistema nervoso central é o AVE (Acidente Vascular Encefálico), sendo destacado como a principal causa de debilidades tanto físicas quanto cognitivas em adultos [1]. No Brasil, dentre todos os indivíduos que sofrem um AVE, 30% passam a necessitar de auxílio para caminhar e 20% sofrem com sequelas mais graves e incapacitantes [2]. As consequências decorrentes do AVE incluem tanto sequelas motoras e cognitivas (como hemiplegia ou hemiparesia), como também, diminuição na capacidade de suportar esforços. Os principais problemas relatados pelos pacientes são confinamento, imobilidade e perda de habilidades funcionais (devido ao déficit motor).

Por consequência da perda ou redução da capacidade física, ocorre um decréscimo na intensidade e frequência da prática de atividades físicas que envolvem ações da vida diária do sujeito, seja na prática de esportes (lazer) ou em atividades relacionadas ao trabalho [3]. Recuperar a independência para locomover-se é um dos maiores desejos dos sujeitos acometidos por hemiplegia ou hemiparesia, uma vez que isso impacta diretamente o retorno do paciente ao lar e as atividades cotidianas [4].

Hoje, existem vários tipos de abordagens para a reabilitação e o tratamento fisioterapêutico de um sujeito-pós o AVE. Entretanto, desde os anos 80, as abordagens que propõe a prática ativa de tarefas motoras de contexto específico com feedback, tem se destacado dentre as outras estratégias, evidenciando a importância da aprendizagem e da reaprendizagem motora [5]. Além disso, a necessidade de se basear a fisioterapia neurológica em pesquisas científicas de áreas relevantes, como neurociência, biomecânica e fisiologia do exercício para criação de protocolos mais eficazes e robustos tem sido enfatizada.

A reabilitação de pacientes com sequelas decorrentes de um AVE envolve, primariamente, a fisioterapia convencional. Entretanto, recentemente outras técnicas têm sido propostas a fim de lidar melhor com a baixa capacidade de suportar esforços e as habilidades físicas debilitadas do indivíduo. Sistemas de reabilitação

neuro-motora podem envolver mecanismos automatizados e/ou semi automatizados para controle de força em tarefas associadas a diversos protocolos de reabilitação.

Tais mecanismos buscam tanto minimizar a probabilidade de erros por parte do fisioterapeuta ao longo da execução do protocolo, quanto potencializar os resultados da reabilitação por ampliar as possibilidades de tarefas e mecanismos a serem usados na reabilitação. Essas técnicas partem dos conhecimentos adquiridos por várias pesquisas anteriores, que buscaram entender melhor o fenômeno do aprendizado motor, indo desde interfaces robóticas mais simples com um único grau de liberdade (é um termo genérico utilizado para enumerar a quantidade mínima de números reais necessários para determinar completamente a posição em um dado sistema), ou seja movimento em apenas um eixo, como em T.E. Milner, et al. [6] e D.J. Reinkensmeyer, et al. [7] até exoesqueletos completos para membros superiores, como os vistos em J. Klein et al. [8] B. Loh et al. [9].

Particularmente, vários estudos buscaram investigar o movimento planar do braço do paciente com interfaces dotadas de 2 graus de liberdade [10, 11]. Tal estratégia permite um bom entendimento da cinemática usada no controle de múltiplos graus de liberdade simultaneamente e das interações dinâmicas não lineares envolvidas na tarefa, como descrito por M.J. Hollerbach, et al. [12]. Tendo em vista isso, um design muito interessante de manipulador robótico planar para experimentos de controle motor foi, mais recentemente, descrito por Campolo, Domenico, et al. [13], permitindo controle total e sutil da direção e intensidade da força aplicada sobre o manipulador no plano XY, sendo um ótimo candidato para sistemas de reabilitação pós-AVE.

Neste caso, tratando da reabilitação motora de membros superiores, com o uso de motores para controle da força aplicada sobre um manipulador no plano XY, é necessário controlar com precisão o torque direto e reverso dos 2 motores presentes na estrutura. Para então possibilitar a execução de diversos protocolos de reabilitação, além da experimentação de novas técnicas e testagem de hipóteses para comparar resultados obtidos com sujeitos normais versus sujeitos debilitados por um AVE.

Os principais métodos proporcionados por esse tipo de estrutura envolvem tanto mecanismos para o apoio à execução das tarefas, que auxiliem o sujeito a

movimentar um manipulador conectado aos motores, quanto mecanismos para o aumento da resistência neste manipulador, que dificultem o sujeito a movimentar o manipulador, durante a execução das tarefas. Além disso, há ainda a possibilidade de utilizar o sistema de polias acopladas aos motores para simular um campo de força sobre o manipulador, isso possibilita a aplicação tanto de um campo constante e unidirecional visando fortalecer a musculatura do paciente, por obrigá-lo a resistir a esse campo durante o movimento, quanto a aplicação de um campo variável sobre o plano XY, que obriga o sujeito a adaptar-se ao longo da trajetória, dessa forma adquirindo maior controle motor sobre o movimento.

Objetivos

O trabalho teve como objetivo elaborar protocolos de software capazes de controlar os elementos do hardware (corrente e torque dos motores DC - direct current, ou seja, corrente contínua) da maneira desejada, de forma a controlar com precisão o torque direto e reverso de 2 motores, a fim de possibilitar a execução de diversos protocolos de reabilitação. Tais protocolos devem poder envolver tanto o apoio ao movimento, para facilitar a execução das tarefas e auxiliar o sujeito a movimentar um manipulador conectado aos motores, quanto o aumento da dificuldade, aumentando a resistência neste manipulador, durante a execução das tarefas. Além de outras possibilidades como a geração e aplicação de campos de força sobre o manipulador, definindo-se a força desejada em cada posição do plano XY para então através das correntes e dos encoders conectados aos motores DC descobrir a posição do manipulador para por fim e executar a força definida.

Todas as unidades de controle deverão ser embarcadas em um microcontrolador específico e programável conforme as necessidades dos usuários e suas respectivas interfaces deverão ser de fácil entendimento e usabilidade. Quanto às configurações do sistema para uso em reabilitação, as mesmas devem incluir as seguintes opções:

- Força a favor da intenção de movimento do usuário, onde o sistema através das correntes detectadas no enrolamento dos motores determina a direção da intenção de movimento por parte do usuário e então produz uma força a favor (auxiliando um paciente que possui dificuldade na execução do movimento) dessa intenção de movimento, com intensidade determinada pelo fisioterapeuta previamente;
- Força contra a intenção de movimento do usuário, onde o sistema através das correntes detectadas no enrolamento dos motores determina a direção da intenção de movimento por parte do usuário e então produz uma força contra (aumentando o desafio para um paciente menos debilitado) essa intenção de movimento, com intensidade determinada pelo fisioterapeuta previamente;

- Definição campo de força uniforme, inserindo os valores de ângulo e intensidade do campo de força;
- Definição de um campo de força de intensidade crescente ou decrescente e direção paralela às linhas de força do campo;
- Definição de um campo de força de intensidade crescente ou decrescente e direção perpendicular às linhas de força do campo;
- Definição de campo de força de intensidade gradiente (linear ou senoidal) e direção paralela às linhas de força do campo;
- Definição de campo de força de intensidade gradiente (linear ou senoidal) e direção perpendicular às linhas de força do campo.

Para todas as opções perpendiculares o usuário deve ainda poder escolher o sentido das força, isso é, caso por exemplo a intensidade seja crescente seguindo a angulação de 30° o sentido das forças pode ser tanto em 120° ou -60° .

Além disso, o controle dos motores deve ser sutil e delicado, sendo inaceitável mudanças bruscas na força aplicada ao manipulador e/ou trepidações no mesmo. O manipulador deve apresentar comportamento “passivo” e o torque aplicado sobre o mesmo deve apenas auxiliar ou dificultar o movimento conforme configurado pelo fisioterapeuta, sendo incapaz de mover o manipulador sem a atuação conjunta do paciente.

Revisão bibliográfica

O movimento e o aprendizado motor humano em membros superiores é tema de estudo de diversos trabalhos já há algum tempo. Sobretudo, o uso de interfaces robóticas tem auxiliado muitos pesquisadores a desvendar aspectos importantes acerca do funcionamento do controle motor humano.

Podemos ver os primeiros trabalhos como o de F.A. Mussa-Ivaldi, et al.[14] já em 1985, no qual os autores foram capazes de medir e representar o campo de forças elásticas associadas à postura da mão no plano horizontal. Após algum tempo surgiram pesquisas um pouco mais complexas como o trabalho de R. Shadmehr, et al.[15], que estudou a forma como o sistema nervoso central (CNS) aprende a controlar o movimento em diferentes situações dinâmicas, executando uma tarefa de alcance sob efeito de forças externas (campo de forças) provenientes de um sistema mecânico, aplicadas sobre um manipulador o qual era segurado pelo sujeito ao longo da tarefa ou os trabalhos de M.A. Conditt, et al.[16] e E. Burdet, et al.[17] os quais também estudaram os métodos de aprendizado motor utilizados pelo CNS.

Após tais pesquisas iniciais, outros artigos surgiram como os de D.J. Reinkensmeyer, et al. [18, 19], os quais deixam de estudar simplesmente os mecanismos utilizados pelo CNS para seu aprendizado motor e a partir dos conhecimentos das pesquisas anteriores começam a investigar o uso de interfaces robóticas em aplicações para facilitar a neuro-reabilitação de pessoas debilitadas. Dessa forma, um dos primeiros artigos nessa linha [18] buscava entender e otimizar treinamentos robóticos que pudessem ser aplicados na reabilitação de pacientes com dificuldade em marcha. Já no seguinte [19], o mesmo autor apresenta um estudo com resultados clínicos a cerca da eficácia de diferentes sistemas robóticos utilizados na reabilitação de membro superior de pacientes pós-AVE, então alguns anos depois outros trabalhos apresentaram sistemas robóticos mais robustos com o mesmo propósito, como S. Balasubramanian, et al.[20] onde criou um sistema robótico para auxiliar na reabilitação da mão e H.S. Lo, et al.[21] que apresenta um exoesqueleto robótico para auxiliar na reabilitação de membro superior.

Mais recentemente, interfaces para estudo planar do movimento do braço vem sendo criadas por diversos pesquisadores, devido ao fato de proporcionarem boa visualização da trajetória do movimento e permitirem a análise de um movimento bidimensional, como pode ser visto no trabalho de D.W. Franklin, et al.[22]. Dessa forma, como postulado por M.J. Hollerbach, et al.[12] em 1982, esse tipo de estudo que já envolve toda a musculatura do membro, o controle cinemático de múltiplos graus de liberdade, e dinâmicas não lineares, sem a complexidade de um movimento tridimensional a ser analisado.

Atualmente, o estado da arte é muito bem representado por J. Klein, et al. [23] e por Campolo, Domenico, et al. [13]. Ambos apresentam sistemas robóticos bastante robustos, permitem movimento irrestrito dentro da área de trabalho definida, rastreiam toda a trajetória executada pelo sujeito, são capazes tanto de auxiliar o movimento quanto de dificultá-lo e aplicar campos de força sobre a área planar do sistema.

Métodos

Design da estrutura

A estrutura construída e utilizada no presente estudo consiste de um sistema de 8 polias e 2 motores DC acoplados por um cabo a um manipulador móvel no interior da estrutura (conforme representado na Figura 1). De acordo com o arranjo das polias sobre a estrutura, a atuação conjunta dos 2 motores permite regular a intensidade e a direção da força aplicada sobre o manipulador, com total liberdade de 360°.

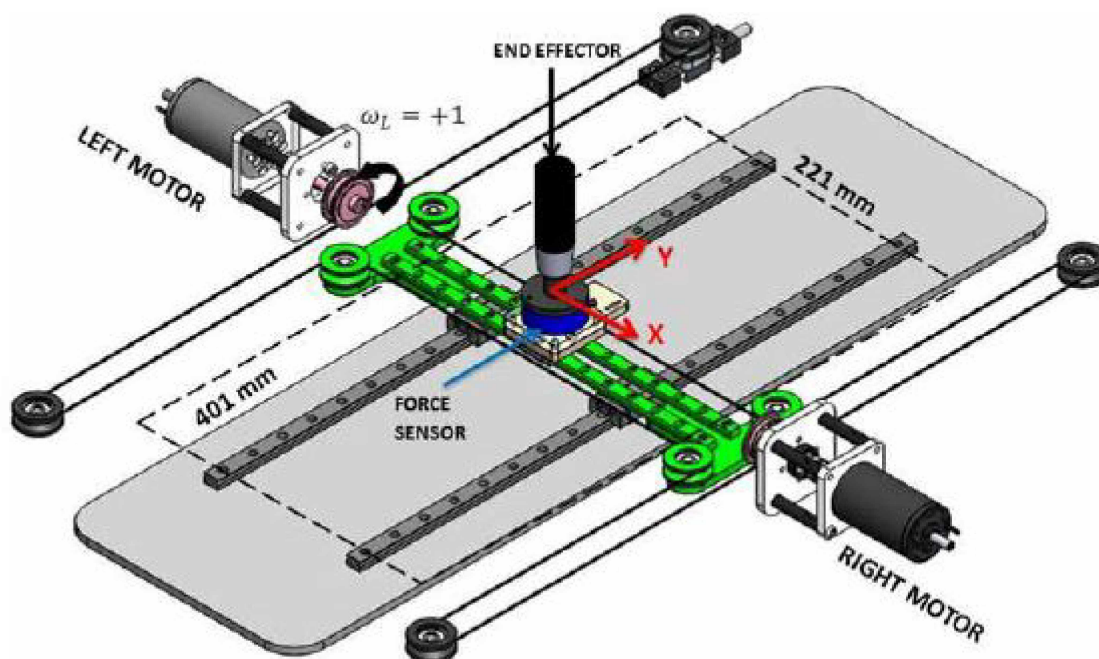


Figura 1: Esquemático do H-Man, descrito por Campolo, Domenico, et al. [13].

Para facilitar o entendimento do sistema de controle, vamos primeiro descrever somente o resultado do torque produzido por um dos motores. Este irá gerar sobre o manipulador um vetor de força diagonal, direcionada a 45° do eixo X, de intensidade proporcional à intensidade do torque, enquanto o sentido de dito torque, determina o sentido do positivo ou negativo do vetor. Enquanto o torque produzido pelo outro motor, atuará de maneira análoga, porém gerando um vetor de

força em direção perpendicular ao vetor gerado pelo primeiro motor (conforme ilustrado na Figura 2).

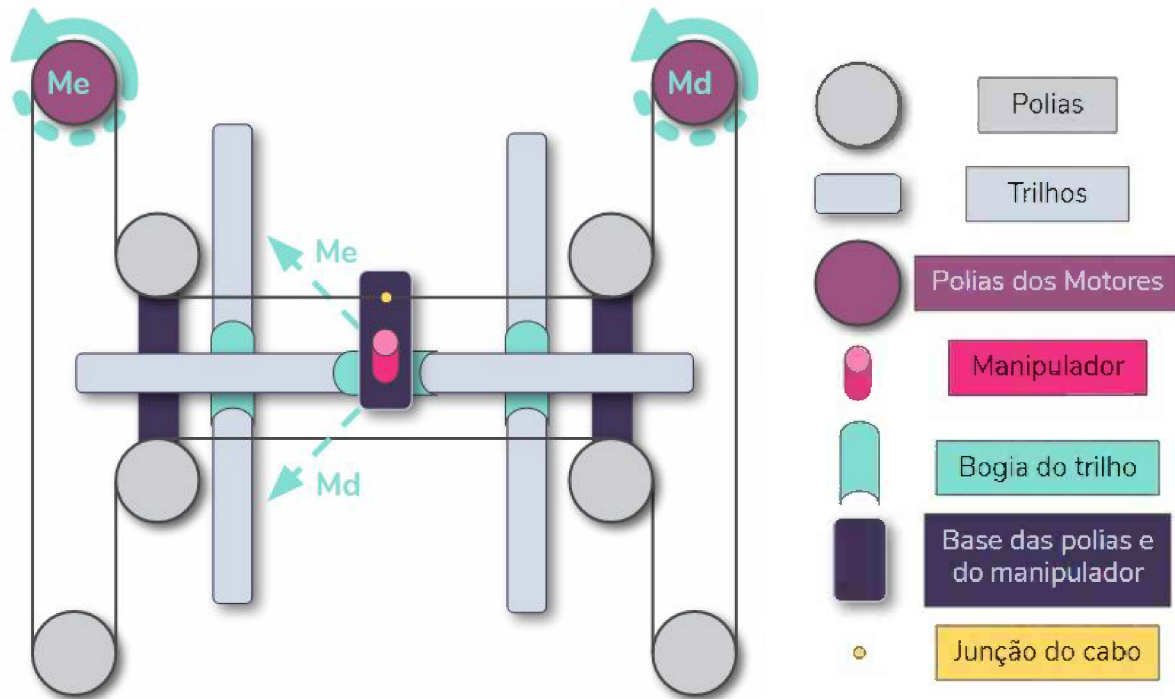


Figura 2: Esquema dos vetores de força produzido por cada um dos motores. [13]

Dessa forma, com a soma vetorial de dois vetores perpendiculares de módulos reguláveis, podemos produzir vetores resultantes em qualquer direção e sentido desejados, ao regularmos a proporção entre as intensidades dos dois vetores iniciais. Portanto, o sistema de polias permite controlar com liberdade total a força aplicada sobre o manipulador.

Entretanto, para tal é necessário o controle extremamente preciso sobre a intensidade dos vetores produzidos. Por consequência, são necessárias estratégias de controle muito finas sobre as correntes aplicadas aos enrolamentos de cada um dos motores DC, que por sua vez controlam os torques produzidos pelos mesmos, os quais são responsáveis pelas componentes iniciais do vetor de força resultante que é aplicado sobre o manipulador.

Construção da estrutura

A estrutura foi construída sobre uma base de 30x25 centímetros, totalizando uma área de 750 centímetros quadrados. Foram utilizados fios de nylon para o cabo

e o restante da estrutura foi construída de maneira muito sólida a fim de garantir a ausência de trepidações e desalinhamentos. Os motores escolhidos foram dois motores DC iguais, da marca maxon e modelo “RE 36 ϕ 36 mm, Graphite Brushes, 70 Watt”. Quanto aos encoders utilizados foram também dois encoders iguais, da marca maxon de modelo “HEDS 5540 500 CPT, 3 Canais”.

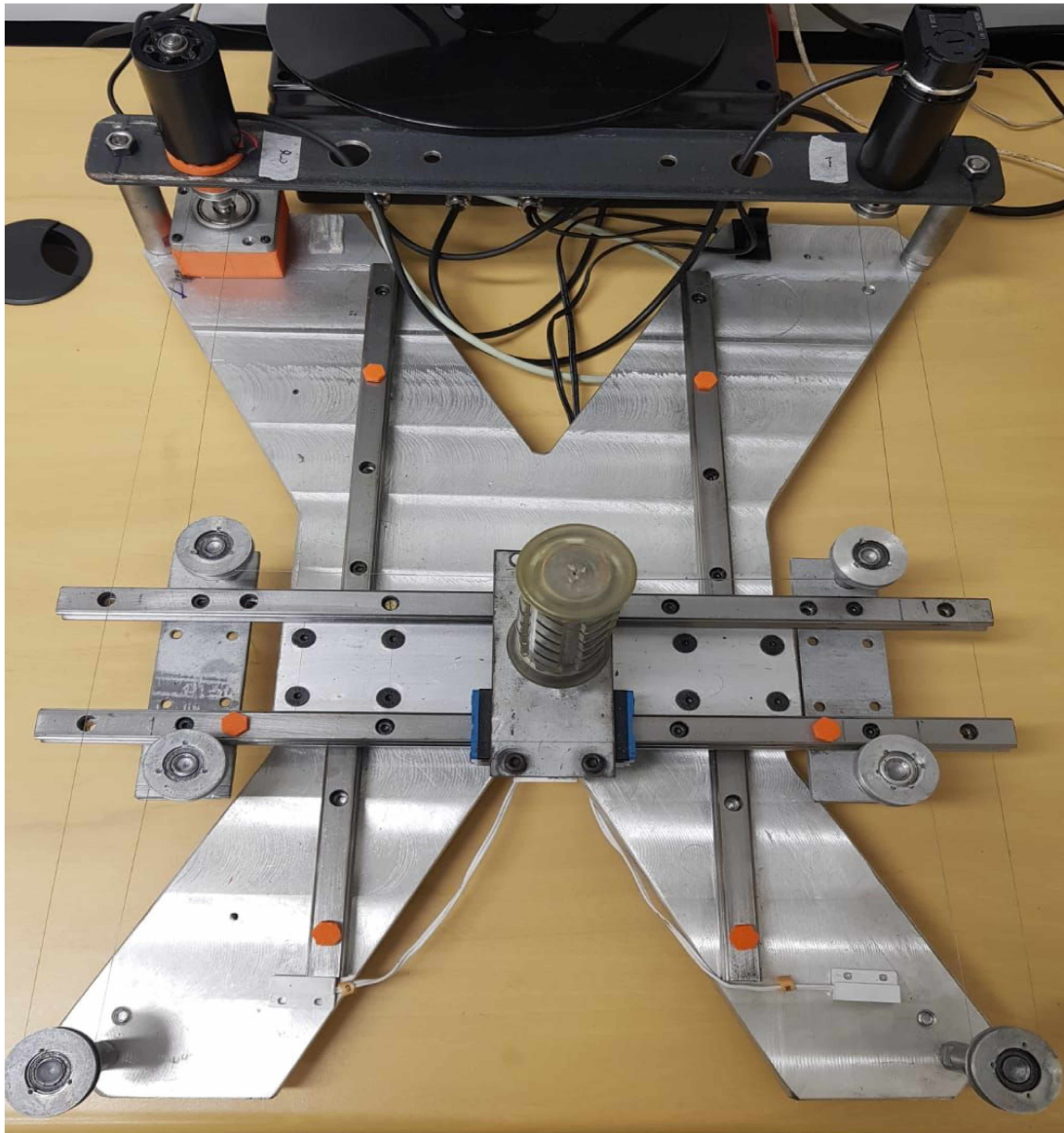


Figura 3: Estrutura principal do sistema de auxílio. Conforme descrito previamente, as principais componentes são a base metálica, 8 polias, 2 motores, 4 trilhos, 2 encoders, o cabo e o manipulador.

Para a parte eletrônica responsável pelo acionamento dos motores, leitura dos encoders e a aquisição dos sinais das correntes, foi necessário usar um Arduino

Due, ligado a um *shield* customizado desenvolvido pelo mestrando Vinicius Teixeira, para através de dois circuitos de ponte H controlar os motores. Além disso, foram conectados dois sensores de corrente (um a cada um dos motores). Então, para alimentar o circuito, foi utilizada uma fonte simples, adicionada uma chave de liga-desliga, uma ventoinha para resfriar os circuitos de ponte H e todas as componentes conectadas e colocadas em uma caixa para proteção e facilitar o transporte.

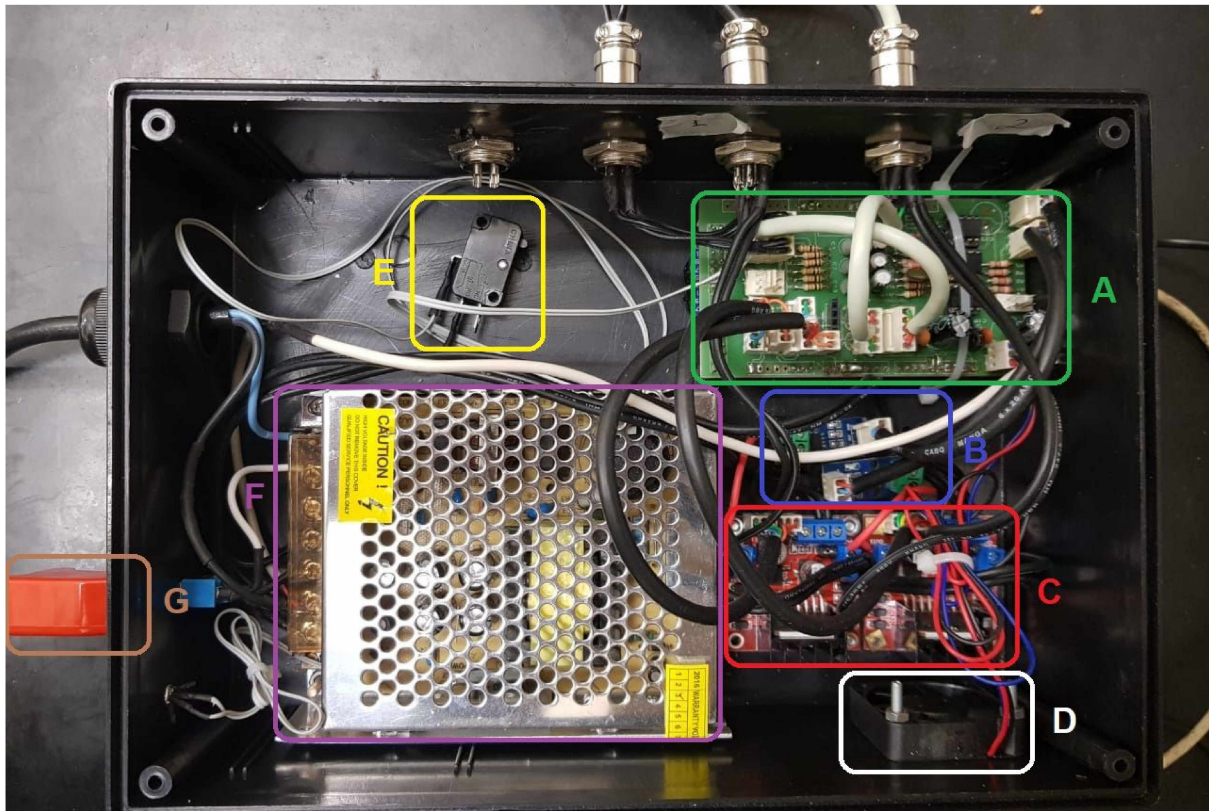


Figura 4: Caixa contendo sistema eletrônico para a operação do equipamento. A: Arduino Due com o *shield* (parte visível na imagem) acoplado; B: Sensores medidores da corrente nos enrolamentos de cada motor; C: Circuitos ponte H (um para cada motor); D: ventoinha; E: Botão para alternar entre admitância e impedância (uso para testes); F: Fonte alimentadora (conversor de tensão AC da rede para DC utilizada); G: Chave de ligação da fonte.

Por fim, possuíamos toda a estrutura já construída e funcional, conectada a um Arduino Due para controle e com motores capazes de mover o manipulador conforme desejado, porém, para tanto, toda a parte de controle dos motores ainda precisava ser desenvolvida em software. Portanto, primeiramente analisamos quais

tarefas deveriam ser executadas pelo próprio arduino e quais tarefas seriam executadas por um aplicativo externo.

Desenvolvimento do software

Como dito anteriormente, o software de controle foi dividido em 2 aplicações. A primeira foi embarcada no arduino capaz de enviar comandos aos motores, coletar informações dos sensores e trocar informações com a outra parte da aplicação. E a segunda, o aplicativo externo, foi executada em um computador e auxiliará em tarefas que tiverem alto custo computacional para o arduino executar. Portanto, o arduino ficou encarregado de executar calcular, em posse dos dados de rotação dos motores percebida pelos encoders, a posição do manipulador no plano XY, determinar a direção e sentido da força aplicada pelo sujeito sobre o manipulador, enviar tais informações em tempo real para o aplicativo e aplicar sobre os motores a corrente desejada (determinada pelo aplicativo). E para o aplicativo externo, foram delegadas as tarefas de alto custo computacional, como a geração dos campos de força e das matrizes que descrevem os mesmos, a visualização dos campos gerados para o usuário, o cálculo das correntes a serem enviadas para cada motor, a fim de produzir o vetor força desejado na posição atual do manipulador e o envio destas informações para o arduino.

Entretanto, o aplicativo necessita de alguns inputs do usuário para conseguir criar o campo de força da maneira desejada. Para obter tais informações foi criada uma interface simples e intuitiva, através da qual todos os parâmetros necessários são passados para o programa.

Os principais parâmetros são a escolha entre campo de força ou auxílio/oposição ao movimento (Figura 5). Nesta segunda opção, não se produz um campo de força, apenas é identificada a intenção de movimento do sujeito a partir da força aplicada sobre o manipulador e então se aplica uma força nessa mesma direção, com mesmo sentido ou sentido oposto dependendo da escolha entre o auxílio ou oposição. Já caso escolha aplicar um campo de força, estão disponíveis várias opções de campos (como intensidade da força uniforme, crescente, decrescente ou gradiente), é escolhido se o sentido da força aplicada será paralelo

ou perpendicular ao sentido do crescimento da mesma sobre o plano e por fim se insere a direção do campo e a intensidade máxima da força aplicada (Figura 6).

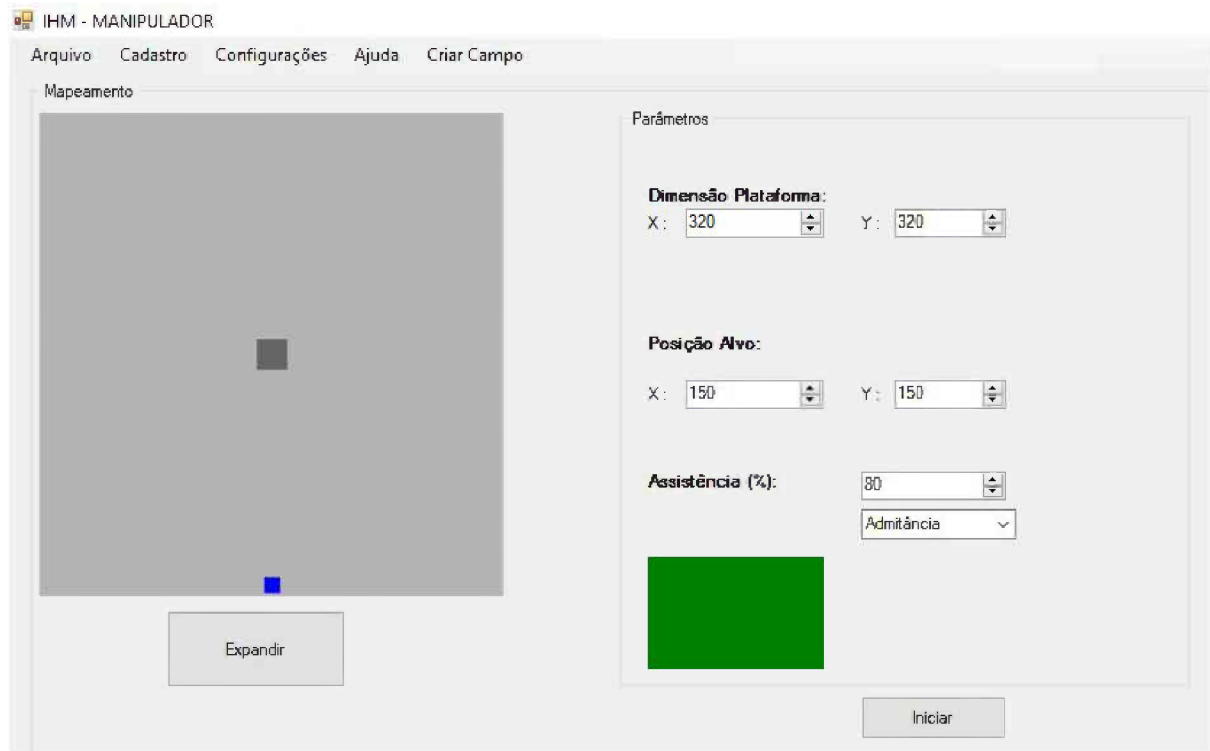


Figura 5: Tela inicial do software desenvolvido, à direita, campos para as dimensões da estrutura, posição alvo da tarefa, intensidade da força e seleção entre admitância (exigindo menos força do usuário) ou impedância (exigindo mais força do usuário), à esquerda representação do manipulador (azul) e do alvo (cinza escuro) sobre a plataforma.

Dispondo de todas as informações necessárias, o software pode então executar todos os cálculos necessários, exibir o campo gerado para o usuário (Figura 6) e enviar as informações desejadas ao microcontrolador. Além de, ao longo da execução da tarefa, exibir em tempo real a posição física do manipulador sobre a plataforma na tela do computador (Figura 5) e salvar tais informações de posição ao longo do tempo.

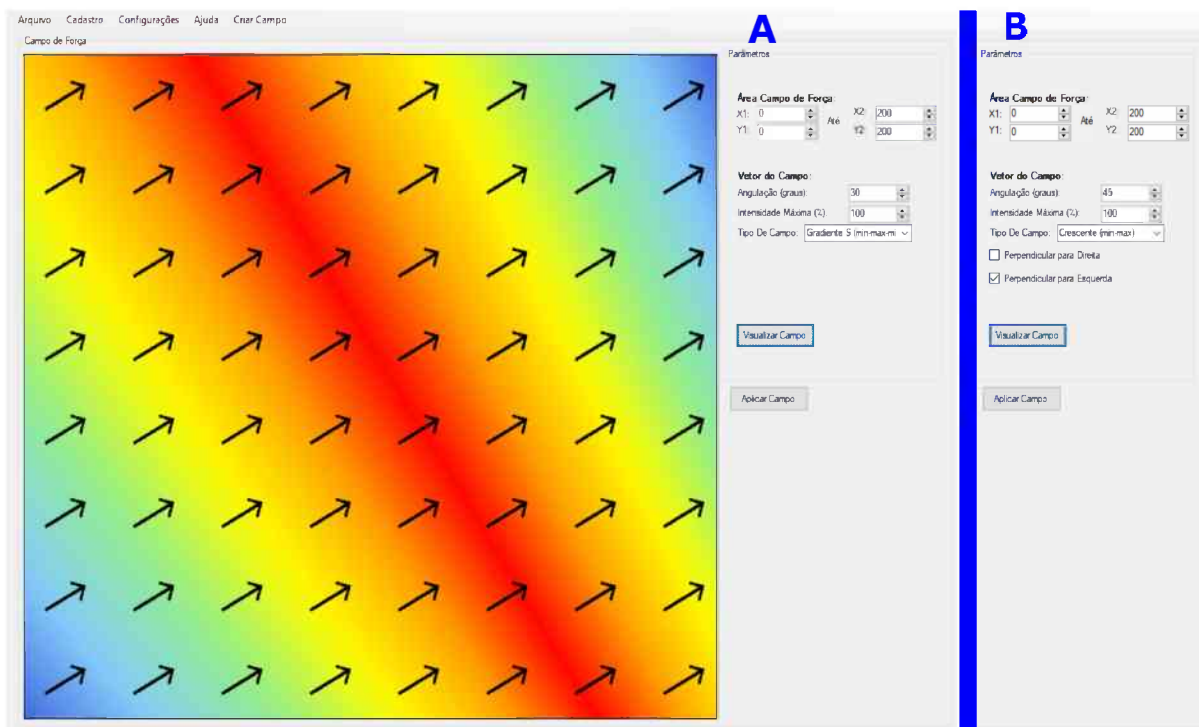


Figura 6: Interface utilizada para geração do campo de força, input dos parâmetros feito na seção direita, definindo a área da plataforma sobre a qual o campo atuará, a angulação do campo, sua intensidade máxima e o tipo do campo, enquanto a exibição do mesmo é feita na porção esquerda da tela. (A) para geração de campos paralelos ao crescimento da força e (B) para geração de campos perpendiculares, apresentando 2 campos adicionais.

A fim de gerenciar os demais detalhes necessários para o bom funcionamento do software e da pesquisa, o aplicativo possui duas abas adicionais que não fazem parte de seu processo principal. A primeira delas é utilizada para armazenar os dados de cada voluntário ou paciente, isto é, nome, data de nascimento, nome do acompanhante (opcional), cidade, estado, telefone, dominância, patologia e um campo para observações, onde todas as informações são salvas juntamente aos dados coletados em cada sessão executada pelo aparelho (Figura 7).

IHM - MANIPULADOR

Arquivo Cadastro Configurações Ajuda Criar Campo

CADASTRO PACIENTE

Nome:

Data de nascimento:

Acompanhante:

Cidade:

Estado:

Telefone:

Celular:

Dominância:

Patologia:

Observação:

Ok Voltar

Figura 7: Interface de cadastro de pacientes, apenas campos necessários para o software facilitar o controle do usuário acerca de seus dados coletados.

A outra tem propósito de definir os parâmetros da conexão com o arduino, como taxa de transmissão (baud rate), taxa de amostragem, porta utilizada, número de bits por pacote, bit de parada e tamanho dos buffers (Figura 8). Entretanto, para evitar o trabalho repetitivo de inserir os mesmos dados todas as vezes, caso não haja mudanças o software mantém os parâmetros da última execução. Portanto, essa configuração precisa ser feita apenas uma vez.

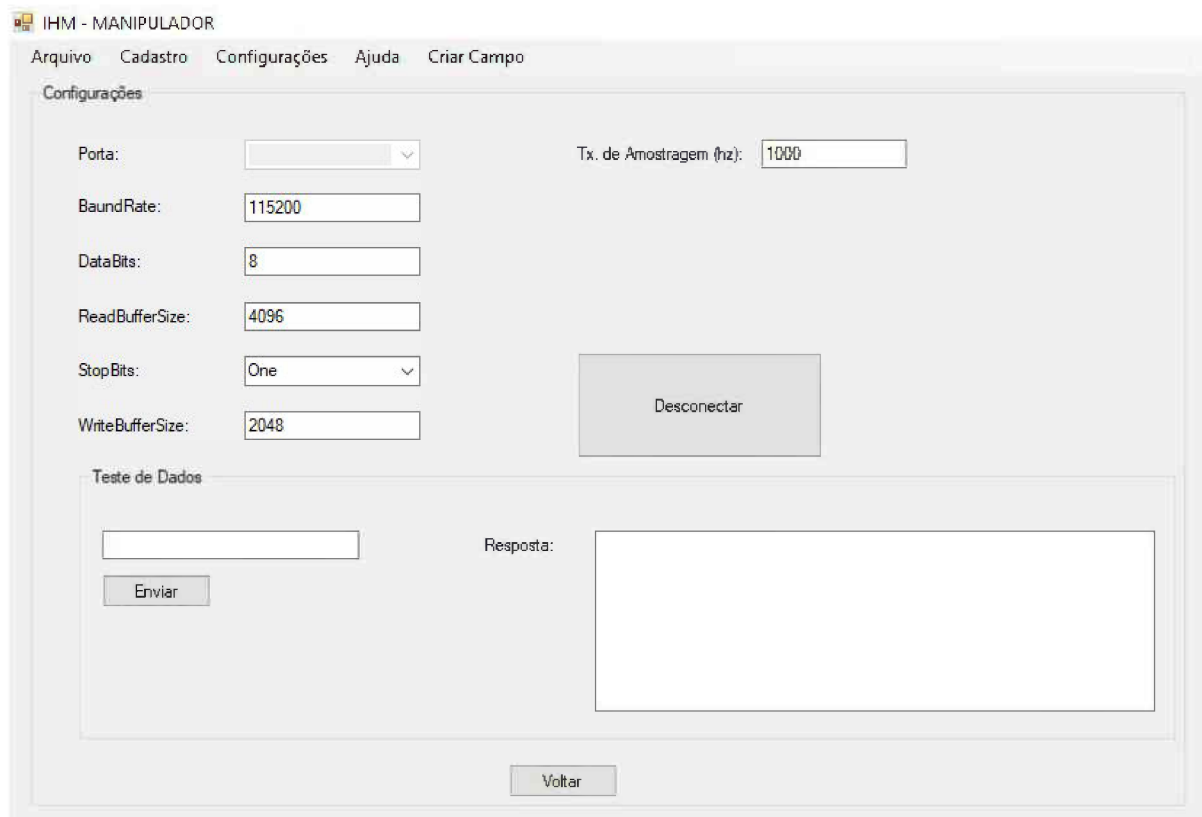


Figura 8: Interface para configuração da conexão entre o aplicativo e o microcontrolador que gerencia os motores.

Procedimento experimental

Agora, o software se comunica com o microcontrolador via protocolo serial e tal sistema está atuando aparentemente da maneira desejada. Entretanto, a fim de garantir que a intensidade e direção das forças aplicadas sejam condizentes com aquelas especificadas pelo software, serão necessários alguns experimentos.

Experimento 1

Este foi realizado para averiguar o funcionamento da opção de auxílio à reabilitação motora de membro superior do paciente com uso de admitância, facilitando o movimento do manipulador. Para tal, um objeto (este objeto, utilizado em todos os experimentos como um peso regulável, consiste de um recipiente que pode conter quantidades variáveis de água, permitindo assim que o seu peso seja regulado conforme necessário) foi ligado através de um cabo e uma polia ao manipulador, entretanto a massa (e por consequência a força peso aplicada) do

objeto deve ser tal que seja insuficiente para mover o manipulador sem auxílio (isso é, com o sistema desligado).

Então após averiguar que o peso é insuficiente para mover o manipulador, o sistema será configurado na opção de admitância e será ligado logo em seguida, dando início ao experimento em si. Dessa forma, busca-se verificar se o auxílio proporcionado pelo sistema será aplicado de forma correta, na direção estabelecida pelo peso e se será forte o bastante para junto à força peso gerar movimento.

Experimento 2

Este foi realizado para averiguar o funcionamento da opção de auxílio à reabilitação motora de membro superior do paciente com o uso de impedância. De maneira semelhante ao primeiro experimento, o mesmo objeto foi ligado através de um cabo e uma polia ao manipulador, entretanto dessa vez a massa (e por consequência a força peso aplicada) do objeto deve ser tal que seja suficiente para mover o manipulador sem auxílio, entretanto apenas um pouco maior que a força mínima para produzir movimento no sistema.

Então após averiguar que o peso é suficiente para mover o manipulador, o sistema será configurado na opção de impedância, o manipulador será posicionado no centro da estrutura e por fim, o sistema será ligado e o manipulador será solto, dando início ao experimento em si. Dessa forma, será possível verificar se a impedância aplicada sobre sistema será aplicada de forma correta, na mesma direção com sentido contrário ao estabelecido pelo peso e se será forte o bastante para impedir completamente o movimento ou apenas irá dificultar ou retardar o mesmo.

Experimento 3

Este experimento teve objetivo de verificar o funcionamento da geração e aplicação dos campos de força sobre a área da estrutura. Portanto, semelhante ao experimento 2 o mesmo objeto foi ligado através de um cabo e uma polia ao manipulador, onde a massa (e por consequência a força peso aplicada) do objeto deve ser tal que seja suficiente para mover o manipulador sem auxílio.

Então após averiguar que o peso é suficiente para mover o manipulador, o sistema configurado com um campo de força crescente na mesma direção da força aplicada pelo peso, porém de sentido contrário e o manipulador será posicionado no ponto de menor intensidade do campo de força. Dessa forma, inicialmente o peso deverá causar movimento sobre o manipulador, porém conforme o deslocamento ocorrer, o campo de força atingirá posições de maior intensidade e irá diminuir a velocidade do movimento até pará-lo completamente. Portanto poderá ser verificada a aplicação correta dos campos de força sobre a estrutura, tanto em quesito de direção, quanto em quesito de intensidade da força.

Resultados e discussão

Após a realização de todos os experimentos, ficou comprovado o bom funcionamento do sistema construído. Todos os experimentos geraram resultados bastante satisfatórios e condizentes com o esperado.

Resultados experimento 1

Foi colocado um peso (cerca de 220g) atuando sobre o manipulador através de um sistema de polias e percebido que tal peso não era suficiente para mover o manipulador, tanto em situação estática quanto em situação onde o estado inicial é o de movimento (ambos os testes feitos pois o atrito dinâmico é menor que o atrito estático). Em seguida, o sistema foi ligado em configuração de auxílio ao movimento, como se o peso fosse uma força sendo executada por um paciente pós-AVE durante sua reabilitação. Dessa forma, o sistema foi capaz de identificar a presença da força peso e sua direção, portanto, ao interpretar a mesma como uma intenção de movimento por parte do paciente, o equipamento aplica uma força paralela de mesmo sentido à primeira a fim de auxiliar no movimento e então o manipulador se moveu na direção do peso aplicado.

O experimento evidenciou a capacidade do equipamento de identificar a intenção de movimento do usuário e auxiliá-lo na tarefa, neste caso, fazendo com que uma força que era insuficiente para mover manipulador conseguisse movê-lo graças ao auxílio do sistema.

Resultados experimento 2

Foi colocado um peso (cerca de 530g) atuando sobre o manipulador através de um sistema de polias e percebeu-se que tal peso era suficiente para mover o manipulador, partindo da estática como estado inicial do movimento (visto que o atrito estático é maior). Em seguida, o sistema foi ligado em configuração de impedância, para dificultar o movimento. Dessa forma considerando como se o peso fosse uma força sendo executada por um paciente pós-AVE durante sua

reabilitação, o sistema foi capaz de identificar a presença de tal força e sua direção, portanto, ao interpretar a mesma como uma intenção de movimento por parte do paciente, o equipamento aplica uma força na mesma direção e com sentido contrário à primeira a fim de dificultar o movimento e então o movimento do manipulador é interrompido devido à força contrária inserida no sistema.

Para este experimento o resultado foi conforme o esperado, o sistema conseguiu impedir totalmente o movimento do manipulador, visto que para o teste, utilizou-se um peso ligeiramente maior que o mínimo necessário para mover o manipulador com o sistema desligado. Após um instante inicial no qual o peso produziu movimento, o sistema identificou a direção desse deslocamento e produziu uma impedância contrária ao movimento, impedindo dessa forma que ele ocorresse.

Visto que objetivo deste experimento era o de demonstrar a eficiência do sistema geração e aplicação correta das forças e suas direções sobre o manipulador, o que foi considerado melhor para este fim foi utilizar um peso pequeno para que o movimento fosse interrompido pela impedância. Entretanto, é válido salientar que em caso de uso com impedância para sujeitos reais em reabilitação, a intensidade da mesma é regulável e deverá ser regulada para aumentar o esforço do paciente, mas não impedir a execução do movimento.

Resultados experimento 3

Foi colocado um peso (cerca de 750g) atuando sobre o manipulador através de um sistema de polias, o qual conforme o experimento anterior é maior do que o suficiente para mover o manipulador, partindo da estática como estado inicial do movimento (visto que o atrito estático é maior). Em seguida, o sistema foi ligado e configurado com um campo de força de mesma direção e sentido contrário ao vetor força peso produzida pelo objeto de intensidade crescente na mesma direção e sentido que a força peso produzida pelo objeto. Dessa forma no instante inicial o manipulador está no ponto de menor valor do campo e portanto o peso é maior que a intensidade do campo e o atrito do sistema juntos. Entretanto, conforme o movimento acontece a intensidade do campo aumenta devido à característica

crescente do campo e em certa posição o campo somado ao atrito são maiores que o peso aplicado, o que fez com que o movimento fosse interrompido.

Este experimento apresentou resultados conforme os esperados no seu planejamento. Dessa forma, demonstrando que a aplicação apropriada do campo de força, tanto na direção correta quanto com a característica crescente desejada. Além disso, foram executados outros testes focados em verificar a direção da força aplicada sobre o manipulador, no qual para diferentes angulações de campo o sistema era iniciado e a direção para onde o manipulador foi movimentado pelo campo era filmada, para verificar se a angulação da trajetória era condizente com a angulação desejada.

Conclusões

De acordo com os resultados obtidos, é possível concluir que o equipamento desenvolvido ao longo deste trabalho está adequado às necessidades apresentadas. Tendo em vista que a suavidade e delicadeza das forças aplicadas, além da sutileza nas mudanças de intensidade da força aplicada e a quantidade de trepidações observadas no sistema são grandezas de difícil quantificação. Foi necessário contar com críticas e observações qualitativas feitas pelos colegas de laboratório e principalmente pelos professores Sérgio e Alcimar, além dos testes e experimentos realizados, para ser possível ajustar tais variáveis no sistema.

Portanto, dessa forma o resultado do trabalho foi atingido após cerca de um ano de desenvolvimento. O torque produzido está suave, sem mudanças bruscas e variável conforme o configurado pelo usuário. O menu de controle e configurações da máquina de apoio à reabilitação permite todas as configurações descritas nos objetivos. As trepidações observadas inicialmente, que eram muito evidentes com os primeiros conjuntos de motores, foram praticamente eliminadas do sistema após os ajustes finais e a troca dos mesmos. Enquanto a criação e aplicação dos campos de força foi executada de forma satisfatória pelo software externo e obteve visualização clara para o usuário através do mapa de calor (evidenciando a intensidade do campo em cada posição) sobreposto ao diagrama vetorial (ilustrando a direção do mesmo).

Por fim, através dos experimentos foi comprovada a aplicação apropriada das forças sobre o manipulador, tanto em quesito de intensidade quanto na direção aplicada. Foi comprovado também o bom funcionamento do campo de força na direção determinada, além da capacidade do sistema de identificar a intenção de movimento do sujeito e o bom funcionamento tanto do auxílio ao movimento para pacientes muito debilitados quanto da resistência ao mesmo, para sujeitos mais avançados no tratamento.

Ao longo do desenvolvimento deste projeto, surgiram algumas dificuldades que merecem ser ressaltadas e podem ser úteis para trabalhos similares. Uma delas foi o comportamento não linear observada nos motores DC na relação entre

tensão de entrada e torque produzido. Pois o torque é referente à potência do motor, entretanto ao modular somente a tensão, a corrente muda proporcionalmente à tensão e então o torque varia quadraticamente. Por consequência disso, surgiram erros na direção das forças produzidas pois a força resultante desejada é decomposta em vetores provenientes de cada um dos motores e estava sendo suposta uma relação linear entre a tensão fornecida e o torque produzido.

Outra dificuldade foi na escolha dos motores a serem utilizados. Motores ACs (alternating current, ou seja, de corrente alternada) teriam complicações para medir o torque em comparação aos motores dc, nos quais basta medir a corrente dos enrolamentos para se inferir o torque. Então, feita a decisão por motores DCs, uma dificuldade encontrada com motores de construção mais simples e barata era o passo evidente desse motor. Por conta disso, eram observadas trepidações e movimentos bruscos de parada quando utilizados para o controle fino e sutil necessário para sistema de apoio à reabilitação

Além destas, algumas dificuldades também foram encontradas com relação às componentes mecânicas do sistema. Primeiramente, o conjunto de trilhos utilizados na primeira construção do sistema, apresentavam atrito elevado, sendo inapropriados para um sistema de reabilitação de pacientes cuja coordenação e força do movimento estão debilitadas, portanto o modelo de trilhos utilizados teve de ser alterado. Depois foi notado o desalinhamento de algumas das polias e diferenças de atrito entre elas, dessa forma foram trocadas todas as polias de atrito elevado ou desalinhadas. Por fim, para de evitar danos ao sistema causados por movimentos tanto do usuário ou até mesmo do campo de força, que tentam mover o manipulador para além da área do sistema, foram impressas peças de fim de curso que impedem que o movimento vá além de um limite pré definido e danifique o equipamento.

Referências Bibliográficas

1. Bonita R. Epidemiology of stroke. *Lancet*. 1992;339(8789):342-4.
2. Massaro A. Dia mundial do AVC: prevenção e tratamento adequado diminuem índice de seqüelas e melhoram qualidade de vida do paciente. *Revista Nutrição em Pauta*. 2005. [acesso 24 out. 2009]. Disponível em: http://www.nutricaoempauta.com.br/lista_artigo.php?cod=235
3. Mayo NE, Wood-Dauphinee S, Ahmed S, Gordon C, Higgins J, McEwen S, et al. Disablement following stroke. *Disabil Rehabil*. 1999;21(5-6):258-68.
4. Dobkin BH. Clinical practice: rehabilitation after stroke. *N Engl J Med*. 2005;352(16):1677-84.
5. Carr, JH, Shepherd RB. A motor learning model for stroke rehabilitation. *Physiotherapy*. 1989;89:372-80.
6. T.E. Milner, C. Cloutier, "Compensation for Mechanically Unstable Loading in Voluntary Wrist Movement", *Experimental Brain Research*, vol. 94, pp. 522-532, 1993.
7. D.J. Reinkensmeyer, "Understanding and Treating Arm Movement Impairment After Chronic Brain Injury: Progress with the ARM Guide", *J. Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, pp. 653-662, 2000.
8. J. Klein, "Breaking It Down Is Better: Haptic Decomposition of Complex Movements Aids in Robot-Assisted Motor Learning", *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Eng.*, vol. 20, no. 3, pp. 268-275, May 2012.

9. B. Loh, J. Rosen, "Kinematic Analysis of 7 degrees of Freedom Upper-Limb Exoskeleton Robot with Tilted Shoulder Abduction", *Int'l J. Precision Eng. and Manufacturing*, vol. 14, pp. 69-76, Jan. 2013.
10. M. Casadio, "Braccio di Ferro: A New Haptic Workstation for Neuromotor Rehabilitation", *Technology and Health Care*, vol. 14, pp. 123-142, 2006.
11. I.S. Howard, "A Modular Planar Robotic Manipulandum with End-Point Torque Control", *J. Neuroscience Methods*, vol. 181, pp. 199-211, 2009.
12. M.J. Hollerbach, T. Flash, "Dynamic Interactions between Limb Segments during Planar Arm Movement", *Biological Cybernetics*, vol. 44, pp. 67-77, 1982.
13. Campolo, Domenico, et al. "H-Man: A planar, H-shape cabled differential robotic manipulandum for experiments on human motor control." *Journal of neuroscience methods* 235 (2014): 285-297.
14. F.A. Mussa-Ivaldi, "Neural Mechanical and Geometric Factors Subserving Arm Posture in Humans", *J. Neuroscience*, vol. 5, pp. 2732-2743, 1985.
15. R. Shadmehr, F.A. Mussa-Ivaldi, "Adaptive Representation of Dynamics during Learning of a Motor Task", *J. Neuroscience*, vol. 14, pp. 3208-3224, 1994.
16. M.A. Conditt, "The Motor System Does Not Learn the Dynamics of the Arm by Rote Memorization of Past Experience", *J. Neurophysiol*, vol. 78, pp. 554-560, 1997.
17. E. Burdet, "The Central Nervous System Stabilizes Unstable Dynamics by Learning Optimal Impedance", *Nature*, vol. 414, pp. 446-449, 2001.
18. D.J. Reinkensmeyer, "Tools for Understanding and Optimizing Robotic Gait Training", *J. Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, pp. 657-670, Aug./Sept. 2006.

19. D.J. Reinkensmeyer, "Poststroke Upper Extremity Rehabilitation: A Review of Robotic Systems and Clinical Results", *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 14, pp. 22-44, Nov./Dec. 2007.
20. S. Balasubramanian, "Robot-Assisted Rehabilitation of Hand Function", *Current Opinion in Neurology*, vol. 23, pp. 661-670, 2010.
21. H.S. Lo, S.Q. Xie, "Exoskeleton Robots for Upper-Limb Rehabilitation: State of the Art and Future Prospects", *Medical Eng. & Physics*, vol. 34, pp. 261-268, 2012.
22. D.W. Franklin, "CNS Learns Stable Accurate and Efficient Movements Using a Simple Algorithm", *J. Neuroscience*, vol. 28, pp. 11165-11173, 2008.
23. Klein, J., Roach, N. and Burdet, E., 2013. 3DOM: a 3 degree of freedom manipulandum to investigate redundant motor control. *IEEE transactions on haptics*, 7(2), pp.229-239.