

FELIPE DREBTCHINSKY LIMA LUNA

**OTIMIZAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE
FISIOTERAPIA E ESTUDO DO CONTROLE
MOTOR COM JOGOS LÚDICOS E DE
REABILITAÇÃO MOTORA**

São Paulo
2020

FELIPE DREBTCHINSKY LIMA LUNA

**OTIMIZAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE
FISIOTERAPIA E ESTUDO DO CONTROLE
MOTOR COM JOGOS LÚDICOS E DE
REABILITAÇÃO MOTORA**

Orientador:

Prof. Dr. Rafael Traldi Moura

Co-orientador:

Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero

São Paulo
2020

RESUMO

O ensaio a seguir tem como intuito demonstrar o trabalho realizado no ano de 2022 no que tange o tema de otimização de dispositivos de fisioterapia e estudo do controle motor com jogos lúdicos e de reabilitação motora. Inicialmente é exposta a motivação para a criação do projeto e o propósito do estudo de dispositivos de fisioterapia, tanto para o âmbito médico como acadêmico. A seguir, são elencadas os principais objetivos do trabalho, como foram definidos e como serão atingidos. Após isso, é elaborada um metodologia para se avaliar o progresso da solução, de modo a sempre ter passo seguintes claros e certeza em onde se deve melhorar. Uma revisão bibliográfica e de estado da arte então é feita para mais claramente situar o leitor no universo de dispositivos de fisioterapia. Continuando, é demonstrado o progresso realizado no desenvolvimento do dispositivo, elencando os projetos iniciais definidos pelo autor e a implementação de certas facetas do projeto. Por fim, são elencadas as próximas etapas as serem realizadas de modo a concluir o projeto.

Palavras-Chave – Otimização, Dispositivos, Controle, Jogos, Reabilitação.

ABSTRACT

The following essay aims to showcase the work that was done in the year 2022 regarding the optimization of physiotherapy devices and the study of motor control with playful games and motor rehabilitation. Initially, the motivation for the creation of the project and the purpose of the study of physiotherapy devices for both medical and academic fields are exposed. Next, the main objectives of the work are listed, how they were defined and how they will be achieved. After that, a methodology is elaborated to evaluate the progress of the solution, in order to always have clear next steps and certainty in where to improve. A review of the literature and the state of the art is then done to more clearly place the reader in the universe of physiotherapy devices. Em seguida, é demonstrado o progresso realizado no desenvolvimento do dispositivo, elencando os projetos iniciais definidos pelo autor e a implementação de certas facetas do projeto. Por fim, são elencadas as próximas etapas a serem realizadas de modo a concluir o projeto. Continuing, the progress made in the development of the device is demonstrated, listing the initial projects defined by the author and the implementation of certain facets of the project. Finally, the next steps to be taken in order to complete the project are listed.

Keywords – Optimization, Devices, Control, Games, Rehabilitation.

1 INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma doença que afeta pessoas de todas as idades, tendo sua maior concentração de incidência em adultos e idosos, se intensificando após os 65 anos de idade. O AVC ocorre quando o fornecimento de sangue para o cérebro é obstruído ou completamente interrompido, impedindo o fornecimento de oxigênio para as células do tecido cerebral. Consequentemente, há o desenvolvimento de diversos distúrbios da função cerebral, afetando a cognição e as funções motoras do paciente. De acordo com dados da Organização Mundial da Saúde, o AVC é a segunda maior causa de morte no mundo, com aproximadamente 5,7 milhões de casos ao ano. (BOTELHO et al., 2016)

Aqueles que sobrevivem o AVC sofrem sequelas graves da doença, afetando as capacidades motoras do paciente devido a danos no encéfalo. A paralisia de uma lateral do corpo, a deficiência na coordenação motora e alterações das funções sensoriais são possíveis sequelas decorrentes da doença. Tais sequelas podem ser mitigadas por meio de um tratamento fisioterápico. (SAÚDE SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE, 2013)

Entretanto, o tratamento fisioterápico é pouco eficiente e depende de observação e acompanhamento contínuo de um profissional de saúde, o que o torna de mais difícil acesso e pouco eficiente. De modo a contornar este empecilho, podem ser implementados tratamentos com o uso de dispositivos mecânicos e computacionais elaborados exclusivamente para esta tarefa. Infelizmente este tratamento tecnológico é mais caro que o tratamento clássico, o acompanhado apenas do médico. Aparelhos de tecnologia de ponta são pouco acessíveis a grande população, assim como ter uma grande estatura, impedindo sua portabilidade. (SILVA, 2013)

Com isso em vista, os graduandos André Felipe Cruvinel Portas e Daniel Xavier Juc elaboraram uma interface háptica e ambiente virtual para reabilitação motora mais compactos e baratos como projeto de conclusão de curso durante o ano de 2017. Mesmo obtendo grande sucesso na sua elaboração, certos problemas presentes no controle de posição e na estrutura do dispositivo tornaram o seu uso profissional inviável. Foram elencadas possíveis soluções para tais problemas, como a implementação de um controle mais ro-

busto e sofisticado, assim como uma modificação na parte física do projeto. Levando estas considerações em mente, é proposto um novo trabalho que atenda estes requisitos. (PORTAS; JUC, 2017)

2 OBJETIVOS

Os dispositivos para reabilitação com tecnologia háptica são essenciais para a recuperação de pacientes com sequelas devido a doenças e acidentes. O dispositivo já elaborado por André Felipe Cruvinel Portas e Daniel Xavier Juc possui melhorias que podem ser realizadas de modo a tornar o projeto mais otimizado e pronto para o uso comercial. Um novo projeto é desenvolvido com a assistência dos estudantes de mestrado Ana Emília e André Siciliano, responsáveis pela elaboração do software de fisioterapia e pelo mecanismo, respectivamente. O objetivo do projeto e do texto é a otimização do controle do dispositivo por meio da elaboração de um robusto Controle de Impedância.

3 METODOLOGIA

De modo a atingir tal objetivo, certa metodologia foi estabelecida para determinar a linha de desenvolvimento do projeto. Os principais pontos levados em consideração para a metodologia de desenvolvimento são as conclusões e perspectivas futuras tomadas por André Felipe Cruvinel Portas e Daniel Xavier Juc após a finalização do projeto em 2017. Os parâmetros a serem utilizados para o desenvolvimento do projeto são os seguintes:

1. **Flexibilidade de Posicionamento:** O dispositivo deve poder ser utilizado no maior numero de superfícies possível, sem que isto prejudique seu funcionamento. O acoplamento deve ser fácil de ser realizado, sem que modificações devam ser feitas no ambiente de trabalho.
2. **Força dos Motores:** Os motores utilizados e seus acoplamentos devem fornecer força suficiente para realizar de maneira plena a atividade de fisioterapia, sem que ela seja prejudicada.
3. **Ausência de Folga nos Motores:** Não deve haver existência ou possibilidade de folga nos motores do dispositivo. Toda a rotação e esforço realizado pelo motor deve ser transferido uniformemente e diretamente para a mão do paciente.
4. **Consistência da Área de Trabalho:** A área de trabalho do dispositivo de se manter constante, independente da localização em que ele é instalado.
5. **Loop de Controle com Oscilação Mínima:** O controle de posição e torque do dispositivo deve ser feito de tal modo que a oscilação seja mínima, de modo a não afetar o uso do dispositivo pelo operador.
6. **Segurança do Operador:** O operador nunca pode estar em risco de sofrer qualquer dano, seja por algum movimento brusco da máquina ou devido a estrutura física do dispositivo.
7. **Dinamismo do Jogos Implementados:** Mais níveis do jogo devem existir, explorando diferentes tipos de exercício para o paciente.

4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para a revisão bibliográfica foram analisados textos que tangem o tema de dispositivos de reabilitação assim como os jogos lúdicos que os acompanham. Foram levados em conta a reabilitação, implementação dos texto

No texto de Guneyasu, Wessel, Johal, Sharma, Zgür, Vuadens, Mondada, Hummel e Dillenbour (2018) (OZGUR et al., 2018) é explorado o desenvolvimento de um jogo que busca a a reabilitação de membros superiores de seus usuários. O foco do estudo é realizado na plataforma Cellulo, que por si só não foi construída com foco em reabilitação. Deste modo, a elaboração do jogo é a parte mais pertinente do artigo para o projeto. Testando o jogo em 18 pacientes diferentes, que sofrem desde sequelas do AVC a paralisia cerebral, bons resultados foram obtidos, demonstrando que o uso de estímulos hápticos resultam em um aumento na acurácia dos movimentos do paciente.

Figura 1: Uso da plataforma Cellulo para fisioterapia



Fonte: Guneyasu e Zgür (2018) (OZGUR et al., 2018)

Figura 2: Uso do PHANTOM aliado ao jogo lúdico



Fonte: Tokuyama (2016) (TOKUYAMA et al., 2016)

No artigo de Tokuyama, Rajapakse, Miya e Konno (2016) (TOKUYAMA et al., 2016) é criado um jogo interativo virtual do estilo *whack-a-mole* controlado por meio do dispositivo PHANTOM. No jogo, o martelo a ser usado apenas responde ao movimento do operador caso a força aplicada seja acima de um limite pré-determinado, este que muda

dependendo do nível de desafio. O texto trás como informações importantes a elaboração da dinâmica de física do jogo e como esta dinâmica afetará a operação do dispositivo. Também são definidos critérios para um *feedback* háptico realista.

Já no texto de Khor, Chin, Rahman, Yeong, Su e Narayanan (2014) (KHOR et al., 2014) temos uma elaboração de programas de treinamento de fisioterapia com o uso do *Compact Rehabilitation Robot* (CR2). Foram desenvolvidas diferentes configurações hápticas assim como diferentes níveis para o jogo que focam em diferentes configurações e assim exercitam o corpo do paciente de maneira variada. A implementação de um monitoramento do batimento cardíaco também é um ponto interessante do trabalho, expondo uma outra variável a ser obtida e trabalhada encima.

Outro trabalho pertinente para o tema é o artigo de Acosta, Dewald, e Dewald (2011) (ACOSTA; DEWALD; DEWALD, 2011), onde foi implementado um sistema fazendo o uso do Arm Coordination Training 3D. Tal sistema simulava o controle de um taco de hockey de mesa. A seguir, 7 indivíduos foram designados pra interagir com o sistema tentando atingir a maior distancia possível com o controlador. Este exercício demonstrou como o alcance máximo dos usuários difere do alcance máximo possível pelo jogo implementado. Assim, ressalta a importância de se elaborar um software condizente com a área de trabalho e que implementem objetivos que abrangem todo o campo de operação do usuário. Outro ponto importante é a continua adaptação do jogo a melhoria do paciente, implementando novos alvos a medida que o paciente acelera na sua reabilitação.

No texto de Burke, McNeill, Charles, Morrow, Crosbie, e McDonough (2009) (BURKE et al., 2009), são exploradas e elencadas diretrizes de design de jogos específicos para a reabilitação de membros superiores. Também é elaborado um jogo simples que necessita apenas de uma câmera de video para a sua operação. Testes com um grupo reduzido de usuários foram realizados e demonstram como é possível implementar uma rotina de jogos de reabilitação em um ambiente sem muita estrutura estabelecida, como o ambiente domiciliar. O texto conclui que mais testes devem ser realizados para verificar a efetividade do dispositivo, mas as diretrizes definidas se mostram pertinentes para implementações futuras.

O trabalho de Takahashi, Der-Yeghiaian, Le, Motiwala, e Cramer foca na terapia de reabilitação dos movimentos da mão do paciente. O estudo utiliza um dispositivo voltado para o movimento das mãos, possuindo 3 graus de liberdade e atuado pneumaticamente. Durante os testes, cada individuo teve 15 sessões em um período de 3 semanas. Certos pa-

cientes tinha também o movimento assistivo nas mãos realizado pelo dispositivo, gerando uma divisão entre o grupo de teste. O notável do estudo é o uso de EMG para determinar atividade neural mais significativa nos pontos de ativação do cerebelo. O texto conclui que o uso de dispositivos de reabilitação oferece uma melhoria nos pacientes se comparado a métodos tradicionais, e recomenda mais estudos, focando em uma implementação de mais espaço de movimentação e uma implementação mais prática para o uso domiciliar. (TAKAHASHI et al., 2008)

4.1 Estado da Arte

O Estado da Arte de dispositivos de reabilitação pode ser elencado apresentando os principais projetos em uso no mundo. Tais projetos tem custo, complexidade e tamanhos variados, expondo um perfil relativamente amplo de opções.

Já mencionado previamente, o dispositivo PHANTOM é descrito como uma interface háptica que mede a posição da ponta do dedo do operador e pode aplicar sobre ela um vetor de força de alta precisão (MASSIE, 1994). Produzido pela empresa *3D Systems*, atualmente existem 3 versões da linha de produtos Phantom (SYSTEMS, 2020b). Estes são os Phantom Premium 1.0, 1.5 e 3.0. Cada diferente versão oferece especificações diferentes para cada característica, como a área de trabalho, resolução da posição nominal, rigidez e tipo de forças de *feedback*, entre outros. A faixa de preço da linha de produtos

Figura 4: Arm Coordination Training 3D aliado a uma simulação de hockey de mesa

Figura 3: Uso do robô CR2 para treino de alcance



Fonte: Khor (2014) (KHOR et al., 2014)



Fonte: Acosta (2011) (ACOSTA; DEWALD; DEWALD, 2011)

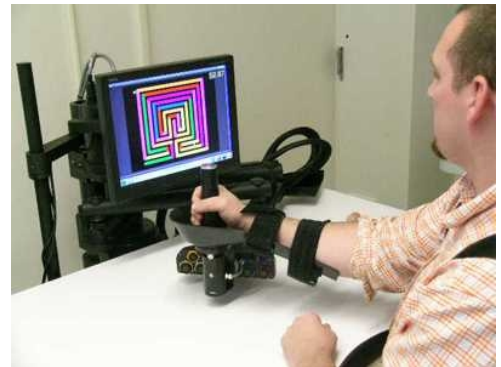
é por volta de R\$10.000, tornando ele inacessível a um público geral. Entretanto, a linha de produtos PHANTOM é comumente utilizada no campo médico, especialmente para a simulação de cirurgias e o treino de (SYSTEMS, 2020a).

Figura 5: Dispositivo PHANTOM Premium



Fonte: Site PHANTOM (SYSTEMS, 2020b)

Figura 6: Usuário utilizando o MIT-MANUS



Fonte: Site MIT-MANUS (MIT, 2020)

Outro aparelho de uso importante é o MIT-MANUS. Um dos primeiros dispositivos de reabilitação criados, o MIT-MANUS foi elaborado pelo laboratório de biomecânica da Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT)(KREBS et al., 1998). O sistema tem como principal foco o uso por pacientes que sofrem sequelas do AVC, exigindo que o paciente segure no *joystick* e comande os movimentos de modo a cumprir atividades em um ambiente virtual. Uma atividade comum a ser realizada era a movimentação do braço do paciente de modo a atingir um objeto virtual. Qualquer movimento que fosse fora da trajetória esperada faria o dispositivo gentilmente guiar o usuário para a direção certa. O MIT-MANUS se demonstra como um bom exemplo de dispositivo de reabilitação já que não só foi um dos primeiros elaborados para tal tarefa como apresentou bons resultados durante seus testes (KREBS et al., 1998). Em estudos iniciais, pacientes que receberam tratamento guiado pelo robô obtiveram uma melhoria significativa se comparado a pacientes que apenas fizeram uso de técnicas clássicas de fisioterapia. Tal melhoria foi mantida após a alta dos pacientes. (KREBS et al., 1999) Vale notar que mesmo sendo uma máquina antiga, O MIT-MANUS ainda é referência na área e sofre atualizações que lhe fornece mais funcionalidades, como uma expansão que adiciona movimentos no plano vertical, contra a gravidade. (KREBS et al., 2004)

O dispositivo InMotionARM foi elaborado pela BIONIK com o objetivo de ser uma

plataforma dedicada para a reabilitação de pacientes (BIONIK, 2020). Operando em mais de 20 países, robôs como estes são usados principalmente para pacientes que sofrem de paralisia cerebral, sequelas do AVC, lesão da medula espinhal, esclerose múltipla, doença de Parkinson e espasticidade muscular. Oferecendo uma plataforma única que contem tanto o software de jogos e tarefas como um ambiente para a análise dos dados do paciente. Tendo um piso de uso baixo, ou seja, fácil de ser utilizado por alguém com pouca experiência, o InMotionARM é um ótimo dispositivo para ser usado na reabilitação de pacientes. Entretanto, seu acesso é ainda mais restrito que o do PHANTOM, tendo seu preço avaliado na casa de R\$500 mil. Possuindo jogos de duas dimensões, o InMotionARM apresentou resultados positivos após seu uso em por volta de 1000 pacientes. A principal importância do dispositivo é ser uma plataforma integrada que não necessita de aparelhos externos para funcionar. Sua relativa flexibilidade de uso é um grande atrativo.

Figura 7: Dispositivo InMotion ARM



Fonte: Site InMotion ARM (2022)
(BIONIK, 2020)

5 PROJETO MECÂNICO BÁSICO

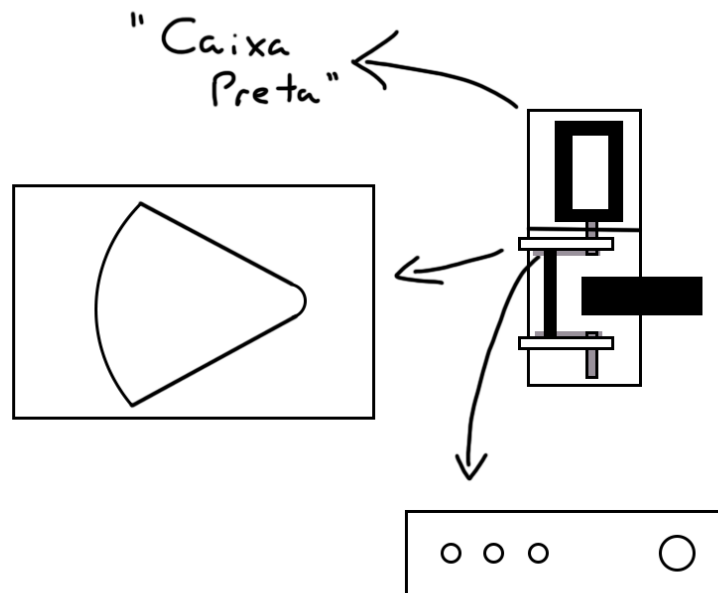
Como primeira etapa definida no cronograma, foi definido um projeto mecânico inicial básico. Para visar uma elaboração pertinente, foram elencados os seguintes requisitos para o projeto:

1. **Modularidade:** O dispositivo deve ser modular. Seu uso com ambas as mãos deve ser possível. A substituição de peças problemáticas deve ser fácil. O sistema eletrônico deve ser adaptável para outros usos.
2. **Resiliência:** O dispositivo não pode ter folgas ou partes instáveis. Sua fixação também deve ser boa e durável, independente da superfície em que é posicionada.
3. **Limites de operação:** O torque máximo do dispositivo deve ser de 12Nm e o ângulo máximo de flexão e extensão do punho deve estar entre -60° e 60° . Tais valores foram obtidos de Krebs (2006)(KREBS et al., 2006)

Com tais requisitos definidos, foram definidos rascunhos iniciais do projeto, por meio de desenhos em papel e em programas de computador. Foi decidido separar o dispositivo em 2 pontos principais: o elemento móvel que será usado e segurado pelo paciente e uma "caixa preta" contendo o motor e a eletrônica de controle e potência. Tal design possibilita o posicionamento do dispositivo para o uso com ambas as mãos do paciente. O uso de uma "caixa preta" oferece também modularidade para o dispositivo, podendo ser usados outros componentes e módulos para atividades variadas no lugar do elemento móvel para o paciente.

O elemento de movimento é simétrico, de modo a suportar o uso com ambos os punhos do paciente. Ele possui faces que suportam o eixo de rotação e é vazada para fornecer a limitação física do movimento em 60° . O apoio a ser segurado pelo paciente tem 3 configurações de raio, de modo a atender pacientes de estatura diferente. Tal raio é configurado na montagem inicial do dispositivo. Por fim, o eixo é acoplado ao motor,

Figura 8: Rascunho inicial do projeto



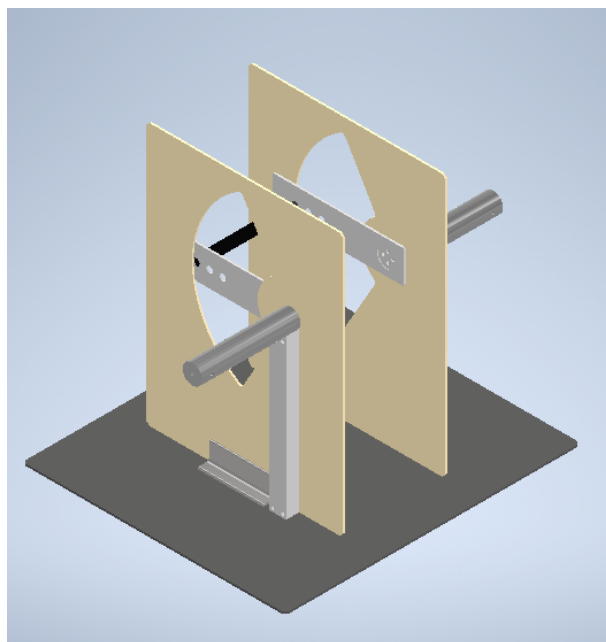
Fonte: Felipe Luna (2022)

proveniente da "caixa preta", e do lado oposto é implementado um apoio para suportar o peso do eixo.

Já o elemento de eletrônica, a "caixa preta", possui todos os elementos de dinâmica e eletrônica do sistema. O motor e o *driver* de controle são posicionados na parte superior da caixa, enquanto que a parte inferior é destinada a eletrônica de potência. O motor escolhido foi o MaxonRE 40 de 125W e o *driver* de controle e EPOS para motores da Maxon, semelhante aos utilizados no Trabalho de Portas e Juc (2017). Isso pois os requisitos de dinâmica de ambos os projetos são similares e os problemas encontrados no dispositivo anterior não erma devido a escolha de motor e *driver*.

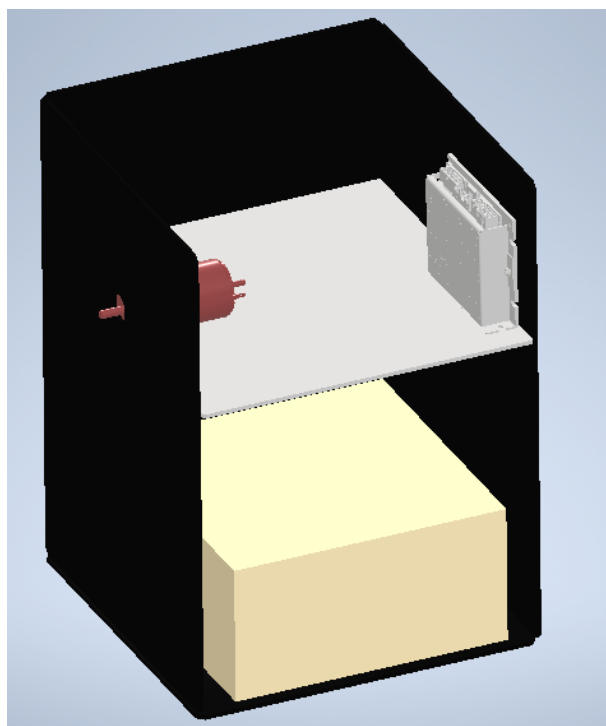
A partir de tal projeto básico, o projeto finalizado do dispositivo é elaborado por André Siciliano, aluno de Mestrado da Escola Politécnica. Tal projeto levou em conta a modularidade necessária do dispositivo, tornando tal possível de ser usado juntamente com diferentes mecanismos designados para diferentes atividades, como um guidão ou um sistema para rotação de punho.

Figura 9: Projeto Básico do Dispositivo móvel



Fonte: Felipe Luna (2022)

Figura 10: Projeto Básico da "caixa preta"



Fonte: Felipe Luna (2022)

6 PROJETO ELÉTRICO BÁSICO

Em seguida, foi definido o projeto elétrico básico do dispositivo. Como elencado na seção anterior, Será usado o *driver* da EPOS para controle do motor. Tal *driver* realizará a comunicação com o jogo de computador por meio de uma placa de controle. Tal projeto é semelhante ao usado por Porta e Juc no seu trabalho (2017). Entretanto, grandes mudanças devem ser realizadas para minimizar os problemas de oscilação encontrados no *loop* de controle do projeto anterior. Portanto, são elencados os seguintes requisitos:

1. **Velocidade:** O projeto de controle deve ser mais veloz e possuir uma maior capacidade de processamento se comparado ao trabalho anterior.
2. **Precisão:** O projeto deve oferecer precisão o suficiente para realizar as atividades previstas, tendo a capacidade de fornecer informações de modo simples e correto para o *driver*.

Com tais requisitos em mente, o primeiro passo tomado foi a troca do microcontrolador e placa a serem utilizados para a comunicação entre o jogo e o *driver*. A placa de Arduino Mega utilizada no trabalho anterior possui o microcontrolador ATMega2560. Tal elemento foi escolhido pela facilidade de disponibilidade e implementação. Entretanto, ele possui uma capacidade de processamento mais reduzida se comparada a outros microcontroladores do mercado(MICROCHIP, 2014). Desse modo, é explorada a possibilidade do uso de um microcontrolador de maior capacidade de processamento. Neste caso, se optou por estudar o uso do STM32F446(STMICROELECTRONICS, 2021), da STMicroelectronics, microcontrolador já proposto para uso no trabalho anterior.

Uma comparação entre o ATMega2560 e o STM32F446 foi realizada usando como base o *benchmark CoreMark*, elaborado pela *Embedded Microprocessor Benchmark Consortium*(EEMBC). O *CoreMark* realiza uma serie de testes utilizando estruturas de código comuns a programas da vida real e parecidos com as estruturas usadas na programação a ser realizada para o controle. Tais testes, elaborados com mais detalhe no *Whitepa-*

per(GAL-ON; LEVY, 2010), fornecem um numero que avalia a qualidade do microcontrolador. O uso do *CoreMark* para a comparação destes microcontroladores foi escolhido pelo *benchmark* ter uma estrutura de dados utilizada semelhante ao programa a ser elaborado. Sua pontuação reflete de maneira intuitiva o desempenho esperado de cada um dos componentes na atividade prevista. Uma comparação mais direta se encontra com a razão da pontuação no Benchmark e do clock de componente, demonstrando o aproveitamento do processamento. Observando os resultados na Tabela 1(EEMBC,), há um aumento de cerca de 7 vezes na razão de CoreMark por MHz. Assim, optou-se por escolher o microcontrolador da STMicroelectronics, de modo a reduzir os problemas de controle do dispositivo.

Tabela 1: Comparativo entre Microcontroladores

Microcontrolador	<i>CoreMark</i>	CoreMark/MHz
STM32F446	8	602
ATMega2560	0.53	3.35

Fonte: Felipe Luna (2022)

Com isso em mente, foi escolhida a placa de desenvolvimento NUCLEO-F429ZI da empresa STMicroelectronics. Tal placa possui um microcontrolador da família STM32F4 que é adequada para a utilização no projeto. A escolha do uso da placa também é feita de modo a tornar mais eficiente e rápida a implementação de novas entradas ou saídas de controle durante do desenvolvimento do projeto. Eventualmente, uma placa especifica pode ser desenvolvida para ser usada no dispositivo, em uma versão comercial.

7 PROJETO DE SOFTWARE BÁSICO

Elaborada a versão inicial do projeto elétrico, foi então direcionado o foco para a elaboração de um projeto básico de *software*. O projeto consiste tanto na plataforma de jogos quanto na base de dados onde ficarão armazenadas as informações dos pacientes atendidos e na *Firmware* a ser usada para comunicação com o *driver* de controle. O *software* do dispositivo deve atender não só requisitos voltados para o uso pelo paciente como requisitos para o seu uso por profissionais de fisioterapia. Para isso, e através de contato com profissionais da área de fisioterapia, foram elencados os seguintes requisitos a serem atendidos pelo projeto:

1. **Simplicidade:** O software elaborado deve ser simples de ser utilizado por leigos. O paciente ou o fisioterapeuta deve ser capaz de realizar as atividade sem muita instrução externa.
2. **Versatilidade:** As atividades e os dados fornecidos devem ser plenamente customizáveis. Dados podem ser exportados para análise em outras plataformas e as atividades devem fornecer uma grande capacidade de customização.
3. **Clareza de informações:** As informações de desempenho e *feedback* do paciente devem ser fáceis de se acessar e claras no que representam. O progresso do paciente deve ser exibido de maneira simples e eficaz.
4. **Diversão:** Os jogos implementados devem fornecer um bom engajamento para o paciente, incentivando e facilitando a realização repetida da atividade.

Para se elaborar a parte do software que abrigaria tanto o jogo como a interface de interação com os dados por parte do fisioterapeuta, uma *engine* deve ser escolhida. Uma *engine* consiste de uma plataforma e bibliotecas para a elaboração de jogos. Atualmente, uma grande variedade destas existe no mercado. A escolha da *engine* determina quais recursos e bibliotecas estarão disponíveis para serem usadas na elaboração do jogo lúdico. Atualmente, duas *engines* são as mais utilizadas no mercado de jogos eletrônicos, a *Unity*

Figura 11: Casos de uso do Fisioterapeuta



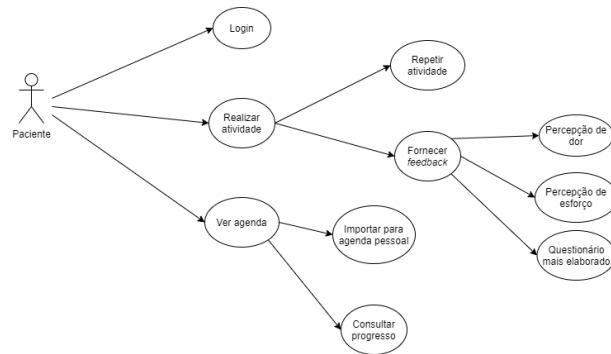
Fonte: Felipe Luna (2022)

e a *Unreal*. Ambas são muito semelhantes em seus recursos, entretanto a *Unity* se torna mais relevante para o seu uso no projeto devido a sua facilidade de implementação e a grande disponibilidade de recursos já existentes. Assim, como plataforma de elaboração do jogo, foi escolhida a *engine Unity*.

Após a escolha da *engine*, foram elaborados os casos de uso tanto do paciente como fisioterapeuta. Uma entrevista realizada previamente com um profissional da área elencou diversos recursos importantes para o *software*. No caso dos casos de uso para o fisioterapeuta, uma grande robustez deve ser encontrada tanto na área de registro de novas atividades como na de verificação de desempenho do paciente. O profissional deve ser capaz de registrar a dificuldade e duração geral da atividade, assim como definir movimentos com esforços específicos a serem realizados durante o exercício. O desempenho do paciente deve ser exibido de forma a claramente ver só seu progresso ou não durante suscetivas atividades. Ao final das atividades o paciente deve fornecer *feedback* sobre sua experiência, elencando sua percepção subjetiva de dor e esforço, assim como uma resposta escrita sucinta sobre quais partes da atividade forma mais difíceis. Tal *feedback* também fica disponível para o fisioterapeuta.

Quanto a comunicação a ser elaborada, foi determinado que a comunicação entre o programa de computador e o motor seria intermediada por um Arduino Leonardo, a placa Núcleo e o *driver* do motor. A comunicação entre cada um destes dispositivos será realizada por meio de um barramento CAN, onde o Arduino Leonardo se comunica com o software transmitindo informações de posição e tração do dispositivo. O microcontrolador fica é responsável pelo processamento dos dados de posição e tração para a implementação

Figura 12: Casos de uso do Paciente



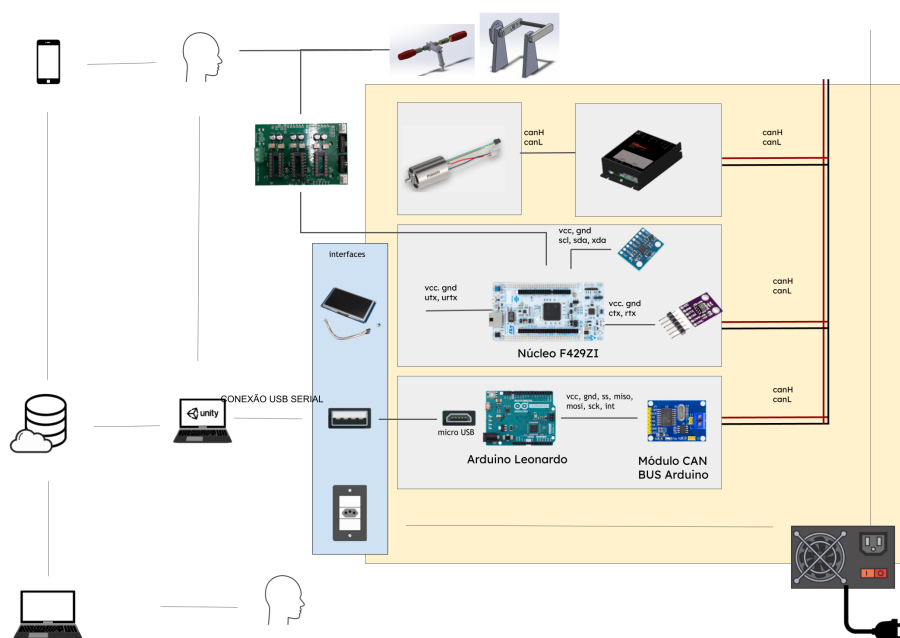
Fonte: Felipe Luna (2022)

do controle de impedância. Por fim, o *driver* recebe dados de corrente do microcontrolador e realiza a movimentação correta do motor.

8 DIAGRAMA DO PROJETO

Com tais definições iniciais elaboradas, é elaborado o diagrama final do projeto, ilustrando cada um dos elementos responsáveis, suas comunicações e as informações transmitidas entre si. A figura ilustra a diagramação do projeto, definindo como elementos como a placa Núcleo, o Arduino Leonardo e o *driver* se encontram todos dentro de um elemento físico. Neste caso, um caixa foi construída para abrigar todos os elementos físicos e possui aberturas para a comunicação com o computador possuindo o software de jogo e a tela que fornecerá informações tanto durante o desenvolvimento como durante as atividades. A comunicação CAN será intermediada por módulos específicos para cada placa e um giroscópio simples é implementado para diferenciar entre qual dispositivo está sendo utilizado pelo paciente, assim como orientar corretamente a tela. Por fim, a informação de tração aplicada no dispositivo será obtida por meio de celular de carga, cuja leitura será interpretada pelo microcontrolador por meio de uma conversão ADC.

Figura 13: Diagrama do Projeto



Fonte: Ana Emília Hernandes Dib, André Siciliano e Felipe Luna (2022)

9 PROJETO DE COMUNICAÇÃO

O projeto de comunicação foi definido de modo a atingir os requisitos necessários para o projeto. Devido ao escopo do texto, o foco será dado a comunicação realizada pelo microcontrolador responsável pelo controle de impedância do dispositivo. Pode se dividir a comunicação em duas vertentes, a comunicação serial realizada entre o microcontrolador e o visor LCD Nextion e a comunicação realizada com a placa Arduino e o Driver EPOS4 no barramento CAN.

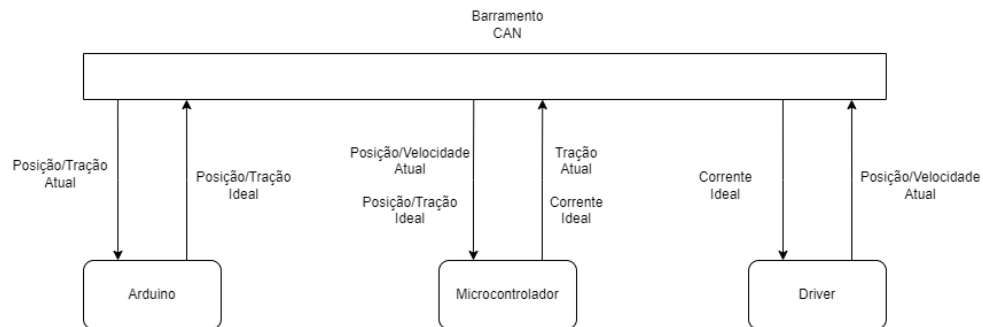
9.1 Comunicação Serial

A comunicação serial realizada entre a tela de LCD Nextion e o microcontrolador foi escolhida por ser o método padrão de transferência de dados para o visor. Uma função foi escrita que pode receber tanto valores de *int* como *string*, realizando uma conversão para o formato correto e assim os dados pertinentes são enviados para exibição no visor. A comunicação em si é realizada a partir do protocolo UART, configurado e implementado por meio de funções específicas do microcontrolador escolhido.

9.2 Comunicação CAN

A comunicação CAN será responsável pela transmissão geral de dados do sistema. Através do barramento, informações referentes ao torque e posição do dispositivo serão transmitidas. Foi escolhido o uso de comunicação CAN devido a sua compatibilidade com os componentes do projeto, sua presença na indústria e sua robustez. Foi utilizado também o protocolo de comunicação CANOpen de modo a definir aspectos da comunicação. O CANOpen é um protocolo para comunicação CAN já plenamente utilizado na indústria de automação e o Driver EPOS4 opera sob esse protocolo. Por meio do protocolo, são definidos tamanhos de mensagem, estrutura de mensagem e modos de operação. Assim, foram implementadas funções específicas para o protocolo, como a função de inicialização,

Figura 14: Diagrama de Comunicação



Fonte: Felipe Luna (2022)

de configuração das mensagens a serem enviadas pelo driver e sobre sincronização.

Durante a operação, o microcontrolador pode enviar dois tipos de mensagens diferentes no barramento CAN. Uma mensagem comunica, por meio de 8 bytes, a posição atual e torque atual do mecanismo. Tais dados são essenciais para o funcionamento do jogo de reabilitação, operando como o controlador do objeto do jogo e sendo armazenados como informações para a análise do fisioterapeuta. O segundo tipo de mensagem enviada é direcionada ao Driver e contém dados de corrente esperada a ser aplicada no motor. Esta corrente aplicada realiza o controle de impedância do dispositivo.

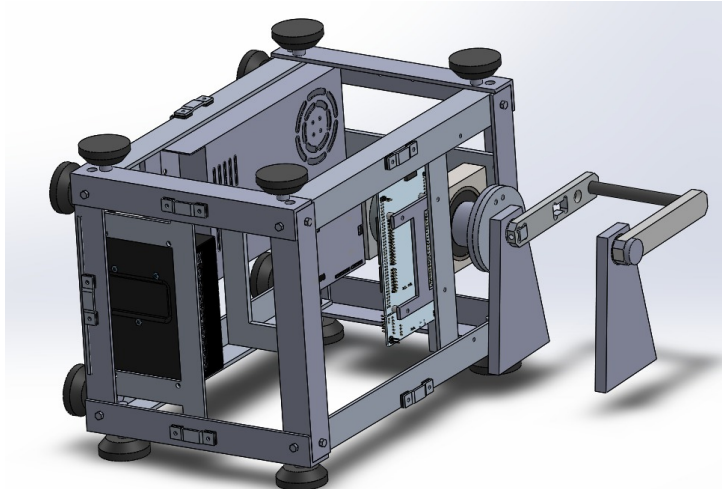
O microcontrolador fica também responsável pela recepção de dois tipos de mensagens diferentes. O microcontrolador recebe informações de posição atual e velocidade do mecanismo a partir de dados de encoder ou sensor HAL do motor. Provenientes do driver, tais dados são informados ao Arduino e usados para o controle de impedância do sistema. A segunda mensagem a ser recebida pelo microcontrolador é proveniente do Arduino, e informa ao microcontrolador qual a tração e posição esperada para o mecanismo.

A figura 14 ilustra as quatro mensagens do barramento CAN pertinentes ao microcontrolador.

10 PROJETO MECÂNICO

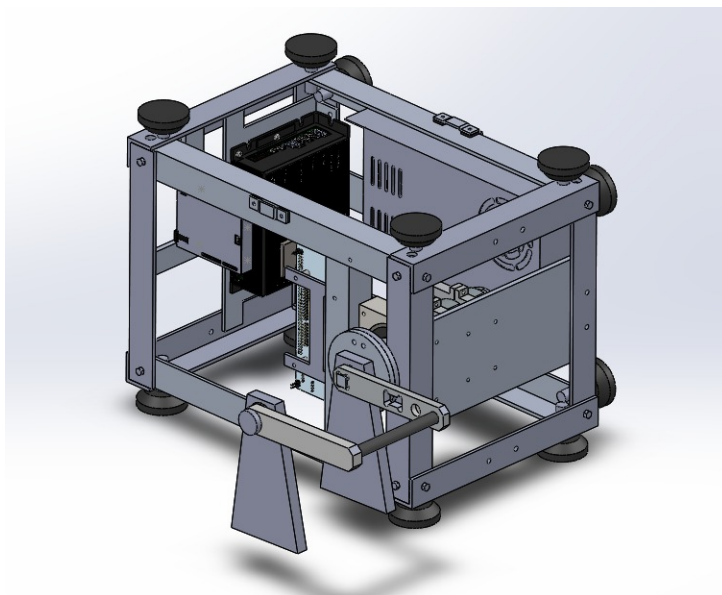
O projeto mecânico do dispositivo foi desenvolvido, como previamente mencionado, por André Siciliano. Foram usados como base os conceitos introduzidos previamente e especificações do projeto. De modo a manter a modularidade, os componente permanentes se encontram dentro de uma caixa metálica, separando claramente os elementos de que interagem com o paciente dos elementos que não devem ter contato.

Figura 15: Vista do Projeto Mecânico



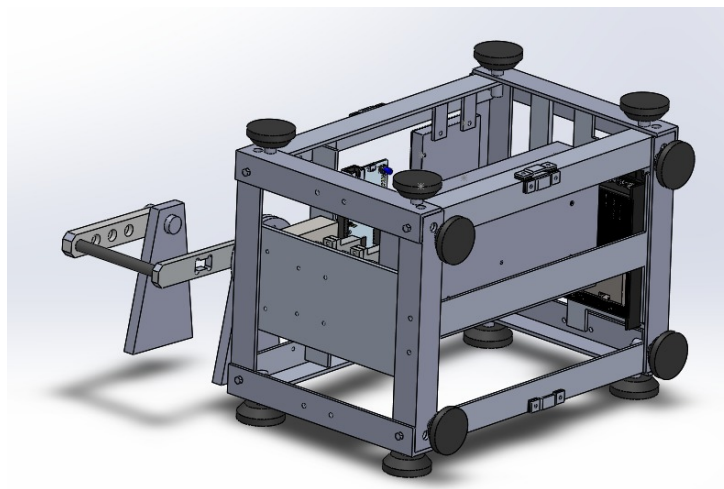
Fonte: André Siciliano (2022)

Figura 16: Vista do Projeto Mecânico



Fonte: André Siciliano (2022)

Figura 17: Vista do Projeto Mecânico



Fonte: André Siciliano (2022)

11 PROJETO DE CONTROLE

Como mencionado anteriormente, o projeto fará o uso de um controle de impedância para a movimentação do motor. Tal método foi escolhido de modo a dar uma maior precisão a tração aplicada no motor, deixando-a no valor necessário para a plena atividade de fisioterapia.

11.1 Controle de Impedância

O controlador de impedâncias funciona por meio da definição de uma tração específica a ser aplicada pelo motor. Este valor pode ser definido pela equação a seguir:

$$\bar{J}\ddot{\theta} + K_v\dot{\theta} + K_p(\theta - \theta_0) = \tau_{ext}$$

onde a \bar{J} refere a inércia do dispositivo, K_v ao coeficiente de amortecimento e K_p ao coeficiente de rigidez. O τ_{ext} pode ser definido como a diferença da tração aplicada pelo paciente, τ_{pac} , com a tração aplicada pelo motor, τ_{mot} . Assim, o valor verdadeiramente manipulado pelo controlador será a tração aplicada pelo motor, definida pelo produto da corrente pela constante de torque do motor. Reescrevendo a equação, podemos separar as componentes, tendo assim a tração do paciente separada da tração do motor.

$$\bar{J}\ddot{\theta} + K_v\dot{\theta} + K_p(\theta - \theta_0) = \tau_{pac} - \tau_{mot}$$

O valor de inércia do dispositivo é inicialmente obtida a partir do software de modelagem 3D e os valores de coeficientes de amortecimento e rigidez são definidos a partir da necessidade do fisioterapeuta. De modo a obter o valor da tração atual aplicada pelo paciente, uma serie de células de carga são aplicadas no dispositivo e sua leitura é

interpretada pelo microcontrolador por meio de um conversor analógico-digital. Por fim, os valores de aceleração, velocidade e posição atual são obtidos por meio do driver do motor.

12 PROJETO DE LÓGICA DE CONTROLE

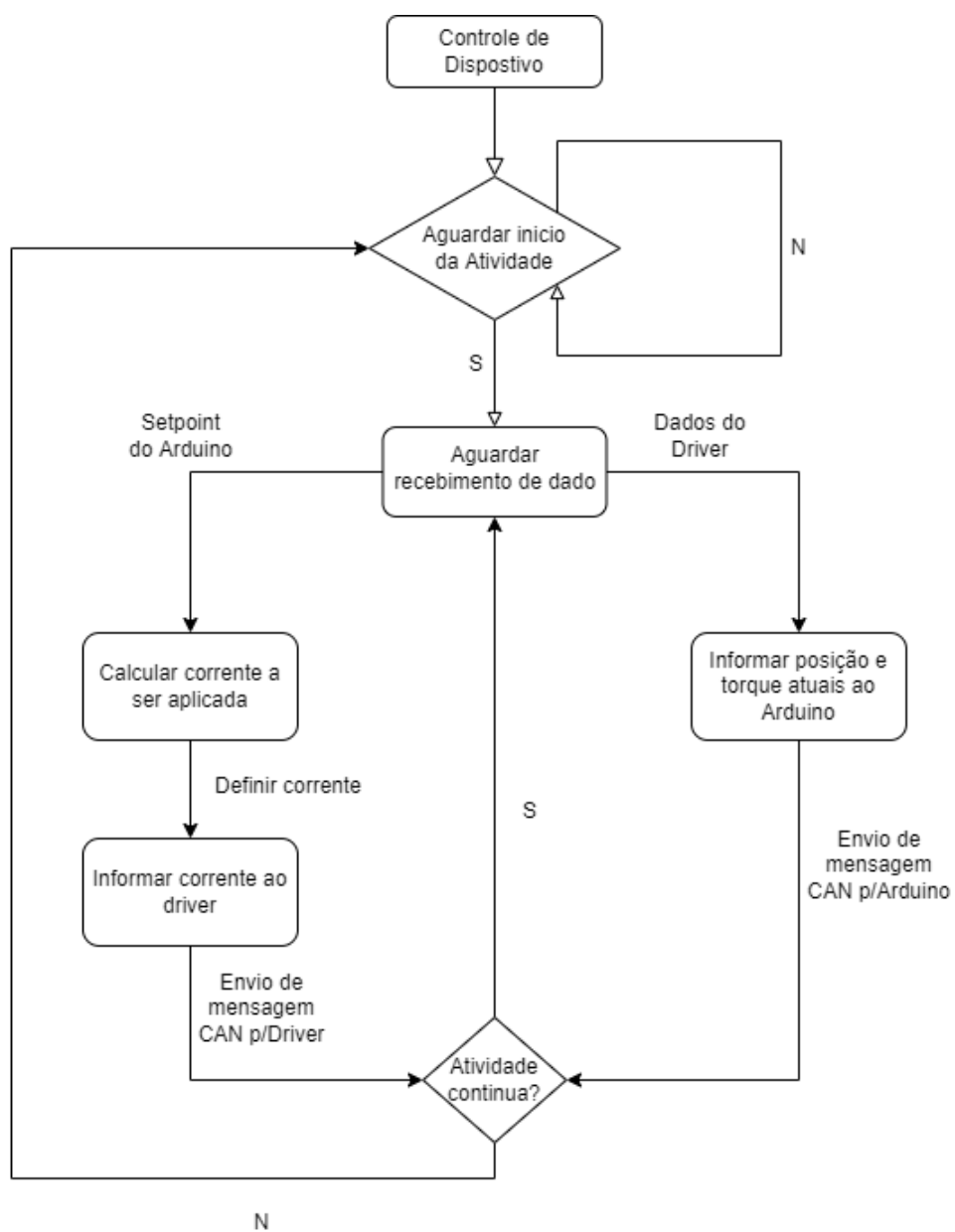
Tendo em mente que o principal objetivo do texto é a implementação do controle de impedância, a partir deste momento, um foco maior será dado a tal elemento do projeto.

Antes de especificar como tal controle é elaborado como código em um microcontrolador, é importante salientar e definir os principais conceitos por trás de tal controle. O controle de impedância busca controlar um sistema afetando a sua impedância específica. Diferentemente de um controle direto de posição, por exemplo, o controle de impedância necessita não só da posição atual do dispositivo como os esforços sendo aplicados nele. Assim, por meio da alteração de constantes específicas relacionadas a massa e a inércia do dispositivo, é possível controlar a massa, inércia, amortecimento e rigidez do dispositivo em si apenas pela aplicação de uma específica corrente no motor.

Primeiramente, é elaborado um diagrama inicial do código é realizado, definindo como a comunicação entre o microcontrolador e outros elementos dentro do barramento CAN. A figura a seguir ilustra o controle, que é implementado em uma simples máquina de estados.

Usando tal diagrama como base, foi elaborado o pseudocódigo referente a lógica do controle de impedância.

Figura 18: Diagrama de Controle



Fonte: Felipe Luna (2022)

Algorithm 1 Pseudo Código de Lógica de Controle

```
1: global variables
2:   constantesGuidao, constantesPunho, constantes
3:   posAtual, setpoint, corrente, tracaoAtual
4: end global variables

5: function COMUNICARDRIVER(constantes, setpoint, posAtual, tracaoAtual)
6:   Enviar mensagem CAN ao Driver com corrente específica
7: end function

8: function COMUNICARARDUINO(posAtual, tracaoAtual)
9:   Enviar mensagem CAN ao Arduino com posição e tração atuais
10: end function

11: dispositivo  $\leftarrow$  0 ▷ Repouso. Atividade ainda não iniciada
12: procedure INTERRUPTÃOARDUINO
13:   if iniciarAtividadePunho then
14:     dispositivo  $\leftarrow$  1
15:   else if iniciarAtividadeGuidao then
16:     dispositivo  $\leftarrow$  2
17:   else if dadosJogo then
18:     setpointAtual  $\leftarrow$  CANArduino ▷ Processar mensagem recebida
19:     COMUNICARDRIVER(constantes, setpoint, posAtual, tracaoAtual)
20:   else if encerrarAtividade then
21:     dispositivo  $\leftarrow$  0
22:   end if
23: end procedure

24: procedure INTERRUPTÃODRIVER
25:   posAtual  $\leftarrow$  CANDriverPos
26:   tracaoAtual  $\leftarrow$  CANDriverTracao
27:   COMUNICARDRIVER(constantes, setpoint, posAtual, tracaoAtual)
28:   COMUNICARARDUINO(posAtual, tracaoAtual)
29: end procedure

30: while 1 do
31:   if !dispositivo then
32:     return ▷ Sem atividade, sem controle de impedância
33:   else
34:     switch dispositivo do ▷ Definir atividade
35:       case 1 ▷ Guidão
36:         constantes  $\leftarrow$  constentesGuidao
37:       case 2 ▷ Punho
38:         constantes  $\leftarrow$  constantesPunho
39:         tracaoAtual  $\leftarrow$  leituraADC
40:     end if
41: end while
```

13 PRÓXIMAS ETAPAS

Em virtude de contratempos e erros no planejamento, o projeto não foi completo no tempo definido. Assim, as próximas etapas irão envolver: A elaboração do código a ser utilizado no microcontrolador; a finalização do dispositivo; a comunicação entre o driver, microcontrolador e Arduino; e a realização de testes do dispositivo.

REFERÊNCIAS

- ACOSTA, A.; DEWALD, H.; DEWALD, J. Pilot study to test effectiveness of video game on reaching performance in stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 48, n. 4, p. 431–444, 2011. Cited By 23. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-79957789236&doi=10.1682/JRRD.2010.04.0052&partnerID=40&md5=e32eef9d2d631bbf3eb9d041630498b8>.
- BIONIK. *InMotion ARM™ :: Bionik Laboratories Corp. (BNKL)*. 2020. Disponível em: <https://www.bioniklabs.com/products/inmotion-arm>.
- BOTELHO, T. et al. Epidemiologia do acidente vascular cerebral no brasil. *Temas em Saude*, v. 16, n. 2, p. 361–377, 2016. ISSN 24472131.
- BURKE, J. et al. Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. *Visual Computer*, v. 25, n. 12, p. 1085–1099, 2009. Cited By 402. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-77953018663&doi=10.1007/s00371-009-0387-4&partnerID=40&md5=c9c3f68a39dae6614695e21eea987134>.
- EEMBC. Embedded Microprocessor Benchmark Consortium. Disponível em: https://www.eembc.org/viewer/?benchmark_seq=2556,1145.
- GAL-ON, S.; LEVY, M. *Exploring CoreMark™ – A Benchmark Maximizing Simplicity and Efficacy*. [S.l.], 2010. Disponível em: <https://www.eembc.org/techlit/articles/coremark-whitepaper.pdf>.
- KHOR, K. et al. A novel haptic interface and control algorithm for robotic rehabilitation of stroke patients. In: . [s.n.], 2014. p. 421–426. Cited By 7. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84899575549&doi=10.1109/HAPTICS.2014.6775492&partnerID=40&md5=54ba2027a91a2095164061d020dc2129>.
- KREBS, H. et al. 24 a wrist extension for mit-manus. In: _____. [S.l.: s.n.], 2006. v. 306, p. 377–390. ISBN 978-3-540-21986-6.
- KREBS, H. et al. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 6, n. 1, p. 75–87, mar. 1998. ISSN 10636528. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/662623/>.
- KREBS, H. I. et al. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for mit-manus. *J NeuroEngineering Rehabil*, v. 1, p. 5, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-1-5>.
- KREBS, H. I. et al. Overview of clinical trials with mit-manus: a robot-aided neuro-rehabilitation facility. *Technology and Health Care*, v. 7, n. 6, p. 419–423, 1999.
- MASSIE, T. The phantom haptic interface: A device for probing virtual objects. 1994.

MICROCHIP. *ATmega640/V-1280/V-1281/V-2560/V-2561/V*. [S.l.], 2014. Disponível em: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/ATmega640-1280-1281-2560-2561-Datasheet-DS40002211A.pdf>.

MIT. *Robotic therapy helps stroke patients regain function* — MIT News — Massachusetts Institute of Technology. 2020. Disponível em: <https://news.mit.edu/2010/stroke-therapy-0419>.

OZGUR, A. G. et al. Iterative design of an upper limb rehabilitation game with tangible robots. In: . [s.n.], 2018. p. 241–250. Cited By 12. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85045144387&doi=10.1145\%2f3171221.3171262&partnerID=40&md5=3f384958dff0e289b2ee6555912f6a8b>.

PORTAS, A.; JUC, D. Interface háptica e ambiente virtual para reabilitação motora. 2017.

SAÚDE SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE, D. d. A. P. E. . . M. d. S. Ministério da. Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral. 2013. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_reabilitacao_acidente_vascular_cerebral.pdf.

SILVA, E. Reabilitação após o AVC. 2013.

STMICROELECTRONICS. *Arm® Cortex®-M4 32-bit MCU+FPU, 225 DMIPS, up to 512 KB Flash/128+4 KB RAM, USB OTG HS/FS, seventeen TIMs, three ADCs and twenty communication interfaces*. [S.l.], 2021. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32f446mc.pdf>.

SYSTEMS, D. *Doctors Practicing on Computers, Not Patients* — 3D Systems. 2020. Disponível em: <https://www.3dsystems.com/learning-center/case-studies/doctors-practicing-computers-not-patients>.

SYSTEMS, D. *Phantom Premium HAPTIC DEVICES*. 2020. Disponível em: <https://www.3dsystems.com/haptics-devices/3d-systems-phantom-premium>.

TAKAHASHI, C. et al. Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain*, v. 131, n. 2, p. 425–437, 2008. Cited By 415. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-38849191141&doi=10.1093\%2fbrain\%2fawm311&partnerID=40&md5=9f4e9407a8ba321ce2885af339d22333>.

TOKUYAMA, Y. et al. Development of a whack-a-mole game with haptic feedback for rehabilitation. In: . [s.n.], 2016. p. 29–35. Cited By 7. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84991105184&doi=10.1109\%2fNicoInt.2016.6&partnerID=40&md5=d15d4118980daec7c890198814f51e9a>.