

Prótese Eletrônica Auxiliar Infantil

Gabriel Genari Carmona

*Programa de Engenharia Eletrônica
Universidade de Brasília - FGA
Brasília, Brasil
gabrielgcarmona@gmail.com*

Tiago Rodrigues Pereira

*Programa de Engenharia Eletrônica
Universidade de Brasília - FGA
Brasília, Brasil
tiagorodriguesp2@gmail.com*

Resumo—Este documento apresenta uma proposta de projeto final para a matéria de Sistemas Operacionais Embarcados, cujo objetivo é de apresentar o desenvolvimento de sistemas embarcados utilizando sistemas operacionais. Consequentemente, o presente relatório, tem a finalidade apresentar uma prótese eletrônica de membro superior projetada para faixa etária de 3 a 7 anos. Com funcionalidade de abrir e fechar a mão com base em sinais eletromiográficos capturados no antebraço de um indivíduo de mão amputada.

I. INTRODUÇÃO

A utilização das próteses ortopédicas são datadas dos tempos mais antigos, sendo o registro mais antigo na Índia Antiga entre 3800 a.C e 1400 a.C [1]. O desenvolvimento delas evoluiu de forma exponencial no último século com a evolução da área biomédica utilizando componentes eletrônicos, alcançando funções de alta complexidade como mecanismos telemétricos eletrônicos de alta complexidade baseados nos joelhos humanos [2].

Conforme a Constituição Brasileira é instituída a Lei Nº 13.146 de Inclusão da Pessoa com Deficiência (Estatuto da Pessoa com Deficiência), destinada a assegurar e a promover, em condições de igualdade, o exercício dos direitos e das liberdades fundamentais por pessoa com deficiência, visando à sua inclusão social e cidadania [3]. Entretanto, grande parte das próteses com funções eletrônicas tendem a preços inacessíveis para a maior parte da população brasileira, onde uma prótese de alta capacidade esteja entre os valores de R\$46.000,00 e R\$190.000,00 [4].

Atualmente as próteses de alta capacidade possuem controle mio-elétrico obtido dos músculos presentes nos membros superiores do usuário, onde normalmente uma cirurgia de reinervação muscular é realizada para aumentar a precisão do controle mio-elétrico. Dessa forma, a prótese auxilia nas funções de segurar objetos e em apoio, onde os modelos mais avançados é possível trocar mão da prótese para realizar tarefas específicas como andar de bicicleta ou praticar ginástica.

Especificamente a população brasileira de deficientes motores com grande dificuldade é constituída por 3.698.929 pessoas, ou cerca de 2% da população brasileira total [5].

Representando um número expressivo de pessoas onde apenas 3%, cerca de 110.000, teriam alguma condição para utilizar alguma prótese de funções eletrônicas [6]. Acrescido a estes fatos, a população infantil, entre 0 e 9 anos, tem-se um número muito menor de deficientes motores que a

população adulta, devido principalmente a uma parte grande dos deficientes não nascem com ela mas adquirem após algum trauma que compromete as funções motoras [5]. Ocasionando uma eventual diminuição no investimento em próteses complexas nesta faixa etária, mesmo sendo as mais críticas para desenvolvimento das funções básicas.

Tornando assim a proposta de uma prótese de baixo custo com função de abrir e fechar para faixa etária de 3 a 7 anos, sendo a movimentação dos dedos realizada por servomotores. Sendo implementado um sistema embarcado que realiza o processamento do sinal de eletromiografia (EMG) capturado no antebraço e controla o gesto de abertura e fechamento da mão.

Uma das funções mais importantes para desenvolvimento de uma prótese é a velocidade de pegada (fechamento da mão), sendo necessário ser rápido o suficiente para uso suave do usuário. Para atividades cotidianas que usam o gesto de pegada a velocidade de flexão varia entre 170 graus/segundo e 300 graus/segundo para usuário normal e para próteses comerciais uma velocidade entre 60-103 graus/segundo. Ou seja, para próteses comerciais o tempo para fechar a mão completamente varia entre 1 e 1,5 segundos [13].

O espectro de EMG inclui sinais que variam de 10 Hz a 1 kHz, principalmente entre 50 e 150 Hz, enquanto a voltagem possui valores de 50 μ V a 9 mV. O sinal de EMG possui níveis elevados de interferência e ruído exigindo um circuito de condicionamento cuidadosamente projetado para permitir a análise do sinal.

O sinal EMG de cada músculo envolve muitas ações potenciais resultando em várias MUAPs (Motor Unit Action Potential) de cada unidade de motor. Desta forma, é possível distinguir o espectro do músculo em função da distância entre os eletrodos e as contrações com níveis de intensidade.

O estímulo para a contração muscular é geralmente um impulso nervoso, que chega à fibra muscular através de um nervo. O impulso nervoso propaga-se pela membrana das fibras musculares (sarcolema) e atinge o retículo sarcoplasmático, fazendo com que o cálcio ali armazenado seja liberado no hialoplasma. Ao entrar em contato com as miofibrilas, o cálcio desbloqueia os sítios de ligação da actina e permite que está se ligue à miosina, iniciando a contração muscular. Assim que cessa o estímulo, o cálcio é imediatamente rebombeado para o interior do retículo sarcoplasmático, o que faz cessar a contração. Dessa forma, esses sinais podem ser captados na

superfície da pele por meio de eletrodos, uma vez que geram diferenças de potencial e consequentemente formam campos elétricos.

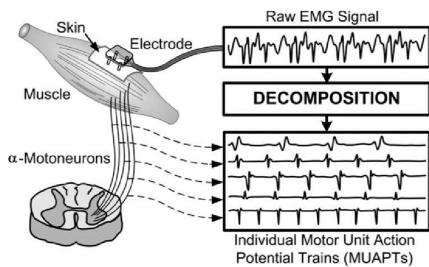


Figura 1: Representação da aquisição de um EMG

Os músculos do antebraço que movimentam o punho, a mão e os dedos são muitos e variados. Esses músculos que integram esse grupo que atua nos dedos são conhecidos como músculos extrínsecos da mão, pois se originam fora da mão e se inserem nela.

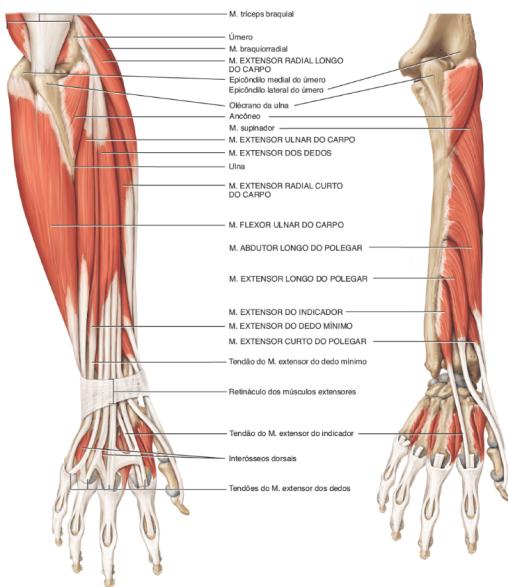


Figura 2: Musculatura do antebraço

Conforme a figura 2 é perceptível que com a grande quantidade de músculos adjacentes para a aquisição das MUAPs existe a influência do *crosstalk*, em que o tem-se o sinal captado em um músculo entretanto o sinal é gerado em outro músculo. Sendo assim, a localização dos eletrodos é de grande importância, pois a localização incorreta pode causar resultados indesejados, assim como aumento de interferências no sistema. Consequentemente, foi analisado que para a melhor aquisição do sinal eletromiográfico, os eletrodos positivo e negativo devem estar adequadamente posicionados enfileirados na parte interna do antebraço, com a mesma distância entre eles conforme a figura 3. Sendo necessário eletrodos como o de tipo de gel sólido com sensor de prata (Ag/AgCl) MP43 circular de 43mm da marca MedPex.



Figura 3: Posicionamento dos eletrodos no antebraço

Existem algumas considerações importantes a serem feitas em relação a qualidade do sinal além do posicionamento dos eletrodos, que são: tipos de fibras musculares, diâmetro das fibras, distâncias entre as fibras, tipo de tecido em cada fibra, ponto de captação do sinal, distribuição espacial das unidades motoras, quantidade de unidades motoras recrutadas e propriedades dos eletrodos utilizados para detecção do sinal. Dessa forma, todos esses fatores podem alterar o sinal de EMG.

II. DESENVOLVIMENTO

A solução proposta de implementar uma prótese de baixo custo para faixa etária de 3 a 7 anos controlada por sinais de eletromiográfica (EMG) temos que os principais objetivos desse projeto são:

- Desenvolver prótese de mão de baixo custo com função de pegar objetos de diferentes tamanhos e formatos;
- Classificar sinais eletromiográficos dos membros superiores do usuário final referentes a movimentos da mão;
- Automatizar processo de abertura e fechamento por meio de software embarcado.

O principal benefício de ser uma prótese com tecnologia de controle mais avançada que realiza a função de pegar e segurar objetos é a abertura de novas possibilidade para quantidade de tarefas que uma criança entre 3 e 7 anos pode fazer com autonomia. Durante essa idade são desenvolvidos a base do convívio social com outras crianças e melhor autonomia motora dos membros superiores em esportes, escrita e outros casos. Como a mecânica do protótipo de prótese é limitado e não é o foco do desenvolvimento atual, a ideia é que a criança se acostume a usar uma prótese com funcionalidade básica de pegar objetos de tamanho médio de até 100 mm de espessura, como usar para andar de bicicleta segurando o guidão.

O escopo proposto é de implementar com base em uma plataforma utilizada de prótese feita em impressão 3D para tamanho reduzido para o público-alvo. Sendo este crianças amputadas de parte de um dos membros superiores na faixa etária entre 3 a 7 anos de idade.

Tendo em vista o escopo do produto e adicionando a limitações de ser um produto de baixo custo, variando entre 800-1500 reais para implementação completa, o principal foco

desse projeto é na solução eletrônica com software embarcado, deixando melhorias mecânicas da prótese de lado.

Além disso, por se tratar de um protótipo inicial e as necessidades burocráticas para fazer testes de equipamentos biomédicos, ou seja, necessidade da liberação para testes externos com pessoas do público alvo seja feita por um conselho de ética os testes serão feitos em escala reduzida. Onde o intuito é de demonstrar que a tecnologia implementada funciona para pessoas sem dificuldades motoras.

A. Requisitos funcionais:

- Abrir e fechar mão robótica com tempo variável;
- Capturar sinais de eletromiografia (EMG);
- Classificar sinais de EMG em aberto e fechado.

B. Requisitos não-funcionais:

- Módulo de controle e processamento utilizar um computador de placa única com sistema operacional;
- Utilizar sistema operacional Linux;
- Módulo de controle e processamento portátil;
- Alimentação dos sistemas deve ser portátil
- Módulo de controle e processamento deve funcionar de forma offline;
- Adquirir sinais de EMG com componentes de frequência de até 800Hz;
- Janelamento do sinal de EMG ser de 500 ms com sobreposição ajustável;
- Programa de processamento e controle em linguagem C/C++;
- Realizar gesto de pegar-e-segurar com velocidade fixa máxima de 1,5 segundos
- Atraso entre recebimento do sinal de EMG para fechamento da mão e o inicia do gesto pegar-e-segurar menor ou igual 2 segundos.

Analizando os requisitos funcionais e não funcionais levantados, as limitações aplicadas pelo escopo geral e os objetivos gerais pode-se afirmar que a principal vantagem do projeto comparado com a solução existente de estado da arte é de ser um produto de baixo custo onde são aplicadas tecnologias semelhantes (controle por sinais de EMG).

C. Descrição de Hardware

O hardware necessário para o projeto é dividido em dois grupos: Mecânico, onde o principal é a prótese e acompanha de todos os componentes mecânicos necessários para movimentação da mão; Eletrônico, que inclui todos os componentes necessários para movimentação da mão, captura e instrumentação do sinal de EMG, processamento e controle usando uma Raspberry Pi e fontes de energia para alimentar todos os componentes.

1) Hardware Mecânico:

- Dimensionamento e impressão 3D da prótese:

Primeiramente é necessário determinar as dimensões médias do braço de uma criança para escolha dos componentes e modelagem 3D da prótese final. Conforme amostragem realizada no desenvolvimento da prótese Cyborg Beast [8], gráfico da

figura 4, podemos definir as dimensões aproximadas para o braço de uma criança com base em um adulto entre 16-20 anos.

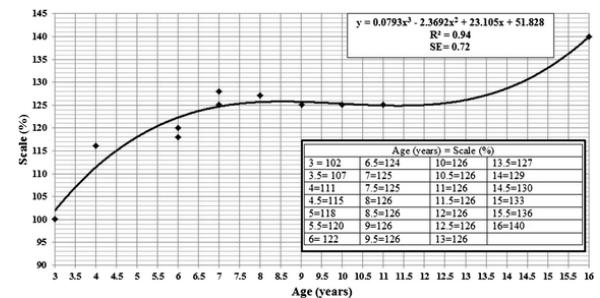


Figura 4: Gráfico mostrando a relação de dimensões da prótese Cyborg Beast em porcentagem conforme a idade [8]

Utilizando como base dos cálculos do gráfico na figura 4 obtemos os valores necessários para a prótese entre as idades almejadas do projeto com base nas dimensões de um dos participantes do projeto. Estas dimensões, tabela I, representam aproximadamente 140% dos tamanhos médios para uma criança entre 3-4 anos.

Tabela I: Dimensões medidas em um participante do projeto com idade de 20 anos, legenda 5

Dimensão	Medição Participante (cm)	Medida final Criança com 4 anos (cm)	Escala (%)
Comp. A	09,00	06,89	76
Comp. B	19,60	14,98	76
Comp. C	21,30	16,28	76
Comp. D	06,50	04,97	76
Área do corte transversal no comp. C	11,93	09,12	76
Área do corte transversal no comp. E	72,70	55,57	76

Conforme obtido na tabela I as dimensões para a prótese de uma criança com idade de 4-5 anos deve ser de aproximadamente 76% da dimensão de um adulto de 20 anos. Como o intuito deste projeto é demonstrar principalmente a implementação do sistema embarcado que realiza o processamento dos dados vindos do circuito instrumentação e controla os servomotores, não cabendo uma análise detalhada do desenho e criação 3D do design de um braço completo, foi utilizado o projeto design de braço do projeto MyPo 2.0 [9] com escala reduzida para 75%.

A diferença de escala de 76% para 75% na impressão 3D final é devido as limitações de comprimento que a impressora 3D usada delimitava para as maiores peças. Abaixo temos a foto da prótese impressa em 3D em sua primeira versão realizada em outra disciplina, figura 6.

- Componentes mecânicos extras:

Para melhorar a aderência no procedimento de fechamento da mão são adicionados borrachas aderentes nas pontas e na

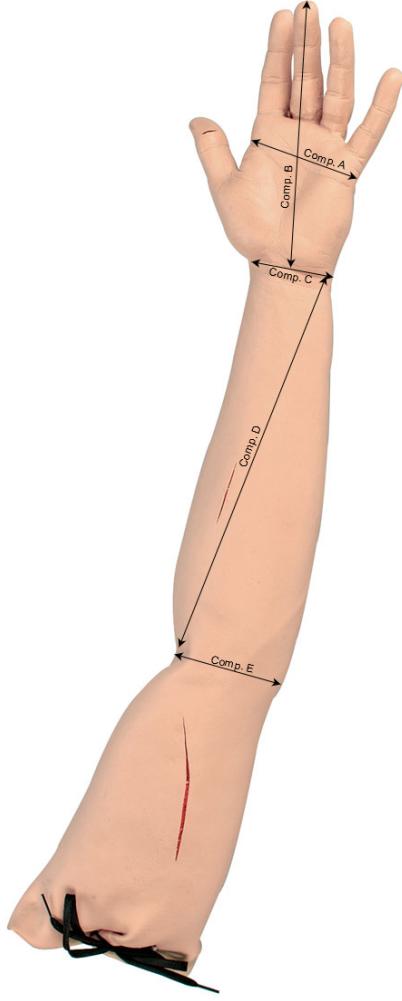


Figura 5: Legenda dos comprimentos medidos na tabela I

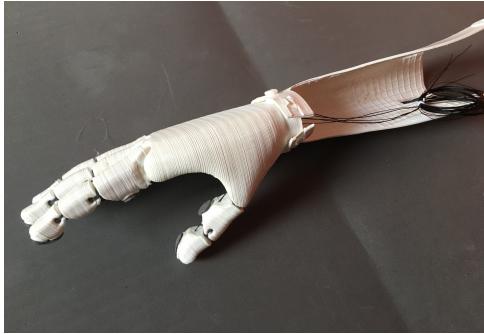


Figura 6: Prótese em 3D para um criança entre 3-5 anos, versão V0 e com base no design MyPo 2.0 [9] (Trabalho realizado em outra disciplina)

peça proximal de cada dedo. Adicionalmente são usados elásticos de ligadura modular de látex empregados na ortodontia como ligamentos e articulações dos dedos na mão.

A movimentação dos dedos é feita a partir de atuadores

tracionando os fios de linha localizados entre as articulações. Sendo assim, são utilizados fios de costura normalmente aplicadas para costura com couro profissional devido as suas propriedades de ótimo acabamento final e resistência à tração mais elevadas, suficientes para suportar a força necessária para movimentação dos dedos realizada por um atuador. Na figura 7 temos uma foto da prótese mostrando em detalhes esses componentes mecânicos na mão.



Figura 7: Enfase das articulações e a borrachas nas pontas dos dedos

Como não existe espaço suficiente de se utilizar um atuador para cada dedo da mão é necessário adicionar um mecanismo que transfere toda a força de um atuador para os 5 dedos simultaneamente. Portanto, foi adicionado a prótese um mecanismo que transforma um atuador, como servomotores, em atuadores lineares. Na figura 8 temos uma foto da prótese mostrando em detalhes o mecanismo utilizado, foi impresso em 3D usando como material PLA branco.

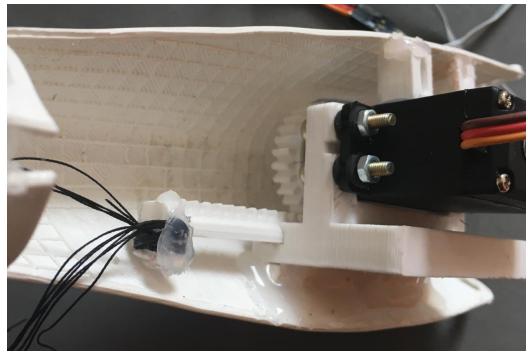


Figura 8: Detalhe do mecanismo ligado ao atuador e os fios de cada dedo

2) Hardware Eletrônico:

Para a parte de *hardware* da solução relacionada a eletrônica se segue o diagrama de blocos geral na figura 20 nos apêndices. Na figura 20 nos apêndices pode ser visualizado o diagrama de blocos geral da solução de *hardware* proposto para solução. Onde está demonstrado de forma geral tanto os principais componentes utilizados como a conexão entre eles.

- **Círcuito Condicionador:**

Para aquisição dos sinal eletromiográfico será necessário a realização de um circuito analógico, o qual amplifica e filtra este com base em 3 pontos específicos que são medidos por eletrodos de contato. O circuito proposto está representado na figura 21 no apêndice.

O circuito proposto é dividido em 6 subcircuitos da seguinte forma:

1) Proteção de entrada e Amplificador de instrumentação

O estágio de proteção de entrada tem como principal funcionalidade proteger o paciente de choques fatais durante a realização do exame de EMG. Seu funcionamento tem como objetivo utilizar diodos de pequenos sinais para deixar o sinal de baixa amplitude advindo dos eletrodos passar mas evitar que possíveis correntes advindas do amplificador operacional, devido a alguma falha elétrica, voltem pelo eletrodo e atinjam o paciente. Enquanto que o estágio com amplificador de instrumentação tem como principal funcionalidade amplificar em grande escala sem adicionar ruído e componente DC o sinal advindo dos eletrodos, e os quais passaram pelo estágio de proteção. Este amplificador é ideal devido sua característica de ser um tipo de amplificador diferencial, tem saída como a diferença de dois sinais de entrada retirando o sinal DC, sem a necessidade da compatibilidade de impedância nos terminais + e -. Adicionalmente tem outras características como tensão DC offset muito baixa, pouca adição de ruído e um ganho de malha fechada muito elevado, sendo esta última a principal função deste estágio.

2) Amplificador Operacional

Esse estágio é formado por um amplificador operacional na configuração diferencial que tem como funcionalidade aumentar a amplitude do sinal de entrada em relação ao sinal de saída dependendo do valor do resistor.

3) Filtro Ativo Passa Alta

O estágio de filtro passa altas tem funcionalidade de filtrar o sinal advindo do estágio de amplificação anterior. Dessa forma possui o ganho na banda passante (H_0) de -1 e frequência de corte (fc) de 39,79 Hz.

4) Filtro Ativo Passa Baixa

Consequentemente, após o filtro as frequências estão mais altas que a faixa de operação típica de um sinal de EMG. Ou seja, teoricamente o intuito é filtrar todas as frequências acima de 600Hz, retirando assim ruídos e interferências que estão afetando o sistema. No caso do filtro projetado tem uma frequência de corte (fc) de 610,33 Hz e ganho na banda passante (H_0) de 2.

5) Integrador

É utilizado um integrador, uma vez que quando a tensão fixa for aplicada como entrada, a tensão de saída cresce sobre um período de tempo, fornecendo uma tensão em forma de rampa.

6) Saída - circuito de correção do Offset

O estágio final de saída requer a adição de resistores

externos no terminal inversor para reduzir a tensão de offset. Entretanto, esse método depende do amplificador operacional e da precisão dos resistores que serão utilizados.

Abaixo temos a lista dos materiais que foram utilizados para o circuito proposto de aquisição do sinal de EMG implementado em placa de circuito impresso (PCB) para componentes de encapsulamento SMD, com inclusão de ferramentas e componentes químicos para confecção da PCB.

- 2 - Resistor de 220Ω 5% - 1/4W;
- 1 - Resistor de $1k\Omega$ 5% - 1/4W;
- 1 - Resistor de $10k\Omega$ 5% - 1/8W;
- 6 - Resistor de $20k\Omega$ 5% - 1/4W;
- 3 - Resistor de $680k\Omega$ 5% - 1/4W;
- 1 - Resistor de $1M\Omega$ 5% - 1/4W;
- 1 - Trimpot linear $500k\Omega$ (3361P-504);
- 4 - Diodo de Silício DL4148;
- 1 - Capacitor cerâmico 50V/1nF MLCC;
- 3 - Capacitor cerâmico 50V/10nF MLCC;
- 1 - Capacitor cerâmico 50V/100nF MLCC;
- 5 - Capacitor cerâmico 50V/ $1\mu F$ MLCC;
- 1 - C.I. INA AD620 (1 Amplificador de Instrumentação);
- 2 - C.I. ADTL084ARZ (4 Amplificadores Operacionais);
- 1 - C.I. 78L05 SMD (Regulador de tensão 5V/140mA);
- 1 - C.I. LM2776 SMD (Switched Capacitor Inverter);
- 7 - Conector pino macho (1x15mm - 180 graus)
- 2 - Bateria de 3.8V/2480mah;
- 1 - Placa de fibra de vidro virgem dupla face 40x70mm.

Para verificação e aprovação da compra dos componentes acima foi realizado um teste do circuito utilizando o software LTSpice. Como as características de amplitude e frequência, assim como o grau de atenuação do sinal amplificado pelos filtros, são as mais importantes para verificação do circuito o mesmo foi testado utilizando um exemplo de sinal de EMG retirado do conjunto de dados de [10].

O sinal utilizado é oriundo de um dos 30 experimentos realizados no candidato 1 (masculino com 22 anos) segurando um objeto esférico apenas para teste com sinal real sem necessidade de validação utilizando todo o conjunto de dados da referência, especificamente canal 1 - experimento 1 - candidato "male-1". Este sinal foi normalizado para $V_{max} \approx 300mV$ e convertido como arquivo áudio utilizando MatLab para simulação no LTSpice. Além disso, o sinal de entrada no circuito, conforme representado na figura 21 localizado no apêndice, foi condicionado para $V_{max} \approx 6mV$ e $V_{offset} \approx 10mV$ para simula-lo com a características de amplitude e deslocamento DC adquiridos superficialmente.

O gráfico da entrada V_{in} e saída após a passagem do filtro passa-banda $V_{out,ip1}$ na figura 9.

• Conversor A/D:

O resultado do circuito condicionador é um sinal amplificado em tempo contínuo. Para ser possível o processamento do sinal resultante é necessário a conversão para um sinal em tempo discreto. Conforme os grandes especialistas na área de processamento sugerem o sinal de EMG tem componentes até

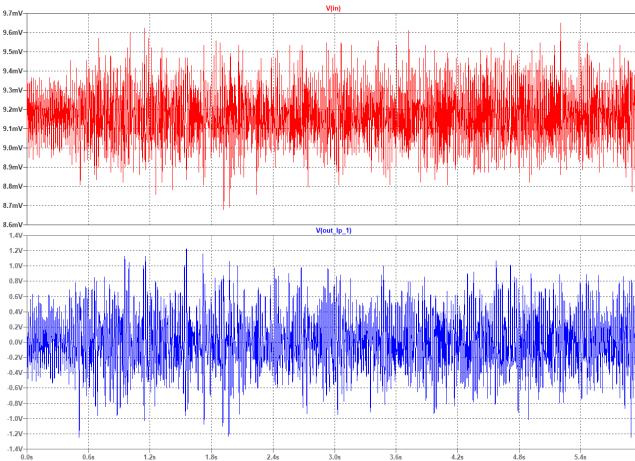


Figura 9: Resultado da simulação

a faixa de 1Khz sendo necessário sua captura com, no mínimo, 2kHz de taxa de amostragem e resolução 12 Bits. Entretanto, como filtra-se o sinal em todas as frequências acima de 600Hz, se utilizará um taxa de amostragem de 1600Hz, que é mais do que o suficiente para se adequar ao teorema de Nyquist. Como a Raspberry não inclui conversor analógico digital que cumpre com requisito de amostragem, resolução e compatibilidade de comunicação foi realizado a compra do módulo ADS1015, esquemático na figura 10 e representação física na figura 11. Este possui as seguintes características:

- Fabricado por Texas Instruments;
- Conversor AD de baixo consumo;
- 12 bits de resolução *noise-free*;
- Faixa de alimentação entre 2.0V a 5.5V;
- Pode operar entre 128 SPS à 3.3 kSPS (*samples per second* - amostras por segundo);
- Compatível com o protocolo *I₂C* - 4 pinos de interface;
- Oscilador interno e baixa tensão de *offset* interna;
- Tem um MUX interno que possibilita 4 entradas analógicas ou 2 entradas diferenciais;
- Entradas tem um faixa entre $\pm 256mV$ e $\pm 6.144V$;
- Inclui um amplificador de ganho programável e um comparador programável;
- Modos de conversão: Contínuo e *Single-Shot* (baixo consumo quando em repouso);

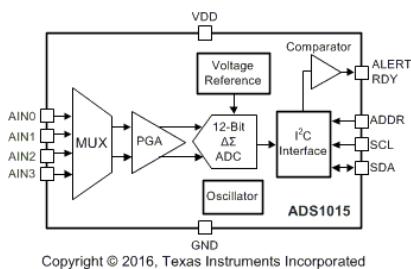


Figura 10: Esquemático do módulo ADS1015



Figura 11: Foto do módulo ADC ADS1015

Entretanto o sinal de EMG analógico proveniente do circuito condicionador inclui componentes de tensão negativas, não sendo convertidas pelo conversor A/D por trabalhar apenas com tensões positivas. Com isso, é necessário adicionar um pequeno divisor de tensão ajustável por potênciometro tipo trimpot para adicionar DC *offset* ao sinal analógico entre 2,5 V e 2,8 V.

• Sistema embarcado:

A funcionalidade do sistema embarcado é realizar pre-processamento digital do sinal advindo do conversor A/D, extrair características do sinal e predizer se o sinal de EMG é para mão aberta ou fechada e enviar o sinal de controle para atuador escolhido que realiza o movimento dos dedos da mão. Em especial, a etapa de extração de características e predição, onde se utiliza o SVM e explicada na seção II-D, requer poder de processamento elevado por ser realizado em tempo real junto ao pre-processamento e controle do atuador.

Como um dos objetivos da disciplina e demonstrar a implementação de sistemas operacionais embarcados onde se usa como exemplo a Raspberry Pi, o modelo escolhido para desenvolvimento inicial como prova de conceito da solução foi a Raspberry Pi 4 B com 4Gbs de memória RAM. Esse modelo em específico foi escolhido por ter sido adquirido por um dos projetistas antes do desenvolvimento desse projeto e ter processador mais rápido que a Raspberry Pi 1, outro modelo que os projetistas já possuem que é equivalente a raspberry pi zero em nível de processamento.

Adicionalmente pode ser citado que esse projeto foi desenvolvido e implementado em um notebook com processador intel i7 e placa de vídeo em um disciplina anterior pois não rodou com velocidade mínima para funcionar em tempo real em uma Raspberry Pi 1.

O armazenamento deve ser suportado em hardware pela *Raspberry Pi*, sendo assim empregado o cartão de memória chamado em inglês de *Secure Digital Card* (SD Card). Dentre diversos modelos SD Card foi escolhido o **SanDisk Extreme** com **32 GBs** de armazenamento e especificação de leitura em até 100 MB/s e escrita de 90 MB/s. Essa escolha foi baseada em um comparativo de velocidade realizado pela imprensa especializada aliada ao preço em fornecedores locais [12].

• Atuador:

O atuador a ser escolhido precisa aplicar força mínima necessária para mover os cinco dedos de forma simultânea, sendo também compatível com as formas de alimentação disponíveis nos componentes selecionados (entre 3.3V e 8.6V). Também existem diversos tipos de atuadores como motor de

passo, motor DC e servomotor onde cada um tem vantagens e desvantagens em relação ao outro.

O tipo de atuador escolhido foi o servomotor por não necessitar de circuitos extras para alimentação e controle, como ponte H para motor DC e *driver* específico para motor de passo. Neste caso, os ruídos elétricos gerados pela adição de mais circuitos elétricos são o maior preocupação devido a alta sensibilidade que o circuito condicionador tem devido ao sinal capturado ser de baixa amplitude de entrada (varia entre 50 μ V a 9 mV).

Dentre os servomotores o escolhido foi o engrenagens metálicas MG995 por ser compatível com os requisitos de força e alimentação elétrica, representação real na figura 12. As especificações técnicas deste componentes são descritas a seguir:

- **Peso:** 55 gramas
- **Dimensões:** 40.7 x 19.7 x 42.9 mm (aproximadamente)
- **Stall Torque:** 8.5 kgf.cm (4.8 V), 10 kgf.cm(6V)
- **Velocidade de Operação:** 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6V)
- **Tensão de Operação:** 4.8 V á 7.2 V
- **Largura de Banda Morta:** 5 μ s

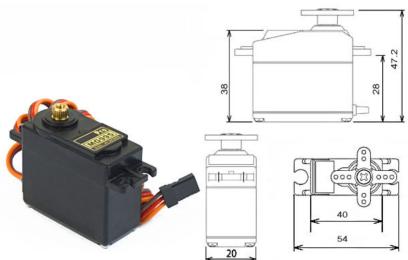


Figura 12: Servomotor MG995 com engrenagens metálicas

• Circuito Desacoplamento:

Existem ruídos que podem alterar e prejudicar os sinais adquiridos por meio do circuito condicionador, entre eles temos os gerados pela movimentação de motores elétricos. No caso dos servomotores esse ruído é de menor amplitude por serem atuadores que são construídos com um circuito interno de controle do motor DC que interpreta o sinal de controle por PWM para movimentação do motor. Este circuito de controle interno normalmente contém algum tipo de isolamento elétrico porém ele não suficiente para evitar em interferência com o circuito condicionador caso estejam na mesma referência.

Dessa forma foi projetado um circuito de desacoplamento entre a referência de alimentação do servomotor e a referência entre os outros componentes como o circuito condicionador. O circuito proposto está representado na figura 22 no apêndice.

Seu funcionamento se baseia no uso de um optoacoplador para isolar as referências. Onde ele se utiliza de luz gerado por um fotodiodo para estimular um fototransistor em um caminho direto, assim isolando o circuito conectado ao fotodiodo e o circuito conectado ao fototransistor. A forma em que os componentes conectados faz com que o sinal de controle por

PWM funcione mesmo quando as referências do servomotor e da Raspberry Pi não estão diretamente conectadas.

• Alimentação:

Para alimentação de todos os componentes deve ser respeitado a faixa de operação e potência consumida de cada um. Também deve se evitar o uso de fontes chaveadas que usam rede elétrica alternada 220/110VAC 50/60Hz pois essas fontes adicionam ruído nas frequências de 50/60Hz (ruído ambiente) no sinal de EMG capturado.

Sendo assim, serão usados 3 fontes de alimentação, onde a primeira é especificamente para a Raspberry Pi, outra para alimentar do restante dos circuitos e a última especificamente o servomotor devido necessidade referência exclusiva para o mesmo. A fonte de alimentação que alimenta a Raspberry Pi 4 é um *powerbank* comercial saída USB C 5V/3A da GeoNav e capacidade 20.000 mAh, modelo PB20KBK. A conexão entre essa fonte e a Raspberry Pi é feita por um cabo USB C macho/USB C macho.

Uma fonte de alimentação foi projetada para alimentar o circuito condicionador e o conversor A/D. Nela se utiliza 2 pilhas de lítio polímero 3,7V em paralelo conectada ao módulo elevador tensão ajustável XL6009 para elevar a tensão de 3,7V para 8,6V, tensão elétrica necessária para funcionamento correto do circuito condicionador. Como a faixa de operação do conversor A/D ADS1015 é entre 3V e 5V é utilizado um regulador de tensão 5V/1A LM7805 para regular a tensão 8,6V para 5V. Para recarregamento das pilhas de lítio sem necessidade de mover as pilhas é utilizado o módulo carregador bateria lítio TP4056, que carrega pilhas de lítio 3,7V aplicando 5V/1A em sua entrada micro USB.

A última fonte de alimentação foi projetada especificamente para faixa de operação do servomotor, ou seja, entre 4.8V e 7.2. Segundo o fabricante quanto maior é a tensão de alimentação do servomotor maior é o torque e a velocidade de operação portanto a saída dessa fonte é de 7,1 V. Ela se assemelha a fonte de alimentação anteriormente descrita, pilhas lítio e módulo XL6009, porém a saída do módulo elevador é regulado para 7,1V. O recarregamento é feito da mesma forma usando o módulo TP4056.

D. Software

Para desenvolvimento inicial da primeira versão foi utilizada a linguagem python 3 e o framework Robot Operating System (ROS) pois foram utilizadas anteriormente para desenvolvimento da primeira versão desse projeto implementada em PC (notebook), assim possibilitando o desenvolvimento e depuração rápida de cada parte do código para versão embarcada.

Para ter maior compatibilidade as últimas versões das bibliotecas do Python 3 e do ROS, o Noetic Ninjemys, foi instalado como sistema operacional o Ubuntu Server 20.04 para a Raspberry Pi4.

O framework ROS utiliza um sistema de nós e tópicos, os nós são programas independentes que são conectados por tópicos de dados. Na figura 23 no apêndice temos o diagrama completo de todos os nós e tópicos que os conectam.

Para a segunda e terceira versão foi utilizado as linguagens C e C++ e utilizado o MQTT, sigla do inglês *Message Queueing Telemetry Transport*, para substituir o ROS por possuir estrutura semelhante de tópicos em que os dados são publicados. A escolha de uso do MQTT foi devido a ser um dos tópicos especiais ensinados na disciplina e, com implementação correta, uma alternativa mais leve para integração entre os subprogramas.

1) *Programa ADC*: O programa foi escrito em C e tem a função de capturar os dados do conversor A/D ADS1015 são capturados e enviados ao tópico dados. O código fonte utilizado está disponível no apêndice código fonte, seção A.

Pseudo-código:

- Abrir conexão I²C com *baudrate* de 500000;
- Declarar tópico "dados" em que os dados recebidos serão publicados;
- Estipular frequência de publicação para 1600Hz com *signal* e *ualarm*;
- Loop até o programa ser desligado:
 - Enviar byte de comando e receber dados I²C;
 - Converter inteiro em string;
 - Publicar valor no tópico "dados".

2) *Programa predictor*: O programa foi escrito em C++ e possui as funções de acumular uma janela de dados, extrair as características dessa janela e utilizá-las para classificar o sinal em aberto e fechado. O código fonte utilizado está disponível no apêndice código fonte, seção A.

Pseudo-código:

- Declarar vetor de tamanho 800 para dados;
- Declarar tópico "prediction" em que a classificação será publicada;
- Declarar tópico "dados" que será lido pelo programa;
- Carregar SVM por meio de xml;
- Função quando dados são recebidos:
 - Descarta a primeira posição do vetor e desloca o vetor;
 - Atribui o valor recebido a ultima posição do vetor;
 - Soma no contador;
 - Se o contador atingir metade da janela:
 - * Extrai características da janela
 - * Classifica as características.
 - * Publica resultado da classificação no tópico *prediction*.
 - Caso contrário, soma um ao contador.

3) *Função de extração de características*: Esta função é responsável por extrair características do sinal recebidas e está contida dentro do programa predictor. As seguintes características são extraídas:

- Valor médio absoluto

$$\sum_n^N \frac{|x|}{N} \quad (1)$$

- Valor RMS

$$\sqrt{\sum_n^N \frac{x^2}{N}} \quad (2)$$

- Variância

$$\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (3)$$

- Média de mudança de amplitude

$$\sum_n^N \frac{|x_n - x_{n-1}|}{N} \quad (4)$$

- Comprimento de forma de onda

$$\sum |x'| \quad (5)$$

- Energia em bandas

Compostos por três filtros digitais que dividem as frequências do sinal em três bandas e determinam sua energia.

Essas características são então retornadas ao código.

Pseudo-código:

- Declarar vetor *float* com parâmetros a serem extraídos
- Função quando dados são recebidos;
- Retirar valor DC do sinal;
- Calcular parâmetros II-D3;
- Retornar parâmetros.

4) *Treinamento SVM*: Para treinar a SVM foram usados arquivos CSV com os dados obtidos. O código fonte utilizado está disponível no apêndice código fonte, seção A.

Pseudo-código:

- Carregar CSV com matriz de dados e etiquetas;
- Declarar matriz de parâmetros;
- Para todos os vetores de dados:
 - Extrair características;
 - Atribuir a coluna na matriz de parâmetros;
- Treinar SVM com matriz de parâmetros;
- Salvar SVM em XML.

5) *Programa de controle*: Esse programa foi escrito em C e tem a função de controlar o servomotor da prótese, abrindo e fechando a mão por meio dos ângulos de 60 graus e -35 graus, respectivamente. O código fonte utilizado está disponível no apêndice código fonte, seção A.

Pseudo-código:

- Declarar tópico "prediction" que será lido pelo programa;
- Declarar o pino GPIO que o sinal de controle PWM é gerado;
- Declarar ângulos máximo e mínimo necessários para fechar e abrir a mão;
- Declarar características do sinal de controle PWM a ser gerado;
- Inicializar configuração do GPIO por acesso a registradores;
- Inicializar o pino GPIO especificado para modo de saída;
- Função quando algum dado é recebido no tópico (*control_callback*):
 - Caso o dado recebido seja inteiro '1' o servomotor é movimentado para ângulo mínimo (abrir mão);

- Caso o dado recebido seja inteiro '1' o servomotor é movimentado para ângulo máximo (fechar mão);
- Caso o dado recebido seja inteiro '3' o servomotor é movimentado para ângulo médio de 0° (mão meio fechada);
- Função movimentar servomotor para ângulo de entrada (*dutyCyclechange*):
 - Calcula *duty_cycle* do sinal PWM nas variáveis t1 e t2;
 - Gera onda quadrada com os tempos t1 e t2 calculados com sequencia "10" aplicando nos registradores especificados;

III. RESULTADOS

A. Circuito condicionador

O circuito condicionador foi implementado em uma placa de circuito impresso (PCB), versão em 3D na figura 14 e versão real na figura 15. Como foi uma implementação realizada na disciplina de Instrumentação Eletrônica antes da pandemia foi possível realizar testes e validar o funcionamento do circuito implementado no osciloscópio. Eles revelaram que o circuito realiza a amplificação do sinal de entrada, assim como reduz o ruído existente. Na figura 13 demonstra o teste realizado no osciloscópio, onde temos como entrada uma senóide $V_{pp} = 21,6 \text{ mV}$ a frequência de 75,30 Hz e como saída uma senóide amplificada e filtrada para $V_{pp} = 6,6 \text{ V}$ a frequência 75,19 Hz.

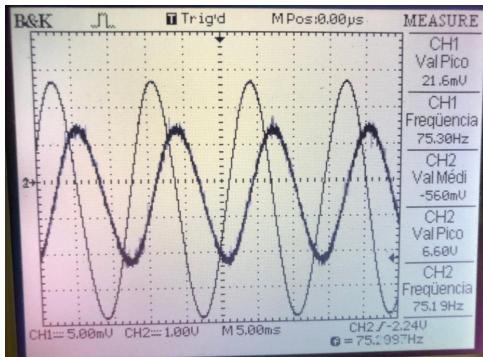


Figura 13: Teste do circuito com uma entrada senoidal

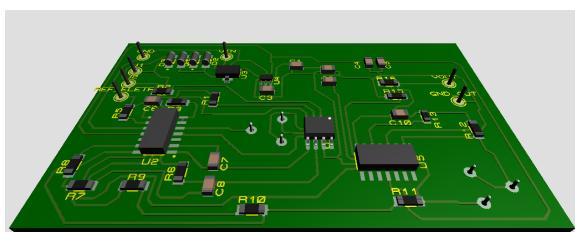


Figura 14: Resultado final da PCB no Proteus

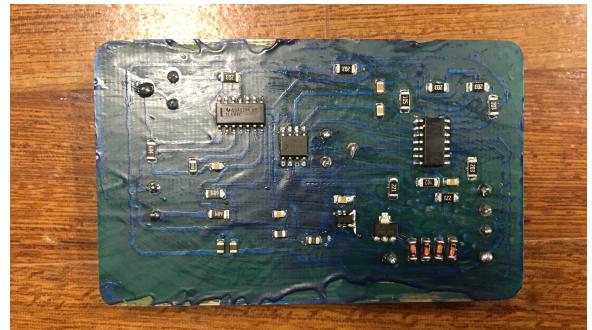


Figura 15: Resultado final da PCB

B. Conversor A/D

Para obter os sinais de EMG com o módulo ADS1015 é necessária uma conexão I²C de alta frequência para atingir a frequência de amostragem de 1600Hz. Entretanto, o código implementado na primeira versão em python 3 concordava com outros processos de processamento, não alcançando a frequência necessária para o critério de Nyquist. Neste caso a frequência de amostragem quando se rodava apenas esse nó foi de aproximadamente 1430 Hz e com os outros nós de processamento e controle abaixava para frequência de aproximadamente 1000 Hz. A frequência de amostragem de um sinal de EMG abaixo do critério de Nyquist causou *aliasing* e impediu o processamento e predição adequada do sinal.

Para solucionar o problema foi utilizado um Arduino Pro mini para capturar os sinais no conversor A/D e enviá-los ao sistema embarcado por meio de protocolo UART. Com isso, a frequência de amostragem atingiu o valor estipulado de 1600 Hz, adquirindo sinais como o representado na figura 16.

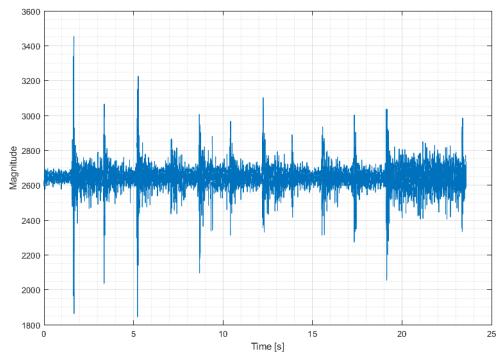


Figura 16: Visualização de sinal de EMG com $f_s = 1600\text{Hz}$ utilizando o eletrodo de superfície descartável - Versão 1 com microcontrolador e comunicação serial UART

No caso do código para captura dos dados diretamente do conversor A/D via I²C, implementado em C, a velocidade de aproximada de 1600Hz foi atingida quando rodando os outros programas simultaneamente. Sendo assim foi removido

a necessidade de usar um microcontrolador Arduino Pro mini como necessário na primeira versão. Porém foi observado outro erro onde o sinal capturado era diferente do esperado, ocasionando a falha na predição do processamento e não funcionamento na segunda versão ao integrar os outros programas.

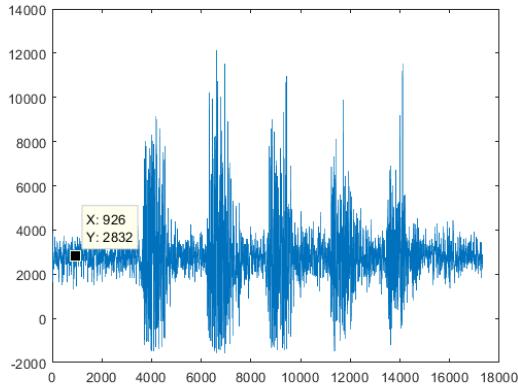


Figura 17: Visualização de sinal de EMG com erros no conversor A/D - Versão 2 com comunicação I²C.

Na terceira versão foram corrigidos os erros de captura do sinal e um exemplo de sinal capturado pode ser observado na figura 18.

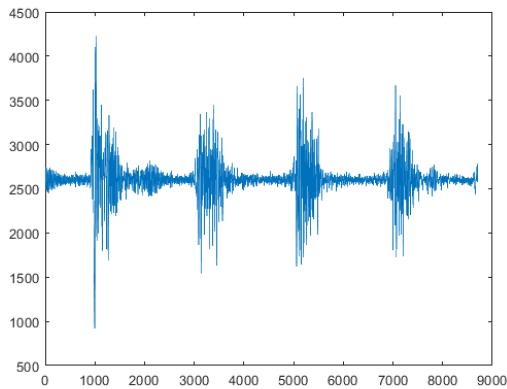


Figura 18: Visualização de sinal de EMG sem erros no conversor A/D - Versão 3 com comunicação I²C.

Os erros na captura solucionados na versão 3 foram os seguintes:

- 1) Mal contato na conexão da referência (*Ground*) entre a Raspberry Pi e os circuitos de captura;
- 2) Local onde estava sendo realizados os testes com ruído elevado na frequência de 60 Hz (advindo de um carregador indução para celular próximo a prótese durante os testes);
- 3) Erro no código de captura dos dados por comunicação I²C;

- Necessário deslocar o valor dos bytes recebidos em 4 para descartar os de teste (4 menos significativos).

C. Processamento de Sinais

Para implementação dos nós de processamento de sinais (accumulator, extraction e predictor) foi necessário atualizar bibliotecas da versão por python 2 previamente utilizada para python 3. Consequentemente foi necessário gerar novamente o arquivo de treinamento de SVM para python 3, devido a não funcionar por python 2.

Para testar e validar que o código atualizado e novo arquivo de treinamento de SVM gerado funcionam como anteriormente foi aplicado um sinal de EMG previamente adquirido e gravado no *framework ROS* em um arquivo .bag. Durante o teste é solicitado no terminal a visualização do tópico *servo/action*, observando se os resultados estão condizentes com o esperado ('1' caso mão aberta e '-1' caso mão fechada).

Utilizando os dados obtidos dos integrantes foi possível treinar uma SVM com os dados extraídos. Após rodar um teste de classificação baseado em k-fold foi obtida uma acurácia de 90.13% e uma precisão de 91.54%. Para que esses resultados melhorem, se torna necessária a utilização de mais sinais para treino.

D. Controle do Servomotor

Para teste e validação do código implementado primeiro temos a necessidade de validar se o sinal PWM gerado condiz para controle de um servomotor, teste realizado usando microservo 9g SG90. Esse teste é necessário fazer uma pequena alteração no código do nó *control* comentando a leitura do tópico *servo/action* e descomentando o *Node loop*. Nesse código é requisitado qual ângulo que se deseja movimentar o servo (entre 0 e 180 graus), é aplicado, solicita novo ângulo após servomotor ter sido movimentado. Os ângulos testados foram de ordem crescente e decrescente de 0-180 graus, avaliando com o ângulo gerado no servomotor.

Após validação que os parâmetros de geração do PWM funcionam é restaurado a funcionalidade anterior do tópico. No segundo teste é validado se o nó aplica os ângulos máximos e mínimos ao receber respectivo dado no tópico *servo/action*. Foram feitos diversos envios de dados para o tópico e o comportamento do servomotor é compatível com a aplicação.

O terceiro teste integra o nó de controle com os nós de processamento de sinais, aplicando um sinal de EMG previamente adquirido conforme descrito em um dos testes dos nós de processamento descritos na seção III-C. O resultado desse teste cumpriu o requisito de, a partir de um sinal de EMG, o código conseguiu processar e controlar o servomotor para posição de angulo que a mão é fechada ou aberta.

Após confirmação que todas as rotinas de controle funcionam conforme esperado foi substituído o microservo 9g SG90 pelo o servomotor que será utilizado e foi previamente instalado na prótese, servomotor MG995. Todos os 3 testes anteriores foram repetidos para garantir que os ângulos previamente obtidos funcionam para o servomotor definitivo alimentado com tensão maior de 7.1 V, observando a movimentação dos

dedos da mão ao invés do ângulo. Durante os testes não foram encontrados problemas mas foi alterado o ângulo mínimo de 45° pra 60° para evitar a aplicação de força excessiva pelo servomotor.

E. Circuito de Desacoplamento

Para simulação e validação que o circuito funciona foi utilizado o PROTHEUS 8.9 que inclui internamente um simulador de microcontroladores Arduino 328p. Usando na simulação do circuito proposto na figura 22 no apêndice e código exemplo compilado para controle de servos *Sweep* foi possível observar a movimentação do servomotor simulado entre os ângulos de 90° e -90°.

Para teste e validação do circuito primeiro é necessário validar se o sinal PWM aplicado na entrada gera a mesma resposta na saída, ao isolar as referências pelo uso do optoacoplador. Neste caso, foi montado o circuito usando os seguintes componentes:

- 1 - Protoboard de 830 pontos
- 1 - Resistor de 220Ω 5% - 1/4W;
- 1 - Resistor de 560Ω 5% - 1/4W;
- 2 - Resistor de $1k\Omega$ 5% - 1/4W;
- 2 - Resistor de $2.2k\Omega$ 5% - 1/4W;
- 2 - Resistor de $5.6k\Omega$ 5% - 1/4W;
- 1 - Transistor NPN BC337;
- 1 - Transistor NPN 2N2222;
- 1 - Transistor NPN 2N3904;
- 1 - Optoacoplador C.I. EL817;
- 1 - Optoacoplador C.I. 4N25;
- 1 - Optoacoplador C.I. 4N35;
- 1 - Optoacoplador C.I. MOC3022;
- 1 - LEDs difuso vermelho (5mm);
- 1 - Mini servomotor SG90;
- 1 - Multímetro Minipa ET-2082E;

O primeiro teste foi montado conforme circuito da figura 22, nos apêndices, sendo conectado o pino de saída do PWM (GPIO 17) da Raspberry Pi na entrada, saída o pino de dados do servomotor SG90, e usado optocoplador EL817. Para alimentação é conectado entrada positiva +5V e GND da raspberry pi no lado em que o sinal é gerado e fonte de 5V/1A no lado em que o servomotor recebe os dados.

O resultado do teste foi falho e o servomotor não se movimentava. Foi adicionado o led vermelho em série com resistor de $1k\Omega$ no lugar do servomotor, observando se a intensidade de cor mudava e indicando que estaria funcionando. O novo teste usando led foi observado mudança de intensidade porém não funcionou trocando pelo servomotor novamente. Em seguida, foram realizados diversos testes trocando o optoacoplador, o transistor e os resistores em ambos os lados não obtendo sucesso.

Para o próximo ponto de controle será testado novamente o circuito porém analisando a entrada e saída em um osciloscópio que os integrantes tem acesso ocasional. Caso não seja obtido sucesso será removido o uso desse circuito da montagem final pois não seu uso não é necessário para funcionamento do projeto. Devido a forma que os componentes são montados

atualmente, em que servomotor e o circuito condicionador são alimentados por fontes de alimentação diferentes, o ruído é mínimo e o preditor está funcionando de forma normal.

F. Integração

Com todos integração dos componentes foram todos conectados entre segundo o diagrama de bloco geral, figura 20 nos apêndices, obtendo como resultado o sistema na figura 19.

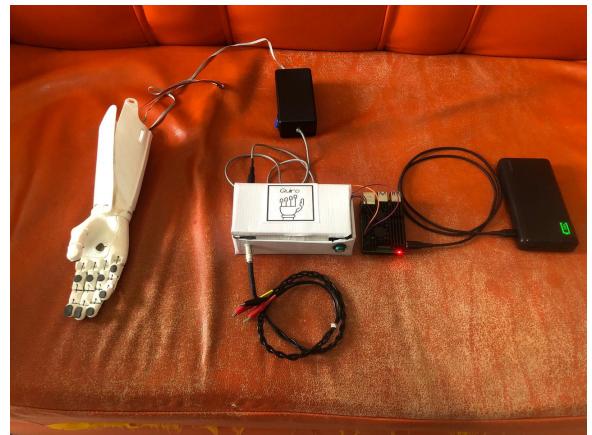


Figura 19: Sistema Quiro com todos os componentes integrados

Para teste de integração todo o sistema é ligado e são colocados e conectados os eletrodos na posição do antebraço, conforme explicado anteriormente e visualizado na figura 3. Em seguida, é ativado por terminal SSH o programa de processamento e controle na Raspberry Pi e realizado uma série de movimentos de abertura e fechamento da mão com o braço apoiado em uma superfície para evitar geração de outros sinais de EMG que não estão relacionados a movimentação da mão.

O teste de integração foi aplicado em ambos integrantes desse projeto, adultos do sexo masculino de 22 e 23 anos, e observado o bom funcionamento caso eletrodos forem colocados recentemente e na posição correta. No caso em que são usados eletrodos reutilizados é observado a ocorrência de comportamentos falso-positivo no caso de fechar a mão. Primeiro é realizado um teste apenas com a abertura e fechamento da mão em intervalos de 4 segundos e, em seguida, testes para segurar uma bola com diâmetro de 40mm e 4g de peso.

No caso da primeira versão usando Python 3 e o ROS foi obtido sucesso no funcionamento da prótese por sinal de EMG e na segunda versão, em C, C++ e MQTT, não funcionou devido erro anteriormente descrito na captura dos dados do conversor A/D. Na terceira versão, onde foram corrigidos os erros da versão 2, foi obtido sucesso no funcionamento da prótese.

IV. CONCLUSÕES

Foi possível observar que o desenvolvimento do sistema de forma completamente embarcada no raspberry pi é viável. Entretanto é necessário o uso de linguagem C para otimizar a

captura de dados e todo o processamento no sistema, pois a concorrência de recursos de processamento no sistema entre os programas escritos em python atrapalharam a frequência de amostragem tornando o processamento inviável.

Todos os programas antes implementados em python 3 foram bem sucedidos na tradução para C e C++ com uso do opencv para SVM. Após correção dos erros da versão 2 foi implementado com sucesso uma versão funcional em C e C++ para a Raspberry Pi 4 atendendo as funcionalidades propostas.

Para o próximo ponto de controle será realizado uma análise de performance entre a versão em python com ROS e a versão atual usando C e C++ com OpenCV, sendo também realizado otimizações e ativação automática ao ligar a Raspberry Pi. Por fim, será realizado tentativa de troca da RPi 4 pela RPi 1 para testar se continua com performance semelhante, pois o sucesso indica que é possível trocar a RPi 4 por uma RPi Zero sem perda de funcionalidade (mais compacta).

Os códigos atualmente implementados e futuras alterações estão disponíveis para consulta em [Repositório GitHub - Quiro - embedded_emg_prosthesis](#).

REFERÊNCIAS

- [1] PARATLETISMO, Braskem. Evolução das próteses na Linha do Tempo. Disponível em: <<https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico>>. Acesso em: 22 fev. 2021.
- [2] Morris, Beverly A., et al. e-Knee: evolution of the electronic knee prosthesis: telemetry technology development. JBJS 83.2s uppl 1 (2001): S62-66
- [3] Lei Brasileira 13.146 de Inclusão da Pessoa com Deficiência. Disponível em: <<https://www2.camara.leg.br/login/fed/lei/2015/lei-13146-6-julho-2015-781174-normaactualizada-pl.html>>. Acesso em: 22 fev. 2021
- [4] OTTOBOCK. Empresa de próteses. Próteses de Membro Inferior. Disponível em: <<https://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-superiores>>. Acesso em: 22 fev. 2021.
- [5] IBGE. Censo Demográfico 2010. <Disponível em: <http://www.ibge.gov.br>> Acesso em 23 fev. 2021.
- [6] ABOTEC. Associação Brasileira de Ortopedia Técnica. Avaliação de acessibilidade da população para próteses. Disponível em: <<http://www.abotec.org.br/novosite/index.html>>. Acesso em: 23 fev. 2021.
- [7] DUFF, Susan V. et al. Innovative evaluation of dexterity in pediatrics. Journal of Hand Therapy, v. 28, n. 2, p. 144-150, 2015.
- [8] ZUNIGA, Jorge et al. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. BMC research notes, v. 8, n. 1, p. 10, 2015.
- [9] Myo & PO, MyPo 2.0 . "Disponível em: <https://www.thingiverse.com/thing:2409406>". Acesso em 23 fev. 2021 .
- [10] C. Sapsanis, G. Georgoulas, A. Tzes, D. Lymberopoulos, e.g. Improving EMG based classification of basic hand movements using EMD in 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 13 (EMBC 13), July 3-7, pp. 5754 - 5757, 2013. "Disponível em: <https://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/sEMG+for+Basic+Hand+movements>". Acesso em 24 fev de 2021 .
- [11] ALKAN, Ahmet; GÜNEY, Mücahid. Identification of EMG signals using discriminant analysis and SVM classifier. Expert systems with Applications, v. 39, n. 1, p. 44-47, 2012.
- [12] DRAMBLE, R. P. microSD Card Benchmarks. 2020. [Online; Acessado em 01 março 2021]. Disponível em: <<https://www.pidramble.com/wiki/benchmarks/microsd-cards>>.
- [13] P. Wattanasiri, P. Tangpornprasert and C. Virulsri, "Design of Multi-Grip Patterns Prosthetic Hand With Single Actuator," in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 26, no. 6, pp. 1188-1198, June 2018, doi: 10.1109/TNSRE.2018.2829152.

APÊNDICE IMAGENS

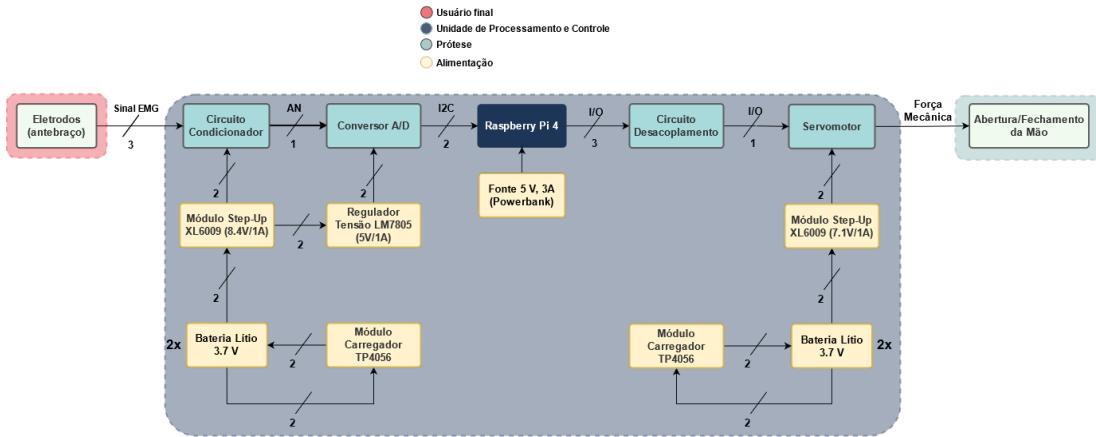


Figura 20: Diagrama de Blocos da Solução

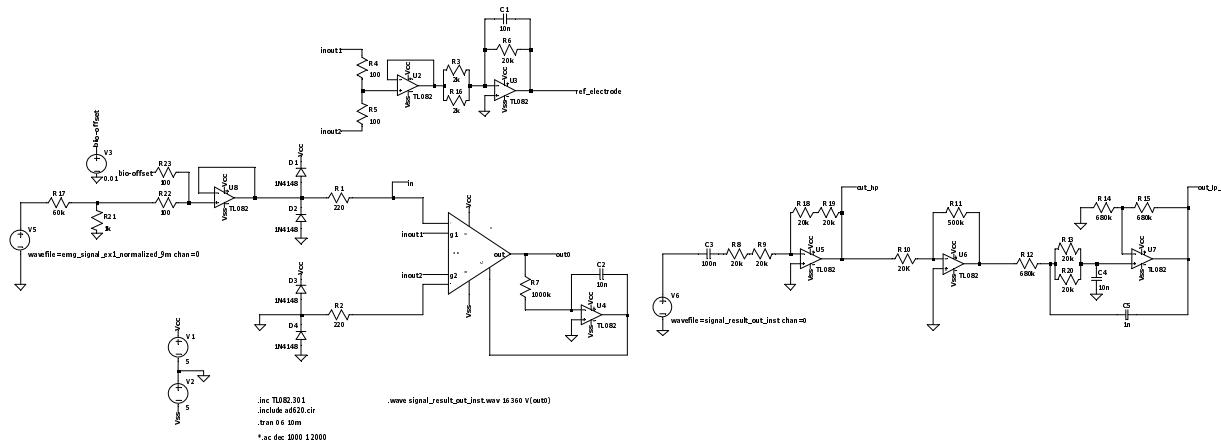


Figura 21: Circuito de captura e condicionamento proposto

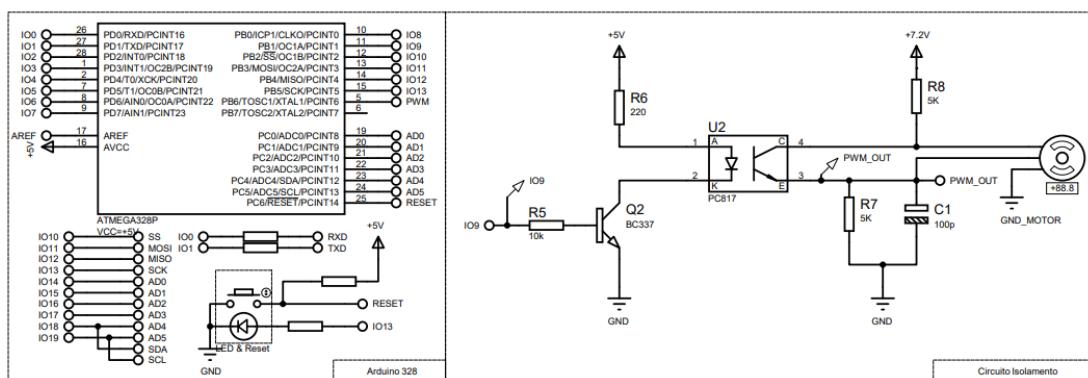


Figura 22: Circuito de desacoplamento proposto



Figura 23: Diagrama de nós e conexões do projeto

APÊNDICE
CÓDIGO FONTE

• Programa adc - /PC3/ads.c - [Link](#)

```

1 #include <stdio.h>
2 #include <stdlib.h>
3 #include <unistd.h>
4 #include <string.h>
5 #include <signal.h>
6 #include <linux/i2c-dev.h>
7 #include <sys/ioctl.h>
8 #include <fcntl.h>
9 #include <time.h>
10 #include <MQTTClient.h>
11 #include "ads1115_rpi.h"
12
13 #define TEMPO 625
14
15 #define MQTT_ADDRESS      "tcp://127.0.0.1:1883"
16
17 #define CLIENTID          "ads"
18
19
20 #define MQTT_PUBLISH_TOPIC      "dados"
21 #define MQTT_SUBSCRIBE_TOPIC    "MQTTClientSubTopic"
22
23 MQTTClient client;
24 int i=0;
25 int k=0;
26 int t=0;
27 int ant=0;
28
29 void publish(MQTTClient client, char* topic, char*
30 payload) {
31   MQTTClient_message pubmsg =
32     MQTTClient_message_initializer;
33
34   pubmsg.payload = payload;
35   pubmsg.payloadlen = strlen(pubmsg.payload);
36   pubmsg.qos = 0;
37   pubmsg.retained = 0;
38   MQTTClient_deliveryToken token;
39   MQTTClient_publishMessage(client, topic, &pubmsg
40 , &token);
41   MQTTClient_waitForCompletion(client, token, 1000
42 L);
43 }
44
45 void capturaDados(){
46   char n[10];
47   unsigned int dados;
48
49   dados = readVoltage(0);
50   sprintf(n, "%d", dados);
51   publish(client, MQTT_PUBLISH_TOPIC, n);
52   k++;
53   t=time(NULL);
54   if(t-ant == 1){
55     printf("Freq: %dHz\n",k);
56     k=0;
57   }
58   ant=t;
59 }
60
61 int main(void) {
62   int rc;
63   int lei;
64   MQTTClient_connectOptions conn_opts =
65     MQTTClient_connectOptions_initializer;
66   MQTTClient_create(&client, MQTT_ADDRESS, CLIENTID,
67     MQTTCLIENT_PERSISTENCE_NONE, NULL);

```

```

64   rc = MQTTClient_connect(client, &conn_opts);
65
66   if (rc != MQTTCLIENT_SUCCESS)
67   {
68     printf("\n\rFalha na conexao ao broker MQTT.
69     Erro: %d\n", rc);
70     exit(-1);
71   }
72
73   if(openI2CBus("/dev/i2c-1") == -1)
74   {
75     return EXIT_FAILURE;
76   }
77   setI2CSlave(0x48);
78   signal(SIGALRM, capturaDados);
79   alarm(TEMPO,TEMPO);
80   while(1)
81   {
82   }
83
84   return EXIT_SUCCESS;
85 }

```

• Programa predictor - /PC3/predictor.cpp - [Link](#)

```

1 #include <stdlib.h>
2 #include <stdio.h>
3 #include <string.h>
4 #include <MQTTClient.h>
5 #include <time.h>
6 #include <iostream>
7 #include <armadillo>
8 #include <opencv2/core.hpp>
9 #include <opencv2/imgproc.hpp>
10 #include "opencv2/imgcodecs.hpp"
11 #include <opencv2/highgui.hpp>
12 #include <opencv2/ml.hpp>
13 #include "lib/sigpack/sigpack.h"
14
15 // using namespace std;
16 using namespace arma;
17 using namespace sp;
18 using namespace cv;
19 using namespace cv::ml;
20
21 #define WINDOW 800
22
23 #define MQTT_ADDRESS      "tcp://127.0.0.1:1883"
24
25 #define CLIENTID          "test"
26
27
28 #define MQTT_PUBLISH_TOPIC      (char*) "prediction"
29 #define MQTT_SUBSCRIBE_TOPIC    (char*) "dados"
30
31
32 MQTTClient client;
33 Ptr<SVM> svm = SVM::create();
34
35 // int window[WINDOW]={0};
36 colvec window(WINDOW, fill::zeros);
37 int counter=0;
38
39
40 double energia(vec b, vec a, colvec x){
41   IIR_filt<double, double, double> iir_filt;
42   iir_filt.set_coeffs(b, a);
43   colvec Y1 = iir_filt.filter(x);
44   double y1 = norm(Y1,2);
45   y1 = y1*y1;
46   return y1;
47 }

```

```

49 colvec extraction(colvec x){
50     colvec parameters(8, fill::zeros);
51
52     x=x-mean(x);
53     // Valor medio absoluto
54     parameters(0)=mean(abs(x));
55     // Valor RMS
56     parameters(1)=sqrt(sum(square(x))/WINDOW);
57     //Waveform length
58     parameters(2)=sum(abs(diff(x)));
59     // Variancia
60     parameters(3)=var(x);
61     // Average Amplitude Change
62     double Y = 0;
63     for (int i = 0; i < WINDOW - 2; i++)
64     {
65         Y = Y + abs(x(i+1)-x(i));
66     }
67     parameters(4)=Y;
68     // Energia em bandas
69     double y1;
70     double tot = norm(x,2);
71     tot = tot*tot;
72
73
74
75     vec b = {2.44897128e-09, 3.67345692e-08,
76             2.57141984e-07, 1.11428193e-06,
77             3.34284579e-06, 7.35426075e-06, 1.22571012e
78             -05, 1.57591302e-05,
79             1.57591302e-05, 1.22571012e-05, 7.35426075e
80             -06, 3.34284579e-06,
81             1.11428193e-06, 2.57141984e-07, 3.67345692e
82             -08, 2.44897128e-09};
83
84     vec a = { 1.00000000e+00, -8.94097666e+00,
85             3.81274598e+01, -1.02595239e+02,
86             1.94421048e+02, -2.74396921e+02,
87             2.97560724e+02, -2.52180163e+02,
88             1.68238453e+02, -8.82785479e+01,
89             3.61095963e+01, -1.12999558e+01,
90             2.61723273e+00, -4.23343031e-01,
91             4.27414269e-02, -2.02960157e-03};
92     y1=energia(b,a,x);
93     parameters(5)=y1 / tot *100;
94
95     vec b1 = { 1.31247236e-05, 0.00000000e+00,
96             -1.18122513e-04, 0.00000000e+00,
97             4.72490051e-04, 0.00000000e+00,
98             -1.10247679e-03, 0.00000000e+00,
99             1.65371518e-03, 0.00000000e+00,
100            -1.65371518e-03, 0.00000000e+00,
101            1.10247679e-03, 0.00000000e+00,
102            -4.72490051e-04, 0.00000000e+00,
103            1.18122513e-04, 0.00000000e+00,
104            -1.31247236e-05};
105
106     vec a1 = { 1.00000000e+00, -9.68593127e+00,
107             4.69901672e+01, -1.50739975e+02,
108             3.56909439e+02, -6.60502621e+02,
109             9.88073702e+02, -1.21982331e+03,
110             1.25851221e+03, -1.09246913e+03,
111             7.99555480e+02, -4.92238937e+02,
112             2.53142229e+02, -1.07374086e+02,
113             3.67952917e+01, -9.85240606e+00,
114             1.94788749e+00, -2.55100758e-01,
115             1.68137718e-02};
116
117     y1=energia(b1,a1,x);
118     parameters(6)=y1 / tot *100;
119
120     vec b2 = { 9.17785774e-09, 0.00000000e+00,
121             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
122             8.35185054e-07, 0.00000000e+00,
123             -3.34074022e-06, 0.00000000e+00,
124             9.18703559e-06, 0.00000000e+00,
125             -1.83740712e-05, 0.00000000e+00,
126             2.75611068e-05, 0.00000000e+00,
127             -3.14984077e-05, 0.00000000e+00,
128             2.75611068e-05, 0.00000000e+00,
129             -1.83740712e-05, 0.00000000e+00,
130             9.18703559e-06, 0.00000000e+00,
131             -3.34074022e-06, 0.00000000e+00,
132             8.35185054e-07, 0.00000000e+00,
133             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
134             9.17785774e-09};
135
136     vec a2 = { 1.00000000e+00, -3.75618537e+00,
137             1.49160032e+01, -3.64590663e+01,
138             8.62006102e+01, -1.58929766e+02,
139             2.79121488e+02, -4.14409137e+02,
140             5.84695352e+02, -7.23468409e+02,
141             8.51082988e+02, -8.94437527e+02,
142             8.94426960e+02, -8.06151007e+02,
143             6.91695461e+02, -5.36216565e+02,
144             3.95715767e+02, -2.63000210e+02,
145             1.66317800e+02, -9.38008369e+01,
146             5.03045394e+01, -2.35910290e+01,
147             1.05214957e+01, -3.94854217e+00,
148             1.41484447e+00, -3.92253746e-01,
149             1.05899399e-01, -1.73361510e-02,
150             3.06405453e-03};
151     y1=energia(b2,a2,x);
152     parameters(7)=y1 / tot *100;
153     return parameters;
154 }
155
156 cv::Mat<double> to_cvmat(const mat &src)
157 {
158     return cv::Mat<double>{int(src.n_cols), int(src.n_rows), const_cast<double*>(src.memptr())};
159 }
160
161 void publish(MQTTClient client, char* topic, char* payload) {
162     MQTTClient_message pubmsg =
163     MQTTClient_message_initializer;
164
165     pubmsg.payload = payload;
166     pubmsg.payloadlen = strlen((char*)pubmsg.payload);
167
168     pubmsg.qos = 0;
169     pubmsg.retained = 0;
170     MQTTClient_deliveryToken token;
171     MQTTClient_publishMessage(client, topic, &pubmsg,
172     &token);
173     MQTTClient_waitForCompletion(client, token, 1000
174 L);
175 }
176
177 int on_message(void *context, char *topicName, int
178 topicLen, MQTTClient_message *message) {
179     char n[10];
180
181     for (int i = 0; i < WINDOW-2; i++)
182     {
183         window(i)=window(i+1);
184     }
185     char* payload = (char*)message->payload;
186     window(WINDOW-1)= atoi(payload);
187
188     if(counter == WINDOW/2){
189         counter = 0;
190         covec parametros = extraction(window);
191         cv::Mat param_cv= to_cvmat(parametros);
192         param_cv.convertTo(param_cv,CV_32F);
193         double predicao = (double) svm->predict(
194

```

```

param_cv);
    sprintf(n,"%d",(int)predicao);
    char* p = (char*)n;
    publish(client , MQTT_PUBLISH_TOPIC, p);

} else
    counter++;

MQTTClient_freeMessage(&message);
MQTTClient_free(topicName);

return 1;
}

int main(int argc , char *argv[])
{
    int rc;
    svm = SVM::load("maquina.xml");
    MQTTClient_connectOptions conn_opts =
        MQTTClient_connectOptions_initializer;

MQTTClient_create(&client , MQTT_ADDRESS, CLIENTID
    , MQTTCLIENT_PERSISTENCE_NONE, NULL);
    MQTTClient_setCallbacks(client , NULL, NULL,
        on_message , NULL);

rc = MQTTClient_connect(client , &conn_opts);

if (rc != MQTTCLIENT_SUCCESS)
{
    printf("\n\rFalha na conexao ao broker MQTT.
    Erro: %d\n", rc);
    exit(-1);
}

MQTTClient_subscribe(client , MQTT_SUBSCRIBE_TOPIC
    , 0);

while(1)
{
}
}

```

• Programa de treinamento - /PC3/treino.cpp - Link

```

1 #include <iostream>
2 #include <opencv2/core.hpp>
3 #include <opencv2/imgproc.hpp>
4 #include "opencv2/imgcodecs.hpp"
5 #include <opencv2/highgui.hpp>
6 #include <opencv2/ml.hpp>
7 #include <armadillo>
8 #include "lib/sigpack/sigpack.h"
9 using namespace cv;
10 using namespace cv::ml;
11 using namespace std;
12 using namespace arma;
13 using namespace sp;

#define WINDOW 800

double energia(vec b,vec a,colvec x){
    IIR_filt<double , double , double> iir_filt;
    iir_filt.set_coeffs(b, a);
    colvec Y1 = iir_filt.filter(x);
    double y1 = norm(Y1,2);
    y1 = y1*y1;
    return y1;
}

```

```

27
28 colvec extraction(colvec x){
29     colvec parameters(8, fill::zeros);
30
31     x=x-mean(x);
32     // Valor medio absoluto
33     parameters(0)=mean(abs(x));
34     // Valor RMS
35     parameters(1)=sqrt(sum(square(x))/WINDOW);
36     // Waveform length
37     parameters(2)=sum(abs(diff(x)));
38     // Variancia
39     parameters(3)=var(x);
40     // Average Amplitude Change
41     double Y = 0;
42     for (int i = 0; i < WINDOW - 2; i++){
43         Y = Y + abs(x(i+1)-x(i));
44     }
45     parameters(4)=Y;
46     // Energia em bandas
47     double y1;
48     double tot = norm(x,2);
49     tot = tot*tot;

50
51     vec b = {2.44897128e-09, 3.67345692e-08,
52             2.57141984e-07, 1.11428193e-06,
53             3.34284579e-06, 7.35426075e-06, 1.22571012e
54             -05, 1.57591302e-05,
55             1.57591302e-05, 1.22571012e-05, 7.35426075e
56             -06, 3.34284579e-06,
57             1.11428193e-06, 2.57141984e-07, 3.67345692e
58             -08, 2.44897128e-09};

59     vec a = { 1.00000000e+00, -8.94097666e+00,
60             3.81274598e+01, -1.02595239e+02,
61             1.94421048e+02, -2.74396921e+02,
62             2.97560724e+02, -2.52180163e+02,
63             1.68238453e+02, -8.82785479e+01,
64             3.61095963e+01, -1.12999558e+01,
65             2.61723273e+00, -4.23343031e-01,
66             4.27414269e-02, -2.02960157e-03};

67     y1=energia(b,a,x);
68     parameters(5)=y1/tot*100;

69     vec b1 = { 1.31247236e-05, 0.00000000e+00,
70             -1.18122513e-04, 0.00000000e+00,
71             4.72490051e-04, 0.00000000e+00,
72             -1.10247679e-03, 0.00000000e+00,
73             1.65371518e-03, 0.00000000e+00,
74             -1.65371518e-03, 0.00000000e+00,
75             1.10247679e-03, 0.00000000e+00,
76             -4.72490051e-04, 0.00000000e+00,
77             1.18122513e-04, 0.00000000e+00,
78             -1.31247236e-05};

79     vec a1 = { 1.00000000e+00, -9.68593127e+00,
80             4.69901672e+01, -1.50739975e+02,
81             3.56909439e+02, -6.60502621e+02,
82             9.88073702e+02, -1.21982331e+03,
83             1.25851221e+03, -1.09246913e+03,
84             7.99555480e+02, -4.92238937e+02,
85             2.53142229e+02, -1.07374086e+02,
86             3.67952917e+01, -9.85240606e+00,
87             1.94788749e+00, -2.55100758e-01,
88             1.68137718e-02};

89     y1=energia(b1,a1,x);
90     parameters(6)=y1/tot*100;

91     vec b2 = { 9.17785774e-09, 0.00000000e+00,
92             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
93             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
94             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
95             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
96             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
97             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
98             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
99             -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
100            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
101            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
102            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
103            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
104            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
105            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
106            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
107            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
108            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
109            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
110            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
111            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
112            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
113            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
114            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
115            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
116            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
117            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
118            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
119            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
120            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
121            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
122            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
123            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
124            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
125            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
126            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
127            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
128            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
129            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
130            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
131            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
132            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
133            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
134            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
135            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
136            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
137            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
138            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
139            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
140            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
141            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
142            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
143            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
144            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
145            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
146            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
147            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
148            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
149            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
150            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
151            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
152            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
153            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
154            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
155            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
156            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
157            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
158            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
159            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
160            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
161            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
162            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
163            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
164            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
165            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
166            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
167            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
168            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
169            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
170            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
171            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
172            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
173            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
174            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
175            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
176            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
177            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
178            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
179            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
180            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
181            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
182            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
183            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
184            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
185            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
186            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
187            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
188            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
189            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
190            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
191            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
192            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
193            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
194            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
195            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
196            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
197            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
198            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
199            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
200            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
201            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
202            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
203            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
204            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
205            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
206            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
207            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
208            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
209            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
210            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
211            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
212            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
213            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
214            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
215            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
216            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
217            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
218            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
219            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
220            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
221            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
222            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
223            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
224            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
225            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
226            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
227            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
228            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
229            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
230            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
231            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
232            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
233            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
234            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
235            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
236            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
237            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
238            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
239            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
240            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
241            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
242            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
243            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
244            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
245            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
246            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
247            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
248            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
249            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
250            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
251            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
252            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
253            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
254            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
255            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
256            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
257            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
258            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
259            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
260            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
261            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
262            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
263            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
264            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
265            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
266            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
267            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
268            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
269            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
270            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
271            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
272            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
273            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
274            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
275            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
276            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
277            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
278            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
279            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
280            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
281            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
282            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
283            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
284            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
285            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
286            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
287            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
288            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
289            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
290            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
291            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
292            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
293            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
294            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
295            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
296            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
297            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
298            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
299            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
300            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
301            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
302            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
303            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
304            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
305            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
306            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
307            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
308            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
309            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
310            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
311            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
312            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
313            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
314            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
315            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
316            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
317            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
318            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
319            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
320            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
321            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
322            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
323            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
324            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
325            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
326            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
327            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
328            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
329            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
330            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
331            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
332            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
333            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
334            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
335            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
336            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
337            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
338            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
339            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
340            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
341            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
342            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
343            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
344            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
345            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
346            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
347            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
348            -1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
349           
```

```

8.35185054e-07, 0.00000000e+00,
-3.34074022e-06, 0.00000000e+00,
9.18703559e-06, 0.00000000e+00,
-1.83740712e-05, 0.00000000e+00,
2.75611068e-05, 0.00000000e+00,
-3.14984077e-05, 0.00000000e+00,
2.75611068e-05, 0.00000000e+00,
-1.83740712e-05, 0.00000000e+00,
9.18703559e-06, 0.00000000e+00,
-3.34074022e-06, 0.00000000e+00,
8.35185054e-07, 0.00000000e+00,
-1.28490008e-07, 0.00000000e+00,
9.17785774e-09};

vec a2 = { 1.00000000e+00, -3.75618537e+00,
1.49160032e+01, -3.64590663e+01,
8.62006102e+01, -1.58929766e+02,
2.79121488e+02, -4.14409137e+02,
5.84695352e+02, -7.23468409e+02,
8.51082988e+02, -8.94437527e+02,
8.94426960e+02, -8.06151007e+02,
6.91695461e+02, -5.36216565e+02,
3.95715767e+02, -2.63000210e+02,
1.66317800e+02, -9.38008369e+01,
5.03045394e+01, -2.35910290e+01,
1.05214957e+01, -3.94854217e+00,
1.41484447e+00, -3.92253746e-01,
1.05899399e-01, -1.73361510e-02,
3.06405453e-03};

y1=energia(b2,a2,x);
parameters(7)=y1/tot*100;
return parameters;
}

mat multi_extraction(mat M){
mat E(8,M.n_cols);
for (unsigned int i = 0; i < M.n_cols; i++)
{
E.col(i)=extraction(M.col(i));
}
return E;
}

cv::Mat<double> to_cvmat(const mat &src)
{
return cv::Mat<double>{int(src.n_cols), int(src.n_rows), const_cast<double*>(src.memptr())};
}

int main()
{
mat M_close;
colvec t_close;
mat M_open;
colvec t_open;
mat M_opened;
colvec t_opened;

M_close.load("M_close.csv");
t_close.load("t_close.csv");
M_open.load("M_open.csv");
t_open.load("t_open.csv");
t_open.fill(1);
M_opened.load("M_opened.csv");
t_opened.load("t_opened.csv");
mat E1 = multi_extraction(M_close);
mat E2 = multi_extraction(M_opened);
mat E3 = multi_extraction(M_open);
mat E = join_rows(E1,E2);
E = join_rows(E,E3);
colvec t_total = join_cols(t_close,t_opened);
t_total = join_cols(t_total,t_open);

142 cv::Mat E_cv = to_cvmat(E);
143 cv::Mat t_cv = to_cvmat(t_total);
144
145 E_cv.convertTo(E_cv,CV_32F);
146 t_cv.convertTo(t_cv,CV_32S);
147 E_cv=E_cv.t();
148
149 cout << "Starting training process" << endl;
150 Ptr<SVM> svm = SVM::create();
151 svm->setType(SVM::C_SVC);
152 svm->setC(1.0);
153 svm->setKernel(SVM::RBF);
154 svm->setTermCriteria(TermCriteria(TermCriteria::MAX_ITER, (int)1e7, 1e-6));
155
156 svm->train(E_cv, COL_SAMPLE, t_cv);
157 svm->save("maquina.xml");
158 cout << "Finished training process" << endl;
159
160 return 0;
161 }

• Programa de controle - /PC3/control.c - Link

1 // Access from ARM Running Linux - updated for RPi4
2 #include "gpio_dev_mem.h"
3 #include <sys/poll.h>
4 #include <pthread.h>
5 #include <signal.h>
6 #include <string.h>
7 #include <MQTTClient.h>
8 #include <time.h>
9
10 #define MQTT_ADDRESS "tcp://127.0.0.1:1883"
11
12 #define CLIENTID "control"
13
14 #define MQTT_PUBLISH_TOPIC "MQTTClientPubTopic"
15 #define MQTT_SUBSCRIBE_TOPIC "prediction"
16
17 MQTTClient client;
18 int t=0;
19 int ant=0;
20
21 void publish(MQTTClient client, char* topic, char* payload);
22 int predictor_callback(void *context, char *topicName, int topicLen, MQTTClient_message *message);
23
24
25 #define servo_pin 17
26 #define minAngle -45 // 60
27 #define maxAngle 60 //150
28
29 #define Nlim 30
30 #define f 50
31
32 /* dutyCyclechange function - using device memory */
33 void dutyCyclechange(int pin, int degree, int N)
34 {
35     int t1 = (f*degree+4)/9+1500;
36     int t2 = 20000-t1;
37     int i;
38     for(i=0; i<N; i++)
39     {
40         GPIO_SET = 1<<pin;
41         usleep(t1);
42         GPIO_CLR = 1<<pin;
43         usleep(t2);
44     }
45     // printf("Duty cycle = %.2f %%\n", (double)(100*t1)/(double)period);
46 }

```

```

47
48
49 int n=0;
50 int control_callback(void *context, char *topicName,
51     int topicLen, MQTTClient_message *message) {
52     char* payload = message->payload;
53     int N = Nlim;
54
55     if (atoi(payload) == 1)
56         dutyCyclechange(servo_pin, minAngle, N);
57     else if (atoi(payload) == 0)
58         dutyCyclechange(servo_pin, maxAngle, N);
59     else if (atoi(payload) == 3)
60         dutyCyclechange(servo_pin, 0, N);
61     MQTTClient_freeMessage(&message);
62     MQTTClient_free(topicName);
63     return 1;
64 }
65
66 int main(int argc, char *argv[])
67 {
68     int rc;
69
70     /* GPIO setup - device memory */
71     setup_io();
72     OUT_GPIO(servo_pin);
73
74     /* MQTT */
75     MQTTClient_connectOptions conn_opts =
76     MQTTClient_connectOptions_initializer;
77
78     MQTTClient_create(&client, MQTT_ADDRESS,
79     CLIENTID, MQTTCLIENT_PERSISTENCE_NONE, NULL);
80     MQTTClient_setCallbacks(client, NULL, NULL,
81     control_callback, NULL);
82     rc = MQTTClient_connect(client, &conn_opts);
83
84     if (rc != MQTTCLIENT_SUCCESS)
85     {
86         printf("\n\rFalha na conexao ao broker MQTT.
87             Erro: %d\n", rc);
88         exit(-1);
89     }
90
91 }
92
93 }
```