

**Projeto e modelagem de sistema de uma prótese de mão utilizando
microcontroladores da família STM32 com controle de força e *feedback* da força
aplicada**

Christian da Rocha Iardino

Unicamp, Brasil, chrisrochaiardino@gmail.com

Ludmila Correa de Alkmin e Silve

Unicamp, Brasil, ludmila@fem.unicamp.br

Resumo: Introdução: A crescente demanda por próteses de mão acessíveis tem impulsionado a busca por soluções eficientes. Um dos principais desafios é a leitura dos sensores, a aplicação de força e o feedback para o usuário. Nesse contexto, foi proposto o desenvolvimento de um software e eletrônica para superar essas dificuldades. **Desenvolvimento:** Para a criação do software e eletrônica, foram priorizadas soluções de baixo custo e peso. Optou-se pelo uso de microcontroladores da família STM, dada sua ampla gama de periféricos. A implementação incluiu motores de vibração e sensores de corrente para controlar e fornecer feedback da força aplicada pelo usuário. Adicionalmente, empregou-se um display e comunicação Bluetooth para atualização dos parâmetros da prótese.

Resultados: O software e a eletrônica foram testados utilizando uma bateria de 5V para alimentação da eletrônica e uma bateria de 9V para os motores. A eletrônica comportou-se conforme o esperado, embora tenha sido identificada uma taxa de falha de aproximadamente 8% na comunicação Bluetooth.

Palavras-chave: *Controle de Prótese de mão, Redução de custo*

Abstract: Introduction: The increasing demand for affordable hand prosthetics has driven the search for efficient solutions. One of the main challenges is sensor reading, force application, and feedback to the user. In this context, the development of software and electronics was proposed to overcome these difficulties.

Development: Low-cost and lightweight solutions were prioritized for the creation of the software and electronics. Microcontrollers from the STM family were chosen due to their wide range of peripherals. The implementation included vibration motors and current sensors to control and provide feedback on the force applied by the user. Additionally, a display and Bluetooth communication were employed for updating the prosthesis parameters.

Results: The software and electronics were tested using a 5V battery to power the electronics and a 9V battery for the motors. The electronics performed as expected, although a failure rate of approximately 8% was identified in the Bluetooth communication.

Keywords: *Prosthetic hand Control, Cost reduction.*

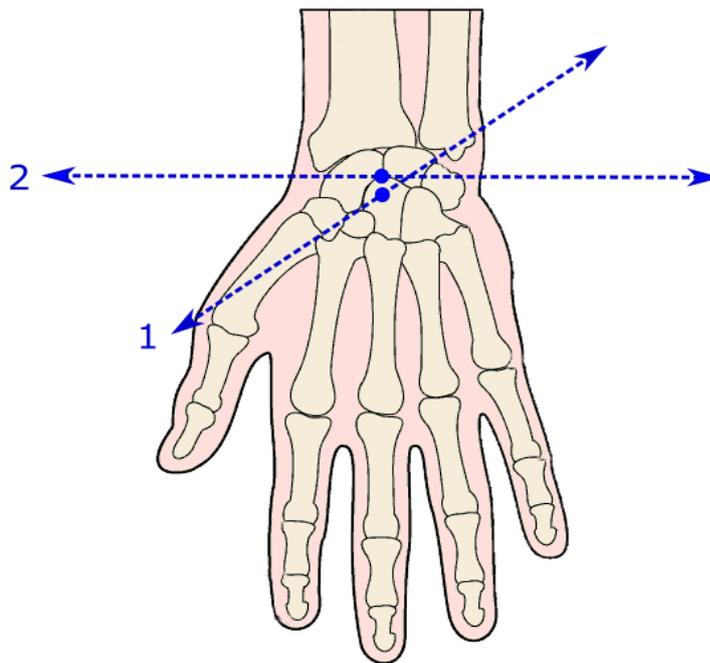
1. Introdução

A perda de um membro da parte superior do corpo tende a possuir um impacto muito maior na vida das pessoas quando comparado a perda de um membro da parte inferior do corpo. Traumas são os motivos que mais causam a perda de uma mão, cerca de 60% das perdas dos membros superiores ocorrem entre 16 e 54 anos (Clement et al., 2011). O que totaliza cerca de 1.6 milhões de casos registrados em 2005 nos Estados Unidos (Ziegler-Graham et al., 2008).

A articulação do punho é capaz de criar movimentos simultâneos em dois planos perpendiculares, dorso-palmar e rádio-ulnar, como mostrado na **Figura 1** (Erwin & Varacalla, 2022).

Figura 1

Planos de movimentos do pulso.



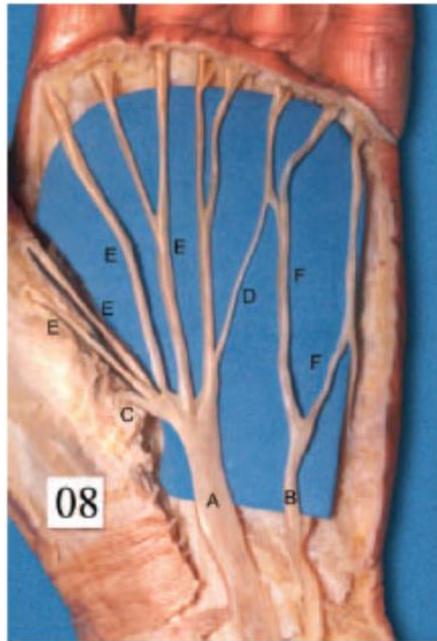
Fonte: (Omarkulov et al., 2016)

A articulação do punho possui três nervos principais, sendo eles: Nervo mediano, nervo radial e nervo ulnar. Diversos músculos localizados no antebraço são responsáveis pelo controle do punho. Os tendões se estendem através da articulação do punho (Erwin & Varacalla, 2022). O controle de todos esses músculos e tendões de maneira simultânea geram uma gama gigante de movimentos possíveis de serem realizados.

O posicionamento de certos nervos pode variar em uma parcela da população. Na **Figura 2** é demonstrado uma configuração de nervos. (CAETANO et al., 2005)

Figura 2

O número 08 corresponde à peça anatômica dissecada.



Fonte:(CAETANO et al., 2005)

Como se é possível ver na **Figura 2**, as letras correspondem as estruturas: A – Nervo mediano; B – Nervo ulnar; C – Ramo motor principal do nervo mediano; D – Anastomose de Berrittini; E – Ramos sensitivos do nervo mediano; F – Ramos sensitivos do nervo ulnar.

Figura 3

Possíveis movimentos de serem realizados pela combinação dos músculos e tendões da mão e do pulso.



Fonte: Adaptação (Oliveira et al., 2017)

O transplante de mão, realizado desde 1964, é uma das opções, porém possui muitas desvantagens como: a necessidade de um doador, o tamanho da mão, a cor da pele e a utilização de imunossupressores pelo restante da vida.

A próteses possuem diversas vantagens sobre um transplante, sendo algumas delas: Um valor total menor; maior segurança para o indivíduo, pelo motivo de não ser necessário o uso de imunossupressores; não ser necessário um doador; tamanho, aparência e cor personalizável de acordo com a necessidade do usuário. Por estes motivos a utilização de próteses vem sendo a escolha na maior parte dos casos. (Jones et al., 2000).

Diversas próteses podem ser encontradas no mercado atualmente, desde modelos passivos com objetivo estético ou com o objetivo de auxiliar o usuário em uma tarefa como: Ganchos, segurador de copo, segurador de talher.

Algumas próteses mais complexas necessitam de implantes cirúrgicos, esses implantes realizam diversas medições de diversas áreas do punho e do antebraço, para realizar o controle dos atuadores que por sua vez manipulam os dedos da prótese.

Existem próteses com quantidade de graus de liberdade variados. A prótese mais comum de ser encontrada do mercado é a qual possui um grau de liberdade por dedo, assim permitindo que a prótese realize movimentos de extensão e flexão.

Todas as próteses de mão podem ser classificadas em próteses passivas ou próteses ativas (Maat et al., 2018). As próteses passivas podem ser classificadas em próteses de mão passiva ou próteses de ferramenta passiva (Figura 4). Próteses ativas são próteses que controlam a velocidade e força dos dedos utilizando microprocessadores e atuadores, por este motivo próteses passivas não se limitam a realização de poucas tarefas, mais sim uma gama de tarefas com movimentos distintos. As próteses ativas tendem a serem as próteses de maior valor agregado.

Figura 4

Nova classificação de próteses passivas para a substituição de mão, com todos seus possíveis nomes usados na literatura atual.



Fonte: Adaptação (Maat et al., 2018)

Existem diversas técnicas de manufatura, sendo alguma delas: Injeção; Moldagem; Usinagem; Deformação; Adição. Todas essas técnicas podem ser feitas tanto de maneira industrial quanto de maneira artesanal, porem algumas dessas técnicas possuem valor muito alto, assim sendo necessário a produção de larga escala.

A técnica de manufatura por adição, também conhecida como manufatura aditiva, popularmente chamada de impressão 3D, nos permite a criação e a personalização de produtos de maneira mais barata, rápida, sob demanda e personalizados, como explicado por Kler & Piller, (2019). Assim sendo possível manufatura de uma prótese totalmente personalizada para o usuário tornando-a mais confortável e útil para quem a usa e para as funções que ela realizara.

As próteses de mão atualmente utilizam eletromiografia, porem existem estudos promissores na utilizando sensores ultrassônicos, como explicado pelos autores Clement et al., 2011. A eletromiografia analisa as atividades elétricas dos músculos, estes sensores são utilizados por médicos para produzir evidencias de diversas patologias que afetam os músculos e os nervos. Este sensor é feito de uma agulha descartável que devem ser inseridos nos músculos, o raio de leitura do sensor é de aproximadamente 1mm, como explica o artigo de Mills, (2005). Um problema apresenta pelas próteses de mão atuais, como demonstrado pelos autores Lan et al., (2021) é a falta de controle e a falta de sentido tátil para o controle dos dedos. Um dos primeiros trabalhos que tentou alcançar o controle quase perfeito utilizado sinais EMG foi de Boostani & Moradi, (2003). Como demonstrado por Ghazali et al., (2017) o controle *fuzzy* possui melhor desempenho quanto a *overshot*, quando comparado a outros controles utilizando sensores EMG.

Como descrito anteriormente a maior parte dos artigos descrevem controles utilizando sensores de eletromiografia. Porem existem diversas opções para outros sensores para o controle das próteses sendo alguns deles: sensores piezoelétricos; Strain gauges; Resistências fotossensível.

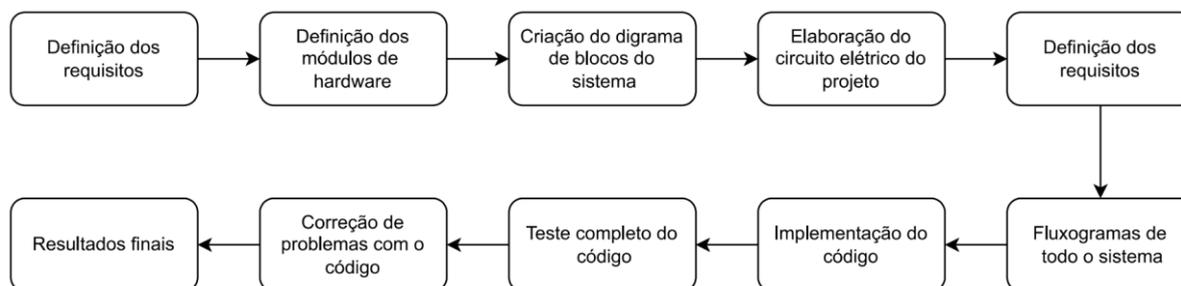
Assim neste trabalho é proposto a criação de um software e eletrônica para o controle de uma prótese de mão utilizando microcontroladores da família STM32, com controle independente de 4 dedos, utilizando sensores de corrente para o controle de pressão aplicado pelos dedos, motores de vibração para o usuário possuir um *feedback* da força sendo aplicada, comunicação bluetooth para controle e visualização dos parâmetros, display para controle e visualização dos parâmetros, botões para interação com o display. Sendo que qualquer tipo de sinal 0 a 3,3V pode ser interpretado para o controle dos motores, assim abrindo a possibilidade de uma gama maior de sensores para o controle dos dedos.

2. Desenvolvimento

Um dos maiores desafios encontrados foi manter a prótese com baixo custo, preservando todas as funcionalidades. As características buscadas nos módulos elétricos variam de módulo para módulo, porém todas possuem em comum as características de: Tamanho reduzido; Pesos reduzido; Baixo custo (

Tabela 1). Foi optado por utilizar um módulo Joystick b103267 para a simulação do sinal dos sensores.

Figura 5



Notas: Modelo de desenvolvimento cascata para software e eletrônica de controle de prótese.

2.3 Método

Foi utilizado um método de desenvolvimento tipo cascata para a criação do software e eletrônica de controle da prótese (Figura 5). A imagem do método cascata foi desenvolvido utilizando uma ferramenta de extensão do *Google Drive* chamada *Diagrama.Net*.

Os requisitos gerais de cada módulo de hardware é: Baixo peso, pois é necessário que o usuário não tenha fadiga em utilizar a prótese ao longo do dia; Dimensões pequenas para reduzir ao máximo possível o tamanho da prótese de caixa de controle, assim evitando desconfortos para o usuário ao utilizá-la em lugares públicos; Baixo custo, assim tornando acessível a pessoa de baixa renda. Cada módulo possui requisitos específicos, como mostrado na

Tabela 1.

Os módulos de hardware da prótese são: Dois motores GA12-N20 foram escolhidos por possuírem uma gama grande de tensão que pode ser utilizada e alta redução, assim podendo gerar um torque alto para o seu tamanho e peso, serão usadas 4 unidades ou seja será possível controlar 4 graus de liberdade de maneira individual na prótese; O módulo bluetooth RS232 HC-05, foi escolhido por possuírem comunicação I2C, este módulo será responsável pelo envio e pelo recebimento de dados Bluetooth; A ponte H, tb6612fng consegue controlar dois motores de maneira individual e simultaneamente, a ponte H é um circuito que é utilizado para controlar tanto a velocidade quanto o sentido de rotação de motores; Os sensores de corrente de efeito Hall acs712 foram escolhidos por não influenciarem no circuito enquanto realizam a medida da corrente, os sensores acs712 realizam o controle da força dos motores, assim sanando o problema de excesso de força para segurar um objeto; O módulo SSD1306 juntos com os módulos B3F-10XX é responsável por criar a interação com o usuário, sendo que o módulo SSD1306 é um display de OLED e o B3F-10XX é um botão; O microprocessador STM32F103c8t6 foi escolhido por possuir duas características essenciais para o desenvolvimento do software, sendo elas NVIC que permite interrupções e o DMA que permite acesso direto da memória por periféricos assim não consumindo tempo de processamento para a leitura dos sensores; Os motores de vibração 1027 foi escolhido para o *feedback* da força que o usuário está realizando, assim resolvendo um dos maiores problemas das próteses. (Allegro MicroSystems, 2007; Handson Technology, [s.d.]; ITEad Studio, 2010; OMRON Corporation, [s.d.]; SOLON SYSTECH, 2008; STMicroelectronics, 2022; TOSHIBA, 2007)

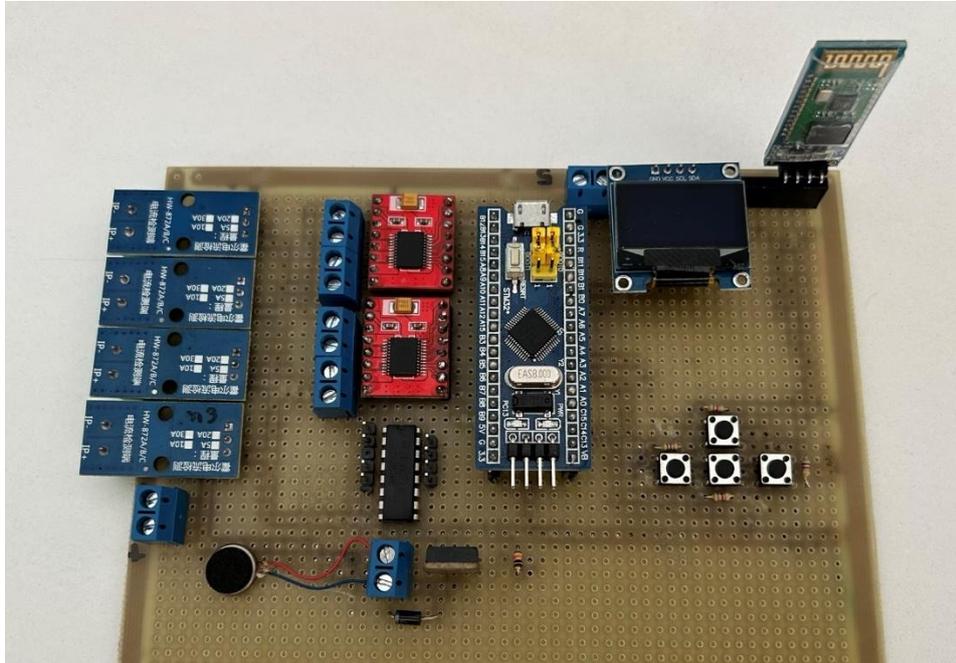
Tabela 1

	Especificações	
GA12-N20	Tensão	3 - 12 [V]
	Torque parado	16 [Kg.cm]
	Peso	10 [g]
	Dimensões	34 x 10 x 12 [mm]
	Valor médio	R\$60,00 [4 unidades]
STM32F103c8t6	Tensão	5 [V]
	Peso	50 [g]
	Dimensões	56 x 22 x 11 [mm]
	I/O max. Tensão	3,3 [V]
	Valor médio	R\$ 35,00 [unidade]
RS232 HC-05	Tensão	2,7 a 4,2 [V]
	Prot. Bluetooth	V2.0+EDR
	Peso	5 [g]
	Dimensões	27 x 13 x 2 [mm]
	Valor médio	R\$21,00 [unidade]
Tb6612fng	Tensão	4,5 – 13,5 [V]
	Corrente máx. por motor	1 [A]
	Peso	3 [g]
	Dimensões	40 x 30 x 10 [mm]
	Valor médio	R\$60,00 [2 unidades]
ACS712	Tensão	5 [V]
	Variação de tensão	185 [mV/A]
	Peso	3 [g]
	Dimensões	32 x 13 x 14 [mm]
	Valor médio	R\$60,00 [4unidade]
SSD1306	Tensão	5 [V]
	Comunicação	SDL e SDA
	Peso	8 [g]
	Dimensões	28 x 28 x 3[mm]
	Valor médio	R\$20,00
B3F-10XX	Tensão	12 [V]
	Peso	< 1 [g]
	Dimensões	6 x 5 x 6 [mm]
	Valor médio	R\$6,00 [4 unidades]
1027 motor de vibração	Tensão	5 [V]
	Peso	< 1 [g]
	Dimensões	10 x 10 x 2,7 [mm]
	Valor médio	R\$3,00

Notas: Tabelas de módulos utilizados na construção da parte elétrica da prótese. Valores fornecidos pelos fabricantes.

Figura 6

Montagem dos componentes em uma placa para teste.



Fonte: Autor

O diagrama de blocos dos sistemas demonstra quais tipo de entrada e saída serão utilizados, assim sendo possível ter uma ideia geral do sistema (Figura 7). O diagrama de sistemas foi desenvolvido utilizando uma ferramenta de extensão do *Google Drive* chamada *Diagrama.Net*.

O esquema elétrico demonstra as ligações entre os módulos e o microprocessador (Figura 8). O esquema elétrico foi feito no software *EsayEDA V6.5.22*.

O fluxograma de sistemas foi criado com os aspectos em mente:

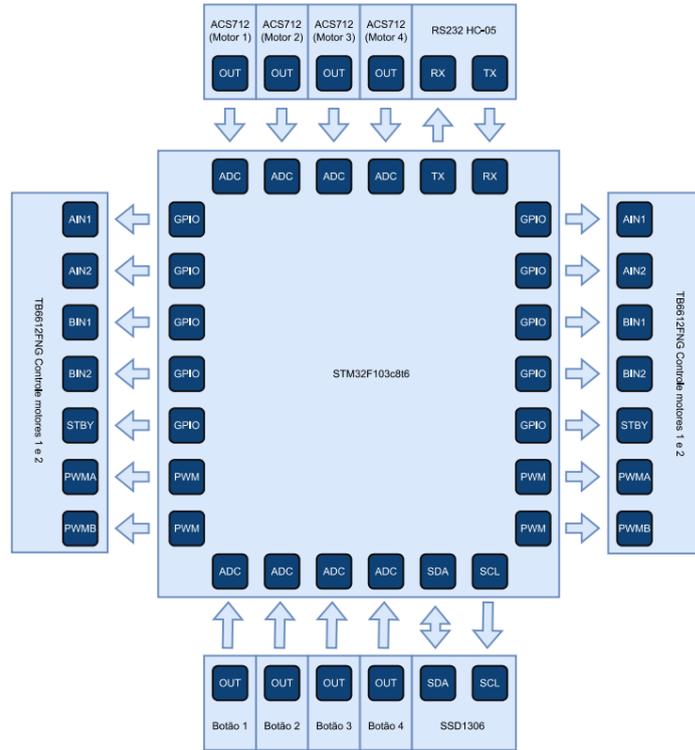
- O envio e o recebimento de sinal Bluetooth ativar uma interrupção que pode ser causada pelo recebimento da mensagem. Uma mensagem pode alterar parâmetros dentro do sistema ou controlar os atuadores.

- A leitura dos sensores será feita utilizando DMA. Este periférico consegue escrever dados diretamente na memória, assim não sendo necessário a perda de tempo do processador realizando essas leituras. Uma configuração do DMA que está sendo usado neste projeto é o acionamento de uma interrupção quando completo. Durante a interrupção de finalização do DMA, também chamada de *callback*, é o momento que as mensagens de Bluetooth são enviados para o aparelho conectado e é reiniciado o DMA para não ocorrer problemas de dessincronização entre sensores e atuadores.

- Possibilidade de controlar os atuadores através dos sensores, botões e sinal Bluetooth.

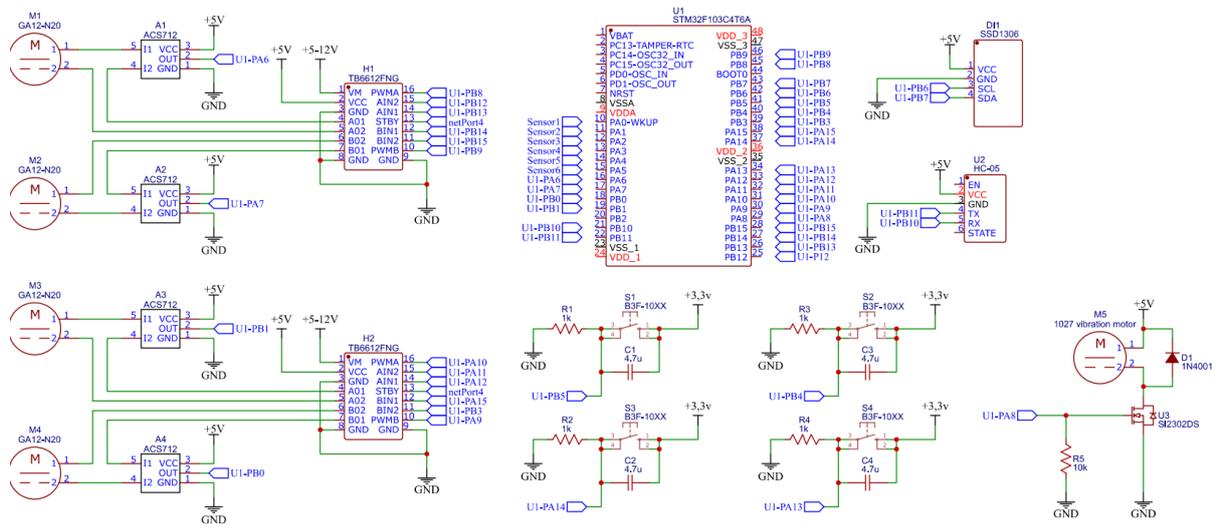
O fluxograma do funcionamento geral está demonstrado na Figura 9.

Figura 7



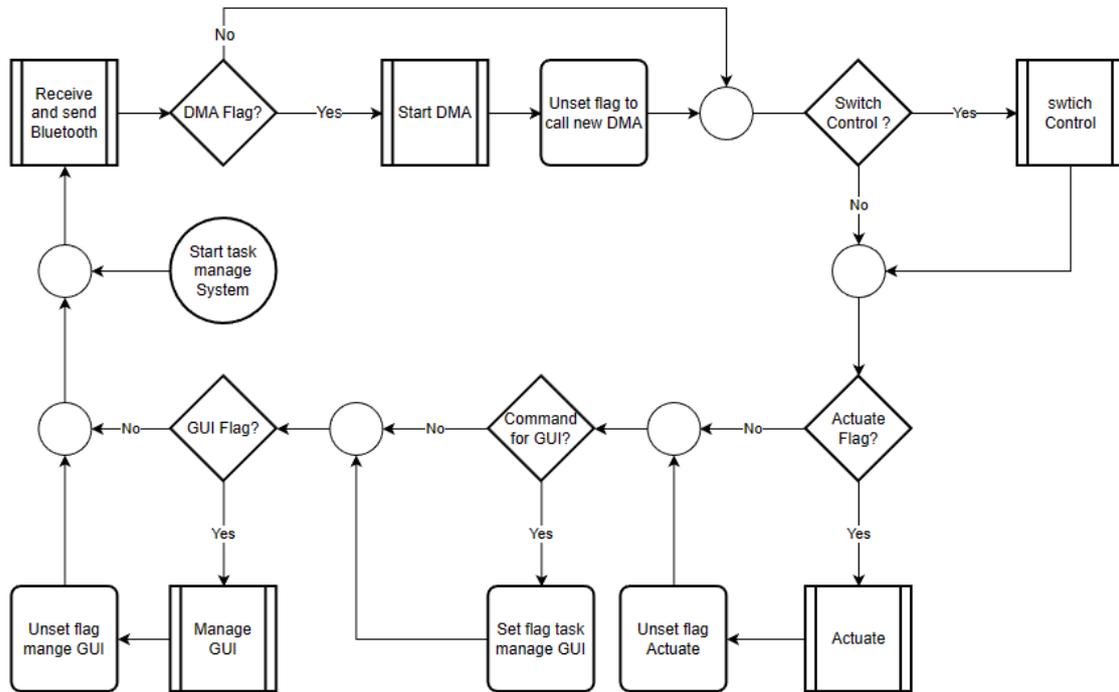
Nota: Diagrama de blocos do sistema.

Figura 8



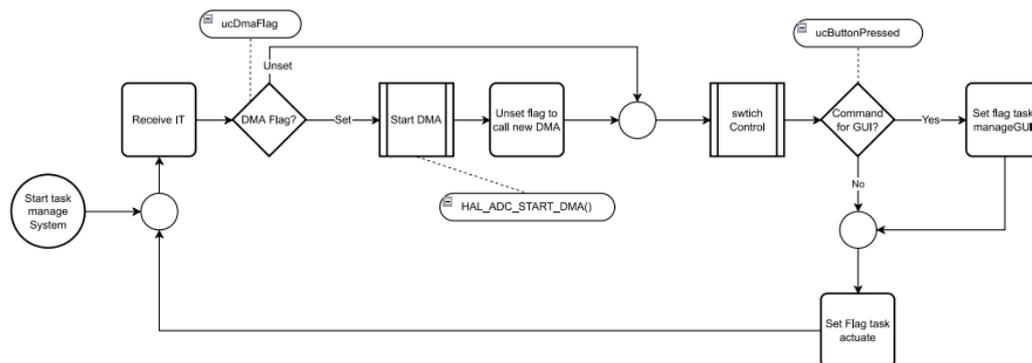
Nota: Esquema elétrico que demonstra as ligações entre a placa e seus módulos.

Figura 9



Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento do software.

Figura 10

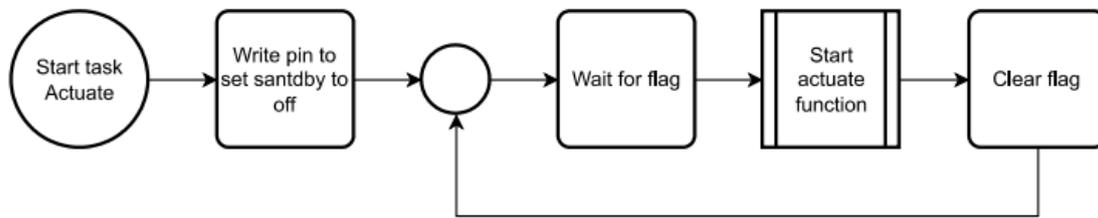


Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da task Mange system.

A *task manageSystem* é tarefa responsável pelo controle do sistema, sendo que: Ela inicia o DMA; troca a forma de controle dos atuadores; faz a chamada para atualização do display; ativa as *Flag* da *task* para controlar os atuadores. (Figura 10)

A *task actuate* ativa a ponte H, aguarda a chegada da *Flag* e faz a chamada da função *actuateFunction*. (Figura 11)

Figura 11



Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da task actuate.

A *callback* do DMA só é chamada quando o vetor do DMA está completo. Assim que a *callback* é chamada pode-se enviar um sinal bluetooth caso a *flag* responsável esteja ativa e por último, reinicia o DMA para facilitar a sincronização das leituras. (Figura 12)

A função *dmaToCommand* lê os valores contidos no vetor do DMA, confere se os valores estão dentro dos parâmetros, converter os valores do joystick para os valores de uma função de velocidade. (Figura 13)

A função *configScreen* está incumbida de atualizar o display com a tela de configuração, na tela de configuração existem duas opções: *Send data*; *Update time*. Sendo que a opção *Send data* aciona a flag para envio de dados Bluetooth. (Figura 14)

A interrupção *mangeBluetooth* envia ou recebe sinais de bluetooth. (Figura 15)

A máquina de estados demonstrado na Figura 16, exemplifica de maneira gráfica os estados de comunicação interno e externa da prótese. Dentre esses processos vale a pena se ressaltar o processo de comunicação via Bluetooth:

- Alteração de parâmetros: Existem três parâmetros que são alteráveis via Bluetooth, sendo eles: Zona morta do sensor, alterável utilizando a letra D seguida de um espaço e do novo valor (“D xxx”, onde xxx é o novo valor); Força máxima, alterável utilizando a letra F seguida de um espaço e do novo valor (“F xxx”, onde xxx é o novo valor); Velocidade máxima, alterável utilizando a letra V seguida de um espaço e do novo valor (“V xxx”, onde xxx é o novo valor).

- Teste dos atuadores: Utilizando a letra “O” é possível controlar o atuador de número um com um sinal Bluetooth, utilizasse sinais de “+” ou “-” para controle do sentido de rotação, sendo que “+” é o sentido de rotação horário e “-” é o sentido anti-horário, o atuador será atuado na velocidade máxima (“O+” o atuador atuara no sentido horário com a velocidade máxima). Caso seja necessário controlar outro atuador use a letra “W” para o atuador dois, “T” para o atuador três e “F” para o atuador quatro.

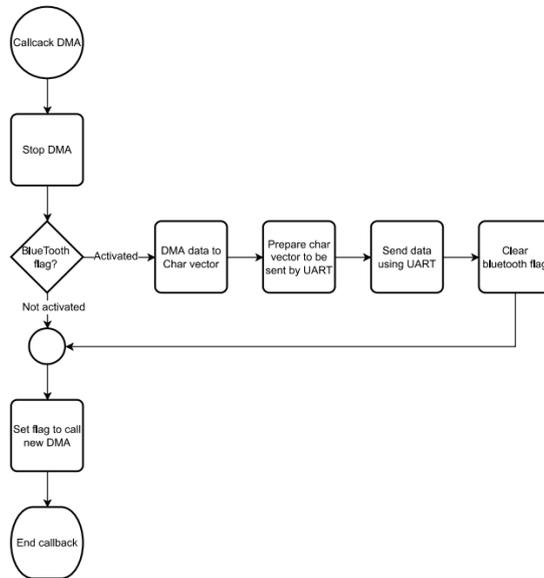
Para o controle de velocidade, foi optado por utilizado uma curva sigmoide (Equação 1) para o controle do valor da velocidade. Pois características da curva sigmoide é a baixa variação de velocidade com a variação dos *inputs* em seus extremos.

Equação 1

$$f(k) = \frac{-10.1}{1 + e^6} + \frac{10.1}{1 + e^{-x}}$$

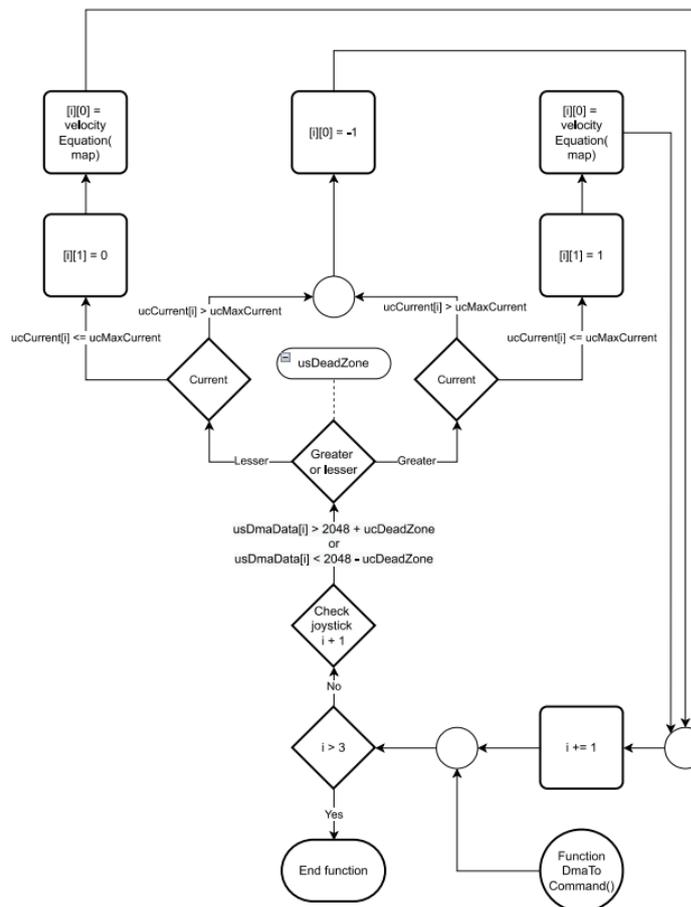
$$X = 1.089499314 \times k + 6$$

Figura 12



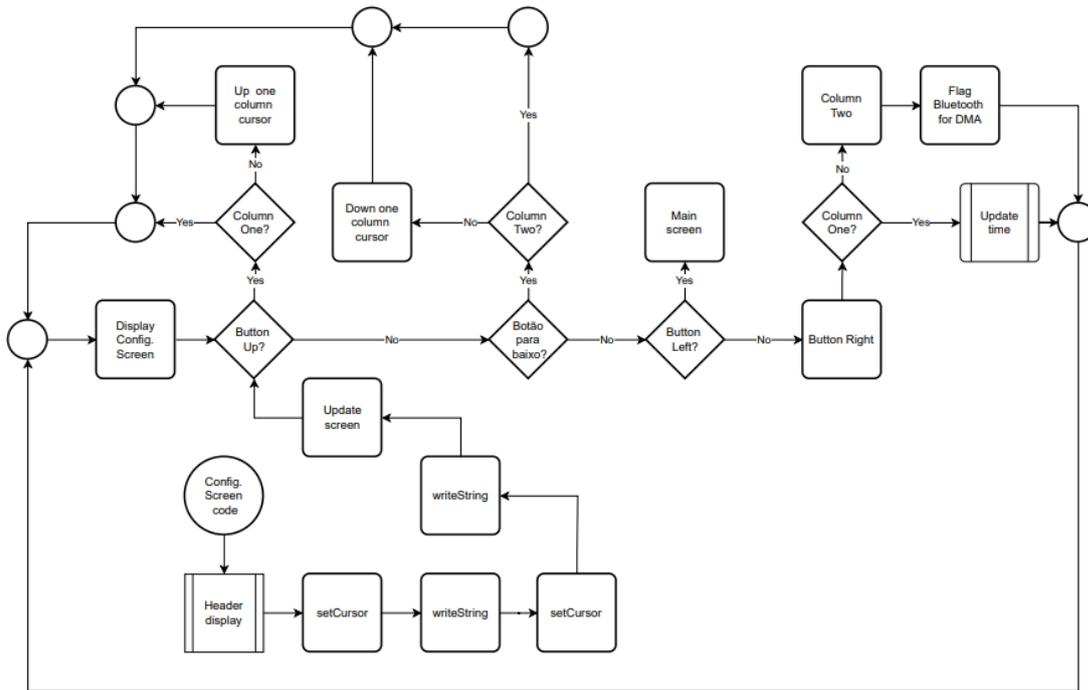
Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da callback do DMA.

Figura 13



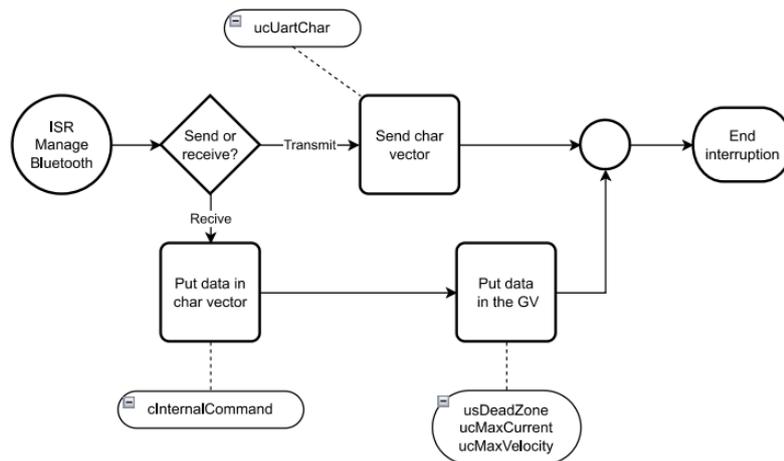
Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da funçãoDmaToCommand

Figura 14



Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da função configScreen

Figura 15



Notas: Fluxograma demonstrando funcionamento da interrupção responsável pelo envio bluetooth

Para conhecer quantos possíveis níveis de forças podem ser usados pelos softwares, foram utilizadas as informações fornecidas pelos fabricantes dos sensores ACS712 e realizado os seguintes cálculos (**Equação 2**). Assim sendo determinado que se possui 81 níveis de forças possíveis de serem controlados.

Equação 2

$$V_m = 0.185 \left[\frac{V}{A} \right] \times 0.4[A] = \pm 0,074 [V]$$

0 [A] nos sensores é igual uma saída de 2,5 [V]

A range do sensor é de -5 [A] à 5 [A], logo é de 10 [A].

A resolução do ADC é de 2^{12} [Bit].

$$R_a = \frac{10[A]}{2^{12}[bit]} = 0,00244140625 \left[\frac{A}{bit} \right]$$

$$R_v = R_a \left[\frac{A}{bit} \right] \times 0.185 \left[\frac{V}{A} \right] = 0,00045166015625 \left[\frac{V}{bit} \right]$$

$$Q = \left\lfloor \frac{V_m[V]}{R_v \left[\frac{V}{bit} \right] \times 2} \right\rfloor = 81 [bit]$$

Para o maior controle do usuário, alguns dos parâmetros responsáveis pelo controle dos atuadores podem ser editados utilizados Bluetooth, como já explicado anteriormente, ou a interface dos botões com o display. Estes parâmetros controlam: Zona morta dos sensores, valores que os sensores ainda consideram zero para o movimento dos atuadores; A força máxima que o motor pode fazer, para o controle desse parâmetro é utilizado a corrente passando pelos sensores ACS712; A velocidade máxima dos atuadores, este parâmetro controla a frequência do PWM enviado para as pontes H.

O software foi escrito na linguagem C# utilizando o compilador STM32CubeIDE V1.10.1, a contribuição de códigos para o display SSD1306 foram de: Olivier Van Den Eede (4ilo) escritas em 2016 e com revisões feitas por Aleksander Alekseev (afiskon) em 2018.(Eede & Alekseev, 2016)

2.4 Resultados

O software e a eletrônica foram testados utilizando uma bateria de 5 V para a alimentação da eletrônica e uma bateria de 9v para a alimentação dos motores. A eletrônica se comportou de maneira esperada e adequada, sem demonstrara interferências os comportamentos inesperados. Foram realizados 50 testes completos do software sendo que 3 desses testes apresentou um problema no envio de sinais Bluetooth e 4 apresentaram problemas no recebimento de sinais Bluetooth.

2.5 Discussão

A possível causa dos problemas de envio e recebimentos de dados é que tanto a *callback* do DMA e o envio e recebimento de sinais Bluetooth funcionam a base de interrupções e a prioridade da interrupção da *callback* do DMA é maior. Assim ocasionando a falha quando a *callback* do DMA é chamada durante o envio ou recebimento de dados Bluetooth. Uma

possível solução para o problema encontrado seria o aumento da prioridade da interrupção envio e recebimento dados via Bluetooth. Porém isto poderia causar problemas com as leituras dos sensores. Uma solução parcial para os problemas seria o envio de dados somente durante a *callback* do *DMA* assim sanando o problema de envio de dados.

Uma possível melhoria seria a utilização de um sensor, para cada atuador ou um para todos atuadores, para o controle de força da prótese. Utilizando outra curva sigmoide seria possível fornecer ao usuário um controle mais fino da força sendo aplicado.

3. Conclusões

Esta eletrônica apresenta diversas vantagens quando comparada a outras próteses, sendo notáveis o tamanho reduzido dos componentes, o valor economicamente mais acessível desses componentes, a capacidade de operar em baixa tensão, a habilidade de controlar a força máxima aplicada, fornecer *feedback* quanto à força exercida ao usuário, a viabilidade de estabelecer comunicação Bluetooth com outros dispositivos para a configuração dos parâmetros, além de contar com uma interface gráfica. Contudo, é importante mencionar algumas desvantagens, tais como: A falta de controle exato do posicionamento do dedo para o feedback e calibração do software, assim sendo necessário trabalhar com velocidade menores dos atuadores; A forma de feedback para o usuário, ainda se encontra rudimentar e pode ser refinada.

Apesar das desvantagens mencionadas, é relevante destacar que os resultados obtidos tanto no desenvolvimento do software quanto na implementação da eletrônica foram satisfatórios. Tal fato é justificado pela substancial redução de custos alcançada, assim como pela proposição de soluções eficazes tanto para a questão do controle de força quanto para aprimorar o sistema de feedback do usuário.

4. Referências

- Allegro Microsystems, Inc. (2007). *ACS712*.
- Boostani, R., & Moradi, M. H. (2003). Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand. *Physiological Measurement*, 24(2), 309–319. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/24/2/307>
- CAETANO, E. B., CAETANO, M. F., FREGONA, L. R., NERI, I. D. D. O., NUNES, R. P. D. S., & CAMPOS, D. L. P. (2005). VARIAÇÕES DO NERVO MEDIANO NO TÚNEL DO CARPO. *Revista Brasileira Ortopedia*.
- Clement, R. G. E., Bugler, K. E., & Oliver, C. W. (2011). Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. *The Surgeon*, 9(6), 336–340. <https://doi.org/10.1016/j.surge.2011.06.001>
- Eede, O. van den, & Alekseev, A. (2016). *STM32 SSD1306*.
- Erwin, Jace, & Varacalla, M. (2022, setembro 5). *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Wrist Joint*. Europe PMC.
- Ghazali, R., Saad, M. Z., Hussien, S. Y. S., Jali, M. H., Zohedi, F. N., & Izzuddin, T. A. (2017). Intelligent Controller Design for Multifunctional Prosthetics Hand. *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*, 6(6), 495–501. <https://doi.org/10.18178/ijmerr.6.6.495-501>
- Handson Technology. ([s.d.]). *G12-N20 Geared Mini DC Motor*.
- ITeAd Studio. (2010, junho 18). *HC-05*.

- Jones, J. W., Gruber, S. A., Barker, J. H., & Breidenbach, W. C. (2000). Successful Hand Transplantation — One-Year Follow-up. *New England Journal of Medicine*, 343(7), 468–473. <https://doi.org/10.1056/NEJM200008173430704>
- Kleer, R., & Piller, F. T. (2019). Local manufacturing and structural shifts in competition: Market dynamics of additive manufacturing. *International Journal of Production Economics*, 216, 23–34. <https://doi.org/10.1016/J.IJPE.2019.04.019>
- Lan, N., Hao, M., Niu, C. M., Cui, H., Wang, Y., Zhang, T., Fang, P., & Chou, C. (2021). Next-Generation Prosthetic Hand: from Biomimetic to Biorealistic. *Research*, 2021. <https://doi.org/10.34133/2021/4675326>
- Maat, B., Smit, G., Plettenburg, D., & Breedveld, P. (2018). Passive prosthetic hands and tools. *Prosthetics & Orthotics International*, 42(1), 66–74. <https://doi.org/10.1177/0309364617691622>
- Mills, K. R. (2005). The basics of electromyography. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 76(suppl_2), ii32–ii35. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2005.069211>
- Oliveira, B. R. de, Maia, B. A., Ferreira Neto, G., & Stoppa, M. H. (2017). Modelo de dispositivo para reabilitação de dedos da mão. Em *Tecnologias em pesquisa: engenharias* (p. 379–394). Editora Blucher. <https://doi.org/10.5151/9788580392234-25>
- Omarkulov, N., Telegenov, K., Zeinullin, M., Tursynbek, I., & Shintemirov, A. (2016). Preliminary mechanical design of NU-Wrist: A 3-DOF self-aligning Wrist rehabilitation robot. *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 962–967. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2016.7523753>
- OMRON Corporation. ([s.d.]). *Tactile Switch B3F*.
- SOLON SYSTECH. (2008, abril). *SSD1306*.
- STMicroelectronics. (2022, março). *STM32F103x8, STM32F103xB*. DS5319 Rev 18.
- TOSHIBA. (2007, junho 30). *TB6612FNG*.
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Travison, T. G., & Brookmeyer, R. (2008). Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3), 422–429. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>