

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROJETO DE GRADUAÇÃO



PEDRO HENRIQUE FABRIZ ULHOA

PRÓTESE ROBÓTICA DE MEMBRO INFERIOR
PARA AMPUTADOS TRANSFEMORAIS:
DESENVOLVIMENTO DA ELETRÔNICA
EMBARCADA E TESTES PRELIMINARES

VITÓRIA-ES

JULHO/2023

Pedro Henrique Fabriz Ulhoa

**PRÓTESE ROBÓTICA DE MEMBRO INFERIOR
PARA AMPUTADOS TRANSFEMORAIS:
DESENVOLVIMENTO DA ELETRÔNICA
EMBARCADA E TESTES PRELIMINARES**

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno Pedro Henrique Fabriz Ulhoa, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Vitória-ES

Julho/2023

Pedro Henrique Fabriz Ulhoa

PRÓTESE ROBÓTICA DE MEMBRO INFERIOR PARA AMPUTADOS TRANSFEMORAIS: DESENVOLVIMENTO DA ELETRÔNICA EMBARCADA E TESTES PRELIMINARES

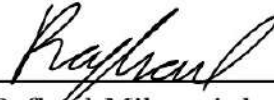
Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno Pedro Henrique Fabriz Ulhoa, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Aprovado em 21 de Julho de 2023.

COMISSÃO EXAMINADORA:



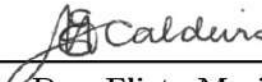
Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador



Prof. Dr. Rafael Milanezi de Andrade
Universidade Federal do Espírito Santo
Coorientador



Prof. Dr. Camilo Arturo Rodríguez Díaz
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador



Profa. Dra. Eliete Maria de Oliveira Caldeira
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinadora

Vitória-ES

Julho/2023

A todas as pessoas que vão se beneficiar deste trabalho no futuro.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, avós e minha irmã, pelo suporte incondicional durante toda a minha vida. Graças a eles posso dizer que estou no caminho certo e trabalhando com o que amo.

Ao meu coorientador e professor, Rafael Milanezi de Andrade, por toda ajuda e orientação durante o desenvolvimento deste trabalho e por apostar em mim desde o início do projeto.

Ao meu orientador e professor, Teodiano Freire Bastos Filho, por todo o suporte e pelas excelentes aulas de eletrônica.

Ao Professor Antônio Bento Filho, pelo incentivo durante minha jornada acadêmica.

Aos membros do Laboratório de Robótica e Biomecânica e da Symbios, por toda a ajuda e companheirismo, e também pelos momentos de descontração durante o semestre.

À banca examinadora pela aceitação do convite e pelo tempo investido para leitura e avaliação deste trabalho.

Agradeço à Universidade Federal do Espírito Santo pela minha formação.

Agradeço aos projetos MCTI/FNDCT/FINEP 2784/20 e EDITAL FAPES/CNPq/Decit-SCTIE-MS/SESA Nº 09/2020 – PPSUS, TO: 151/2021, Projeto: 2021-8GJZ6, pelo financiamento parcial dos materiais e equipamentos necessários para o desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

A biomecânica de amputados transfemorais é severamente afetada devido à falta do membro, e com isso, atividades como andar, subir e descer escadas tornam-se grandes desafios. O procedimento padrão de reabilitação em caso de amputação do membro é o fornecimento de uma prótese para o paciente. A maioria dos dispositivos fornecidos serve para substituir o membro perdido e dar suporte ao usuário, porém carecem de características funcionais essenciais para a sua qualidade de vida. As próteses passivas, como são chamadas, não fornecem energia para o sistema durante a realização das atividades. Nesse sentido, as próteses robóticas surgem como uma alternativa ao modelo padrão, uma vez que possuem atuadores que executam os movimentos para o indivíduo. O presente projeto de graduação tem o objetivo de contribuir com o desenvolvimento de próteses robóticas de membro inferior para amputados transfemorais. Para tanto, foi desenvolvida e validada a eletrônica embarcada de controle e de sensoriamento de uma prótese completa com joelho e pé ativos. Placas de circuito impresso foram fabricadas para compor o sistema e captar sinais essenciais para o controle. Para obtenção da força de reação do solo durante a marcha, um circuito de amplificação foi utilizado com quatro pontes de Wheatstone formadas por extensômetros instalados na estrutura central da prótese. Além disso, também foi desenvolvido um circuito dedicado à captação e ao processamento de sinais mioelétricos. Uma vez montada a prótese, um sistema de controle de impedância foi implementado no computador embarcado escolhido para executar o *loop* de controle principal, sendo então possível testar o dispositivo em indivíduos saudáveis. Os testes iniciais mostraram que é possível controlar a prótese com o sistema proposto, utilizando todos os sensores que foram implementados. O resultado obtido com o joelho robótico aproxima-se da curva biológica de referência. Na fase de apoio, a diferença entre a curva de referência e a curva realizada pela prótese apresentou um valor máximo de 3 graus. O ângulo de flexão máximo do joelho obtido durante a marcha foi de 43 graus, enquanto a curva de referência apresenta 48 graus. Após a validação preliminar, a prótese está pronta para ser testada em indivíduos amputados.

Palavras-chave: Próteses; Sistema Embarcado; Robótica; Reabilitação.

ABSTRACT

The biomechanics of transfemoral amputees is severely affected due to limb loss, and activities such as walking, going up and down stairs become major challenges. The standard rehabilitation procedure in case of limb amputation is to provide the patient with a prosthesis, which replaces the missing limb and supports the user. However, this type of prosthesis lacks essential functional characteristics for the user's quality of life. Passive prostheses, as they are called, do not supply positive energy to the system during activities. In this context, robotic prostheses appear as an alternative to the conventional model, since they incorporate actuators that perform the movements for the individual. This undergraduate project aims to contribute to the development of robotic lower limb prosthesis for transfemoral amputees. To accomplish this, the embedded electronics for a complete prosthesis with active knee and foot was developed and validated. Printed circuit boards were manufactured to compose the system and capture essential signals for the control. To measure the ground reaction force during the gait, an amplification circuit was used with strain gauge-based sensors positioned within the central structure of the prosthesis. Furthermore, a circuit dedicated to capturing and processing myoelectric signals was also developed. Once the prosthesis was assembled, an impedance control system was implemented in the on-board computer, which runs the main control loop, making it possible to test the device in healthy individuals. Initial tests demonstrated that it is possible to control the prosthesis with the proposed system, using all the sensors implemented on the device. The results obtained with the robotic knee is close to the biological reference curve. In the stance phase, the difference between the reference curve and the curve performed by the prosthesis presented a maximum value of 3 degrees. The maximum knee flexion angle obtained during gait was 43 degrees, while the reference curve presents 48 degrees. Following preliminary validation, the prosthesis is ready for testing on amputees.

Keywords: Prosthesis; Embedded Systems; Robotics; Rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	– Fases da marcha representadas em uma imagem.	18
Figura 2	– (a) Curva executada por um joelho robótico. (b) Curva executada por uma prótese de pé.	18
Figura 3	– Renderização 3D representando a prótese, expondo as partes principais do sistema e o seu interior. A figura ilustra também o posicionamento de bateria, motores e a eletrônica embarcada.	21
Figura 4	– Diagrama representativo do sistema embarcado da prótese. O controlador principal comunica-se com os periféricos apresentados por meio de protocolos de comunicação como SPI (do inglês <i>Serial Peripheral Interface</i>) e CAN (do inglês <i>Controller Area Network</i>).	22
Figura 5	– Imagem da prótese de Utah ao lado de uma renderização 3D expondo as partes principais do sistema e o seu interior, incluindo posicionamento de bateria, motores e a eletrônica embarcada.	23
Figura 6	– Sistema embarcado completo da prótese de Utah, expondo o tipo de comunicação entre cada parte do sistema, sensores e controladores principais. Na imagem, QEI significa <i>Quadrature Encoder Interface</i> e PVT significa <i>Passive Variable Transmission</i>	24
Figura 7	– (a) Prótese de joelho desenvolvida por Rouse, Mooney e Herr (2014) junto com uma prótese ativa de pé (BiOM Inc., Bedford, MA). (b) sistema baseado em SBC criado para controlar a prótese de joelho.	25
Figura 8	– (a) Prótese de joelho desenvolvida por Elery et al. (2020). (b) Resumo do sistema embarcado da prótese de membro inferior, contando com a presença do sistema do joelho e do pé ativos.	25
Figura 9	– (a) Célula de carga desenvolvida por Sup et al. (2008) utilizando extensômetros instalados em uma superfície lisa. (b) <i>Encoder</i> MILE (Maxon Group, Suíça).	26
Figura 10	– Ilustração do processo para obtenção de um sinal sEMG. Os gráficos mostram, nessa ordem: o sinal captado no músculo sóleo sem processamento; o sinal retificado; a envoltória do sinal recuperada com um filtro passa-baixa de frequência de corte igual a 50 Hz; sinal recuperado com um filtro média móvel e também um filtro passa-baixa de frequência de corte igual a 5 Hz.	27
Figura 11	– (a) Imagem do primeiro protótipo de prótese ativa de joelho. (b) Ilustração do experimento em pessoas saudáveis utilizando a prótese de joelho. (c) Protótipo físico de pé ativo.	29

Figura 12 – (a) Imagem da peça central que conecta o joelho e o pé ativos. (b) Imagem ilustrando a instalação dos extensômetros na estrutura central. As legendas A, B, C e D indicam cada ponte de Wheatstone com quatro extensômetros colados em superfícies opostas.	30
Figura 13 – Diagrama representando as conexões do sistema desenvolvido. A eletrônica de sensores envia dados para a eletrônica de controle. Esta toma decisões de ação e envia comandos para o <i>driver</i> de cada motor.	31
Figura 14 – Imagem ilustrando periféricos presentes no SBC escolhido para o projeto.	32
Figura 15 – Imagem ilustrando a placa de extensão para a RPi 4 responsável por permitir uma comunicação por CAN com outro dispositivo.	33
Figura 16 – Diagrama do circuito desenvolvido para a placa de sensores mecânicos e inerciais. Cada componente e barramento de comunicação estão ilustrados no diagrama.	34
Figura 17 – (a) Imagem 3D do circuito feito no <i>KiCAD</i> antes da fabricação. Cada componente principal foi referenciado na imagem. (b) Circuito após fabricação e soldagem de componentes.	34
Figura 18 – Fluxograma do funcionamento do <i>firmware</i> . A rotina de interrupção destacada em cinza na imagem é executada em uma taxa de 80 Hz.	35
Figura 19 – Imagem ilustrando como a calibração dos sensores foi realizada. Os objetos foram posicionados e o valor registrado pela placa de circuito desenvolvida foi enviada por UART para um <i>notebook</i>	36
Figura 20 – (a) Gráfico mostrando os valores do ADC de cada ponte registrados durante a calibração. (b) Gráfico ilustrando a soma das pontes para registrar a força de reação do solo.	37
Figura 21 – Diagrama representando os circuitos internos do ADS1293.	38
Figura 22 – Diagrama do circuito desenvolvido para a placa de captação de sinais biológicos. Cada componente e barramento de comunicação estão ilustrados no diagrama.	39
Figura 23 – (a) Imagem 3D do circuito feito no <i>KiCAD</i> antes da fabricação. Cada componente principal foi referenciado na imagem. (b) Circuito após fabricação e soldagem de componentes.	39
Figura 24 – Fluxograma do funcionamento do <i>firmware</i> . A rotina regulada por interrupção destacada em cinza na imagem é executada em uma taxa de 1000 Hz.	40
Figura 25 – Representação em blocos do sistema de controle. A máquina de estados governa os estados da marcha e define os parâmetros de impedância para cada junta. O torque calculado serve de comando para o controle de corrente executado pelo <i>driver</i> EPOS4.	41

Figura 26 – (a) Imagem ilustrando a máquina de estados presente no sistema de controle atual. Os parâmetros de impedância são referentes ao joelho ativo. Enquanto as condições de transição não forem atendidas, a prótese permanece no mesmo estado.	42
Figura 27 – Ilustração da distribuição de energia no sistema da prótese. É possível observar também o compartimento utilizado para a bateria e o regulador de tensão. O último está colado em um suporte interno da peça de contenção.	44
Figura 28 – Sistema de controle implementado no Simulink. Cada área é responsável por uma função. Os sistemas A e B da imagem representam o controle de impedância para junta do joelho e a junta do pé, respectivamente. O sistema C da imagem representa a máquina de estados do controle.	45
Figura 29 – Diagrama do sistema embarcado pensado para este projeto, considerando a junta de joelho e pé robóticos. As setas indicam o sentido da comunicação e as cores definem o protocolo utilizado em cada parte.	48
Figura 30 – Experimento inicial com a placa de sinais biológicos. O gráfico em (a) ilustra o sinal captado em 1000 Hz e filtrado na frequência de interesse (70 Hz - 430 Hz). Em (b) é apresentado o envelope gerado a partir de (a). (c) e (d) apresentam a amplitude do ruído no sinal e o espectro de energia do mesmo, respectivamente.	48
Figura 31 – Ilustração do experimento com a placa de captação de sEMG com prótese de pé presa à bancada e o sinal resultante de uma dorsiflexão do pé. Gráfico ilustrando 2 contrações voluntárias realizadas durante o experimento da placa sEMG. O sinal azul representa o valor em microvolts registrado e os valores em laranja (sinal de ativação) é originado a partir do sinal sEMG para representar quando há contração muscular. Os valores do último foram escalados por razões de ilustração, mas durante os experimentos foi representado com o valor 0 (não há ativação muscular) ou 1 (há ativação muscular).	49
Figura 32 – Imagem da prótese de membro inferior completa pronta para realização dos testes.	50
Figura 33 – Curvas registradas pelo <i>encoder</i> instalado no joelho robótico foram agrupadas para expor o valor médio de posição da junta durante a marcha, assim como o desvio padrão. A curva de referência foi adaptada de Andrade et al. (2021).	51
Figura 34 – Curvas registradas pelo <i>encoder</i> instalado no tornozelo robótico foram agrupadas para expor o valor médio de posição da junta durante a marcha, assim como o desvio padrão. A curva de referência foi adaptada de Riener, Rabuffetti e Frigo (2002).	52

Figura 35 – Gráfico apresentando ciclos de marcha consecutivos realizados durante os testes preliminares. As curvas do joelho e do tornozelo são ilustradas junto com a leitura da força de reação do solo. Os dados apresentados são de um mesmo ciclo de testes.	52
Figura 36 – Gráfico ilustrando o chaveamento de estados implementado no controle da prótese de membro inferior. Estado 1: <i>Early Stance</i> ; estado 2: <i>Late Stance</i> ; estado 3: <i>Early Swing</i> ; estado 4: <i>Late Swing</i>	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação de microcontroladores e computadores embarcados para utilização em sistemas robóticos.	20
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>
BBB	<i>Beaglebone Black</i>
BOM	<i>Bill of Materials</i>
CAN	<i>Controller Area Network</i>
CI	Circuitos Integrados
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
EMG	Eletromiografia
FRS	Força de Reação do Solo
FSM	<i>Finite State Machine</i>
GPIO	<i>General Purpose Input-Output</i>
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
MCU	<i>Microcontroller Unit</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
RIO	<i>Reconfigurable I/O</i>
RPi	<i>Raspberry Pi</i>
SBC	<i>Single Board Computer</i>
sEMG	<i>surface Electromyography</i>
SMD	<i>Surface Mounted Device</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Motivação	14
1.2	Objetivos	15
1.3	Estrutura do Texto	16
2	REFERENCIAL TEÓRICO	17
2.1	Biomecânica da Marcha e Próteses de Membro Inferior	17
2.2	Sistemas Embarcados em Próteses	19
2.2.1	Microcontrolador e Computador Embarcado de Placa Única	19
2.2.2	Trabalhos Relacionados	20
2.2.3	Sensoriamento	26
3	METODOLOGIA E ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO	29
3.1	Prótese Robótica de Membro Inferior da UFES	29
3.2	Eletrônica Embarcada da Prótese de Membro Inferior	31
3.2.1	Sistema Embarcado de Controle	31
3.2.2	Sistema Embarcado de Sensores	33
3.2.2.1	Placa para Captação de Sensores Mecânicos	33
3.2.2.2	Placa para Captação de Sinais sEMG	37
3.3	Sistema de Controle	40
3.4	Alimentação da Eletrônica	43
3.5	Materiais e Métodos para os Testes em Pessoas Saudáveis	43
3.6	Ferramentas Computacionais e de Desenvolvimento Utilizadas	44
4	RESULTADOS	47
4.1	Eletrônica Embarcada	47
4.2	Captação e Processamento de Sinais sEMG	47
4.3	Testes em Pessoas Saudáveis	50
5	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	54
	REFERÊNCIAS	56

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

Desde 2008, aproximadamente 320 mil brasileiros sofreram amputação de membro inferior (DATASUS, 2022). Em escala global, aproximadamente 1 milhão de pessoas em países de baixa e média renda sofrem amputação a cada ano (EQUALIZEHEALTH, 2018). Nesses casos, o processo de reabilitação consiste na adequação e uso de uma prótese para substituir o membro perdido. Este procedimento visa entregar mais autonomia e independência para o paciente, desafogando o sistema de saúde e diminuindo custos durante todo o processo de tratamento (ORGANIZATION et al., 2017). Além disso, contribui para a saúde psicológica do indivíduo, que muitas vezes é acometido por depressão e ansiedade para retornar às atividades diárias (PEDRAS et al., 2020). Atualmente, o tipo de prótese mais acessível em caso de amputação é a passiva. São economicamente mais viáveis, mais leves e não possuem eletrônica embarcada ou fonte de energia, uma vez que não possuem atuadores ou outro dispositivo controlável presente. Por isso, não são capazes de fornecer energia durante as atividades (ANDRADE, 2018). Por outro lado, a prótese semiativa possui um dispositivo passivo controlável em sua estrutura, como um amortecedor, sendo possível controlar a forma que a energia é dissipada durante a marcha (SHEPHERD; ROUSE, 2017). Apesar das vantagens da semiativa em relação à passiva, as duas não conseguem cumprir o papel do membro biológico de fornecer energia ao sistema, fazendo com que a biomecânica do indivíduo seja afetada durante o processo de reabilitação (TAKAHASHI; HORNE; STANHOPE, 2015). Nesse caso, observa-se um aumento da taxa metabólica de até 60% em relação a uma pessoa saudável (GENG et al., 2012), além da realização de movimentos compensatórios para permitir uma marcha estável (WATERS et al., 1976).

Como forma de minimizar as limitações das próteses passivas e semiativas, a tecnologia de próteses ativas, ou prótese robótica, surge integrando em seu sistema um atuador controlado e energizado com bateria que vai realizar os movimentos para o paciente, visando suprir as necessidades biomecânicas e energéticas durante as atividades (ANDRADE, 2018). Dessa forma, grupos de pesquisa ao redor do mundo têm obtido sucesso no desenvolvimento das próteses robóticas de membro inferior, realizando experimentos dentro de laboratório e também em clínicas de reabilitação (AZOCAR et al., 2020; LAWSON et al., 2014; ROUSE; MOONEY; HERR, 2014). Mesmo com todo o esforço da comunidade científica, poucas próteses ativas de membro inferior estão disponíveis no mercado (ÖSSUR, 2023; REBOCON, 2023) e o preço elevado torna essa tecnologia inacessível para grande parte da população. Portanto, é evidente a necessidade de se realizar mais pesquisas na área de próteses ativas e contribuir para a melhoria e a redução dos custos dos dispositivos.

Uma prótese ativa/robótica de perna que integra joelho e pé ativos está sendo desenvolvida no Laboratório de Robótica e Biomecânica da UFES. Três frentes de trabalho estão sendo realizadas para desenvolver o dispositivo: a construção mecânica, com os requisitos necessários para suportar o indivíduo e executar os movimentos; a estratégia de controle, que vai fazer com que o atuador consiga entregar a quantidade certa de energia no momento esperado; e por fim, a construção eletrônica, a qual vai gerenciar os sensores instalados, processar os sinais e embarcar o *software* que descreve a estratégia de controle. Este trabalho irá focar no último item, desenvolvendo um sistema embarcado de controle para a prótese robótica de membro inferior.

1.2 Objetivos

Objetivo Geral

O objetivo geral deste projeto de graduação é desenvolver uma eletrônica embarcada para controle de uma prótese de membro inferior ativa para amputados transfemorais. Para isso, o protótipo deve ser capaz de se comunicar com sensores instalados na prótese, processar os sinais captados e enviar comandos de controle ao *driver* que controla o motorreductor da junta robótica.

Objetivos Específicos

- Criar um circuito eletrônico contendo uma unidade de controle e outra de processamento, módulos de comunicação e sensores, incluindo sensor mioelétrico.
- Fabricação e montagem do circuito em uma placa de circuito impresso (PCB - do inglês *Printed Circuit Board*).
- Desenvolvimento de *firmware* para os controladores.
- Validar e testar o sistema embarcado com a prótese robótica.
- Testes em pessoas saudáveis com a prótese.

1.3 Estrutura do Texto

O presente trabalho está estruturado da seguinte maneira:

- **Introdução:** este capítulo inicial tem como objetivo apresentar o tema no qual este projeto está inserido e a sua importância, além de definir os objetivos gerais e específicos. Dados sobre o número de amputados existentes no Brasil e no mundo são revelados e as próteses utilizadas na reabilitação são classificadas de acordo com a tecnologia implementada;
- **Referencial Teórico:** neste capítulo o referencial teórico e sustentação científica do trabalho são abordados. São abordados os tipos de componentes utilizados na construção de próteses e alguns exemplos de projetos de pesquisa desenvolvidos são estudados;
- **Metodologia e Etapas do Desenvolvimento:** nesta etapa são abordados os materiais e métodos de cada etapa do projeto necessários para obtenção dos resultados. Dois sistemas embarcados foram desenvolvidos para obter a versão final apresentada neste trabalho: um sistema embarcado de controle e outro de captação de sensores. Cada um é detalhado separadamente de acordo com os requisitos de projeto;
- **Resultados:** este capítulo reúne os resultados obtidos durante os testes preliminares com as placas desenvolvidas. Os resultados incluem os testes preliminares com prótese em pessoas saudáveis. Dados dos sensores captados durante os testes são ilustrados em gráficos;
- **Conclusão e Trabalhos Futuros:** este capítulo reúne as conclusões do trabalho desenvolvido e expõe quais seriam os próximos passos do desenvolvimento. Os próximos passos foram pensados também com base nas melhorias necessárias observadas durante a execução do plano de trabalho.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Os primeiros desenvolvimentos de próteses de membro inferior ativas foram reportados entre 1970 e 1980, utilizando atuadores eletro-hidráulicos controlados e energizados por sistemas externos ligados ao dispositivo (FLOWERS, 1973). Entretanto, mais de 50 anos depois essa tecnologia ainda apresenta desafios que impedem sua ampla adoção. Desenvolvimento de atuadores mais leves e potentes, baterias mais eficientes, sensores mais precisos e sistemas de controles mais seguros são alguns tópicos de pesquisa abordados nessa área. Muitos grupos de pesquisa e empresas tiveram e estão tendo sucesso desenvolvendo as próprias tecnologias e métodos. Entretanto, a escassez de próteses ativas de membro inferior disponíveis para o usuário final chama a atenção para os desafios ainda existentes.

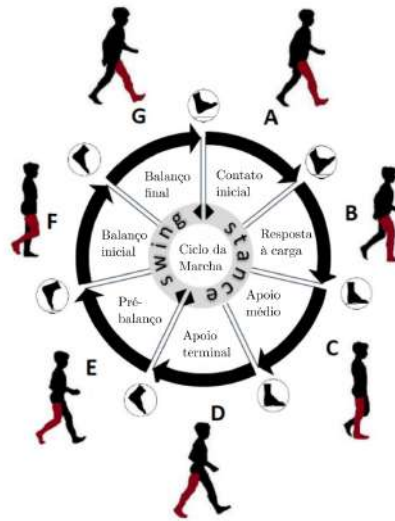
2.1 Biomecânica da Marcha e Próteses de Membro Inferior

A marcha humana caracteriza-se por um movimento cíclico, dividido em duas fases principais: fase de apoio e fase de balanço. A fase de apoio dura 60% do ciclo total enquanto a fase de balanço ocorre nos 40% restantes. Considerando que um ciclo completo inicia com o contato de um pé (esquerdo ou direito) no chão e termina com o calcanhar do mesmo pé retornando ao chão depois de uma passada completa, os dois estados principais da marcha podem ser subdivididos em mais eventos (Figura 1). Em cada instante, a biomecânica do membro é regulada de forma a absorver o choque ao tocar o chão, impulsionar o corpo para a continuidade do ciclo e regular velocidade e tamanho da passada (KHARB et al., 2011).

Durante os primeiros 10% da marcha, a superfície plantar do pé encosta no solo e a musculatura prepara-se para a absorção de choque e amortecimento, uma vez que a carga do corpo será transferida inteiramente a apenas uma perna. Essa fase pode ser dividida em duas: o contato inicial e a resposta à carga. Entre os 10%-30%, o centro de gravidade do corpo está em seu valor máximo e em 30%-50% o torque da junta do tornozelo aumenta, facilitando a continuidade da marcha e impulsionando o corpo para frente. A partir dos 60%, começa a fase de balanço. Nessa fase, o joelho sofre uma flexão para que a perna percorra o espaço até a próxima passada, quando o pé prepara-se para absorver novamente o choque do contato ao solo e recomeçar o ciclo (ANDRADE, 2018).

Dessa forma, uma prótese ativa que irá substituir o membro deve ser capaz de emular as mesmas funções do membro biológico. Para isso, um atuador deve ser implementado, podendo ser hidráulico, pneumático ou formado por um motorreductor (FIOREZI, 2022). Esses elementos são energizados com uma bateria externa ou embarcada. Para regular os

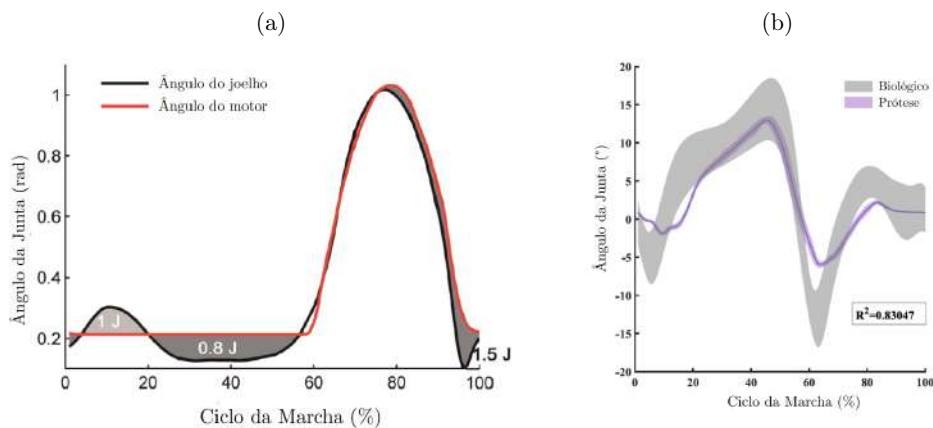
Figura 1 – Fases da marcha representadas em uma imagem.



Fonte: Adaptado de Alharthi, Yunas e Ozanyan (2019).

parâmetros da marcha e de outras atividades, algoritmos de controle são implementados de forma que a dinâmica da interação do robô com o ambiente externo seja controlada (TUCKER et al., 2015). A Figura 2 ilustra as curvas das juntas do joelho e do tornozelo de próteses robóticas que se aproximam das curvas biológicas ao andar. A cinemática do dispositivo e a proximidade dos dados de membros saudáveis depende, entre outros, do conjunto de sensores utilizado, da estratégia de controle implementada para regular o comportamento do dispositivo e da construção do atuador (CHRIST; BECKERLE, 2016).

Figura 2 – (a) Curva executada por um joelho robótico. (b) Curva executada por uma prótese de pé.



Fonte: (a) Adaptado de Rouse, Mooney e Herr (2014) (b) Adaptado de Carney et al. (2021).

2.2 Sistemas Embarcados em Próteses

O desenvolvimento do sistema eletrônico embarcado é um dos desafios presentes no processo de construção de uma prótese robótica. Normalmente ele é formado por uma unidade de processamento principal, sensores e um controlador (*driver*) para o atuador. A unidade principal tem a tarefa de realizar as comunicações com os sensores instalados, processar os sinais se necessário, e por fim executar uma ação de controle enviando comandos para o *driver* do atuador. Dessa forma, pode-se dizer que o sistema embarcado pode ser responsável pelos paradigmas principais em um sistema robótico: sentir o mundo, planejar e executar uma ação (MURPHY, 2019).

2.2.1 Microcontrolador e Computador Embarcado de Placa Única

Para exercer o papel de unidade de processamento principal, duas arquiteturas são comumente utilizadas na área da robótica: o microcontrolador (MCU - do inglês *Microcontroller Unit*) e o computador embarcado de placa única (SBC - do inglês *Single Board Computer*). O primeiro possui núcleo(s) de processamento, unidade(s) de memória e outros periféricos dedicados a tarefas específicas, como comunicação, conversores, etc. Os circuitos integrados (CI) disponíveis atualmente consomem pouca energia, possuem preço de mercado baixo, e podem ser programados com uma linguagem de programação de baixo nível, resultando em eficiência e otimização nas tarefas. Exemplo no mercado é o microcontrolador STM32 (STMicroelectronics, Suíça). Por outro lado, os SBCs são soluções que permitem a rápida prototipagem, normalmente são utilizados com linguagens de programação de alto nível e consomem mais energia. Exemplos desse são a BeagleBone Black (BBB) (BeagleBoard.org, EUA) e Raspberry pi (RPi) (Raspberrypi.org, Reino Unido). Duval et al. (2015) apresentam uma tabela que separa as duas tecnologias em prós e contras (Tabela 1).

Exemplos do uso de cada arquitetura podem ser encontrados em (ELERY et al., 2020; ELLIOTT, 2012; VILLALPANDO, 2012), cada uma com decisões específicas do projeto da eletrônica.

No presente trabalho, as duas arquiteturas foram implementadas para funções distintas. Um SBC foi utilizado como unidade de processamento principal, recebendo os valores dos sensores e enviando comandos para os *drivers* de motores. Microcontroladores foram utilizados em PCBs dedicadas à captação e processamento de sinais, de forma que cada tipo de sinal pudesse ser processado de acordo com os próprios requisitos e o SBC não ficasse sobrecarregado com todas as tarefas necessárias para uso da prótese.

Tabela 1 – Comparação de microcontroladores e computadores embarcados para utilização em sistemas robóticos.

Microcontrolador	Computador embarcado de placa única
<u>Vantagens</u>	
Tamanho reduzido, podendo ser adaptado para diferentes projetos mecânicos	Fase de projeto inicial rápido
Baixo consumo de energia	Possibilidades de uso de software de alto nível (C++, Python, Java, Matlab): desenvolvimento facilitado
Custo unitário é pequeno	Requer menos habilidades específicas para modificar o sistema
Software de baixo nível (C, Assembly): processamento eficiente	
<u>Desvantagens</u>	
Custo de prototipagem pode ser maior	Alto consumo de energia (menor eficiência energética)
Tempo de desenvolvimento do protótipo maior	Depende de partes comercializadas (sem controle sobre produção e ciclo de vida)
Necessidade de habilidades em Engenharia Elétrica para o projeto, reparos e modificação	Difícil modificação
Software de baixo nível (C, Assembly): requer habilidades específicas e é menos portátil	Difícil integração com outros subsistemas
	Cabeamento pouco otimizado entre as partes

Fonte: Adaptado de Duval et al. (2015).

2.2.2 Trabalhos Relacionados

Cada grupo de desenvolvedores segue uma metodologia própria, a qual é guiada por alguns fatores, entre eles: preferência e experiência prévia por uso de certos componentes no sistema (como microcontroladores, sensores, protocolos de comunicação, etc.), o projeto do sistema é voltado a atender a arquitetura de controle que o grupo irá utilizar, limitações do projeto mecânico criado anterior ao projeto eletrônico, entre outros (DUVAL et al., 2015).

Alguns projetos destacam-se na construção do sistema embarcado para próteses de membro inferior, desenvolvendo um sistema compacto e otimizado para todas as necessidades da arquitetura de controle. Entre os destaques estão os dispositivos criados no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Vanderbilt (SUP et al., 2008; SUP et al., 2009). Mais recentemente, Lawson et al. (2014) apresentaram um projeto atualizado da prótese de membro inferior contendo dois graus de liberdade, com as juntas do joelho e do tornozelo ativas atuadas por motores sem escovas. Além do fato dos atuadores trabalharem de forma independente no sistema de controle, a estrutura foi criada de forma que nenhum cabeamento (energia ou transmissão de sinais) ficasse à mostra no dispositivo, evitando acidentes durante os testes e aumentando a vida-útil do equipamento (Figura 3). As estratégias de controle influenciaram na construção do sistema embarcado da prótese, o qual precisa conter sensores de realimentação para um controlador de malha fechada e também sensores responsáveis por determinar o estado da marcha de acordo com regras de uma Máquina de Estados Finitos (FSM - do inglês *Finite State Machine*) que governa

o comportamento da prótese.

Figura 3 – Renderização 3D representando a prótese, expondo as partes principais do sistema e o seu interior. A figura ilustra também o posicionamento de bateria, motores e a eletrônica embarcada.

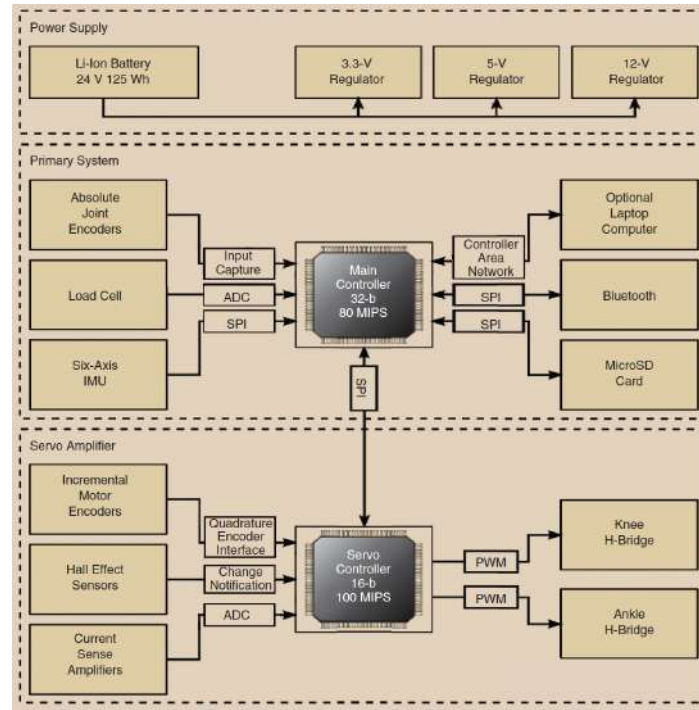


Fonte: Lawson et al. (2014).

Dessa forma, as duas juntas possuem *encoders* magnéticos para medir a posição e a velocidade do eixo, servindo de realimentação para o controlador. Ademais, uma célula de carga é posicionada entre o joelho e o pé e consegue medir a força de reação do solo (FRS), diferenciando assim, as fases de balanço e apoio. A unidade principal de processamento e controle é um MCU PIC32MX575F512L (32-bit) (Microchip Technology Inc., EUA), o qual executa o *firmware* em uma taxa de 500 Hz. Outra parte essencial do sistema embarcado é o controlador dos motores (dsPIC33FJ64GS608), o qual recebe comandos de torque do controlador principal e implementa um controle de corrente no motor para atingir o valor de referência. Para monitoramento e armazenamento de dados, um módulo *Bluetooth* e um cartão Micro SD estão presentes na placa. Por fim, circuitos de regulação de tensão permitem que uma bateria do tipo íon-lítio de 24 V seja acoplada e a prótese não dependa de fontes externas. A Figura 4 traz um resumo do sistema embarcado, mostrando as comunicações entre cada parte.

Assim como a tecnologia da Universidade de Vanderbilt, o sistema embarcado desenvolvido pelo *Bionic Engineering Lab* na Universidade de Utah nos Estados Unidos é baseado em microcontroladores. A prótese contém 2 juntas motorizadas, o joelho (LENZI et al., 2018;

Figura 4 – Diagrama representativo do sistema embarcado da prótese. O controlador principal comunica-se com os periféricos apresentados por meio de protocolos de comunicação como SPI (do inglês *Serial Peripheral Interface*) e CAN (do inglês *Controller Area Network*).



Fonte: Lawson et al. (2014).

TRAN et al., 2019) e o tornozelo (TRAN et al., 2022), sendo que a última também executa o movimento da junta dos dedos indiretamente por um mecanismo subatuado.

Toda a prótese foi contruída seguindo o padrão ISO 10328. Sendo assim, toda a eletrônica de controle, gerenciamento de energia e instrumentação são embarcados e nenhum fio ou cabo está exposto na estrutura, ilustrada na Figura 5. Esses detalhes aumentam o tempo de vida do dispositivo e também permitem experimentos fora do espaço do laboratório.

Cada junta atuada possui uma eletrônica própria. Para o joelho, um PIC32MK0512MCF100 de 32-bit executa os algoritmos de controle e utiliza um sinal de modulação por largura de pulso (PWM - do inglês *Pulse Width Modulation*) para comandar a corrente no motor (o componente responsável pelo controle da corrente do motor é o *driver* Elmo Gold Twitter 80/80SE, presente nas duas juntas). Além desse PIC32 principal, há um outro presente que comunica com outros sensores na prótese, os quais servem ao controlador com informação de posição e a velocidade da junta, posicionamento da prótese no espaço (utilizando sensores inerciais) e conecta-se com um módulo Conversor Analógico-Digital (ADC - do inglês *Analog to Digital Converter*).

Figura 5 – Imagem da prótese de Utah ao lado de uma renderização 3D expondo as partes principais do sistema e o seu interior, incluindo posicionamento de bateria, motores e a eletrônica embarcada.



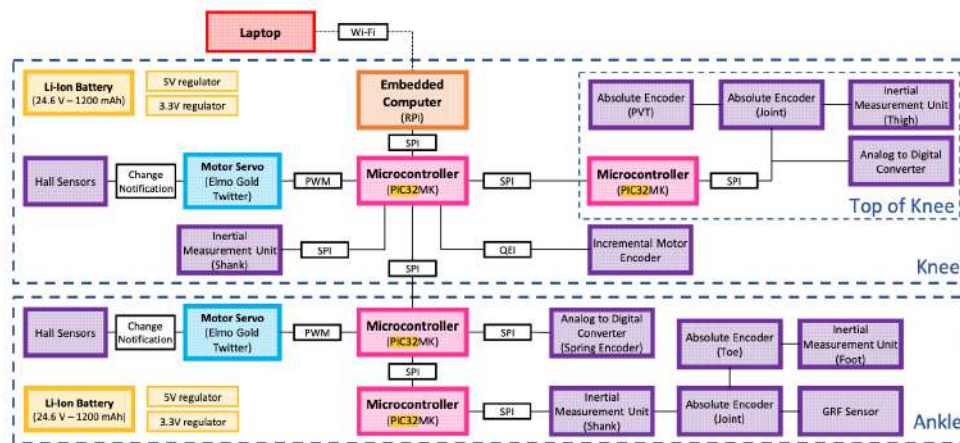
Fonte: Adaptado de Tran et al. (2022).

A eletrônica da prótese de pé é parecida e utiliza o mesmo controlador principal (PIC32MK-0512MCF100) e sensores. Adicionalmente, uma célula de carga customizada é integrada ao sistema e é lida por um ADC também conectado. A comunicação entre todos os controladores apresentados é feita pelo uso do protocolo de comunicação SPI. Para comunicação e envio de dados para posterior análise, uma placa RPi é opcional na montagem. O objetivo é que seja possível conectar com um computador externo por Wi-Fi e realizar telemetria dos dados em tempo real, enquanto os mesmos podem ser armazenados em um cartão Micro SD para posterior processamento e análise.

A confecção de um sistema embarcado próprio para a prótese mostrou vantagem mais uma vez, tendo otimização de espaço e no uso de componentes e permitiu conter o sistema dentro de uma carcaça externa, a qual protege todo o dispositivo.

Outros grupos de pesquisa também já desenvolveram tecnologias em próteses na qual o sistema eletrônico de controle foi baseado em um SBC. Rouse, Mooney e Herr (2014) desenvolveram um joelho robótico para amputados transfemorais e escolheram componentes comercializados para formar o *hardware* ao invés de criar uma placa customizada, diminuindo o tempo de prototipagem envolvido. A RPi Model B foi escolhida como unidade de processamento principal, responsável por estimar o estado da marcha de acordo com os sensores instalados. Esses são formados por um sensor inercial (IMU - do inglês *Inertial Measurement Unit*), um resistor sensível à força aplicada para medir a força de

Figura 6 – Sistema embarcado completo da prótese de Utah, expondo o tipo de comunicação entre cada parte do sistema, sensores e controladores principais. Na imagem, QEI significa *Quadrature Encoder Interface* e PVT significa *Passive Variable Transmission*.



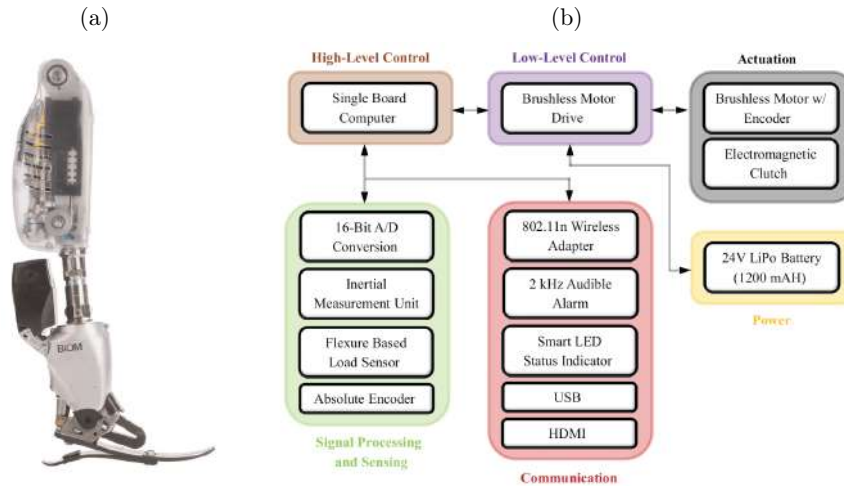
Fonte: Tran et al. (2022).

reação do solo e dois *encoders* para medir a posição e velocidade da junta antes e depois da transmissão. A RPi comunica-se com o *driver* de motor IPOS 4808VX (Technosoft Motion, Suíça) que executa o controle da corrente do motor (nesse caso um motor DC sem escovas) a 10 kHz. O controle principal realizado pela RPi, representado por um controle de impedância (HOGAN, 1984), atualiza seus parâmetros a 100 Hz, enquanto (opcionalmente) envia dados para um computador externo. A prótese em questão está ilustrada na Figura 7a, com um resumo do sistema descrito na Figura 7b. Como não apresenta um *hardware* customizado, todas as partes do sistema foram arranjadas e conectadas por cabeamento na parte de trás do equipamento.

(ELERY et al., 2020) não utilizaram uma eletrônica customizada para desenvolver a prótese de membro inferior (Figura 8a). Ao invés disso, utilizaram a solução da National Instruments MyRIO 1900, um sistema de *Input/Output* reconfigurável (RIO - do inglês *Reconfigurable I/O*) contendo um processador ARM Cortex-A9 e uma FPGA Xilinx Z-7010 (Xilinx Inc., EUA). Como o dispositivo foi criado para incentivar e facilitar o estudo de sistemas embarcados, diversos barramentos de comunicação e pinos programáveis para leitura de sinais estão disponíveis para uso na placa. Por outro lado, como é uma solução pronta, dificulta a instalação, dependendo da quantidade de espaço disponível na prótese e quantidade de cabos que precisam estar presentes para comunicação de sensores.

A prótese é controlada por um controlador de trajetória durante a fase de balanço e um controlador de impedância durante a fase de apoio. Para distinguir entre os dois estados, a medição dos ângulos das juntas robóticas é realizada com *encoders* instalados na saída

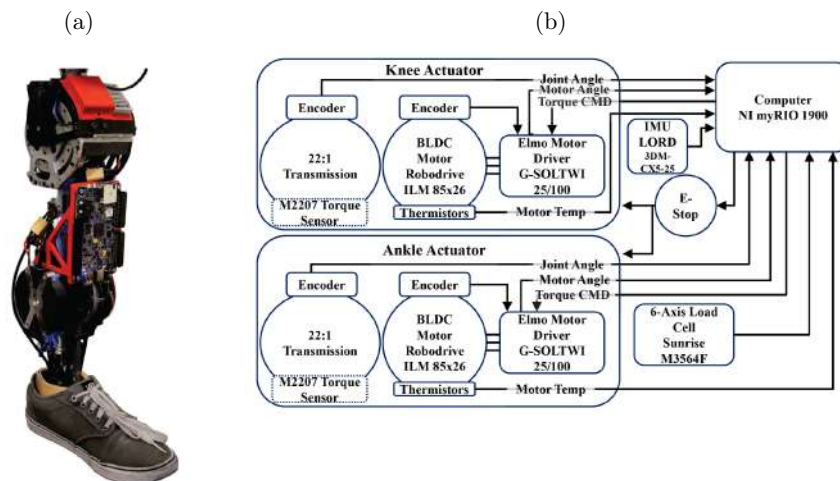
Figura 7 – (a) Prótese de joelho desenvolvida por Rouse, Mooney e Herr (2014) junto com uma prótese ativa de pé (BiOM Inc., Bedford, MA). (b) sistema baseado em SBC criado para controlar a prótese de joelho.



Fonte: Rouse, Mooney e Herr (2014).

dos motores do pé e do joelho (Motor DC sem escovas). Além disso, uma célula de carga foi inserida no dispositivo para medir FRS e detectar o contato inicial com o solo. Outros sensores e dispositivos para segurança também foram utilizados: um botão de emergência (E-Stop) para o usuário interromper o funcionamento da prótese em momento desejável e termistores para detectar aumento de temperatura. O sistema é resumido pela Figura 8b.

Figura 8 – (a) Prótese de joelho desenvolvida por Elery et al. (2020). (b) Resumo do sistema embarcado da prótese de membro inferior, contando com a presença do sistema do joelho e do pé ativos.



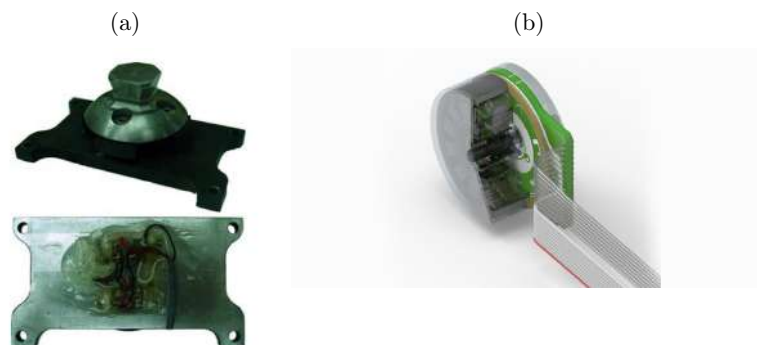
Fonte: Elery et al. (2020).

2.2.3 Sensoriamento

Como ilustrado na seção anterior, diferentes tipos de sensores podem ser instalados em próteses de membro inferior, a depender do objetivo de pesquisa de cada desenvolvedor. Sensores mecânicos destacam-se nas aplicações e são posicionados no dispositivo de forma que forneçam informações sobre o ambiente externo e a interação com o membro robótico, podendo até indicar a fase da marcha em que o indivíduo se encontra. Exemplos são células de carga, utilizadas para realizar medições de força, normalmente a FRS e/ou torque na junta robótica (GABERT; LENZI, 2019). Extensômetros são bem comuns na construção desse sensor (SUP et al., 2009), sendo resistores que variam a própria resistência elétrica de acordo com a deformação. A ilustração de uma célula de carga está presente na Figura 9a.

Encoders, por sua vez (Figura 9b), estão relacionados ao sistema de baixo nível, isto é, controle dos atuadores. Esse sensor é feito para medir deslocamentos, seja rotacional ou linear, sendo ideal para medição de posição das juntas. Por exemplo, em uma junta rotacional de joelho, o *encoder* informa o ângulo de extensão ou flexão do mesmo. Sendo assim, é um dos sensores mais comuns em dispositivos robóticos, não limitados a próteses.

Figura 9 – (a) Célula de carga desenvolvida por Sup et al. (2008) utilizando extensômetros instalados em uma superfície lisa. (b) *Encoder* MILE (Maxon Group, Suíça).



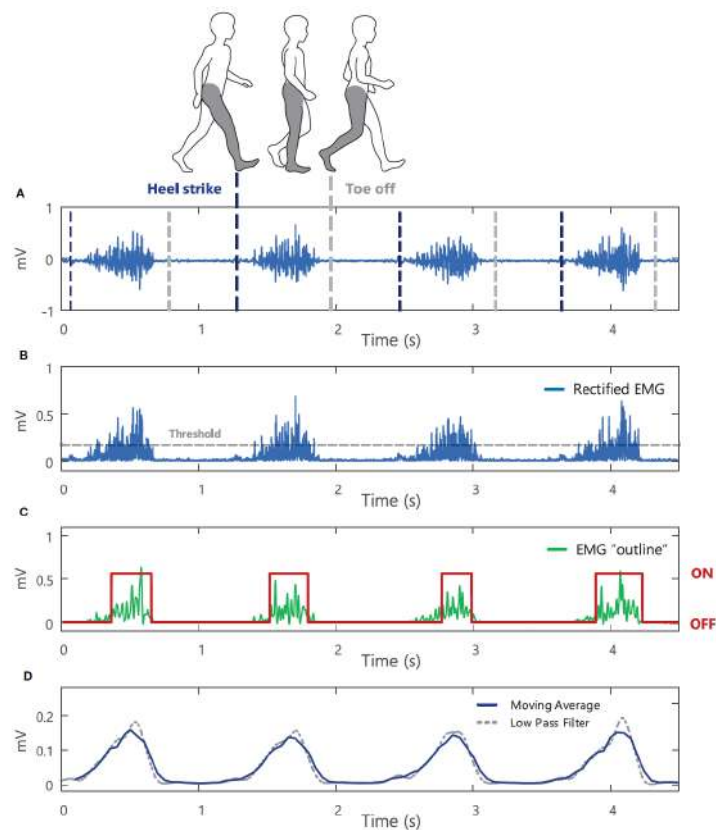
Fonte: (a) Sup et al. (2008). (b) MAXON (2023).

Além dos sensores mecânicos já citados, sensores para medição de biosinais também são investigados para o uso em próteses de membro inferior. Sinais mioelétricos superficiais (sEMG - do inglês *surface Electromyography*) podem ser captados na superfície da pele do indivíduo utilizando um elemento condutor (eletrodo). Quando unidades motoras musculares são acionadas para realização de um movimento, uma variação de tensão pode ser encontrada distribuída na superfície da pele. Essa atividade elétrica devido à contração muscular é chamada de sEMG (MCMANUS; VITO; LOWERY, 2020). Com esse sinal é possível analisar características desse processo, como força e intensidade da contração

muscular(KONRAD, 2005).

Uma série de etapas deve ser seguida para que o sEMG seja captado e utilizado de forma eficiente no sistema. Essas etapas incluem filtragem na frequência de interesse para rejeitar artefatos no sinal, amplificação e conversão para digital, respeitando a Frequência de Nyquist, uma vez que pretende-se reconstruir o sinal com fidelidade em um controlador ou unidade de processamento (LUCA, 2003). Diferentes abordagens de controle já foram estudadas utilizando o sinal sEMG. Apesar do longo processo para sua captação, uma vez que o sinal é processado corretamente ele pode ser relacionado com o torque medido sobre uma junta de forma qualitativa (LUCA, 1997), ou então com o indicativo de contração muscular, tornando-o atrativo para controle de próteses (CLITES, 2018; HOOVER; FITE, 2011). A Figura 10 ilustra uma sequência de processamento para obtenção da envoltória do sinal sEMG, comumente utilizada em controle de juntas robóticas (YEON, 2019).

Figura 10 – Ilustração do processo para obtenção de um sinal sEMG. Os gráficos mostram, nessa ordem: o sinal captado no músculo sóleo sem processamento; o sinal retificado; a envoltória do sinal recuperada com um filtro passa-baixa de frequência de corte igual a 50 Hz; sinal recuperado com um filtro média móvel e também um filtro passa-baixa de frequência de corte igual a 5 Hz.



Fonte: McManus, Vito e Lowery (2020).

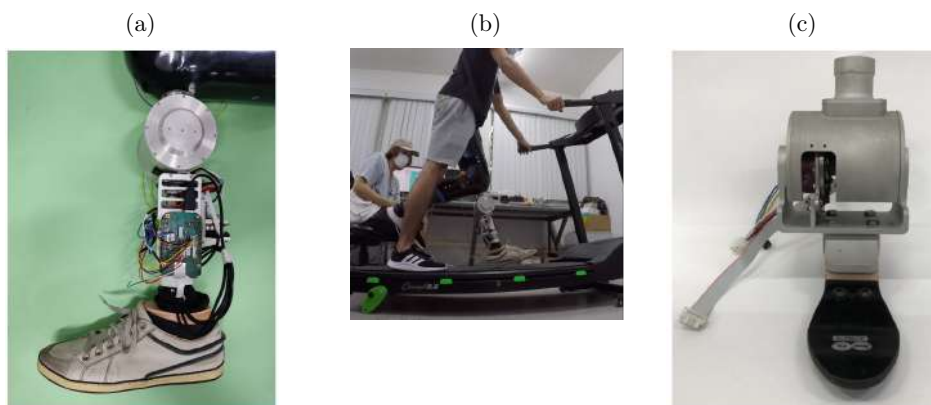
Entretanto, sistemas de captação de sEMG disponíveis no mercado possuem preço alto e não são desenvolvidos para atender aos requisitos de tecnologias de próteses, isto é, são difíceis de embarcar pelo tamanho e requerem uma interface de comunicação própria ou muito específica. Exemplos são: equipamento sEMG Delsys (DELSYS, 2023) e Shimmer (SHIMMER, 2023). Dessa forma, se o objetivo é investigar o uso da eletromiografia no controle do membro robótico, a tecnologia desenvolvida deve adaptar-se ao sistema comprado (LI et al., 2022; TKACH; HARGROVE, 2013) ou então um novo sistema customizado deve ser criado para a aplicação específica (SPANIAS et al., 2015; YEON, 2019).

3 METODOLOGIA E ETAPAS DE DESENVOLVIMENTO

3.1 Prótese Robótica de Membro Inferior da UFES

Este trabalho é uma etapa do desenvolvimento de uma prótese robótica de membro inferior para amputados transfemorais que está sendo construída no Laboratório de Robótica e Biomecânica da UFES (Figura 11a). A primeira versão da eletrônica da prótese foi contruída baseada no SBC BeagleBone Black Rev. C. (BeagleBone.org, EUA), e controlava apenas o joelho (FIOREZI et al., 2021; ULHOA, 2022).

Figura 11 – (a) Imagem do primeiro protótipo de prótese ativa de joelho. (b) Ilustração do experimento em pessoas saudáveis utilizando a prótese de joelho. (c) Protótipo físico de pé ativo.



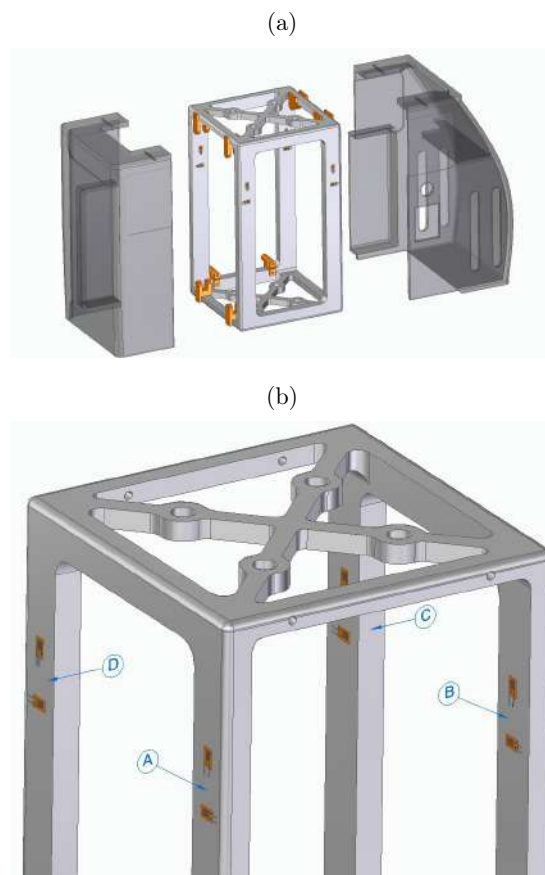
Fonte: (a) e (b) Produção do próprio autor. (c) Caprini et al. (2022).

Para a nova versão apresentada neste trabalho, duas juntas robóticas motorizadas são consideradas: o joelho (FIOREZI et al., 2021) e o tornozelo (CAPRINI et al., 2022). Um motor EC 60 flat Ø60 mm, *brushless*, 200 W (Maxon Group., Suíça) foi utilizado para cada parte ativa da prótese com um *encoder* MILE incremental e um sensor de corrente tipo Hall integrados em cada. Para o controle de baixo nível do motor foram utilizados dois *drivers* de motores EPOS4 50/15 da mesma fabricante. A EPOS4 possui malhas de controle internas que regulam posição, velocidade ou corrente. Os valores de *setpoint* para cada uma das grandezas controladas podem ser enviados por Porta Serial Universal (USB - do inglês *Universal Serial Bus*) ou por *Controller Area Network* (CAN) de um controlador de mais alto nível. O *driver* é capaz de ler os sensores de posição e corrente e efetuar o controle de malha fechada.

Além disso, outra novidade da nova versão é a estrutura central que conecta o joelho e o

tornozelo. A peça foi desenvolvida em Alumínio 7075-T6 para comportar toda a eletrônica embarcada, incluindo uma bateria de 24 V/4000 mAh que será a fonte de energia do dispositivo. A Figura 12 ilustra o desenho 3D da estrutura. O espaço central é destinado aos *drivers* de motores, PCBs, sensores, cabos de sinal e energia e a bateria. Além disso, extensômetros agrupados em pontes de Wheatstone foram instalados em cada haste da peça, totalizando 4 sensores de força que respondem a esforços de compressão e tração, isto é, foram configurados para registrar FSR durante a marcha.

Figura 12 – (a) Imagem da peça central que conecta o joelho e o pé ativos. (b) Imagem ilustrando a instalação dos extensômetros na estrutura central. As legendas A, B, C e D indicam cada ponte de Wheatstone com quatro extensômetros colados em superfícies opostas.



Fonte: Produção do próprio autor.

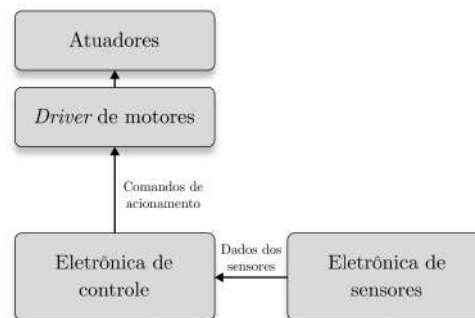
Diante do exposto, o presente trabalho foi desenvolvido com o objetivo de construir uma nova eletrônica embarcada de controle para a prótese de membro inferior, considerando algumas melhorias e também novidades em relação ao trabalho anterior desenvolvido dentro da UFES (CAPRINI et al., 2022; FIOREZI et al., 2021) e outros projetos científicos abordados (LAWSON et al., 2014; ROUSE; MOONEY; HERR, 2014; TRAN et al., 2022). PCBs foram utilizadas para o projeto, de forma que a qualidade dos sinais fosse melhorada, o cabeamento ficasse protegido e aumentasse a confiabilidade do sistema. Um sistema

próprio para captação dos sensores de força instalados na estrutura central que conecta o joelho e o tornozelo foi desenvolvido. Também foi integrado um circuito dedicado à captação e ao pré-processamento de sinais mioelétricos. Young, Kuiken e Hargrove (2014) demonstraram vantagens em utilizar fusão de sensores mecânicos, como sensor de força, com o sEMG em métodos de controle baseados em aprendizado de máquina, aumentando a eficiência do controlador durante os procedimentos experimentais. Portanto, acredita-se que este trabalho esteja contribuindo não só para o desenvolvimento de tecnologias em próteses para amputados, mas também para o desenvolvimento contínuo em torno do tema.

3.2 Eletrônica Embarcada da Prótese de Membro Inferior

Para formar a eletrônica embarcada necessária, o projeto foi separado em duas partes principais: o sistema embarcado de controle e o sistema de captação de sinais (Figura 13). Cada parte foi desenvolvida para atender os requisitos deste trabalho e também funcionar com a estrutura mecânica já desenvolvida da prótese. Os materiais e métodos de cada sistema serão detalhados individualmente a seguir.

Figura 13 – Diagrama representando as conexões do sistema desenvolvido. A eletrônica de sensores envia dados para a eletrônica de controle. Esta toma decisões de ação e envia comandos para o *driver* de cada motor.



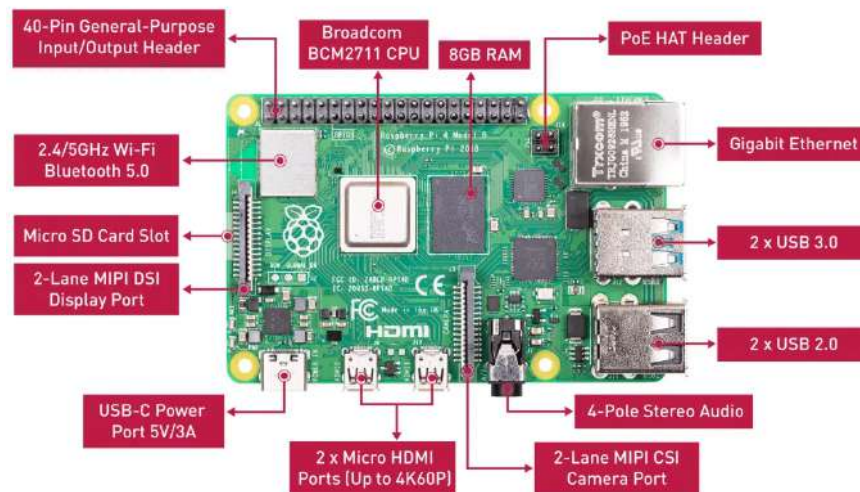
Fonte: Produção do próprio autor.

3.2.1 Sistema Embarcado de Controle

O sistema embarcado de controle é responsável pelo controle de alto nível, o qual determina os estados da marcha baseado nos sinais recebidos pelos sensores; armazenamento de dados e envio de comandos para o *driver* das juntas robóticas. Como unidade de controle

principal foi utilizado o SBC RPi 4 Model B, equipado com um processador *quad-core* de 1,5 GHz, 4GB de memória RAM, Wi-Fi 2,4 GHz e *Bluetooth* 5.0, *slot* para cartão micro SD e pinos de propósito geral (GPIO - do inglês *General Purpose Input Output*) que contém entrada para comunicação I2C (do inglês *Inter-Integrated Circuit*), SPI e UART (do inglês *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*) (Figura 14). Testes anteriores realizados com a Beaglebone Black presente na eletrônica antiga da prótese de joelho mostraram que seria necessária uma melhoria no dispositivo que comunica-se com a EPOS4 50/15: o sistema de controle era executado em uma taxa de atualização de 60 Hz com a Beaglebone Black. Já com a RPi 4 foi possível utilizar 80 Hz para executar toda a arquitetura de controle, incluindo etapas de processamento adicionadas nesta nova versão da prótese: adição do pé ativo e novos sensores.

Figura 14 – Imagem ilustrando periféricos presentes no SBC escolhido para o projeto.



Fonte: WU, E. (2023).

Como forma de comunicação entre o sistema embarcado de controle e os *drivers*, optou-se pelo uso da comunicação CAN. Para isso, foi utilizado um circuito testado e validado pela Maxon para comunicar as duas partes (MAXON, 2023): a placa de extensão PiCAN2 para RPi (Figura 15). Essa possui dois CIs principais do barramento CAN: um MCP2515 (Controlador) e um MCP2551 (*Transceiver*). Conectores estão disponíveis para fazer a comunicação da RPi 4 com os *drivers* EPOS4 de cada motor. Dessa forma, os dados do *encoder* e do sensor Hall de cada junta são acessados pela unidade de controle principal.

Figura 15 – Imagem ilustrando a placa de extensão para a RPi 4 responsável por permitir uma comunicação por CAN com outro dispositivo.



Fonte: Copperhilltech (2023).

3.2.2 Sistema Embarcado de Sensores

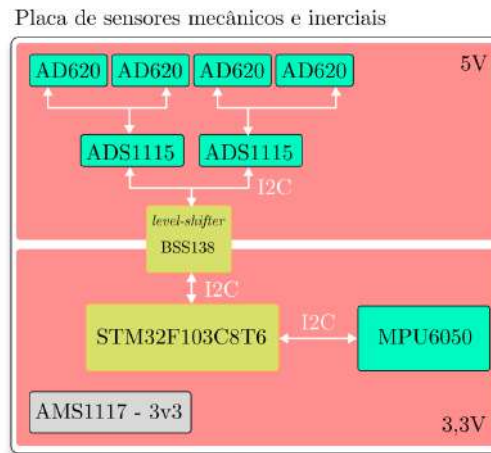
3.2.2.1 Placa para Captação de Sensores Mecânicos

Uma das placas desenvolvidas para este trabalho é responsável pela captação de sinais de força registrados por extensômetros instalados na estrutura da prótese, ilustrados na Figura 12b. Portanto, foi desenvolvida uma PCB que fosse capaz de captar os sinais das pontes de Wheatstone, amplificá-los e convertê-los para sinais digitais, de forma que pudessem ser utilizados como sinais de controle. O circuito feito no *software* de computador seguiu o diagrama detalhado na Figura 16. O circuito equivalente em 3D e a placa fabricada com os componentes soldados estão ilustrados na Figura 17.

A tarefa de amplificação foi realizada com a utilização do CI AD620AN (Analog Devices, Inc., EUA), um amplificador de instrumentação com alta impedância de entrada ($10\text{ G}\Omega$) e faixa de ganho variando de 1 até 10000 V/V . Esse estágio de amplificação pré-conversão foi escolhido para melhorar a resolução da medição e registrar esforços menores.

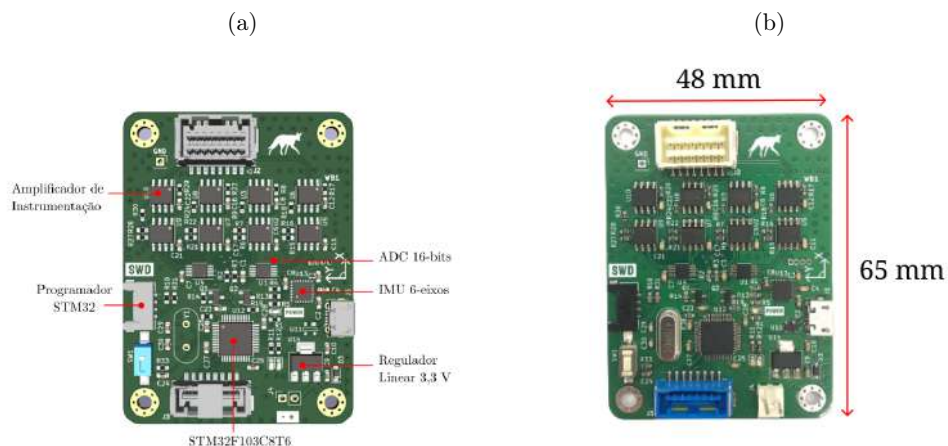
O sinal diferencial amplificado de cada canal é direcionado então ao ADC ADS1115 (Texas Instrument, EUA), o qual realiza a conversão com uma resolução de 16 bits e envia os dados digitalizados por um barramento I2C. A taxa de amostragem na comunicação atinge 860 amostras por segundo, podendo ser configurada também para valores menores. Duas unidades do módulo ADS1115 foram utilizadas para que até quatro sinais diferenciais pudessem ser lidos pela placa.

Figura 16 – Diagrama do circuito desenvolvido para a placa de sensores mecânicos e inerciais. Cada componente e barramento de comunicação estão ilustrados no diagrama.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 17 – (a) Imagem 3D do circuito feito no *KiCAD* antes da fabricação. Cada componente principal foi referenciado na imagem. (b) Circuito após fabricação e soldagem de componentes.



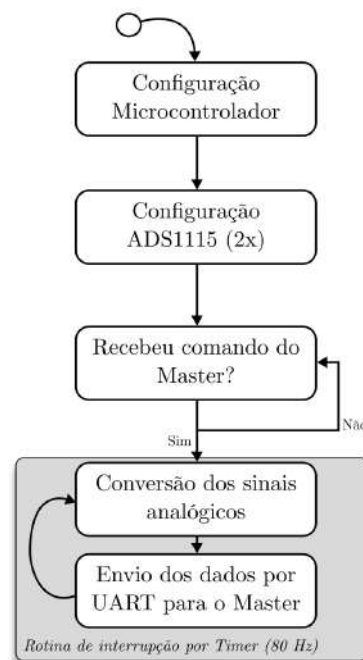
Fonte: Produção do próprio autor.

Como forma de dedicar uma unidade de processamento exclusiva para os sensores mecânicos, utilizou-se o microcontrolador STM32F103C8T6 (STMicroelectronics, Suíça). Esse é um controlador de 32 bits, com frequência máxima de operação de 72 MHz e possui uma diversidade de periféricos que podem ser utilizados com os ADCs externos e comunicar-se com a Rpi 4. O acréscimo de um controlador na placa possibilita implementação de rotinas de auto calibração dos sensores e algoritmos para filtragem e processamento dos sinais mais elaborados, retirando uma exigência de processamento maior do SBC na prótese. Por fim, essa placa embarca também um sensor inercial de 6 eixos (acelerômetro e giroscópio) dentro do CI MPU6050 (InvenSense, EUA) que se comunica também por I2C com o

microcontrolador principal. Este barramento pode receber a conexão de outros sensores inerciais possíveis de instalação na prótese. De forma a estabelecer uma comunicação com outras unidades de processamento (microcontroladores ou computadores embarcados), pinos para comunicação UART, SPI e USB foram disponibilizados nos conectores da PCB.

Os códigos dos microcontroladores são implementados em linguagem C. No caso dessa placa, a funcionalidade consiste em captar os sinais dos sensores de força e sensores inerciais instalados na prótese e enviá-los digitalizados para a eletrônica de controle. Sendo assim, após configuração do *Clock* e dos periféricos internos utilizados (I2C, UART, SPI, *Timers*), os registradores de configuração do ADS1115 foram alterados para atender às especificações do sistema: as entradas do conversor deveriam funcionar em modo diferencial para ler cada sensor de força baseado em ponte de Wheatstone. Por último, o valor da taxa de amostragem e a máxima escala de conversão foram configurados para 860 amostras por segundo e $\pm 2,048V$, respectivamente. Uma vez que o sistema esteja configurado, o microcontrolador espera por um comando de *trigger* recebida do *Master* para iniciar a conversão dos sinais analógicos e enviá-los pelo mesmo barramento UART pelo qual veio o *trigger* (Figura 18).

Figura 18 – Fluxograma do funcionamento do *firmware*. A rotina de interrupção destacada em cinza na imagem é executada em uma taxa de 80 Hz.

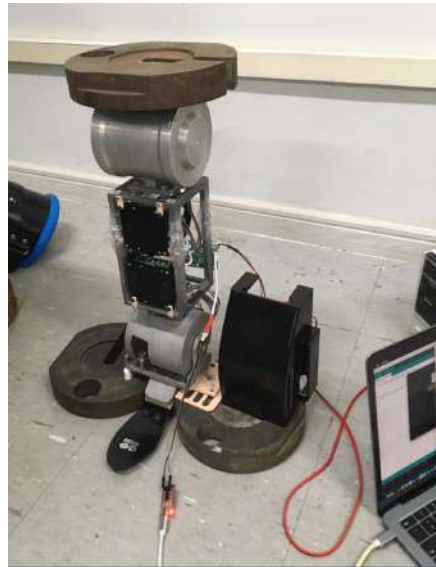


Fonte: Produção do próprio autor.

Para que os sinais amplificados das pontes de Wheatstone pudessem ser utilizados para o

controle da prótese, a calibração dos sensores foi realizada. O procedimento de calibração consiste em aplicar esforços conhecidos na estrutura e registrar o valor de saída da eletrônica de amplificação. Neste caso, objetos de massa conhecida foram utilizados, posicionando-os em cima da prótese montada, como ilustrado na Figura 19.

Figura 19 – Imagem ilustrando como a calibração dos sensores foi realizada. Os objetos foram posicionados e o valor registrado pela placa de circuito desenvolvida foi enviada por UART para um *notebook*.



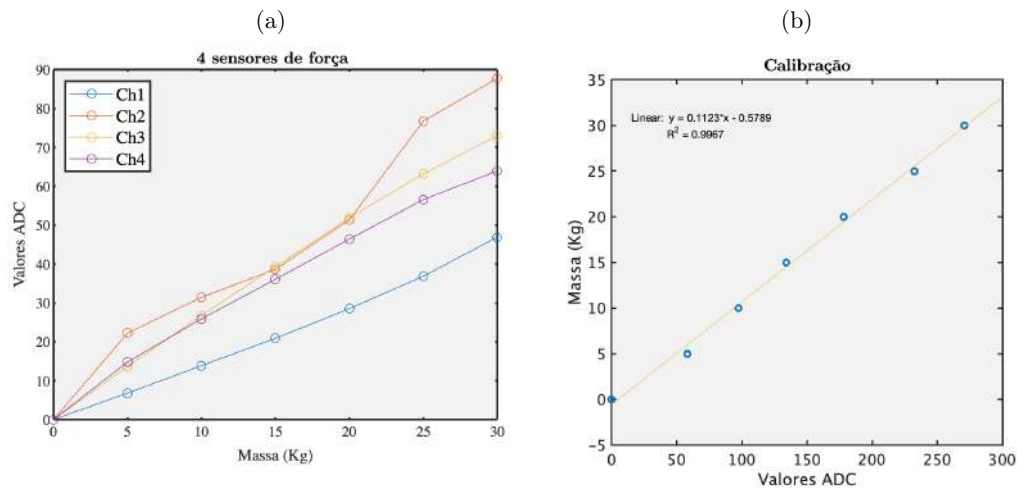
Fonte: Produção do próprio autor.

O objetivo dessa etapa é verificar se a configuração utilizada está permitindo uma leitura linear dos esforços sobre a prótese. Para tanto, 6 objetos de mesma massa (5 Kg) foram colocados consecutivamente de forma que o peso total fosse aumentando. O valor em *Volts* de cada ponte de Wheatstone foi somado para obter uma medida de força de reação do solo em cada etapa de medição. Os dados da etapa de calibração estão representados na Figura 20.

Como pode ser observado na Figura 20b, a estrutura apresentou deformação bem próxima de um comportamento linear, resultando em um coeficiente de determinação (R^2) de 99,7%. Além disso, do gráfico final é possível retirar a Equação 3.1 que será utilizada para transformar os valores do ADC captados pela placa em valores de massa (Kg) ou força (N). Com a mesma equação implementada em *software*, a informação de força de reação do solo pode servir ao controle da prótese para mudança dos estados da marcha, indicando se o usuário da prótese está com a perna em apoio no solo ou não.

$$FRS(Kg) = 0,1123 * ADC - 0,5789 \quad (3.1)$$

Figura 20 – (a) Gráfico mostrando os valores do ADC de cada ponte registrados durante a calibração. (b) Gráfico ilustrando a soma das pontes para registrar a força de reação do solo.



Fonte: Produção do próprio autor.

3.2.2.2 Placa para Captação de Sinais sEMG

Para compor a eletrônica da prótese de membro inferior, uma PCB dedicada à captação e ao processamento de sinais biológicos (sEMG) foi desenvolvida. Os requisitos dessa placa dedicada são:

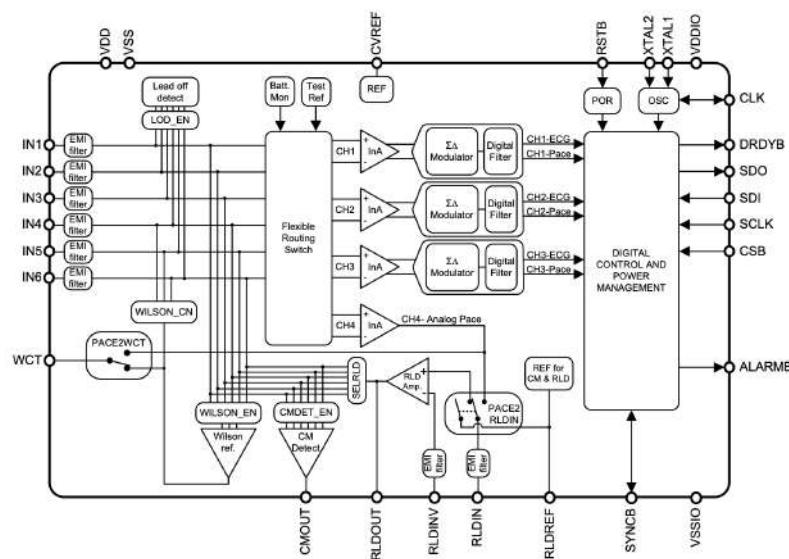
1. Possuir um controlador próprio para que a captação e o processamento de sinais sEMG sejam realizados.
2. Prever uma forma de armazenar os dados sEMG durante o uso da placa.
3. Possuir pinos disponíveis de comunicação para que se comunique com as outras placas da prótese.

Para cumprir todos os requisitos, a placa desenvolvida possui outro microcontrolador embarcado, STM32F401RET6, que é responsável por captar os sinais sEMG digitalizados, processá-los e gravá-los em um cartão microSD. Dessa vez utilizou-se um microcontrolador com maior poder de processamento, uma vez que os sinais sEMG devem ser lidos em uma frequência elevada, ao mesmo tempo que são armazenados em memória e também processados.

Para captação do sinal, primeiro foram utilizados eletrodos em configuração bipolar, o que contribui para a rejeição de ruído comum presente acoplada à superfície de medição

(MCMANUS; VITO; LOWERY, 2020). Esse sinal diferencial então passa por filtros *anti-aliasing* indicados pelo *datasheet* (TI, 2023) para evitar que o sinal de interesse seja distorcido por ruídos externos. Após essa etapa, o sinal diferencial é captado pelas entradas do ADS1293 da Texas Instrument. Além de possuir um ADC interno que realiza a conversão do sinal analógico utilizando 24 bits, o CI possui filtros digitais programáveis que podem ser utilizados para a faixa de frequência de interesse do sinal muscular (até 500 Hz) (LUCA, 2003). Outros recursos internos do ADS1293 estão ilustrados na Figura 21.

Figura 21 – Diagrama representando os circuitos internos do ADS1293.



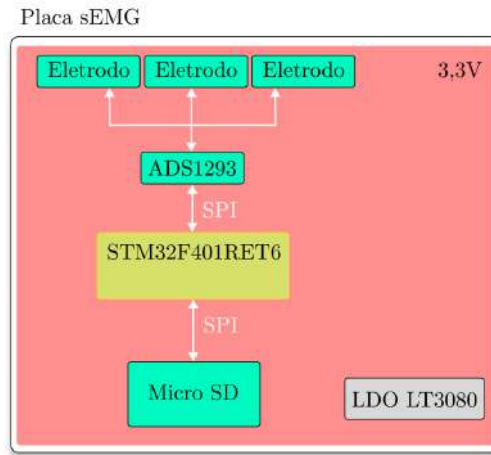
Fonte: TI (2023).

Como forma de gravar os sinais digitalizados para análise e processamento, um cartão micro SD foi conectado ao barramento SPI do microcontrolador. Para implementar o código que se comunica com o cartão, a biblioteca FatFS foi utilizada (CHAN, 2023), a qual é uma biblioteca para microcontroladores que administra a comunicação com sistema de arquivos FAT/exFAT. Por fim, barramentos de comunicação são disponibilizados na placa: I2C, UART e USB.

A PCB desenvolvida no *software* de computador seguiu o diagrama detalhado na Figura 22. O circuito equivalente em 3D e a placa fabricada com os componentes soldados estão ilustrados na Figura 23.

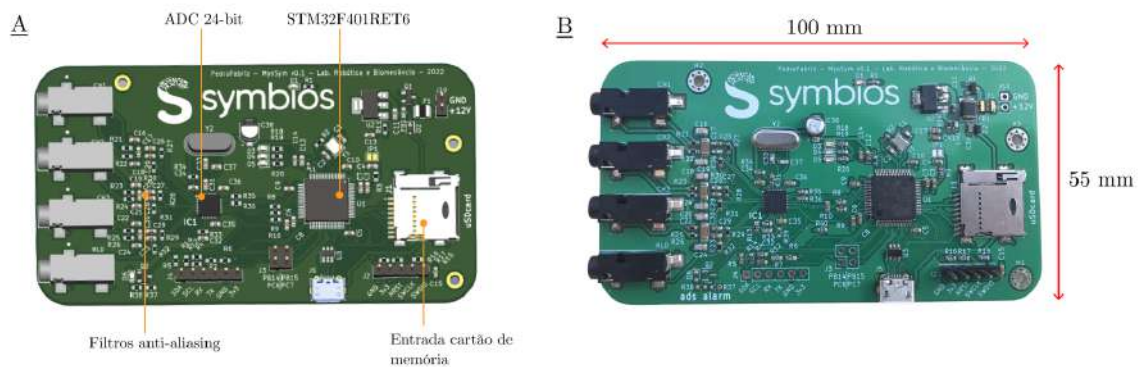
Para o código embarcado da placa sEMG, uma rotina de configuração do CI ADS1293 é necessária para que o circuito se comporte da maneira planejada. A configuração das entradas de sinal foi feita de forma que eletrodos na configuração bipolar fosse utilizada e um filtro passa-baixa digital interno foi configurado para 430 Hz (valor determinado pelo

Figura 22 – Diagrama do circuito desenvolvido para a placa de captação de sinais biológicos. Cada componente e barramento de comunicação estão ilustrados no diagrama.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 23 – (a) Imagem 3D do circuito feito no *KiCAD* antes da fabricação. Cada componente principal foi referenciado na imagem. (b) Circuito após fabricação e soldagem de componentes.

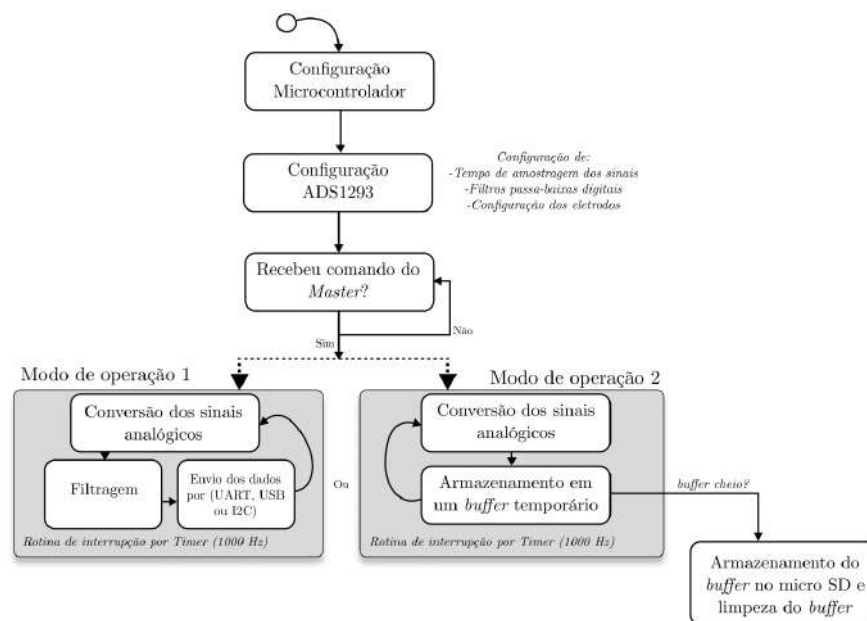


Fonte: Produção do próprio autor.

datasheet do fabricante). Para contínuo armazenamento de dados, a captura de dados foi fixada em 1000 Hz, rotina na qual um *buffer* de memória guarda os valores dos 3 canais utilizados. O *buffer* foi implementado com o tamanho em *bytes* equivalente a um segundo de dados sEMG, considerando uma captura de 1000 amostras por segundo: cada canal ocupa 3 *bytes* na memória, então são necessários 9000 *bytes* por segundo de captura. No momento em que as 1000 amostras de dados são realizadas, o *buffer* é armazenado em um arquivo no cartão de memória e logo após é zerado para o próximo segundo de captura (AZEVEDO, 2016).

Ao mesmo tempo, a placa pode ser programada para implementar outras rotinas de processamento de sinais. Por exemplo, a obtenção da envoltória do sinal sEMG pode ser útil como sinal de controle de dispositivos robóticos, como ilustrado na Figura 10. Essa envoltória pode ser obtida com a retificação do sinal e a implementação de um filtro passa-baixa de frequência reduzida (de 5 a 15 Hz). O *firmware* resumido está ilustrado na Figura 24, na qual os dois modos de operação distintos da placa estão descritos.

Figura 24 – Fluxograma do funcionamento do *firmware*. A rotina regulada por interrupção destacada em cinza na imagem é executada em uma taxa de 1000 Hz.



Fonte: Produção do próprio autor.

3.3 Sistema de Controle

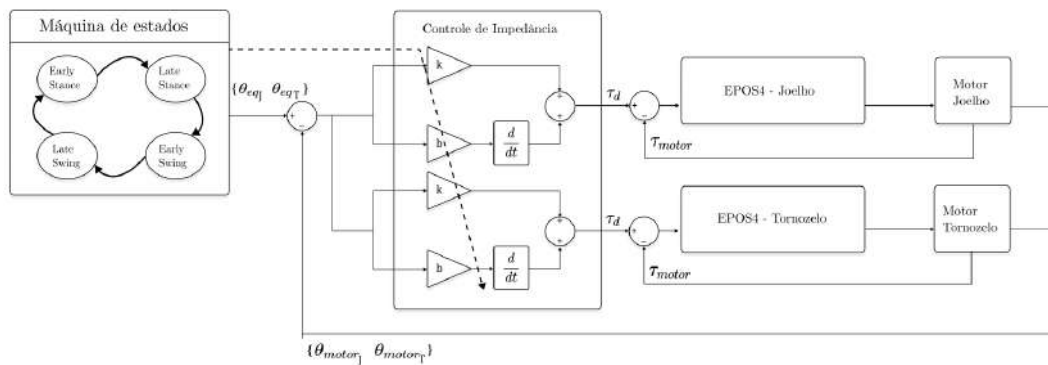
Uma arquitetura de controle baseada no controle de impedância (HOGAN, 1984) foi desenvolvida para os testes preliminares da prótese. Esta abordagem consiste em controlar a dinâmica do atuador emulando um sistema virtual de massa-mola-amortecedor na junta robótica. Basicamente, o torque de cada junta é ajustado de acordo com a atividade e a mudança de 3 parâmetros: coeficiente de rigidez (k) da mola virtual, coeficiente de amortecimento (b) do amortecedor e o ângulo de equilíbrio (θ_{eq}). Sendo assim, energia pode ser introduzida no sistema modificando tais parâmetros que formam a Equação 3.2, onde τ representa o comando de torque que é enviado para a junta robótica, o k representa o coeficiente de rigidez da mola virtual, o b representa o coeficiente de amortecimento

do amortecedor virtual, θ_{eq} representa o ângulo de equilíbrio do sistema e por último, θ representa o ângulo da junta.

$$\tau = -k(\theta - \theta_{eq}) - b(\dot{\theta}) \quad (3.2)$$

Uma Máquina de Estados Finitos foi implementada para determinar quais parâmetros devem ser utilizados baseando-se nos valores captados pelos sensores, isto é, os critérios de transição são baseados nos sensores instalados na prótese. A arquitetura completa implementada está representada na Figura 25.

Figura 25 – Representação em blocos do sistema de controle. A máquina de estados governa os estados da marcha e define os parâmetros de impedância para cada junta. O torque calculado serve de comando para o controle de corrente executado pelo *driver* EPOS4.



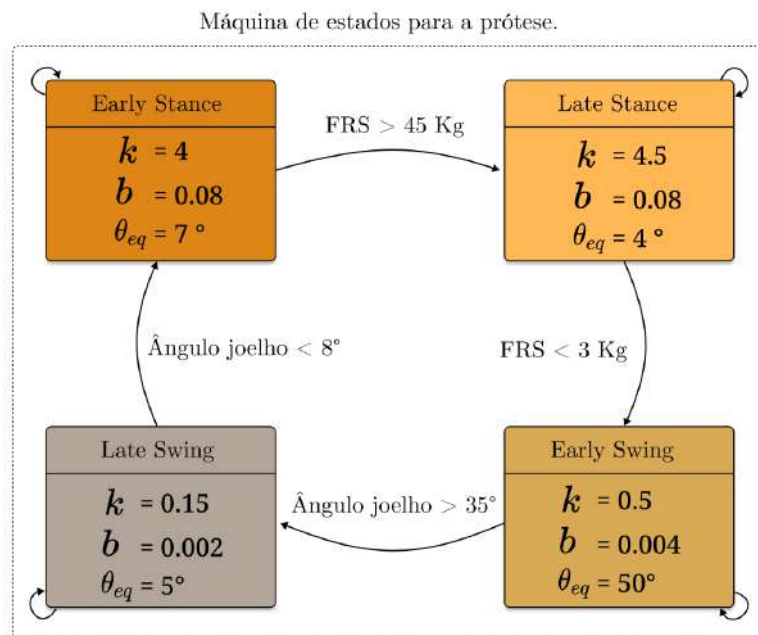
Fonte: Produção do próprio autor.

Foram escolhidos quatro estados para reproduzir o movimento cíclico da marcha, dois para o estado de apoio (*Early* e *Late Stance*) e dois para o estado de balanço (*Early* e *Late Swing*), totalizando assim 12 parâmetros de impedância (3 para cada estado) relacionados ao joelho e mais 4 critérios de transição para chavear de um estado para outro. Essa configuração foi testada e validada na versão anterior do projeto da prótese de joelho ativa e será repetida para este trabalho (ULHOA, 2022). Uma vez que o sistema embarcado de controle mudou, assim como a taxa de amostragem, e uma prótese de pé ativa foi inserida, os parâmetros de impedância foram atualizados para a versão atual. Nesta versão do trabalho, o pé foi controlado para atuar em uma impedância fixa durante todos os estados, uma vez que criar uma máquina de estados nova tornaria o trabalho mais complexo e dificultaria os testes iniciais com a eletrônica de controle desenvolvida.

Durante os experimentos, os novos parâmetros da máquina de estado passaram por iterações e foram ajustados de acordo com a experiência do usuário ao andar com a prótese

e o nível de conforto relatado pelo mesmo. Os parâmetros finais podem ser vistos na Figura 26. Cada parâmetro de impedância do joelho está representado em cada estado da figura. A rigidez e o amortecimento foram representados em $Nm/^\circ$ e $Nm.s/^\circ$, respectivamente. Os parâmetros de impedância do pé mantiveram-se fixos durante toda a marcha em $K = 5 Nm/^\circ$, $B = 0,2 Nm.s/^\circ$ e $\theta_{eq} = 0^\circ$.

Figura 26 – (a) Imagem ilustrando a máquina de estados presente no sistema de controle atual. Os parâmetros de impedância são referentes ao joelho ativo. Enquanto as condições de transição não forem atendidas, a prótese permanece no mesmo estado.



Fonte: Produção do próprio autor.

As impedâncias mecânicas das juntas precisam ser maiores nas fases de apoio, enquanto o pé está em contato com o chão (LAWSON et al., 2014). Dessa forma, os dois estados escolhidos na máquina de estados possuem um valor de rigidez maior na mola virtual. Por outro lado, nas fases de balanço, a rigidez não é alta e os ângulos de equilíbrio foram escolhidos de forma que o joelho execute a flexão observada em membros saudáveis.

Os sensores escolhidos para a prótese foram essenciais para determinar a transição dos estados. De início, quando o usuário começa a colocar seu peso sobre a perna robótica, a FRS sofre um aumento. Isso faz com que o estado de *Late Stance* entre em ação com uma rigidez um pouco maior que a do *Early Stance*. Dessa forma, o joelho se estabiliza para que o membro robótico receba toda a carga advinda do peso corporal do indivíduo. À medida que o peso começa a ser retirado da perna protética, indicando que a fase de balanço será iniciada, a flexão de joelho ocorre, percorrendo o estado de *Early Swing*. A transição para *Late Swing* é feita utilizando o sinal do *encoder* e o ângulo de equilíbrio desse estado volta

a ser um valor reduzido (perna estendida). Dessa forma, quando o joelho atinge 8° (sendo 0° o ângulo quando a perna está totalmente estendida), o controlador de alto nível muda para o estado de *Early Stance*, para “esperar” pelo contato do calcanhar com o solo. O ciclo se repete se for a intenção do usuário.

Seguindo o fluxo de controle ilustrado na Figura 25, o controlador de impedância é alimentado com os parâmetros de impedância (Equação 3.2) e o torque calculado é utilizado para comandar os motores. O sensor de tipo Hall e o *Encoder* medem a corrente (da qual deriva-se o torque τ_{motor}) e a posição da junta (θ_{motor}), respectivamente, sendo essenciais para fechar o *loop* de controle.

3.4 Alimentação da Eletrônica

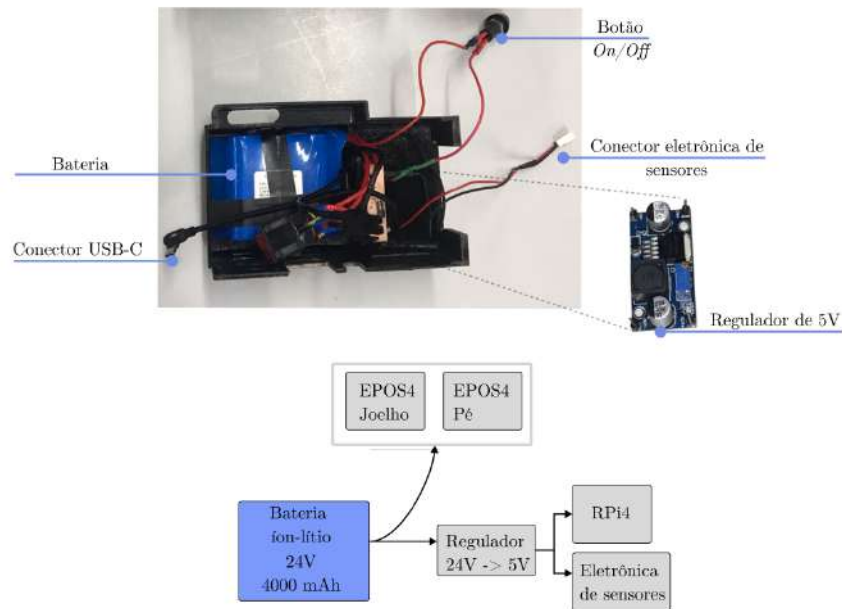
Uma bateria de Íon-Lítio de 24 V e 4000 mAh foi utilizada para energizar todo o sistema. Duas terminações de 24 V foram direcionadas aos *drivers* dos motores. Estes possuem capacidade máxima de correntes de pico de 30 A e esse valor foi considerado no dimensionamento da bateria. Além disso, uma terceira terminação de 24 V serviu de entrada para o regulador de tensão LM2596 que abaixa para 5 V a tensão. Então a eletrônica de controle e de sensores pode ser energizada. Um conector USB foi utilizado para conectar ao terminal de energia da RPi 4. A conexão final pode ser vista na Figura 27. Essa configuração permitiu utilizar a prótese sem cabos externos conectados, permitindo testá-la fora do ambiente do laboratório.

3.5 Materiais e Métodos para os Testes em Pessoas Saudáveis

Para os testes de validação do dispositivo em pessoas saudáveis, a placa de sinais sEMG foi utilizada apenas com a prótese de pé ativa em bancada para demonstrar a captação dos sinais e o uso deles para o controle. Por outro lado, para testar a prótese de membro inferior completa, uma pessoa saudável a utilizou com a ajuda de um suporte que prende a perna em uma posição de 90° , permitindo o uso do dispositivo em testes de laboratório antes do uso em amputados transfemorais. Esse suporte, chamado de adaptador *bypass*, está ilustrado na Figura 11b, junto com o indivíduo saudável utilizando a prótese. Inicialmente, a atividade de caminhar foi realizada no espaço do Laboratório de Robótica e Biomecânica da UFES.

O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade

Figura 27 – Ilustração da distribuição de energia no sistema da prótese. É possível observar também o compartimento utilizado para a bateria e o regulador de tensão. O último está colado em um suporte interno da peça de contenção.



Fonte: Produção do próprio autor.

Federal do Espírito Santo (de número 41368820.3.0000.5542). Os participantes assinaram um termo de consentimento para participar do estudo e todos os procedimentos do estudo foram realizados de acordo com todas as diretrizes e regulamentos.

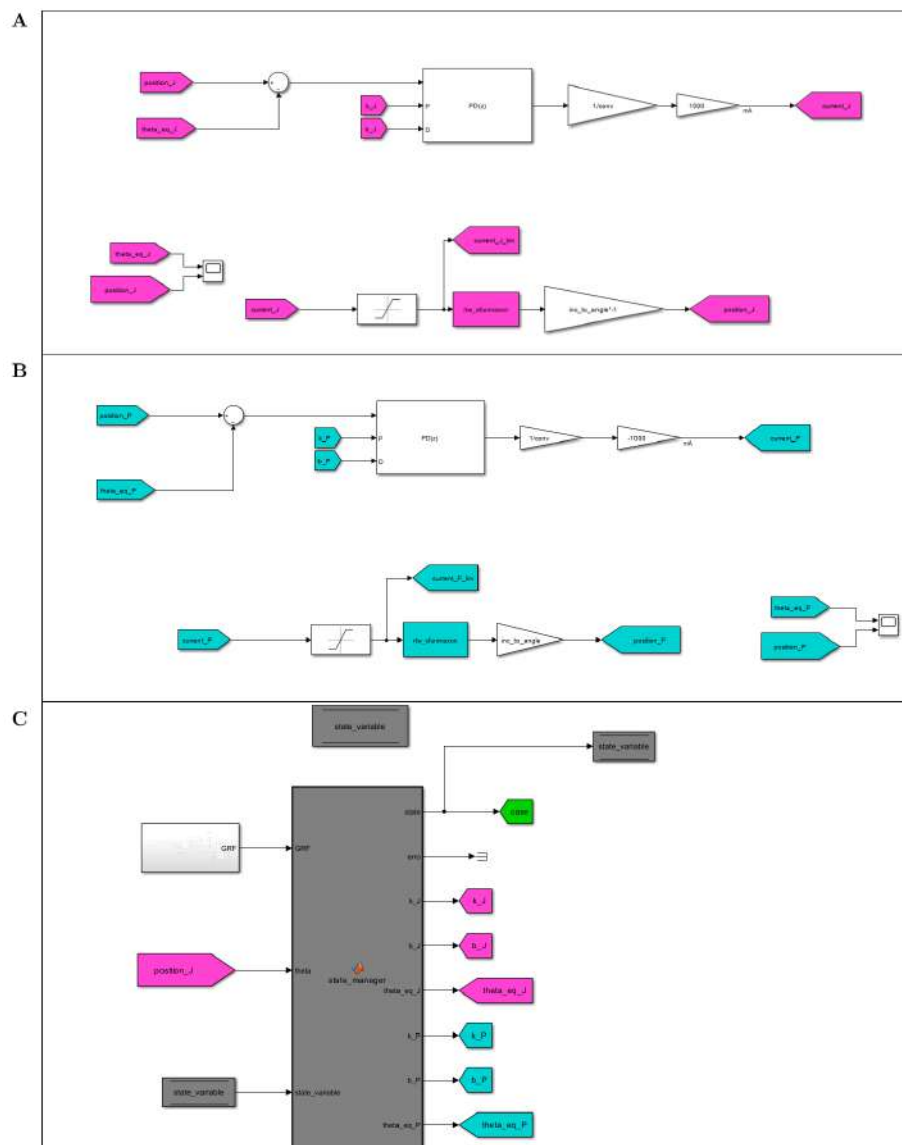
3.6 Ferramentas Computacionais e de Desenvolvimento Utilizadas

O *software* KiCAD 6 foi utilizado para o desenho das placas desenvolvidas durante o projeto. Primeiro, o esquemático do circuito é criado com todas as conexões previstas entre os componentes principais. Segundo, as conexões são feitas na própria PCB que será enviada para fabricação. Por último, uma lista de materiais (BOM - do inglês *Bill of Materials*) foi gerada para aquisição dos componentes. Estes foram priorizados do tipo de tecnologia de montagem superficial (SMD - do inglês *Surface Mounted Device*) durante o desenvolvimento por ocuparem menor espaço na placa.

O código de controle foi implementado pelo programa de computador Simulink (MathWorks, EUA) junto com extensão *Embedded Coder*, o qual gera código C ou C++ a partir de um diagrama de blocos para computadores embarcados, incluindo a RPi 4 (Figura 28).

Dessa forma, o controle responsável por comandar as juntas robóticas e a arquitetura para identificação do estado da marcha baseado nos sensores foram implementados em um mesmo ambiente de desenvolvimento. A comunicação com as duas EPOS4 50/15 da Maxon foi feita com uma biblioteca em C disponibilizada pela fabricante (MAXON, 2023). Toda a arquitetura do Simulink foi configurada para executar em uma taxa de amostragem de 0,0125 s, isto é, 80 Hz. Valores maiores mostraram que o SBC estava com dificuldades de executar todas as tarefas no tempo certo.

Figura 28 – Sistema de controle implementado no Simulink. Cada área é responsável por uma função. Os sistemas A e B da imagem representam o controle de impedância para junta do joelho e a junta do pé, respectivamente. O sistema C da imagem representa a máquina de estados do controle.



Fonte: Produção do próprio autor.

Por outro lado, os microcontroladores STM32 utilizados foram programados utilizando a linguagem C de baixo nível com ajuda da STM Cube IDE (do inglês Integrated Development Environment) (STMicroelectronics, Suíça), uma plataforma para desenvolvimento de código C/C++ com configuração de periféricos, ferramentas de *debug* e geração de código para microcontroladores STM32. Essa IDE permite fazer configurações rápidas de *clock*, pinagem e uso de periféricos com o uso de uma interface gráfica de fácil usabilidade.

4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos durante o desenvolvimento do projeto. Primeiro, a arquitetura final da prótese de membro inferior é apresentada. Segundo, os resultados preliminares com a placa de captação de sinais biológicos são expostos. Com isso, um experimento com a placa e a prótese de pé ativa em bancada é discutido. Para finalizar, os resultados preliminares com a prótese de membro inferior sendo utilizada por uma pessoa saudável são apresentados. Neste, apenas a eletrônica de captação de sinais de força e a eletrônica de controle principal são utilizadas.

4.1 Eletrônica Embarcada

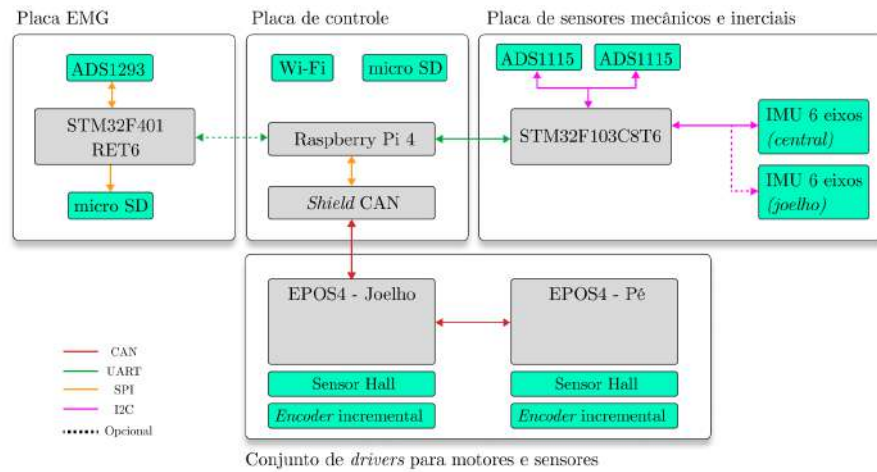
O sistema embarcado desenvolvido pode ser resumido pela Figura 29. A Rpi 4 está conectada com a PiCAN2, e esta está conectada a uma única EPOS4. O outro *driver* está conectado ao mesmo barramento, em uma ligação chamada de *Gateway* (MAXON, 2023). Dessa forma, o sistema de controle pode enviar comandos para todos os atuadores, assim como receber. A placa de controle possui também um cartão micro SD, no qual todos os dados são registrados para pós-processamento. Os dados dos sensores mecânicos e inerciais são enviados à RPi 4 por protocolo UART, com mudança de estado de 38400 vezes por segundo.

Além disso, a placa de sinais sEMG possui um cartão micro SD para gravar os dados, mas pode também conectar-se com a RPi 4 pelo barramento UART disponível nos dois sistemas.

4.2 Captação e Processamento de Sinais sEMG

Para validar a placa de captação de sEMG, o primeiro experimento foi feito captando sinais do músculo bíceps braquial. Para isso, o tempo de uma máxima contração voluntária (MVC - do inglês *Maximum Voluntary Contraction*) foi armazenado no cartão de memória. O *firmware* descrito na Figura 24 foi utilizado para realizar gravações do sinal sEMG, e filtros digitais foram utilizados no pós-processamento. Além do filtro passa-baixa de $f_c = 430 \text{ Hz}$, no qual f_c é a frequência de corte, interno ao CI da placa, um filtro passa-alta de $f_c = 70 \text{ Hz}$ de ordem 1 foi utilizado para atenuar os ruídos da frequência da rede

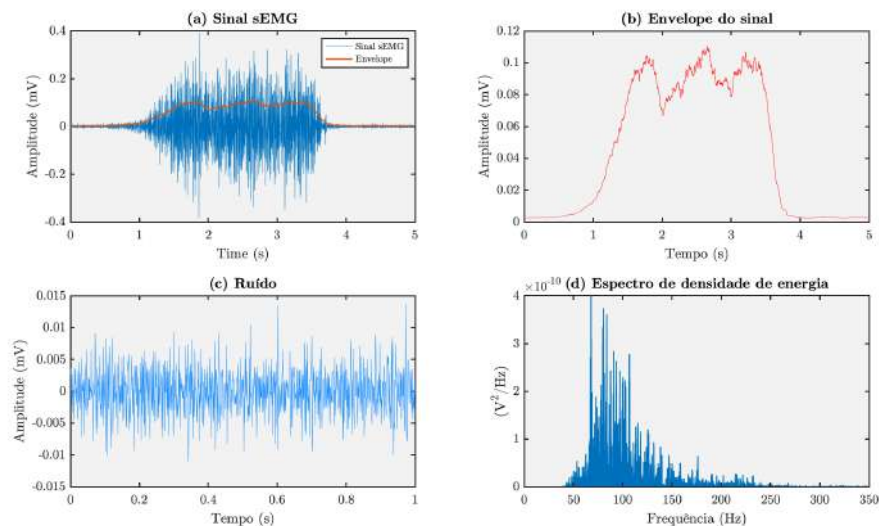
Figura 29 – Diagrama do sistema embarcado pensado para este projeto, considerando a junta de joelho e pé robóticos. As setas indicam o sentido da comunicação e as cores definem o protocolo utilizado em cada parte.



Fonte: Produção do próprio autor.

elétrica (60 Hz) junto com os ruídos de baixa frequência originados pela movimentação dos cabos. O resultado desse processamento está ilustrado no gráfico da Figura 30a.

Figura 30 – Experimento inicial com a placa de sinais biológicos. O gráfico em (a) ilustra o sinal captado em 1000 Hz e filtrado na frequência de interesse (70 Hz - 430 Hz). Em (b) é apresentado o envelope gerado a partir de (a). (c) e (d) apresentam a amplitude do ruído no sinal e o espectro de energia do mesmo, respectivamente.



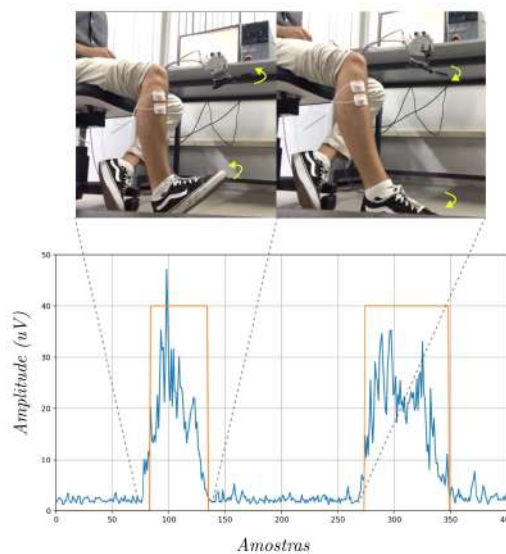
Fonte: Produção do próprio autor.

Com esse sinal registrado, foi possível obter então a envoltória do sEMG utilizando um filtro Butterworth passa-baixa de $f_c = 15 \text{ Hz}$ de ordem 4 durante o pós-processamento do

sinal, isto é, o filtro foi aplicado após a gravação dos sinais. O resultado está representado na Figura 30b. O terceiro gráfico (c) ilustra o ruído obtido durante a captura do sinal, em um momento em que o músculo estava relaxado, resultando em um valor aproximado de $10 \mu\text{V}$ pico a pico. A razão entre a amplitude do sinal sEMG durante a contração muscular e o mesmo sinal durante relaxamento resultou em aproximadamente 34 V/V. Por último, o quarto gráfico (d) representa o espectro de energia do sinal obtido pela aplicação da transformada de Fourier. É possível observar que a maior parte da energia do sinal está concentrada entre as frequências 70 e 300 Hz, como esperado de acordo com filtragem realizada.

Utilizando o mesmo procedimento de filtragem, porém dessa vez implementando o procedimento no código embarcado do microcontrolador presente na placa, foi possível realizar testes com a prótese de pé ativa em uma bancada. Para isso, a placa sEMG transmitiu o sinal via serial para um *notebook*, o qual realizou uma conexão sem fio TCP/IP (do inglês *Transmission Control Protocol/Internet Protocol*) com a Raspberry pi que controla o atuador do pé. Para interpretar o sinal e controlar o motor do pé, um limiar foi estabelecido de forma que o pé realizasse o movimento de dorsiflexão. A ilustração do resultado obtido está representada na Figura 31.

Figura 31 – Ilustração do experimento com a placa de captação de sEMG com prótese de pé presa à bancada e o sinal resultante de uma dorsiflexão do pé. Gráfico ilustrando 2 contrações voluntárias realizadas durante o experimento da placa sEMG. O sinal azul representa o valor em microvolts registrado e os valores em laranja (sinal de ativação) é originado a partir do sinal sEMG para representar quando há contração muscular. Os valores do último foram escalados por razões de ilustração, mas durante os experimentos foi representado com o valor 0 (não há ativação muscular) ou 1 (há ativação muscular).



Fonte: Produção do próprio autor.

É possível observar uma clara diferença entre o sinal de envoltória quando o músculo está relaxado e quando o movimento de dorsiflexão é realizado. Dessa forma, utilizando esse sinal processado, o movimento de uma junta robótica pode ser acionado (esse sinal de acionamento está ilustrado em laranja no gráfico da Figura 31). Esse resultado reforça a ideia de que a arquitetura desenvolvida permite explorar novos métodos de controle para a prótese.

4.3 Testes em Pessoas Saudáveis

A prótese foi montada para a realização de caminhada sobre o solo. Para energizar todo o sistema, botões de chaveamento foram instalados entre a bateria e os pontos de entrega de energia. Os cabos de sensores e de comunicação foram instalados em seus respectivos lugares e uma carcaça feita em impressão 3D foi utilizada para cobrir a parte traseira do dispositivo. Dessa forma, foi possível utilizar a prótese independente de cabos ligados a computadores externos e também fontes de energia de bancada. A montagem finalizada pode ser vista na Figura 32.

Figura 32 – Imagem da prótese de membro inferior completa pronta para realização dos testes.



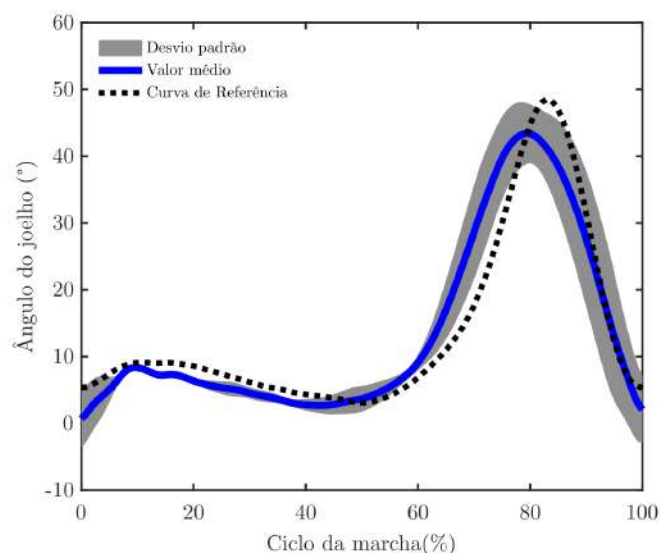
Fonte: Produção do próprio autor.

Os dados de um conjunto de ciclos de marcha realizados com a prótese foram processados e sobrepostos para o cálculo do valor médio e o desvio padrão. A curva executada pelo joelho robótico está ilustrada no gráfico da Figura 33. É possível observar que o resultado aproxima-se da curva biológica de referência também representada no mesmo gráfico. A fase de apoio, representada pela faixa de 0 a 60%, mostrou um desvio padrão reduzido em relação à fase de balanço (60% a 100%). Na fase de apoio, a diferença entre a curva

de referência e a curva realizada pela prótese apresentou um valor máximo de 3 graus. O ângulo de flexão máximo do joelho obtido durante a marcha foi de 43 graus, enquanto a curva de referência apresenta 48 graus como ângulo de flexão máximo.

Os dados obtidos com o *encoder* do pé ativo também foram registrados (Figura 34). Como já explicado, o pé foi controlado como uma junta passiva durante toda a marcha, sem variação dos parâmetros de impedância. Apesar dessa configuração permitir o uso da prótese, os resultados mostram que houve uma discrepância com a curva biológica. Para contornar esse problema, uma alternativa é criar uma máquina de estados própria para o pé de forma a introduzir energia nos momentos certos. A fase de apoio é considerada uma fase de alto torque e deve ser considerada durante implementação do controlador.

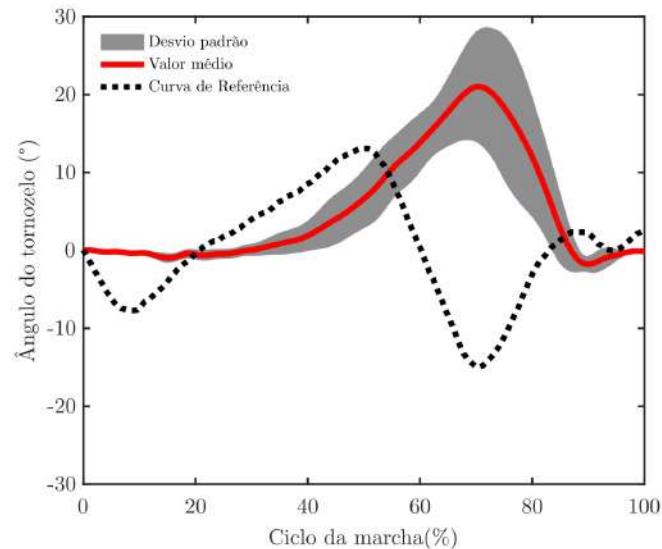
Figura 33 – Curvas registradas pelo *encoder* instalado no joelho robótico foram agrupadas para expor o valor médio de posição da junta durante a marcha, assim como o desvio padrão. A curva de referência foi adaptada de Andrade et al. (2021).



Fonte: Produção do próprio autor.

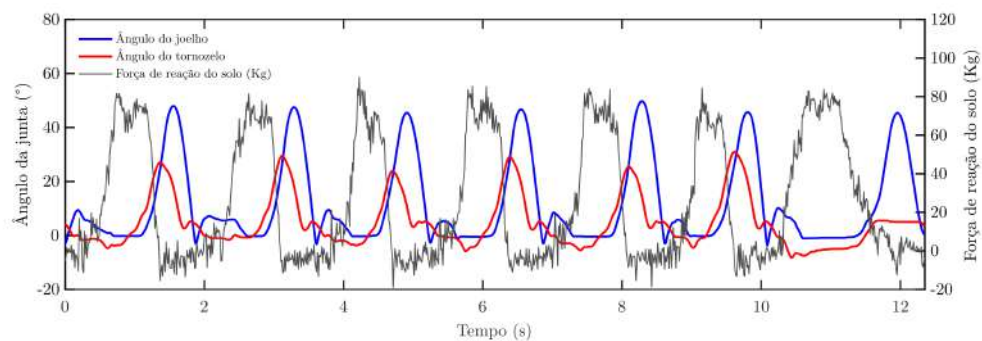
Outro resultado obtido durante o experimento foi o valor dos sensores de força durante o uso da prótese. É possível observar na Figura 35 a mudança dos estados apenas analisando o sinal da força de reação registrada, indicando que essa informação é valiosa para um controlador baseado em estados como o utilizado neste trabalho. Um problema observado é o valor distorcido da massa registrada, que nos limites inferiores do sinal registra valores negativos mesmo com a referência zero sendo calibrada para a prótese durante a ausência de esforços. Nos limites superiores, o valor registrado supera a massa corporal do indivíduo saudável que utilizou a prótese durante os testes. Esse problema se deve ao fato de que os extensômetros estão instalados muito próximos aos cabos de motores que produzem ruídos de alta frequência por conta do chaveamento da corrente e também por vibrações geradas

Figura 34 – Curvas registradas pelo *encoder* instalado no tornozelo robótico foram agrupadas para expor o valor médio de posição da junta durante a marcha, assim como o desvio padrão. A curva de referência foi adaptada de Riener, Rabuffetti e Frigo (2002).



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 35 – Gráfico apresentando ciclos de marcha consecutivos realizados durante os testes preliminares. As curvas do joelho e do tornozelo são ilustradas junto com a leitura da força de reação do solo. Os dados apresentados são de um mesmo ciclo de testes.

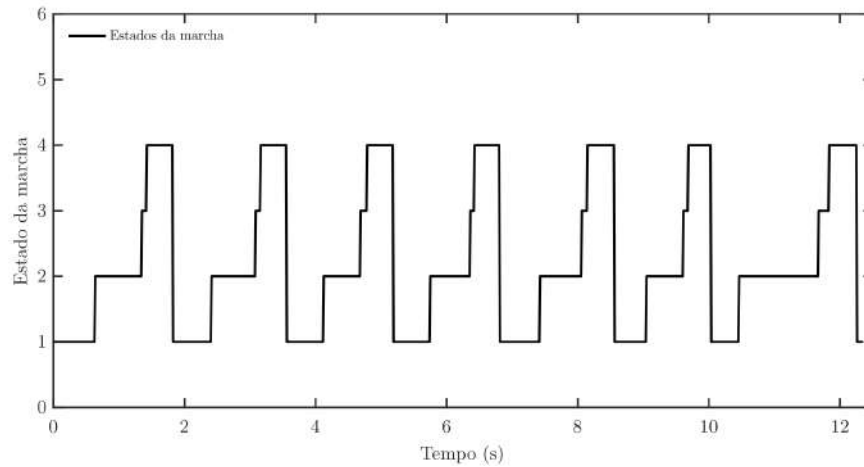


Fonte: Produção do próprio autor.

na estrutura. Esse resultado indica que deve-se buscar soluções para o ruído apresentado, dentre elas: uma proteção extra pode ser estudada para os cabos dos extensômetros, ou componentes de filtros que possam ser instalados na placa; extensômetros de melhor qualidade para esse tipo de aplicação; estudo do ruído e aplicação de filtros digitais para obtenção do sinal original; e até uma calibração mais detalhada do sistema.

Finalmente, o gráfico da Figura 36 mostra que a máquina de estados configurada com as

Figura 36 – Gráfico ilustrando o chaveamento de estados implementado no controle da prótese de membro inferior. Estado 1: *Early Stance*; estado 2: *Late Stance*; estado 3: *Early Swing*; estado 4: *Late Swing*.



Fonte: Produção do próprio autor.

transições escolhidas foi eficaz e conseguiu chavear entre os quatro estados selecionados, percorrendo a fase de apoio e a fase de balanço.

5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho apresentou o desenvolvimento da eletrônica embarcada de controle de uma prótese ativa de membro inferior para amputados transfemorais. O dispositivo contém dois atuadores formados por motoredutores, o joelho e o tornozelo, que são controlados por dois *drivers* EPOS4 50/15. Uma Raspberry Pi 4 foi utilizada como unidade de controle principal, executando um *software* implementado em *Simulink*. Além disso, para que fosse possível executar arquiteturas de controle específicas para uma prótese de membro inferior, mais sensores foram implementados em PCBs customizadas, incluindo sensores de força, inerciais e mioelétricos.

Uma das placas criadas tem a função de captar a força de reação do solo durante a marcha. Para isso, quatro circuitos de amplificação foram criados para as quatro pontes de Wheatstone formadas por extensômetros instalados na estrutura central da prótese. Um microcontrolador embarcado STM32F103C8T6 foi utilizado na placa para comunicar-se com conversores analógicos digitais e enviar os dados agrupados para a unidade de controle principal.

Outro circuito desenvolvido conta com um sistema dedicado à captação de sinais mioelétricos. Para isso, outro microcontrolador STM32F401RET6 foi utilizado para trabalhar exclusivamente com os dados captados. Além disso, a placa conta com um cartão micro SD para registrar os dados durante os testes e barramentos de comunicação para que a placa fosse integrada em outros sistemas, como computadores, microcontroladores ou SBCs, incluindo os presentes na prótese de membro inferior. Com o circuito foi possível realizar captação e processamento do sinal sEMG e controlar a prótese de pé presa à bancada.

Para alimentar todo o sistema eletrônico de controle, a prótese conta com uma bateria de íon-lítio de 24 V e 4000 mAh. Sendo assim, o uso do dispositivo ficou independente de fontes externas de bancada e computadores conectados, uma vez que os códigos de controle estão todos embarcados. Em seguida foram realizados testes com pessoas saudáveis utilizando a prótese dentro do laboratório como forma de validar o sistema desenvolvido. Um suporte *bypass* foi utilizado para segurar a perna saudável do indivíduo durante a atividade de andar no nível do chão.

O controle de impedância baseado em estados foi utilizado para comandar as juntas, o qual já estava em desenvolvimento na versão anterior da prótese. Para a versão atual, o pé foi adicionado na malha de controle e os parâmetros de impedância foram atualizados.

Resultados mostram que foi possível andar com a prótese utilizando o sistema embarcado desenvolvido. Os sinais captados serviram para o controle preliminar do dispositivo e o projeto se encontra pronto para validação em indivíduos amputados.

O projeto atual representa uma contribuição no desenvolvimento de tecnologias em próteses ativas e apresentou melhorias em relação a versões anteriores do dispositivo: o pé ativo foi adicionado ao sistema e incluído no controle; os sensores de força foram construídos customizados para a estrutura central; e por fim, uma eletrônica nova para captação de sinais musculares foi implementada e testada.

Como sugestões para trabalhos futuros podem ser listados:

1. Uso da eletrônica de captação de sEMG para controle da prótese completa;
2. Estudo mais detalhado do ruído presente nos quatro sensores de força baseados em extensômetros;
3. Implementar o *software* embarcado de controle fora do ambiente Simulink para contornar os problemas de processamento e limitações encontrados;
4. Desenvolvimento de uma máquina de estados específica para o pé ativo;
5. Implementação de mais atividades além de andar, como subir e descer escadas e rampas, sentar e levantar de uma cadeira, etc.;
6. Usar combinações de sensores para o controle, incluindo por exemplo os sensores inerciais;
7. Teste da prótese em amputados para validação clínica do dispositivo.

REFERÊNCIAS

ALHARTHI, A. S.; YUNAS, S. U.; OZANYAN, K. B. Deep learning for monitoring of human gait: A review. IEEE Sensors Journal, IEEE, v. 19, n. 21, p. 9575–9591, 2019. Citado na página 18.

ANDRADE, R. M.; SAPIENZA, S.; FABARA, E. E.; BONATO, P. Trajectory tracking impedance controller in 6-dof lower-limb exoskeleton for over-ground walking training: Preliminary results. In: IEEE. 2021 international symposium on medical robotics (ISMR). [S.l.], 2021. p. 1–6. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 51.

ANDRADE, R. M. de. Joelho magneto-reológico para próteses transfemorais: prototipagem digital, fabricação e identificação experimental. Universidade Federal de Minas Gerais, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 17.

AZEVEDO, F. B. Sistema de Polissonografia Distribuído. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) — Instituto Federal do Espírito Santo, Vitória, 2016. Citado na página 39.

AZOCAR, A. F.; MOONEY, L. M.; DUVAL, J.-F.; SIMON, A. M.; HARGROVE, L. J.; ROUSE, E. J. Design and clinical implementation of an open-source bionic leg. Nature biomedical engineering, Nature Publishing Group, v. 4, n. 10, p. 941–953, 2020. Citado na página 14.

CAPRINI, G. A.; CUNHA, C. M.; JUNIOR, A. G.; ANDRADE, R. M. Designing an active ankle-foot prosthesis: Digital prototype, modeling and control. In: IEEE. 2022 IEEE International Conference on Automation/XXV Congress of the Chilean Association of Automatic Control (ICA-ACCA). [S.l.], 2022. p. 1–4. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.

CARNEY, M. E.; SHU, T.; STOLYAROV, R.; DUVAL, J.-F.; HERR, H. M. Design and preliminary results of a reaction force series elastic actuator for bionic knee and ankle prostheses. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, IEEE, v. 3, n. 3, p. 542–553, 2021. Citado na página 18.

CHAN. FatFs - Generic FAT Filesystem Module. 2023. Disponível em: <http://elm-chan.org/fsw/ff/00index_e.html>. Acesso em: 26 de julho de 2023. Citado na página 38.

CHRIST, O.; BECKERLE, P. Towards active lower limb prosthetic systems: design issues and solutions. [S.l.]: Springer, 2016. 1–3 p. Citado na página 18.

CLITES, T. R. An agonist-antagonist myoneural interface for proprioception from a neurally-controlled prosthesis. Tese (Doutorado) — Massachusetts Institute of Technology, 2018. Citado na página 27.

Copperhilltech. PiCAN 2 - CAN Bus Interface for Raspberry Pi. 2023. Disponível em: <<https://copperhilltech.com/pican-2-can-bus-interface-for-raspberry-pi/>>. Acesso em: 2 de Julho 2023. Citado na página 33.

- DATASUS. 2022. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/defthtm.exe?sih/cnv/piuf.def>>. Citado na página 14.
- DELSYS. High Density EMG Technologies. 2023. Disponível em: <<https://delsys.com/hdsemg/>>. Acesso em: 26 de julho de 2023. Citado na página 28.
- DUVAL, J.-F. et al. FlexSEA: flexible, scalable electronics architecture for wearable robotic applications. Tese (Doutorado) — Massachusetts Institute of Technology, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.
- ELERY, T.; REZAZADEH, S.; NESLER, C.; GREGG, R. D. Design and validation of a powered knee–ankle prosthesis with high-torque, low-impedance actuators. IEEE Transactions on Robotics, v. 36, n. 6, p. 1649–1668, 2020. Citado 4 vezes nas páginas 7, 19, 24 e 25.
- ELLIOTT, G. G. A. Design and evaluation of a quasi-passive robotic knee brace: on the effects of parallel elasticity on human running. Tese (Doutorado) — Massachusetts Institute of Technology, 2012. Citado na página 19.
- EQUALIZEHEALTH. Step-by-step: How Equalize Health (formerly D-Rev) Calculates the Impact of the ReMotion Knee (v1). 2018. Disponível em: <<https://equalizehealth.org/products/remotion>>. Citado na página 14.
- FIOREZI, G. G. Prótese ativa de joelho para amputados transfemorais: Prototipagem, modelagem dinâmica, fabricação e testes preliminares. Universidade Federal do Espírito Santo, 2022. Citado na página 17.
- FIOREZI, G. G.; ULHOA, P. H. F.; FILHO, A. B.; ANDRADE, R. M. D. Digital prototyping of a microprocessor controlled active knee prosthesis. In: IEEE. 2021 IEEE URUCON. [S.l.], 2021. p. 517–521. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.
- FLOWERS, W. C. A man-interactive simulator system for above-knee prosthetics studies. Tese (Doutorado) — Massachusetts Institute of Technology, 1973. Citado na página 17.
- GABERT, L.; LENZI, T. Instrumented pyramid adapter for amputee gait analysis and powered prosthesis control. IEEE Sensors Journal, IEEE, v. 19, n. 18, p. 8272–8282, 2019. Citado na página 26.
- GENG, Y.; YANG, P.; XU, X.; CHEN, L. Design and simulation of active transfemoral prosthesis. In: IEEE. 2012 24th Chinese Control and Decision Conference (CCDC). [S.l.], 2012. p. 3724–3728. Citado na página 14.
- HOGAN, N. Impedance control: An approach to manipulation. In: IEEE. 1984 American control conference. [S.l.], 1984. p. 304–313. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 40.
- HOOVER, C. D.; FITE, K. B. A configuration dependent muscle model for the myoelectric control of a transfemoral prosthesis. In: IEEE. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. [S.l.], 2011. p. 1–6. Citado na página 27.
- KHARB, A.; SAINI, V.; JAIN, Y.; DHIMAN, S. A review of gait cycle and its parameters. IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management, v. 13, p. 78–83, 2011. Citado na página 17.

- KONRAD, P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography, v. 1, n. 2005, p. 30–5, 2005. Citado na página 27.
- LAWSON, B. E.; MITCHELL, J.; TRUEX, D.; SHULTZ, A.; LEDOUX, E.; GOLDFARB, M. A robotic leg prosthesis: Design, control, and implementation. IEEE Robotics & Automation Magazine, IEEE, v. 21, n. 4, p. 70–81, 2014. Citado 6 vezes nas páginas 14, 20, 21, 22, 30 e 42.
- LENZI, T.; CEMPINI, M.; HARGROVE, L.; KUIKEN, T. Design, development, and testing of a lightweight hybrid robotic knee prosthesis. The International Journal of Robotics Research, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 37, n. 8, p. 953–976, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- LI, K.; TUCKER, M.; GEHLHAR, R.; YUE, Y.; AMES, A. D. Natural multicontact walking for robotic assistive devices via musculoskeletal models and hybrid zero dynamics. IEEE Robotics and Automation Letters, IEEE, v. 7, n. 2, p. 4283–4290, 2022. Citado na página 28.
- LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics, Human Kinetics, Inc., v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997. Citado na página 27.
- LUCA, G. D. Fundamental concepts in EMG signal acquisition. [S.l.]: Massachusetts: Delsys Inc, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 38.
- MAXON. Epos Command Library. 2023. Disponível em: <https://www.maxongroup.com/medias/sys_master/root/8839866482718/EPOS-Command-Library-En.pdf>. Acesso em: 25 de janeiro 2023. Citado 4 vezes nas páginas 26, 32, 45 e 47.
- MCMANUS, L.; VITO, G. D.; LOWERY, M. M. Analysis and biophysics of surface emg for physiotherapists and kinesiologists: toward a common language with rehabilitation engineers. Frontiers in neurology, Frontiers Media SA, v. 11, p. 576729, 2020. Citado 3 vezes nas páginas 26, 27 e 38.
- MURPHY, R. R. Introduction to AI robotics. [S.l.]: MIT press, 2019. Citado na página 19.
- ORGANIZATION, W. H. et al. Who standards for prosthetics and orthotics. World Health Organization, 2017. Citado na página 14.
- PEDRAS, S.; VILHENA, E.; CARVALHO, R.; PEREIRA, M. G. Quality of life following a lower limb amputation in diabetic patients: a longitudinal and multicenter study. Psychiatry, v. 83, n. 1, p. 47–57, 2020. Citado na página 14.
- REBOOCON. The LIGHTWEIGHT powered knee prosthesis. 2023. Disponível em: <<https://www.rbionics.com/products/prosthetic-knee/>>. Acesso em: 26 de julho de 2023. Citado na página 14.
- RIENER, R.; RABUFFETTI, M.; FRIGO, C. Stair ascent and descent at different inclinations. Gait & posture, Elsevier, v. 15, n. 1, p. 32–44, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 52.

- ROUSE, E. J.; MOONEY, L. M.; HERR, H. M. Clutchable series-elastic actuator: Implications for prosthetic knee design. The International Journal of Robotics Research, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 33, n. 13, p. 1611–1625, 2014. Citado 6 vezes nas páginas 7, 14, 18, 23, 25 e 30.
- SHEPHERD, M. K.; ROUSE, E. J. Design of a quasi-passive ankle-foot prosthesis with biomimetic, variable stiffness. In: IEEE. 2017 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA). [S.l.], 2017. p. 6672–6678. Citado na página 14.
- SHIMMER. Shimmer3 EMG Unit. 2023. Disponível em: <<https://shimmersensing.com/product/shimmer3-emg-unit/>>. Acesso em: 26 de julho de 2023. Citado na página 28.
- SPANIAS, J. A.; SIMON, A. M.; INGRAHAM, K. A.; HARGROVE, L. J. Effect of additional mechanical sensor data on an emg-based pattern recognition system for a powered leg prosthesis. In: IEEE. 2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER). [S.l.], 2015. p. 639–642. Citado na página 28.
- SUP, F.; VAROL, H. A.; MITCHELL, J.; WITHROW, T.; GOLDFARB, M. Design and control of an active electrical knee and ankle prosthesis. In: IEEE. 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. [S.l.], 2008. p. 523–528. Citado 3 vezes nas páginas 7, 20 e 26.
- SUP, F.; VAROL, H. A.; MITCHELL, J.; WITHROW, T. J.; GOLDFARB, M. Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis. IEEE/ASME Transactions on mechatronics, IEEE, v. 14, n. 6, p. 667–676, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 26.
- TAKAHASHI, K. Z.; HORNE, J. R.; STANHOPE, S. J. Comparison of mechanical energy profiles of passive and active below-knee prostheses: a case study. Prosthetics and Orthotics International, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 39, n. 2, p. 150–156, 2015. Citado na página 14.
- TI. ADS1293. 2023. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1293.pdf?ts=1666472535879>>. Acesso em: 25 de janeiro 2023. Citado na página 38.
- TKACH, D.; HARGROVE, L. J. Neuromechanical sensor fusion yields highest accuracies in predicting ambulation mode transitions for trans-tibial amputees. In: IEEE. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). [S.l.], 2013. p. 3074–3077. Citado na página 28.
- TRAN, M.; GABERT, L.; CEMPINI, M.; LENZI, T. A lightweight, efficient fully powered knee prosthesis with actively variable transmission. IEEE Robotics and Automation Letters, IEEE, v. 4, n. 2, p. 1186–1193, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- TRAN, M.; GABERT, L.; HOOD, S.; LENZI, T. A lightweight robotic leg prosthesis replicating the biomechanics of the knee, ankle, and toe joint. Science Robotics, American Association for the Advancement of Science, v. 7, n. 72, p. eabo3996, 2022. Citado 4 vezes nas páginas 22, 23, 24 e 30.
- TUCKER, M. R.; OLIVIER, J.; PAGEL, A.; BLEULER, H.; BOURI, M.; LAMBERCY, O.; MILLÁN, J. d. R.; RIENER, R.; VALLERY, H.; GASSERT, R. Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review. Journal of neuroengineering and rehabilitation, BioMed Central, v. 12, n. 1, p. 1–30, 2015. Citado na página 18.

ULHOA, P. Desenvolvimento de Controle de Impedância em uma prótese de joelho ativa para amputados transfemorais. 2022. Disponível em: <<https://anaisjornadaic.sappg.ufes.br/>>. Acesso em: 26 de julho 2023. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 41.

VILLALPANDO, E. C. M. Design and evaluation of a biomimetic agonist-antagonist active knee prosthesis. Tese (Doutorado) — Massachusetts Institute of Technology, 2012. Citado na página 19.

WATERS, R.; PERRY, J.; ANTONELLI, D.; HISLOP, H. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. J Bone Joint Surg Am, v. 58, n. 1, p. 42–46, 1976. Citado na página 14.

WU, E. Raspberry pi. 2023. Disponível em: <<https://www.seeedstudio.com/blog/2020/05/28/meet-the-brand-new-raspberry-pi-4-8gb-ram/>>. Acesso em: 24 de janeiro 2023. Citado na página 32.

YEON, S. H. Design of an advanced sEMG processor for wearable robotics applications. Tese (Doutorado) — Massachusetts Institute of Technology, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.

YOUNG, A.; KUIKEN, T.; HARGROVE, L. Analysis of using emg and mechanical sensors to enhance intent recognition in powered lower limb prostheses. Journal of neural engineering, IOP Publishing, v. 11, n. 5, p. 056021, 2014. Citado na página 31.

ÖSSUR. A new era in motion: PowerKnee. 2023. Disponível em: <<https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/explore-power-knee>>. Acesso em: 26 de julho 2023. Citado na página 14.