

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA
CATARINA
CAMPUS ITAJAÍ

AMANDA LISBOA PEREIRA

**PROTÓTIPO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS PARA
IDENTIFICAÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DE EVENTOS MUSCULARES**

ITAJAÍ

2026

Amanda Lisboa Pereira

PROTÓTIPO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS PARA
IDENTIFICAÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DE EVENTOS MUSCULARES

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Santa Catarina, para a obtenção do título de bacharel em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Wilson Valente Jr

Itajaí

2026

Ficha de Identificação da obra elaborada pelo autor, através do cadastro de ficha de identificação disponível no portal discente do Sistema Integrado de Gestão Acadêmica - SIGAA, do IFSC.

Pereira, Amanda Lisboa

Protótipo de aquisição de sinais eletromiográficos para identificação e classificação de eventos musculares / Amanda Lisboa Pereira ; orientador(a): Wilson Valente Jr. -- Itajaí : 2026.

79 p.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) - Instituto Federal de Santa Catarina, Campus Itajaí. Curso de Bacharelado Em Engenharia Elétrica, Itajaí, 2026.

Inclui referências.


1. Eletromiografia. 2. Processamento Digital de Sinais. 3. Fadiga Muscular. 4. Instrumentação Biomédica. I. Jr, Wilson Valente. II. Instituto Federal de Santa Catarina, Curso de Bacharelado Em Engenharia Elétrica. III. Título.

Amanda Lisboa Pereira


PROTÓTIPO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS PARA
IDENTIFICAÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DE EVENTOS MUSCULARES

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de bacharel em Engenharia Elétrica e aprovado na sua forma final pela banca examinadora do curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.


Itajaí, 13 de março de 2026.

Documento assinado digitalmente
 **WILSON VALENTE JUNIOR**
Data: 06/04/2026 13:34:47-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Wilson Valente Jr
Instituto Federal de Santa Catarina

Documento assinado digitalmente
 **DOUGLAS ALEXANDRE RODRIGUES DE SOUZA**
Data: 06/04/2026 17:28:18-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. M.e Douglas Alexandre Rodrigues de Souza
Instituto Federal de Santa Catarina

Documento assinado digitalmente
 **JOAO PAULO CAMELO CUNHA**
Data: 08/04/2026 14:51:18-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. M.e João Paulo Camelo Cunha
Instituto Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho a Luiz Antonio de Souza
Júnior (*in memoriam*).
Sem você, isso jamais seria possível.

AGRADECIMENTOS

Expresso minha gratidão ao IFSC pelo apoio inestimável desde o início desta jornada. Agradeço àqueles que acreditaram no meu potencial, especialmente nos momentos de incerteza, quando eu mesma ainda não conseguia crer. Deixo um destaque de agradecimento pessoal a Sueli Furtado, Débora Souza e Fernanda Argoud; mulheres admiráveis cuja motivação foi essencial para que eu persistisse.

Aos professores Marcelo Palma e Luis Pozas, agradeço a introdução ao universo da pesquisa e por possibilitarem meu crescimento acadêmico e profissional. Ao meu orientador, Wilson Valente Jr, agradeço pela paciência, pela expertise compartilhada e por todo o apoio durante este longo percurso de formação.

Agradeço, com carinho, aos que já partiram, mas cujo apoio incondicional ainda ressoa em mim, e a todos que continuam torcendo e acompanhando meus passos.

“O conhecimento é apenas uma ilha no oceano da ignorância. Quanto maior a ilha, maior a costa de contato com o desconhecido” (Marcelo Gleiser)

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a validação de um sistema para aquisição e processamento digital de sinais de eletromiografia, com foco na análise da fadiga muscular. O sistema é composto por um *hardware* de condicionamento — que utiliza o amplificador diferencial AD620 e filtros ativos (passa-baixas, passa-altas e rejeita-faixa) — e por rotinas de processamento implementadas em MATLAB. A validação do circuito de condicionamento revelou um erro de 8,68% no ganho total, valor que se justifica pelas tolerâncias dos componentes utilizados na montagem do protótipo. No *software*, o algoritmo de detecção de contração, baseado no Operador de Energia de Teager-Kaiser, mostrou-se eficaz para identificar os períodos de atividade muscular. Os testes experimentais confirmaram o funcionamento do sistema ao registrar as variações fisiológicas características da fadiga: o aumento do valor eficaz e a redução da Frequência Mediana durante o esforço mantido. Conclui-se que o sistema é uma ferramenta robusta para estudos de sinais biomédicos, identificando-se como melhoria futura a necessidade de algoritmos de detecção que se ajustem automaticamente às mudanças do sinal durante a fadiga severa.

Palavras-chave: Eletromiografia; Processamento Digital de Sinais; Fadiga Muscular; Instrumentação Biomédica.

ABSTRACT

This work presents the development and validation of a system for the acquisition and Digital Signal Processing of electromyography signals, focusing on muscle fatigue analysis. The system consists of conditioning *hardware* — utilizing the AD620 differential amplifier and active filters (low-pass, high-pass, and band-reject) — and processing routines implemented in MATLAB. The validation of the conditioning circuit revealed an 8.68% error in total gain, which is justified by the tolerances of the components used in the prototype assembly. Regarding the *software*, the contraction detection algorithm, based on the Teager-Kaiser Energy Operator, proved effective in identifying periods of muscle activity. Experimental tests confirmed the system's functionality by recording the physiological variations characteristic of fatigue: an increase in the root mean square value and a reduction in the Median Frequency during sustained effort. It is concluded that the system is a robust tool for biomedical signal studies, identifying the need for detection algorithms that automatically adjust to signal changes during severe fatigue as a future improvement.

Keywords: Electromyography; Digital Signal Processing; Muscle Fatigue; Biomedical Instrumentation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Etapas de propagação do PA	19
Figura 2 – Composição muscular	21
Figura 3 – Ilustração de uma MU e junção neuromuscular	22
Figura 4 – Sinal EMG contendo períodos de contração	22
Figura 5 – Exemplo sinal EMG com ruídos (a) e sinal filtrado (b)	24
Figura 6 – Esquemático básico de um amplificador de instrumentação	26
Figura 7 – Representações gráficas dos filtros quanto à resposta em frequência	27
Figura 8 – Filtro ativo de segunda ordem tipo Filtro Passa-Baixas (FPB) com topologia Sallen-Key	29
Figura 9 – Filtro ativo de segunda ordem tipo FPB com topologia MFB	29
Figura 10 – Filtro ativo tipo rejeita-faixas com topologia Fliege	30
Figura 11 – Descrição das bandas de interesse em relação a função de transferência de um FPB	30
Figura 12 – Funções de Transferência	31
Figura 13 – Eletrodos descartáveis	35
Figura 14 – AD620	36
Figura 15 – Amplificador operacional TL074	36
Figura 16 – DAQ-6001	36
Figura 17 – Interface do Analog Input Recorder no Matlab	37
Figura 18 – Diagrama de blocos	38
Figura 19 – Esquemático CI AD620	39
Figura 20 – Esquemático FPB de quarta ordem, na topologia de Sallen-Key	39
Figura 21 – Gráfico de Bode FPB: curvas de magnitude e fase	40
Figura 22 – Esquemático FPA de segunda ordem, na topologia de Sallen-Key	40
Figura 23 – Gráfico de Bode FPA: curvas de magnitude e fase	41
Figura 24 – Esquemático filtro rejeita faixa na topologia Fliege	41
Figura 25 – Gráfico de Bode filtro <i>Notch</i> : curvas de magnitude e fase	42
Figura 26 – Esquemático circuito para ajuste de nível DC	42
Figura 27 – Visualização 3D no <i>software</i> Proteus e <i>layout</i>	43
Figura 28 – Interface e Suporte dos Eletrodos	43
Figura 29 – Esquemático do circuito utilizado como atenuador	44
Figura 30 – Resposta em frequência do circuito atenuador	45
Figura 31 – Rotina de PDS	45
Figura 32 – Resposta em frequência FPA digital	46
Figura 33 – Resposta em frequência FPB digital	47

Figura 34 – Exemplo de obtenção de frequência mediana no espectro de potência do sinal	48
Figura 35 – Resposta em frequência da cadeia de filtros do protótipo	50
Figura 36 – Protótipo final	51
Figura 37 – Resposta em frequência — Final	51
Figura 38 – Movimentos do protocolo	52
Figura 39 – Indicação dos instantes associados aos movimentos do protocolo	52
Figura 40 – Sinal EMG bruto e filtrado	53
Figura 41 – Sinal EMG retificado e envelope	53
Figura 42 – Envelope EMG e sinal TKEO	54
Figura 43 – Envelope EMG e indicação de detecção do movimento e sinal filtrado	54
Figura 44 – Sinal EMG bruto e filtrado para o Protocolo 2	56
Figura 45 – Envelope EMG e detecção do movimento para o Protocolo 2	56
Figura 46 – Evolução dos índices F_{MED} (a) e RMS (b) em relação ao tempo para o Protocolo 2	57
Figura 47 – Sinal EMG bruto e filtrado para o experimento final	57
Figura 48 – Evolução dos índices F_{MED} (a) e RMS (b) em relação ao tempo para o experimento final	58
Figura 49 – Identificação de erros de detecção de contração no intervalo 158–180 segundos	58
Figura A.1 – Esquemático Filtro Passa-Baixas, topologia de <i>Sallen-Key</i> de 2 ^a Ordem	67
Figura A.2 – Comparação Resposta em Frequência de FPB valores calculados e valores comerciais de componentes	69
Figura A.3 – Esquemático Filtro Passa-Altas, topologia de <i>Sallen-Key</i> de 2 ^a Ordem	70
Figura A.4 – Comparação Resposta em Frequência de FPA valores calculados e valores comerciais de componentes	72
Figura A.5 – Esquemático Filtro Rejeita-Faixas, Topologia <i>Fliege</i>	73
Figura A.6 – Resposta em Frequência FRF 60Hz	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC *Analog-to-Digital Converter* (Conversor Analógico-Digital).

AMPOP Amplificador Operacional.

CMRR *Common Mode Rejection Ratio* (Razão de Rejeição de Modo Comum).

DC *Direct Current* (Corrente Contínua).

ECG Eletrocardiograma.

EEG Eletroencefalograma.

EMG Eletromiograma.

f_c Frequência de Corte.

FFT *Fast Fourier Transform* (Transformada Rápida de Fourier).

FIR *Finite Impulse Response* (Resposta ao Impulso Finita).

F_{MEAN} Frequência Média.

F_{MED} Frequência Mediana.

FPA Filtro Passa-Altas.

FPB Filtro Passa-Baixas.

FPF Filtro Passa-Faixa.

FRF Filtro Rejeita-Faixa.

IIR *Infinite Impulse Response* (Resposta ao Impulso Infinita).

MAV *Mean Absolute Value* (Valor Médio Absoluto).

MU *Motor Unity* (Unidade Motora).

PA Potencial de Ação.

PCI Placa de Circuito Impresso.

PDS Processamento Digital de Sinais.

RMS *Root Mean Square* (Valor Quadrático Médio).

TKEO *Teager-Kaiser Energy Operator*.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	JUSTIFICATIVA	15
1.2	OBJETIVOS	15
1.2.1	Objetivo geral	15
1.2.2	Objetivos específicos	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1	SINAIS BIOMÉDICOS	17
2.2	SINAIS BIOELÉTRICOS	18
2.3	COMPOSIÇÃO DA MUSCULATURA	19
2.4	CONTRAÇÃO MUSCULAR – PRINCÍPIOS DOS SINAIS DE ORIGEM MUSCULAR	20
2.5	SINAL ELETROMIOGRÁFICO	22
2.6	AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO (EMG)	23
2.6.1	Eletrodos	24
2.6.2	Amplificação	25
2.6.3	Filtragem	26
2.6.4	Conversão Analógico-Digital	31
2.7	PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS EM SINAIS EMG	32
2.7.1	Processamento no Domínio da Frequência	33
2.7.2	Processamento no Domínio do Tempo	34
3	MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1	MATERIAIS	35
3.1.1	Componentes Eletrônicos e de Aquisição	35
3.1.2	Ferramentas de <i>Software</i> e Computacionais	37
3.2	MÉTODOS	38
3.2.1	Desenvolvimento de <i>Hardware</i>	38
3.2.2	Simulação e Validação de <i>Hardware</i>	43
3.2.3	Desenvolvimento da Rotina de PDS	45
3.2.4	Aquisição do Sinal EMG e Análise – Procedimento	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	50
4.1	RESULTADOS DA VALIDAÇÃO DO <i>HARDWARE</i>	50
4.2	VALIDAÇÃO DAS ROTINAS DE PDS	52
4.2.1	Análise dos Sinais Adquiridos (Protocolo 1)	52

4.2.2	Desempenho do Algoritmo de Detecção de Contração (Protocolo 1)	53
4.2.3	Caracterização dos Estados Musculares (Protocolo 1)	55
4.3	RESULTADOS DA ANÁLISE DE FADIGA	55
4.3.1	Análise de Tendência sem Carga (Protocolo 2)	55
4.3.2	Análise de Fadiga com Carga Estendida (Protocolo 2)	56
5	CONCLUSÃO	59
5.1	CONCLUSÃO GERAL	59
5.2	CONCLUSÕES ESPECÍFICAS E VALIDAÇÃO DOS ALGORITMOS	59
5.3	DIFICULDADES ENCONTRADAS E APRENDIZADOS	60
5.4	CONTINUIDADE E TRABALHOS DERIVADOS	60
	Referências	62
	APÊNDICE A – FILTROS ATIVOS	66
A.1	PROCEDIMENTO DE SÍNTESE DO FILTRO ATIVO DE 4ª ORDEM	66
A.2	CÁLCULO DO FILTRO PASSA-ALTAS	69
A.3	CÁLCULO DO FILTRO REJEITA-FAIXAS	72
	APÊNDICE B – ROTINA DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS EMG	75

1 INTRODUÇÃO

Sinais bioelétricos são sinais de origem biológica produzidos através da interação entre células nervosas ou musculares, gerando campo elétrico capaz de ser medido na superfície da pele de um indivíduo. Como principais exemplos de sinais bioelétricos podem ser citados o Eletrocardiograma (ECG), Eletroencefalograma (EEG) e o Eletromiograma (EMG) (Escabí, 2012).

O EMG abrange um conjunto de técnicas utilizadas para captar e monitorar o sinal mioelétrico originado da atividade muscular (Ossaba; Tigreros; Orjuela, 2020). As aplicações deste sinal estão vinculadas ao diagnóstico de disfunções musculares, controle de próteses, avaliação de lesões musculares e análises estatísticas de performance esportiva (Goen; Tiwari, 2013). Adicionalmente, na literatura, identifica-se sua utilização em pesquisa e desenvolvimento de controle de dispositivos robóticos, como interfaces baseadas em EMG para interação homem-máquina (Patel *et al.*, 2019), assim como em entretenimento por meio de dispositivos *wearables* que atuam como interface de controle para *software* e jogos eletrônicos (Mendes *et al.*, 2015).

Para desenvolver um dispositivo apto à aquisição do EMG e subsequente processamento e visualização, é imprescindível compreender suas características intrínsecas. A amplitude pico a pico usualmente observada oscila entre poucos μV_{pp} e $10 mV_{pp}$ (Goen; Tiwari, 2013). Em termos de frequência, o sinal mencionado enquadra-se entre 20 e 500 Hz, com os componentes de maior intensidade localizados entre 50 e 150 Hz (Ossaba; Tigreros; Orjuela, 2020).

Dada a reduzida amplitude, o desenvolvimento de *hardware* adequado à captação do sinal EMG exige certos requisitos. Eletrodos de superfície são empregados como ponto de interface entre a pele e o circuito de condicionamento, posicionados no músculo em foco (Patel *et al.*, 2019). O circuito de condicionamento é necessário para a adequação do sinal, envolvendo amplificação, filtragem e nivelamento de tensão (Ossaba; Tigreros; Orjuela, 2020), sendo posteriormente direcionado à digitalização através de dispositivo de aquisição de dados, o qual realiza a Conversão Analógico-Digital (ADC, do inglês *Analog-to-Digital Converter*) (Mohammed; Ahmed; Alam, 2017). Com o sinal digitalizado torna-se possível a aplicação de técnicas de processamento digital de sinal para análise do EMG, utilizando métodos para extração de informações, à partir do sinal EMG (Goen; Tiwari, 2013).

Dentre as diversas aplicações, destaca-se a fadiga muscular localizada, que é o objeto de estudo deste trabalho. A fadiga muscular consiste em processo caracterizado pela queda de desempenho muscular em um determinado intervalo de tempo (Santos *et al.*, 2008), sendo necessária a análise contínua do EMG (Silva, 2018). A fadiga muscular

é frequentemente empregada em estudos biomecânicos e reabilitação esportiva. Para os estudos que se relacionam com a fadiga muscular, destacam-se a utilização de técnicas de Processamento Digital de Sinais (PDS) que empregam índices como Valor Quadrático Médio (RMS, do inglês *Root Mean Square*), Valor Médio Absoluto (MAV, do inglês *Mean Absolute Value*), Frequência Mediana (F_{MED}), Frequência Média (F_{MEAN}), entre outros (Goen; Tiwari, 2013).

O presente trabalho aborda o desenvolvimento de um protótipo de *hardware* para aquisição do sinal EMG e aplicação de técnicas de pós processamento, aplicando técnicas de PDS relacionada à análise de fadiga muscular.

1.1 JUSTIFICATIVA

O EMG apresenta aplicabilidade em diversos campos e segmentos nos contextos de medicina, esportes, reabilitação e engenharia biomédica. A análise desse sinal permite obter informações sobre a atividade muscular, permitindo a investigação de condições específicas. Ademais, trata-se de uma ferramenta que permite estudos em biomecânica, além de desenvolvimento de dispositivos robóticos e possibilidades de aplicação em tecnologias assistivas.

Dadas as particularidades do sinal EMG, sua baixa amplitude e gama de frequências específica, exige-se a implementação de um *hardware* específico que permita a aquisição e o condicionamento deste sinal para posterior análise e aplicação de processamento digital de sinal. Neste contexto, destaca-se a aplicabilidade de diversas áreas da Engenharia Elétrica, empregando conhecimentos que permeiam unidades de conhecimento relacionadas ao estudo de sistemas complexos, processamento de sinais, eletrônica aplicada e programação de dispositivos microcontroladores.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo geral do presente trabalho consiste em desenvolver um sistema para aquisição e processamento digital do EMG contemplando o projeto de *hardware* de condicionamento do sinal e a aplicação de técnicas de pós-processamento voltadas à análise de fadiga muscular.

1.2.2 Objetivos específicos

- Projetar e implementar um circuito de condicionamento capaz de amplificar e filtrar adequadamente o sinal EMG, considerando sua baixa amplitude e faixa de frequência característica;

- Realizar a digitalização do sinal adquirido, integrando o sistema de *hardware* a um ambiente computacional de análise;
- Aplicar técnicas de PDS, com ênfase em métodos de filtragem digital e extração de parâmetros relevantes para a avaliação da fadiga muscular;
- Comparar os resultados obtidos experimentalmente com simulações realizadas em ambiente MATLAB, avaliando a fidelidade entre o sinal real e o simulado;
- Analisar e discutir o desempenho do sistema desenvolvido, identificando limitações, dificuldades de implementação e possíveis aprimoramentos para aplicações futuras.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A área de Instrumentação Biomédica possibilita a compreensão dos sinais biológicos gerados pelo corpo humano. Dentre esses sinais, o EMG destaca-se pela viabilização do estudo e análise da atividade muscular, fornecendo informações sobre o funcionamento dos músculos, auxiliando na identificação de possíveis patologias e possibilitando o estudo e aplicação em diversos segmentos.

Para realizar a aquisição do EMG existem questões particulares, principalmente em relação a etapa de aquisição, devido à sua baixa amplitude e susceptibilidade a ruídos e artefatos¹ de movimento que dificultam esse processo. A aquisição eficiente desses sinais, possibilitando a posterior utilização e aplicação de técnicas de processamento digital de sinais, requer a aplicação de técnicas de condicionamento, que englobam etapas como amplificação, filtragem, ajuste de nível DC (do inglês, *Direct Current*) e ADC. Diante desse contexto, esta revisão bibliográfica tem como objetivo abordar os principais aspectos técnicos envolvidos na aquisição e no processamento dos sinais EMG, iniciando na compreensão das características principais do sinal, desde sua geração, passando pelos requisitos de desenvolvimento de *hardware* e incluindo a etapa de processamento digital.

2.1 SINAIS BIOMÉDICOS

Os sinais biomédicos são registros de eventos fisiológicos que refletem atividades elétricas, químicas, mecânicas ou ópticas no organismo humano. A análise desses sinais permite compreender mecanismos biológicos e auxiliar no diagnóstico médico, com o apoio de técnicas de aquisição e processamento digital (Phinyomark *et al.*, 2012).

Os sinais biomédicos podem ser classificados em diferentes tipos. Os bioelétricos são gerados por células nervosas e musculares, constituindo a base de exames como EEG, ECG e EMG. Os bioquímicos revelam concentrações de íons e metabólitos; os biomecânicos refletem variáveis como pressão e movimento; enquanto os bioacústicos envolvem sons fisiológicos e os bioópticos exploram propriedades da luz em tecidos biológicos (Escabí, 2012).

A aquisição de sinais biomédicos envolve a captura de atividades fisiológicas que, quando não possuem natureza elétrica nativa, requerem o uso de transdutores para converter grandezas como temperatura, deslocamento mecânico ou concentrações químicas em sinais elétricos quantificáveis (Mendes *et al.*, 2015).

¹ Em instrumentação biomédica, artefatos são sinais indesejados, distorções ou informações falsas que aparecem nos dados de medição e que não representam a verdadeira atividade fisiológica ou a estrutura anatômica que está sendo examinada. Em essência, é “ruído” ou interferência que mascara o sinal biológico real (Adur, 2008).

Além da aquisição, a análise de sinais biomédicos se tornou cada vez mais sofisticada com o advento de técnicas computacionais de processamento avançadas. Algoritmos modernos são capazes de extrair características sutis destes sinais, permitindo, assim, diagnósticos mais precisos e a identificação de patologias que poderiam, de outra forma, passar despercebidas (Phinyomark *et al.*, 2012).

Os sinais biomédicos formam a base de muitos procedimentos diagnósticos, terapêuticos e monitoramento em uma variedade de contextos clínicos. Desde o monitoramento contínuo de pacientes em unidades de cuidados intensivos até o diagnóstico de doenças cardíacas e neurológicas, os sinais biomédicos têm desempenhado um papel crucial em melhorar os resultados clínicos e a qualidade de vida dos pacientes (Yang *et al.*, 2020).

Dentre os diversos tipos de sinais biomédicos, os bioelétricos merecem destaque neste trabalho, pois constituem a base do EMG, foco desta pesquisa.

2.2 SINAIS BIOELÉTRICOS

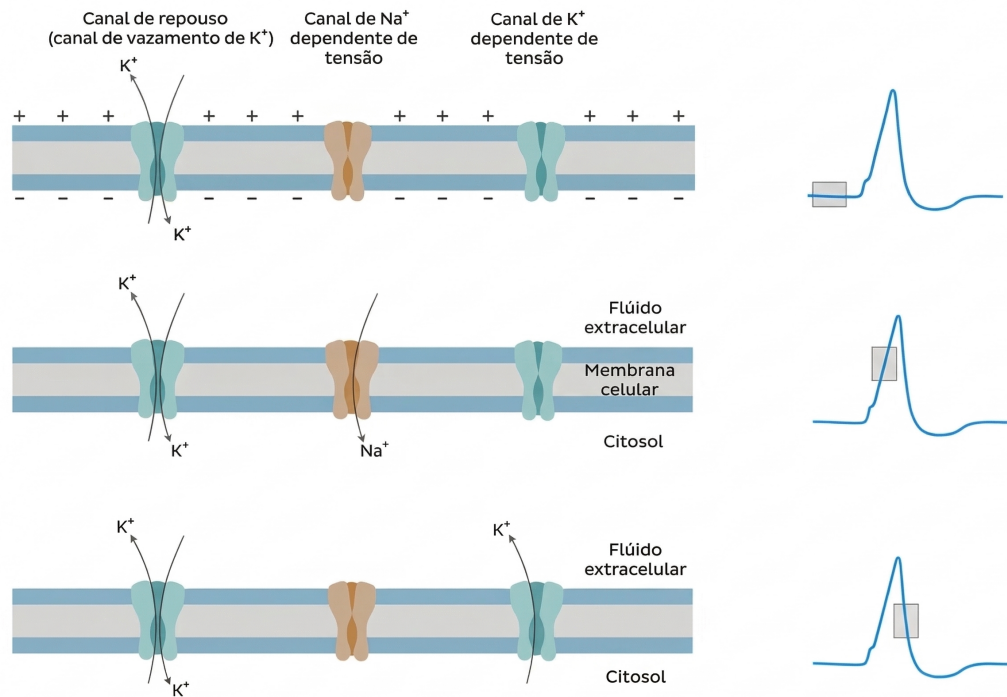
Os sinais bioelétricos têm origem em processos iônicos associados à atividade eletroquímica de células excitáveis, como neurônios, fibras musculares e células cardíacas. Essas células compartilham mecanismos parecidos, nos quais forças elétricas e gradientes de concentração de íons possibilitam a geração e a transmissão de informações no sistema nervoso e a contração do tecido muscular (Sörnmo; Laguna, 2005).

No nível celular, a membrana plasmática lipoproteica atua como uma barreira seletiva, a qual permite o fluxo controlado de íons como sódio (Na^+), potássio (K^+), cloreto (Cl^-) e cálcio (Ca^{2+}). Em repouso, existe a predominância de cargas negativas no interior da célula, gerando um potencial negativo que depende tanto das diferenças de concentração iônica quanto da permeabilidade da membrana. Esse estado pode ser alterado pela abertura de canais específicos, levando à movimentação iônica até o estabelecimento de um potencial de equilíbrio. O potencial de repouso da célula varia entre -60 e -100 mV, de acordo com o tipo celular (Sörnmo; Laguna, 2005).

Quando a célula é estimulada além de um limiar mínimo, ocorre uma rápida alteração na permeabilidade da membrana, desencadeando o Potencial de Ação (PA). Esse fenômeno segue o princípio do “tudo ou nada” e apresenta duas fases principais: a despolarização, caracterizada pela entrada de sódio e inversão da polaridade da membrana, e a repolarização, em que a saída de potássio restaura o potencial negativo. A duração do PA varia: em neurônios, dura cerca de 1 ms, enquanto em células cardíacas pode chegar a 300 ms devido à presença de um platô característico (Sörnmo; Laguna, 2005). A Figura 1 ilustra o processo descrito.

A propagação do PA ocorre por meio da ativação sucessiva de regiões adjacentes da

Figura 1 – Etapas de propagação do PA



Fonte: Carmo (2023).

membrana, garantindo a continuidade do sinal sem perda de intensidade. Esse mecanismo é unidirecional devido a um período refratário, durante o qual a célula não pode ser excitada novamente. Esse limite natural regula a frequência de disparo, garantindo o funcionamento adequado dos sistemas nervoso e muscular (Sörnmo; Laguna, 2005).

A atividade elétrica de células excitáveis gera correntes que se propagam pelos tecidos, permitindo que sinais bioelétricos sejam registrados de forma não invasiva na superfície corporal. Esses registros são obtidos por meio de eletrodos posicionados próximo à fonte elétrica de interesse na análise, e eletrodos de referência, localizados em outra região do corpo, considerada neutra à atividade de interesse. Embora as medições sejam influenciadas pela presença de diferentes tecidos entre a fonte e os eletrodos, dificultando a obtenção de informações detalhadas ou precisas, a análise empírica e o estudo desses sinais estabeleceu conhecimentos valiosos para a prática clínica, ao longo dos anos (Escabí, 2012).

2.3 COMPOSIÇÃO DA MUSCULATURA

O sistema muscular humano é composto por três tipos principais de músculos:

- Músculos esqueléticos: responsáveis pelo movimento voluntário do corpo, ligados aos ossos por meio de tendões;

- Músculos lisos: involuntários, localizados em órgãos e sistemas como o digestório, respiratório e vascular;
- Músculo cardíaco: involuntário, especializado em manter a atividade rítmica do coração.

O EMG consiste no registro gráfico da atividade elétrica relacionada ao sistema neuromuscular, aplicando-se especificamente aos músculos esqueléticos, que são controlados de forma voluntária.

Esses músculos são formados predominantemente por proteínas estruturais, cuja organização garante sua função de movimentação, permitindo a contração e relaxamento. A unidade básica é a fibra muscular, composta por centenas, ou milhares, dependendo do caso, de miofibrilas que são dispostas em faixas, paralelamente. As miofibrilas, por sua vez, são constituídas por filamentos de actina (finos) e miosina (grossos), as quais são proteínas que interagem durante a contração muscular (Silva, 2018).

A organização dos filamentos de actina e miosina forma o sarcômero, que é a unidade contrátil da fibra muscular, sendo delimitada pelos discos Z. No sarcômero distinguem-se:

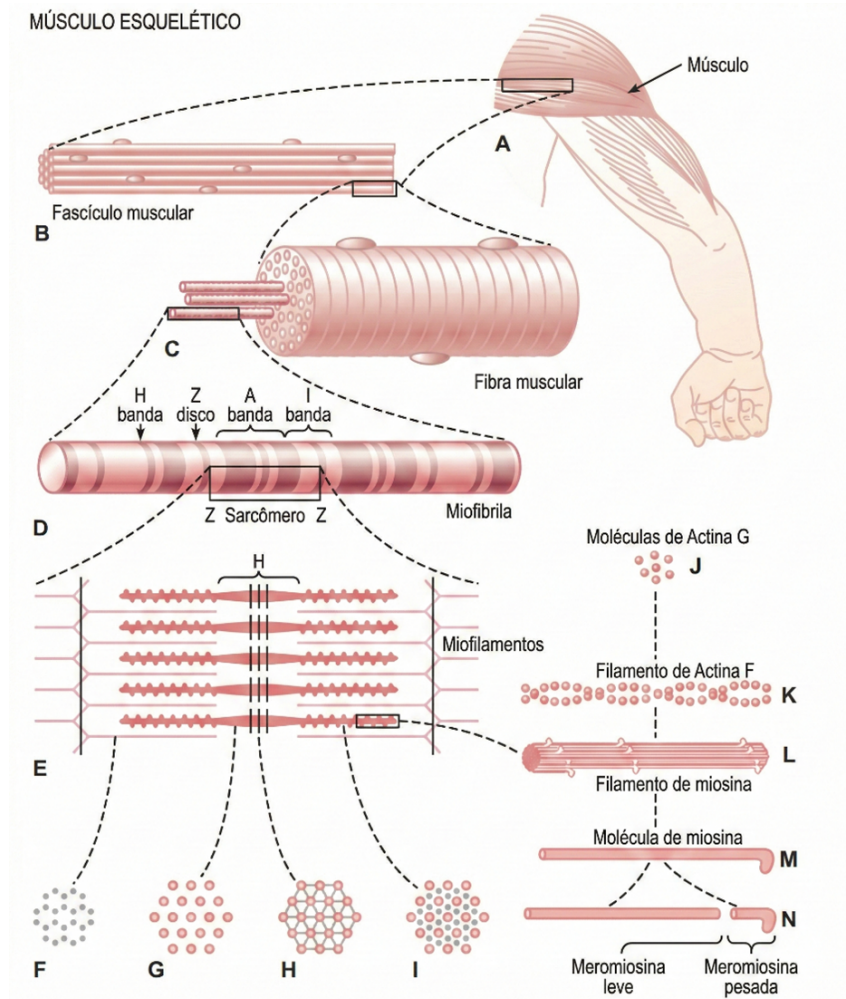
- Faixa A: região escura, correspondente à miosina, que pode se sobrepor aos filamentos de actina;
- Faixa I: região clara, composta apenas por actina;
- Banda H: parte central da faixa A, com apenas miosina;
- Linha M: linha central da banda H, ponto de fixação dos filamentos grossos.

As fibras musculares são envolvidas pelo sarcolema, que consiste em uma membrana plasmática que, em associação com os tendões, conecta o músculo aos ossos, permitindo a transmissão da força gerada pela contração e garantindo o movimento do corpo (Silva, 2018). A Figura 2 ilustra a organização das fibras que compõem um músculo esquelético, destacando as faixas citadas.

2.4 CONTRAÇÃO MUSCULAR – PRINCÍPIOS DOS SINAIS DE ORIGEM MUSCULAR

A contração muscular ocorre a partir da ativação de uma Unidade Motora (MU – do inglês, *Motor Unit*), que é a unidade funcional do músculo. A MU é definida como a associação entre um motoneurônio, ou neurônio motor, que é uma célula do sistema nervoso, e as fibras musculares por ele inervadas. As células nervosas e musculares possuem um potencial elétrico de membrana em repouso. Quando estimuladas, ocorre uma variação transitória desse potencial, que é o PA (Gamet; Fokapu, 2008).

Figura 2 – Composição muscular

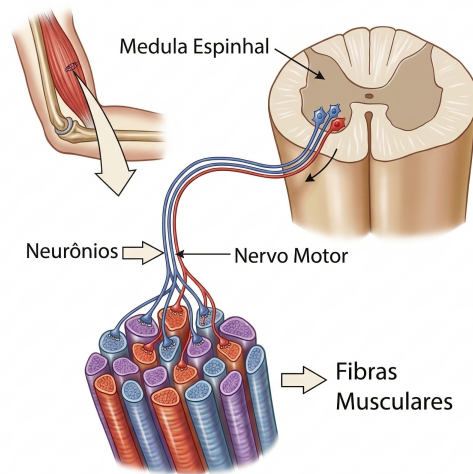


Fonte: Adaptado de Silva (2018).

O PA gerado no corpo celular do motoneurônio (localizado no corno ventral da medula espinhal) propaga-se ao longo do seu axônio até atingir as terminações nervosas. Nessas terminações encontra-se a junção neuromuscular (ou placa motora terminal), ocorre então uma sinapse química cujo neurotransmissor é a acetilcolina. Essa molécula se liga a receptores específicos na membrana da fibra muscular, desencadeando um novo PA na fibra muscular, conforme ilustrado na Figura 3 (Silva, 2018).

O PA muscular se propaga ao longo de todo o sarcolema, promovendo a liberação de íons de cálcio pelo retículo sarcoplasmático. O cálcio permite a interação entre os filamentos de actina e miosina, resultando na contração das fibras musculares. Após a contração, os íons cálcio retornam ao retículo sarcoplasmático, permitindo que as miofibrilas retornem ao estado de relaxamento, até que um novo PA seja desencadeado (Silva, 2015).

Figura 3 – Ilustração de uma MU e junção neuromuscular

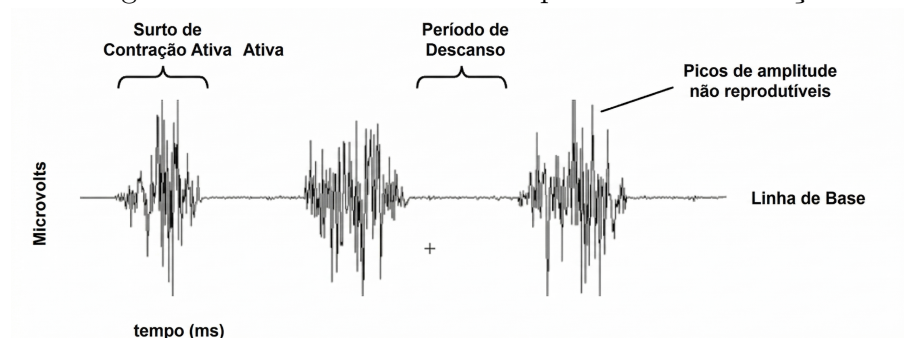


Fonte: Silva (2015).

2.5 SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O EMG refere-se à técnica de registro das atividades elétricas ocorridas nos músculos esqueléticos. Esses sinais elétricos, os quais são oriundos da atividade neuromuscular, são importantes na avaliação das funções musculares e na detecção de anormalidades neuromusculares (Goen; Tiwari, 2013). A Figura 4 traz um exemplo ilustrativo de EMG, destacando os intervalos nos quais são identificados momentos de contração muscular, visualizados com uma variação na amplitude do sinal, e intervalos de repouso do músculo em análise.

Figura 4 – Sinal EMG contendo períodos de contração



Fonte: Konrad (2006).

O sinal EMG registra de fato a superposição das atividades elétricas de múltiplas MU dentro de um músculo recrutado, principalmente a atividade das fibras mais próximas dos eletrodos posicionados para aquisição. Durante uma contração muscular, a ação potencial que se propaga ao longo das fibras musculares gera correntes que produzem um campo elétrico detectável na superfície da pele, que, após ser devidamente amplificado, é

registrado como sinal EMG (Phinyomark *et al.*, 2012).

As características dos sinais EMG são influenciadas por fatores como o tamanho da fibra muscular, o tipo de fibra (rápida ou lenta), a temperatura, a vascularização e a fadiga, fatores que influenciam nas características e análises para compreender completamente a função e o estado do músculo sendo estudado (Silva, 2018). Em termos técnicos, dois parâmetros são fundamentais:

- Amplitude: medida em microvolts (μV) ou milivolts (mV), reflete a quantidade de atividade muscular. Quanto maior o número de unidades motoras recrutadas e a frequência de disparo, maior a amplitude registrada (Goen; Tiwari, 2013).
- Frequência: medida em Hertz (Hz), apresenta conteúdo espectral típico entre 20 e 500 Hz. A maior densidade de potência concentra-se geralmente entre 70 e 130 Hz (Silva, 2018) ou entre 50 e 150 Hz (Goen; Tiwari, 2013), variações que decorrem de diferenças metodológicas.

Clinicamente, o EMG é essencial no diagnóstico de patologias neuromusculares, na avaliação da fadiga e em protocolos de reabilitação. Na pesquisa, destaca-se em estudos biomecânicos para analisar a função muscular sob diversas condições (Patel *et al.*, 2019). Avanços tecnológicos recentes tornaram os sistemas de aquisição mais compactos e menos invasivos; a integração de tecnologias sem fio e dispositivos vestíveis (*wearables*) permite a coleta de dados em ambientes ecológicos (fora do laboratório), expandindo significativamente as aplicações da técnica² (Ossaba; Tigreros; Orjuela, 2020). Na prática, a amplitude do sinal é frequentemente monitorada como indicador de força e recrutamento muscular, servindo como parâmetro para avaliar o progresso da recuperação em pacientes (Phinyomark *et al.*, 2012).

2.6 AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO (EMG)

A aquisição do EMG constitui um componente essencial em estudos de biomecânica, no diagnóstico clínico e em aplicações voltadas ao controle de sistemas. Cada etapa do processo de desenvolvimento do *hardware* — desde a amplificação até a ADC — possui sua função e na garantia da qualidade e da fidelidade dos sinais obtidos.

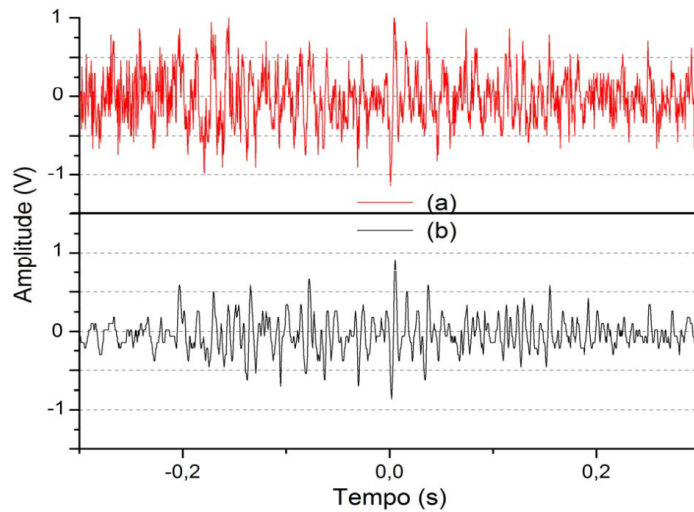
A captação dos sinais EMG pode ser comprometida pela presença de ruídos e artefatos, os quais têm potencial para mascarar, distorcer ou interferir nas informações elétricas geradas pela atividade muscular. Tais interferências podem ter múltiplas origens, incluindo a interferência eletromagnética de equipamentos externos, o ruído intrínseco dos

² A aquisição em ambientes não controlados aumenta a susceptibilidade a artefatos, que são sinais indesejados (como ruídos de movimento ou interferência eletromagnética) que contaminam o sinal biológico de interesse.

componentes eletrônicos, o deslocamento dos eletrodos, a ativação muscular não intencional e até mesmo a influência da atividade elétrica cardíaca (Escabí, 2012).

A interferência de $50/60Hz$ da rede elétrica é uma das fontes de ruído mais comuns e problemáticas na aquisição de sinais EMG. Esta interferência aparece como um ruído periódico no sinal e pode confundir a análise se não for adequadamente removida (Figura 5) (Mendes *et al.*, 2015).

Figura 5 – Exemplo sinal EMG com ruídos (a) e sinal filtrado (b)



Fonte: Mendes *et al.* (2015).

Para garantir a integridade dos sinais EMG, são necessárias estratégias de minimização de ruído, como o uso de amplificadores de instrumentação, implementação de circuitos de filtragem e outros ajustes. O posicionamento e a fixação adequada dos eletrodos também são importantes para a aquisição, pois o movimento dos eletrodos pode introduzir artefatos devido às variações na interface eletrodo-pele, enquanto um bom contato eletrodo-pele pode reduzir a impedância e, conseqüentemente, a suscetibilidade ao ruído (Cifrek *et al.*, 2009).

As seguintes seções abordarão as etapas de desenvolvimento de *hardware*, aplicando técnicas de projeto de equipamentos eletrônicos e conhecimentos de engenharia, passando desde a utilização dos eletrodos e amplificação, até a filtragem de sinal, concluindo com a etapa de ADC para posterior processamento digital.

2.6.1 Eletrodos

Os eletrodos atuam como interface entre o músculo e o sistema de aquisição, funcionando como elementos de detecção de sinais de origem biológica. Sua principal função é realizar a transdução da corrente iônica em corrente elétrica, permitindo o registro do sinal eletromiográfico.

Nos estudos de EMG, destacam-se dois tipos principais de eletrodos: eletrodos intramusculares e eletrodos de superfície. O eletrodo intramuscular consiste em um condutor em forma de agulha ou fio, posicionado de maneira invasiva, sendo inserido diretamente no músculo de interesse. Em geral, esse tipo de sistema permite a análise de músculos específicos e apresenta menor interferência de *crosstalk*³ em relação à atividade de músculos adjacentes (Silva, 2018).

Os eletrodos de superfície, por sua vez, são dispositivos não invasivos, posicionados sobre a pele do indivíduo. Esses eletrodos podem ser classificados de acordo com os materiais e características construtivas empregados em sua fabricação, conforme descrito a seguir (Adur, 2008):

- Secos ou úmidos: os eletrodos secos são geralmente fabricados em prata ou ouro e requerem a aplicação de um gel condutor para garantir adequada interface pele-eletrodo. Já os eletrodos úmidos são, em geral, descartáveis e possuem uma camada de gel condutor ou solução eletrolítica incorporada;
- Polarizáveis e não polarizáveis: os eletrodos polarizáveis apresentam comportamento predominantemente capacitivo devido às suas características construtivas, enquanto os não polarizáveis permitem o fluxo livre de carga elétrica através da interface, caracterizando-se por um comportamento ôhmico;
- Ativos e passivos: os eletrodos passivos são mais simples, possuem baixa impedância de entrada e apenas transmitem o sinal captado. Já os eletrodos ativos contam com circuitos eletrônicos integrados, proporcionando amplificação do sinal e melhor rejeição do ruído elétrico de modo comum.

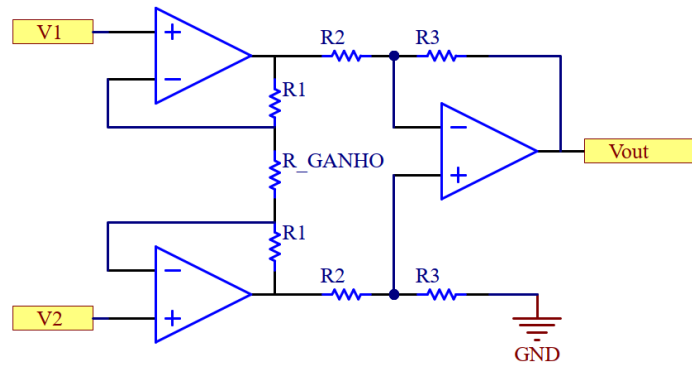
2.6.2 Amplificação

O EMG bruto apresenta amplitude muito reduzida, tipicamente entre $0,5 \mu V_{pp}$ e $10 mV_{pp}$, segundo Goen e Tiwari (2013). Devido à baixa magnitude e à suscetibilidade a interferências externas, a amplificação é uma etapa importante no processo de aquisição, garantindo que o sinal apresente intensidade suficiente para análise e processamento digital subsequentes.

Para essa finalidade, utilizam-se com frequência amplificadores de instrumentação (Figura 6), dispositivos projetados para oferecer alta Razão de Rejeição de Modo Comum (CMRR do inglês *Common Mode Rejection Ratio*), característica que permite amplificar a diferença de potencial entre os eletrodos enquanto rejeita sinais comuns a ambos, como ruídos elétricos e interferências de rede (Sedra; Smith, 2014).

³ O termo *crosstalk* designa a contaminação do EMG por potenciais de ação provenientes de músculos adjacentes ao interesse de captação, ou ainda por interferências de outros biopotenciais, como o ECG.

Figura 6 – Esquemático básico de um amplificador de instrumentação



Fonte: Adaptado de Sedra e Smith (2014).

Um exemplo de amplificador de instrumentação comercial é o AD620A, um amplificador de instrumentação fornecido em um único encapsulamento, que consiste em um amplificador de precisão e alta acurácia, com baixo ruído e baixo desvio de tensão de entrada. Esse circuito integrado suporta uma ampla faixa de alimentação, variando de $\pm 2,3$ V a ± 18 V, e possibilita a seleção do ganho por meio de um único resistor externo, permitindo o ajuste de ganho entre valores de 1 e 10.000 [V/V]. O AD620A é utilizado em aplicações médicas, sistemas de pesagem de precisão e controle de processos industriais (Analog Devices, 2023).

2.6.3 Filtragem

No contexto de *hardware*, os filtros são circuitos eletrônicos cujo propósito de projeto consiste em permitir, ou atenuar, a passagem de determinados componentes de frequência de um sinal. Os filtros podem ser classificados quando à resposta em frequência, tecnologia de implementação e função de transferência (Adur, 2008).

A) Resposta em Frequência

A classificação dos filtros quanto a resposta em frequência descreve matematicamente, analisando o filtro como um sistema linear, a relação entre a saída e a entrada em função da frequência. Dentre os tipos de respostas possíveis no domínio da frequência, os filtros podem ser classificados em:

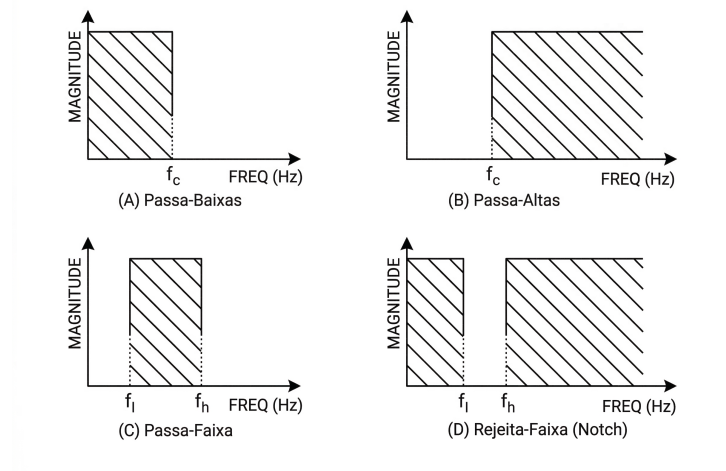
- FPB: Estes filtros permitem a passagem de frequências abaixo de uma Frequência de Corte (f_c) específica e atenuam frequências acima dessa frequência. São utilizados em aplicações como sistemas de áudio para eliminar frequências indesejadas de alta frequência (Sedra; Smith, 2014).
- Filtro Passa-Altas (FPA): Eles funcionam de forma oposta aos filtros passa-baixa, permitindo a passagem de frequências acima de uma f_c específica e

atenuando aquelas abaixo dela. Comumente empregados em sistemas de comunicação para eliminar ruídos de baixa frequência (Sedra; Smith, 2014).

- Filtro Passa-Faixa (FPF): Estes filtros permitem a passagem de frequências dentro de uma faixa específica, enquanto atenuam frequências fora dessa faixa. São vitais em aplicações de rádio e comunicação para selecionar frequências específicas (Sedra; Smith, 2014).
- Filtro Rejeita-Faixa (FRF): Também conhecidos como filtros *Notch*, eles atenuam frequências dentro de uma faixa específica e permitem a passagem de frequências fora dessa faixa. São frequentemente usados para eliminar interferências em uma frequência específica (Horowitz; Hill, 2015).

A Figura 7 ilustra os tipos de filtros de acordo com a resposta de frequência ideal para cada caso abordado nos tópicos anteriores.

Figura 7 – Representações gráficas dos filtros quanto à resposta em frequência



Fonte: Adaptado de Adur (2008).

B) Tecnologia – Filtros Passivos e Ativos

Quanto à tecnologia empregada para a implementação de um filtro analógico, podem ser classificados em filtros passivos ou ativos e apresentam diferentes características de interconexão física dos componentes.

Os filtros passivos são implementados a partir de componentes como resistores, capacitores e indutores, não necessitando de uma fonte de alimentação para realizar a função de filtragem. No entanto, podem introduzir perdas de sinal, e sua resposta de frequência pode ser menos precisa em comparação com os filtros ativos (Horowitz; Hill, 2015).

Filtros ativos desempenham um papel fundamental na eletrônica, especialmente quando se trata de condicionamento de sinais. Diferentemente dos filtros passivos,

que são construídos apenas a partir de componentes como resistores, capacitores e indutores, os filtros ativos incorporam componentes ativos, como o Amplificador Operacional (AMPOP) (Sedra; Smith, 2014). Esta inclusão de componentes ativos proporciona uma série de vantagens sobre os filtros passivos.

Uma das principais vantagens dos filtros ativos é a capacidade de amplificar sinais. Enquanto os filtros passivos, devido à sua natureza intrínseca, sempre introduzem alguma perda de sinal, os filtros ativos podem compensar essa perda ao fornecer ganho, permitindo assim um controle mais flexível da amplitude do sinal. Outro ponto importante consiste que filtros ativos não necessitam de indutores, que são geralmente volumosos e caros, e podem ser uma fonte de perdas parasitas (Horowitz; Hill, 2015).

A resposta de frequência dos filtros ativos também pode ser ajustada com mais precisão do que seus equivalentes passivos. Isso ocorre porque os componentes ativos, especialmente os AMPOPs, têm uma alta impedância de entrada e uma baixa impedância de saída, o que minimiza a interação com o restante do circuito e garante uma resposta de frequência mais estável (Yang *et al.*, 2020).

Os filtros ativos ainda podem ser categorizados em diferentes topologias. A topologia de um filtro refere-se à disposição e configuração dos componentes eletrônicos em um circuito de filtro. Ela determina como os elementos estão interconectados. A escolha da topologia influencia diretamente as características de resposta em frequência e outras propriedades do filtro, permitindo que ele atenda a especificações e requisitos específicos da aplicação desejada (Sedra; Smith, 2014).

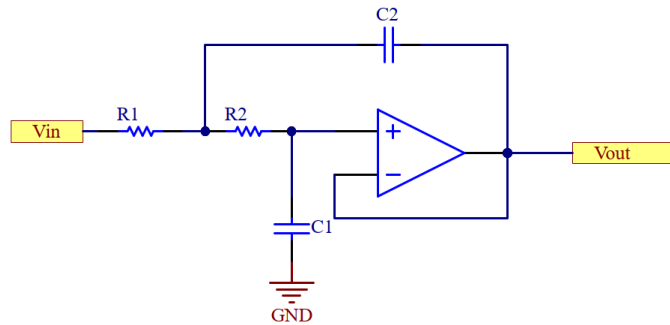
C) Topologias – Filtros Ativos

A topologia de Sallen-Key (Figura 8) consiste em uma topologia clássica abordada na literatura técnica de filtros ativos. Essa topologia consiste em um amplificador operacional em conjunto com dois resistores e dois capacitores e apresenta com vantagem do ajuste da f_c e a resposta Q (fator de qualidade) de maneira independente em relação ao ganho (Sedra; Smith, 2014).

Outra topologia de filtro ativo de destaque é o filtro de realimentações múltiplas (MFB - do inglês, *Multiple-Feedback*) (Figura 9). Essa configuração oferece mais flexibilidade em termos de ajuste de ganho e Q em comparação com a topologia de Sallen-Key, mas a um custo de maior complexidade de projeto e implementação.

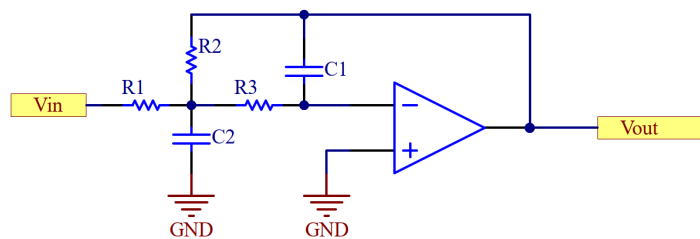
As topologias mencionadas, Sallen-key e MFB, consistem nas mais usuais em termos de projeto devido à simplicidade e praticidade. Contudo, a utilização dessas configurações para o desenvolvimento de filtros do tipo FPA ou FRF utilizando essas topologias geralmente requer o emprego de uma combinação em cascata de filtros FPB e um FPA (Pertence Júnior, 2003). Nesses casos, outras topologias podem ser mais adequadas.

Figura 8 – Filtro ativo de segunda ordem tipo FPB com topologia Sallen-Key



Fonte: Adaptado de Sedra e Smith (2014).

Figura 9 – Filtro ativo de segunda ordem tipo FPB com topologia MFB



Fonte: Adaptado de Pertence Júnior (2003).

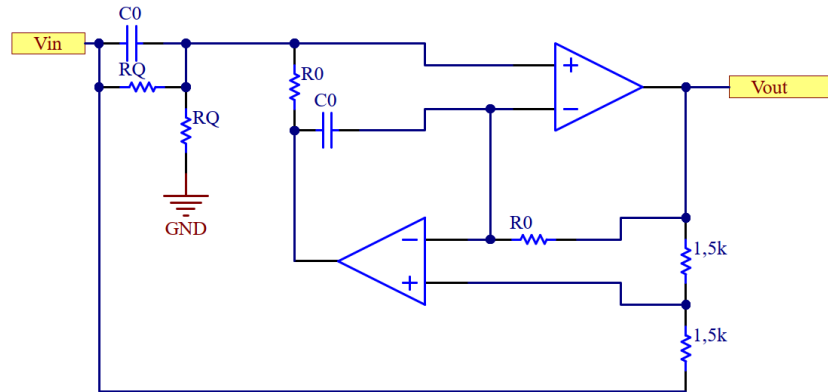
No contexto do presente estudo, cujo objetivo é minimizar os efeitos provenientes da frequência de 60 Hz da rede elétrica, destaca-se a topologia Fliege (Figura 10) como uma alternativa tecnicamente mais interessante. Esta topologia é especialmente reconhecida por sua eficiência na realização de FRF. A característica dessa topologia permite fornecer dois pólos de filtragem sem a necessidade de amplificadores operacionais adicionais, o que é benéfico em termos de economia de componentes e redução do consumo de energia. A capacidade de ajustar a f_c e a largura de banda sem interdependência é uma das vantagens desta topologia. A separação entre esses parâmetros oferece ao projetista uma maior flexibilidade ao adaptar o filtro a diferentes aplicações (Adur, 2008).

D) Função de Transferência

A função de transferência vai determinar o comportamento do sinal, no domínio da frequência, de modo a representar a magnitude e a fase o sinal. Diferentes funções de transferência apresentarão respostas distintas, cada uma com sua particularidade. Para análise de tais particularidades, faz-se necessário compreender as diferentes faixas de interesse no projeto de um filtro: a banda de passagem, banda de rejeição, f_c e banda de transição (Figura 11):

- Banda de Passagem: É a faixa de frequência onde o sinal passa pelo filtro com atenuação aceitável, normalmente com pouca ou nenhuma distorção;

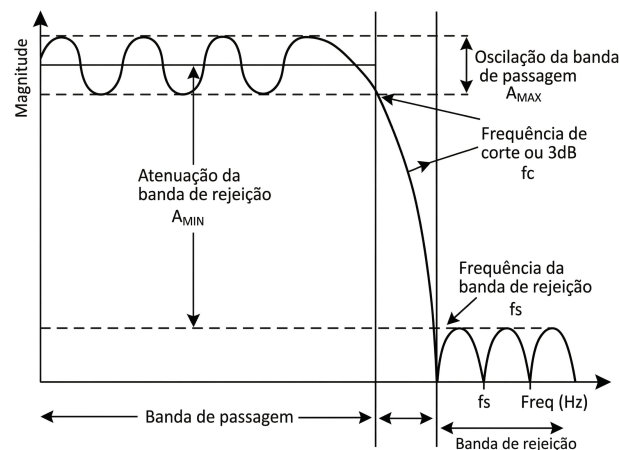
Figura 10 – Filtro ativo tipo rejeita-faixas com topologia Fliege



Fonte: Adaptado de Adur (2008).

- Banda de Rejeição: É a faixa de frequência onde os sinais são significativamente atenuados ou "rejeitados";
- f_c : Esta é a frequência em que a transição entre a banda de passagem e a banda de rejeição ocorre. É comumente definida como a frequência onde o sinal é atenuado por 3 dB (meia potência);
- Banda de Transição: É a faixa de frequência entre a banda de passagem e a banda de rejeição, onde a atenuação muda de insignificante para significativa.

Figura 11 – Descrição das bandas de interesse em relação a função de transferência de um FPB

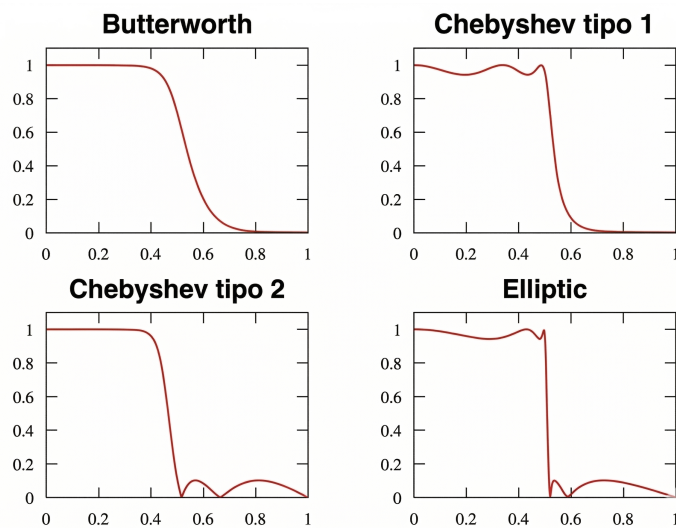


Fonte: Adaptado de Adur (2008).

Em estudos relacionados a filtros ativos, a função de transferência é o que determina a resposta em frequência do filtro. Algumas abordagens comumente estudadas são os filtros com função de transferência tipo Butterworth, Chebyshev I e II e Elíptico. O filtro Butterworth destaca-se por sua resposta de frequência maximamente plana na faixa de passagem, em relação à magnitude, garantindo uma transição suave sem

ondulações. Por outro lado, o filtro Chebyshev I introduz ondulações na faixa de passagem, mas tem como vantagem uma atenuação mais rápida na faixa de rejeição, enquanto Chebyshev II introduz oscilações na faixa de rejeição. Isso o torna útil em aplicações onde a transição entre a faixa de passagem e a faixa de rejeição precisa ser abrupta. O filtro Elíptico, por sua vez, introduz oscilações em ambas as faixas de passagem e rejeição com uma transição próxima das respostas ideais apresentadas anteriormente. A escolha entre estas funções de transferência depende das necessidades específicas da aplicação, com cada tipo oferecendo suas características e vantagens únicas (Sedra; Smith, 2014). As respostas de transferência citadas são comparadas graficamente na Figura 12.

Figura 12 – Funções de Transferência



Fonte: Adaptado de Pertence Júnior (2003)

2.6.4 Conversão Analógico-Digital

A ADC é um processo essencial na engenharia elétrica e em áreas correlatas, pois permite representar sinais contínuos (analógicos) em formato discreto (digital), viabilizando seu processamento, armazenamento e transmissão em sistemas computacionais (Lancaster, 1991).

O Teorema da Amostragem, formulado a partir dos trabalhos de Harry Nyquist e Claude Shannon, estabelece que um sinal analógico pode ser integralmente representado e posteriormente reconstruído, sem perda de informação, desde que seja amostrado em uma taxa superior ao dobro de sua frequência máxima — denominada frequência de Nyquist (Rosa, 2009).

No contexto do EMG, os sinais elétricos gerados pela atividade muscular apresentam, em geral, frequências entre 20 Hz e 500 Hz. Assim, segundo o teorema de Nyquist,

a taxa de amostragem adequada deve ser superior a 1.000 amostras por segundo (1 kHz), garantindo a captura completa das informações relevantes do sinal (Rosa, 2009).

Entretanto, a escolha da taxa de amostragem não deve se restringir ao critério teórico de Nyquist. É necessário considerar também o objetivo da análise, as características do sinal e a presença de possíveis ruídos. Em determinados casos, taxas mais elevadas podem ser adotadas para aprimorar a resolução temporal ou ampliar a precisão da análise espectral (Oppenheim; Schafer, 2009).

A quantização constitui outra etapa relevante do processo de ADC, no qual cada amostra do sinal é associada a um nível discreto dentro de um conjunto finito. A resolução dessa quantização depende da profundidade de bits do conversor, determinando o grau de fidelidade com que o sinal analógico é representado digitalmente (Lancaster, 1991).

Diversos tipos de dispositivos realizam a função de ADC, cada um com características específicas conforme a aplicação:

- Microcontroladores: Diversos modelos, como os das famílias Arduino e PIC, incluem módulos de ADC integrados. Por sua versatilidade, baixo custo e dimensões reduzidas, são amplamente empregados em protótipos e sistemas experimentais;
- Circuitos dedicados: São componentes desenvolvidos especificamente para a ADC. O modelo ADS1299, da Texas Instruments, é um exemplo de alta resolução e múltiplos canais, amplamente utilizado em aplicações biomédicas;
- Placas de aquisição de sinais: Representam soluções completas, integrando a ADC à circuitos de amplificação, filtragem e condicionamento. A série NI-DAQ, da National Instruments, é uma das mais utilizadas em laboratórios e ambientes industriais.

2.7 PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS EM SINAIS EMG

O PDS refere-se ao conjunto de técnicas matemáticas e operações computacionais aplicadas a sinais discretos, com o objetivo de melhorar, analisar ou transformar essas sequências. A essência do PDS consiste em utilizar sinais contínuos (analógicos) convertidos em representação discreta (digital) por meio da amostragem e quantização (Oppenheim; Schafer, 2009). Este campo abrange desde a filtragem e análise espectral até a codificação de voz, sendo uma ferramenta essencial na engenharia e ciências aplicadas.

No contexto do EMG, o PDS permite a extração de informações fisiológicas relevantes e a atenuação de artefatos. Através dessas técnicas, é possível minimizar ruídos, realizar análises espectrais e isolar parâmetros que refletem o estado ou a atividade neuromuscular (Biasiolo; D’Orazio; Palesi, 2003). Assim, o processamento transforma sinais brutos em dados úteis para diagnósticos clínicos, estudos biomecânicos e interfaces cérebro-computador.

O fluxo de análise inicia-se com o pré-processamento, etapa voltada à correção de artefatos e aplicação de filtros digitais para redução de interferências (Oppenheim; Schafer, 2009). Em seguida, o sinal é submetido a transformações como a Transformada Rápida de Fourier (FFT, do inglês *Fast Fourier Transform*), que viabiliza a análise no domínio da frequência e a extração de características fundamentais para a tomada de decisão (Proakis; Manolakis, 2006).

Em aplicações específicas, empregam-se métodos avançados como a análise *Wavelet*, que oferece uma representação multirresolução para examinar simultaneamente o comportamento temporal e espectral do sinal (Daubechies, 1992). O ciclo encerra-se com o pós-processamento, envolvendo a validação dos resultados e o destaque da informação de interesse. Para este estudo, as técnicas dividem-se em duas categorias:

- **Domínio da Frequência:** Inclui filtros digitais e índices espectrais como a F_{MED} e a F_{MEAN} , utilizados na avaliação da fadiga muscular.
- **Domínio do Tempo:** Emprega métricas como o RMS e a MAV para quantificar a intensidade da atividade elétrica.

2.7.1 Processamento no Domínio da Frequência

No processamento espectral, as técnicas visam analisar a distribuição de energia do sinal em função da frequência. Para este estudo, o processamento divide-se nas seguintes etapas fundamentais:

A) Aplicação de Filtros Digitais

Os filtros digitais, embora possuam base teórica análoga aos analógicos em termos de funções de transferência, oferecem maior versatilidade como sistemas lineares discretos. Eles processam uma entrada digitalizada e entregam uma saída igualmente discreta. Na rotina de processamento, são classificados em duas categorias principais: filtros de Resposta ao Impulso Finita (FIR, do inglês *Finite Impulse Response*) e filtros de Resposta ao Impulso Infinita (IIR, do inglês *Infinite Impulse Response*).

B) PDS Aplicado à Análise de Fadiga Muscular

O PDS é uma ferramenta crucial para a análise da fadiga muscular, permitindo a identificação de padrões não observáveis no domínio do tempo. Os parâmetros mais utilizados para quantificar esse comportamento são a F_{MED} e a F_{MEAN} , ambos sensíveis à redução da velocidade de condução das fibras musculares (Cifrek *et al.*, 2009).

A F_{MED} corresponde à frequência que divide o espectro de potência em duas partes de áreas iguais (Bogatzki; Wirtz, 1999; Oppenheim; Schafer, 2009), enquanto a

F_{MEAN} representa a média ponderada das frequências presentes no sinal. A redução progressiva desses índices é um indicativo direto do estado de fadiga (Phinyomark *et al.*, 2012; De Luca, 1997).

O cálculo da F_{MED} segue três etapas principais:

- Aplicação da FFT para conversão do sinal para o domínio da frequência;
- Obtenção do espectro de amplitude;
- Cálculo do espectro de potência para identificação do ponto mediano.

2.7.2 Processamento no Domínio do Tempo

As análises no domínio do tempo permitem observar a evolução da amplitude e a detecção de eventos musculares conforme a ocorrência das contrações. Os métodos aplicados compreendem:

A) Detecção da contração muscular através do TKEO

Segundo Moraes (2016), o *Teager-Kaiser Energy Operator* (TKEO) é uma técnica eficaz para a detecção automática da ativação muscular, especialmente em cenários com baixa relação sinal-ruído. O TKEO atua no domínio do tempo, realçando as variações abruptas e a energia instantânea do sinal, conforme a Equação 2.1:

$$\Psi[x(n)] = x^2(n) - x(n-1) \cdot x(n+1) \quad (2.1)$$

No fluxo de detecção, o TKEO é inserido como uma etapa de condicionamento intermediária, aplicado após a filtragem passa-banda e antes da retificação. Sua função primária é ressaltar o início da atividade muscular e atenuar artefatos, resultando em um envelope de sinal que contém exclusivamente a informação de interesse.

B) Análise da Amplitude

Além das variações espectrais, a fadiga muscular manifesta-se pelo aumento na amplitude do sinal EMG, reflexo do recrutamento de novas unidades motoras para compensar a perda de eficiência das fibras (Proakis; Manolakis, 2006). Essa intensidade elétrica é quantificada por parâmetros como (Solnik; DeVita; Rider *et al.*, 2008; Clancy; Morin; Merletti, 2002):

- **MAV:** Média do valor absoluto do sinal em uma janela temporal;
- **RMS:** Raiz quadrada da média dos quadrados das amostras, representando a intensidade efetiva (potência) do sinal.

A análise conjunta desses parâmetros temporais com os índices espectrais permite uma caracterização abrangente da fadiga muscular, tanto em nível fisiológico quanto funcional.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

O desenvolvimento do protótipo de aquisição e condicionamento do EMG e as análises subsequentes foram realizados utilizando os componentes de *hardware* e as ferramentas de *software* listadas nas subseções a seguir.

3.1.1 Componentes Eletrônicos e de Aquisição

A cadeia de condicionamento do sinal foi desenvolvida utilizando os seguintes materiais:

- **Elementos de Detecção (Figura 13):** empregaram-se eletrodos de superfície descartáveis, do tipo Ag/AgCl (Prata/Cloreto de Prata), os quais possuem uma camada de gel eletrolítico integrada. A opção por este modelo justifica-se pela sua baixa impedância na interface eletrodo-pele, fator determinante para a qualidade da captação.

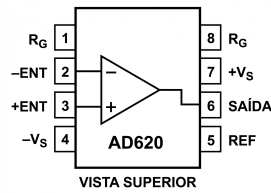
Figura 13 – Eletrodos descartáveis



Fonte: Raremed (2024).

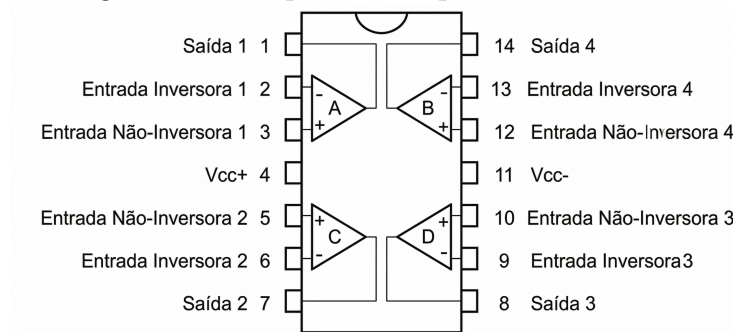
- **Amplificador de instrumentação (Figura 14):** utilizou-se o AD620. Este componente destaca-se pela elevada CMRR (≈ 100 dB) e alta impedância de entrada, características essenciais para amplificar a baixa amplitude do sinal EMG e atenuar interferências elétricas de modo comum.
- **AMPOPs (Figura 15):** adotou-se o CI TL074, que integra quatro AMPOPs com entrada JFET em um único encapsulamento. Esta escolha visou a redução das dimensões da Placa de Circuito Impresso (PCI) e aproveitou a baixa densidade de ruído do componente, característica desejável para estágios de filtragem de precisão.

Figura 14 – AD620



Fonte: Analog Devices (2023).

Figura 15 – Amplificador operacional TL074



Fonte: Texas Instruments (2021).

- **Placa de aquisição de Dados (Figura 16):** a digitalização e a interface com o computador foram executadas por meio da placa de aquisição *National Instruments* USB-6001. O dispositivo dispõe de resolução de 14 bits e faixa de operação de entrada de ± 10 V, garantindo a precisão necessária para a digitalização do sinal após o condicionamento.

Figura 16 – DAQ-6001



Fonte: National Instruments (2026).

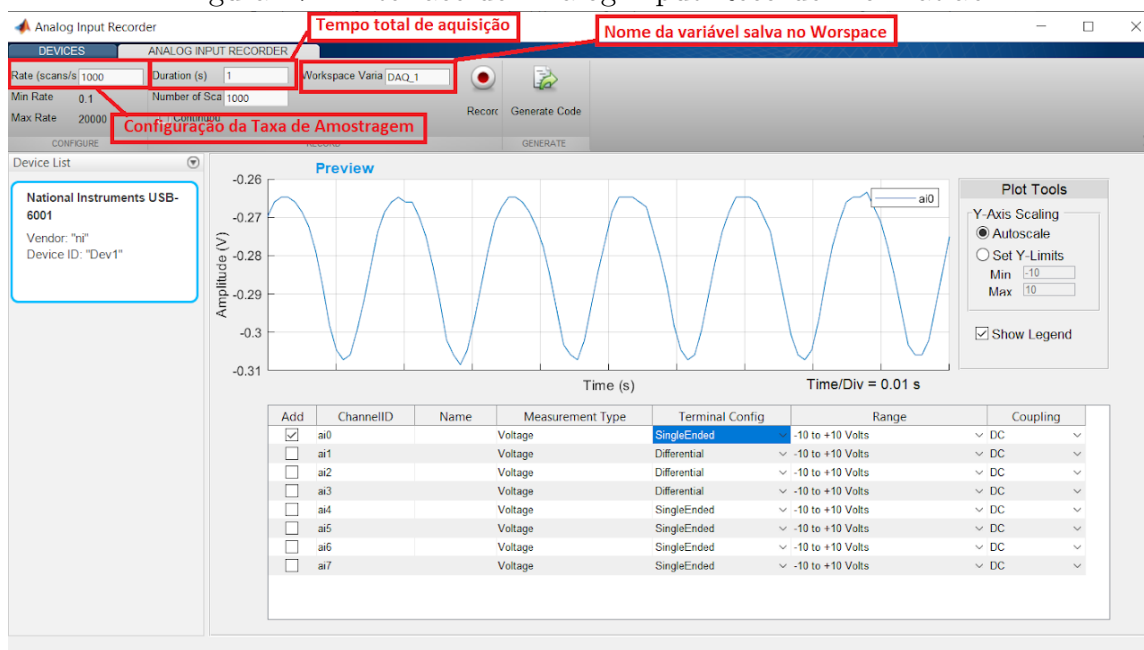
Quanto aos demais componentes, destaca-se que a alimentação foi proporcionada através da utilização de duas baterias de tensão nominal de 3,7 V, resistores com tolerância de $\pm 1\%$ e capacitores com tolerância de $\pm 5\%$ e $\pm 10\%$.

3.1.2 Ferramentas de *Software* e Computacionais

Diversas ferramentas de *software* foram empregadas para as etapas de simulação, comunicação com o *hardware* e processamento digital de sinais (PDS).

- **MATLAB:** Utilizado como ambiente principal para o desenvolvimento das rotinas de processamento. A versão empregada foi a R2018a;
- **Data Acquisition Toolbox:** A versão 3.13 desta caixa de ferramentas (Figura 17) foi utilizada no ambiente MATLAB para gerenciar a comunicação e a aquisição de dados em tempo real provenientes da placa NI USB-6001;
- **Proteus Design Suite:** Empregado em duas frentes distintas: primeiramente, no desenvolvimento dos esquemáticos eletrônicos e do *layout* da PCI; posteriormente, na simulação em regime AC (*Alternating Current*) para análise da resposta em frequência dos circuitos de condicionamento. Esta última funcionalidade permitiu a comparação entre as respostas teórica e simulada dos filtros projetados;
- **Sistema Computacional:** O processamento e as simulações foram executados em uma estação de trabalho com sistema operacional Windows 10, equipada com processador Intel Core i5-9300H @ 2,40 GHz e 8 GB de memória RAM.

Figura 17 – Interface do Analog Input Recorder no Matlab

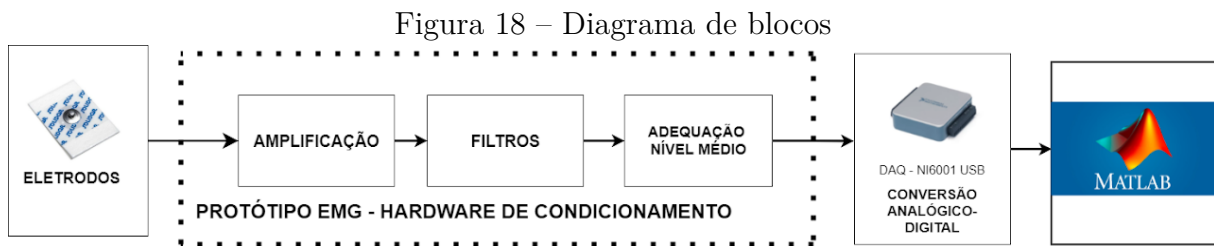


Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

3.2 MÉTODOS

3.2.1 Desenvolvimento de *Hardware*

O diagrama de blocos (Figura 18) apresenta as etapas de execução do presente trabalho. O protótipo desenvolvido consiste em um conjunto de *hardware* que condiciona os sinais captados pelos eletrodos, operando com um canal de entrada diferencial. O sistema fornece ganho, ajuste de nível médio (*offset*) e filtragem analógica, selecionando a faixa de frequências de interesse para o sinal EMG. O condicionamento visa garantir a integridade do sinal para a ADC via microcontrolador em aplicações futuras.



Fonte: Pereira e Valente Jr (2023b).

A) Amplificação

Conforme reportado na literatura, o sinal EMG apresenta valores típicos de amplitude variando de poucos μV_{pp} até $10 mV_{pp}$. Considerando o valor máximo de $10 mV_{pp}$, optou-se por configurar um ganho de $248 V/V$, resultando em um sinal de saída de até $2,48 V_{pp}$. A Figura 19 apresenta o esquemático do circuito baseado no CI AD620. A Equação 3.1 define o valor do resistor de ajuste de ganho (R_g), conforme o *datasheet* do componente (Analog Devices, 2023):

$$G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_g} + 1 \quad (3.1)$$

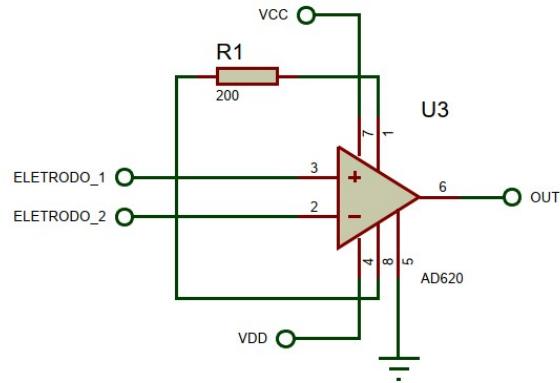
Onde G representa o ganho desejado e R_g o resistor de definição de ganho.

B) Filtros

O primeiro estágio de filtragem consiste em um FPB, projetado para limitar a banda do sinal e minimizar efeitos de *aliasing* na etapa de ADC. Utilizou-se a topologia Sallen-Key de quarta ordem com resposta Butterworth, visando uma f_c de 477 Hz (Figura 20). O detalhamento matemático e o dimensionamento dos componentes encontram-se no Apêndice, na seção A.1.

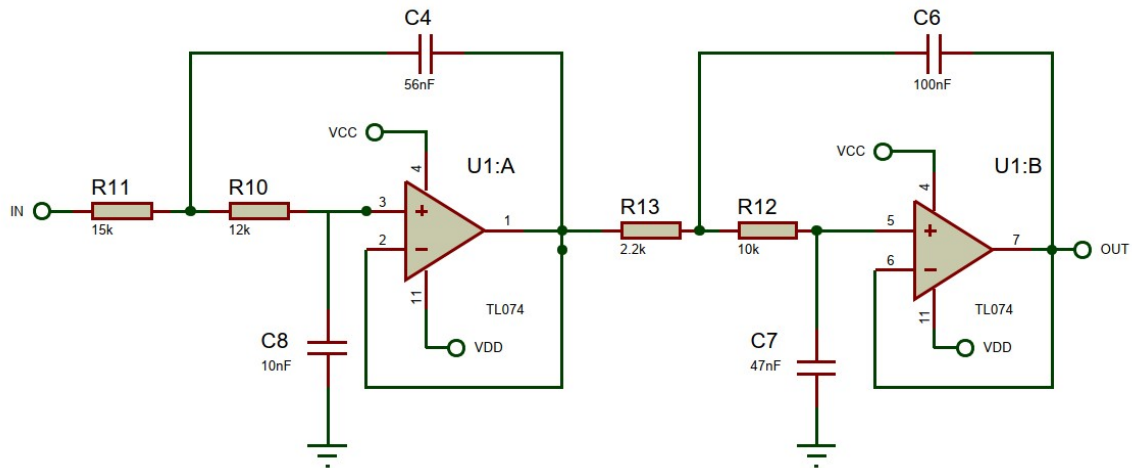
A Figura 21 apresenta o Diagrama de Bode para o FPB. Observa-se um comportamento linear, em relação à magnitude, na faixa de passagem e uma taxa de atenuação de -80 dB/década , característica de filtros de quarta ordem.

Figura 19 – Esquemático CI AD620



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Figura 20 – Esquemático FPB de quarta ordem, na topologia de Sallen-Key



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

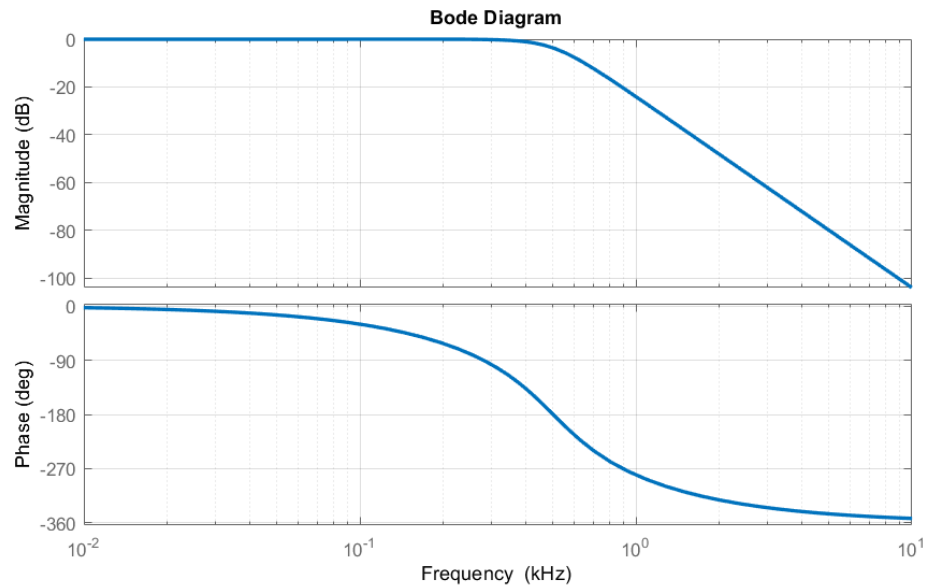
Posteriormente, implementou-se um FPA Butterworth de segunda ordem em topologia Sallen-Key (Figura 22). A f_c nominal de 20 Hz foi ajustada para 18 Hz para adequação a valores comerciais de componentes (detalhes no Apêndice, na seção A.2). O FPA apresenta atenuação de -40 dB/década abaixo da f_c (Figura 23).

Para a rejeição da interferência da rede elétrica, utilizou-se a topologia Fliege para o filtro *Notch*. (Figura 24). Esta topologia permite que o fator de qualidade (Q) seja ajustado independentemente da frequência central. A frequência de rejeição foi calculada em 60,29 Hz com $Q = 19,58$. Os cálculos de projeto constam no Apêndice, na seção A.3. O Gráfico de Bode é apresentado na Figura 24.

C) Adequação de nível DC

Optou-se por fornecer um nível DC no valor de 1,65 V, permitindo, assim, que o protótipo possa ser utilizado, futuramente, com microcontroladores que operam

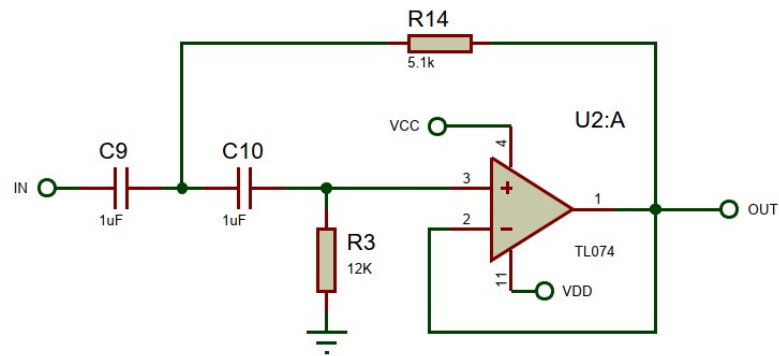
Figura 21 – Gráfico de Bode FPB: curvas de magnitude e fase



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Nota: Os termos *Magnitude*, *Phase* e *Frequency* mantêm a nomenclatura original da função “bode” do software MATLAB, representando, respectivamente: magnitude, fase e frequência.

Figura 22 – Esquemático FPA de segunda ordem, na topologia de Sallen-Key



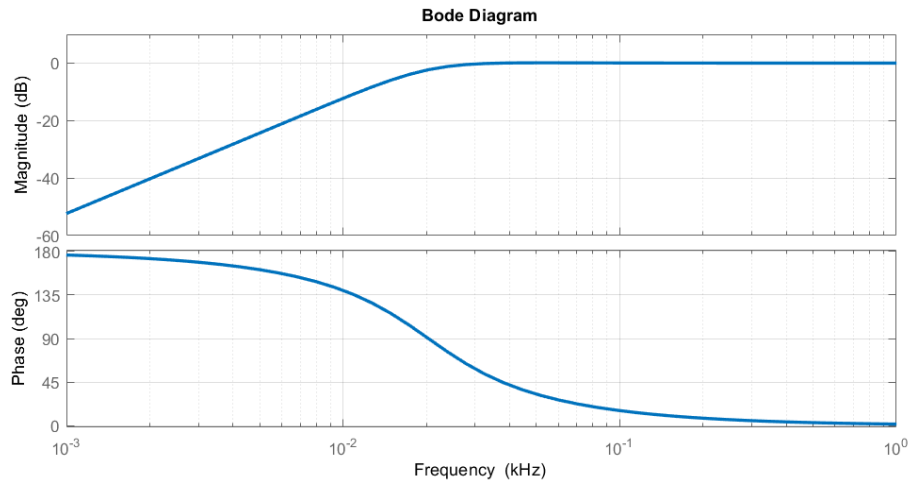
Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

entre 0 e 3,3 V.

Para a adequação de nível DC, foi utilizado um divisor de tensão aplicado a um circuito *buffer* e, posteriormente, à entrada inversora de um circuito subtrator. A entrada não-inversora do subtrator é conectada à saída da cadeia de filtros. O esquemático na Figura 26 apresenta o circuito desenvolvido. Na saída do circuito, foi adicionado um diodo *zener* com tensão *zener* de 3 V, visando à limitação do sinal de saída.

D) Projeto e Confecção da Placa de Circuito Impresso (PCI)

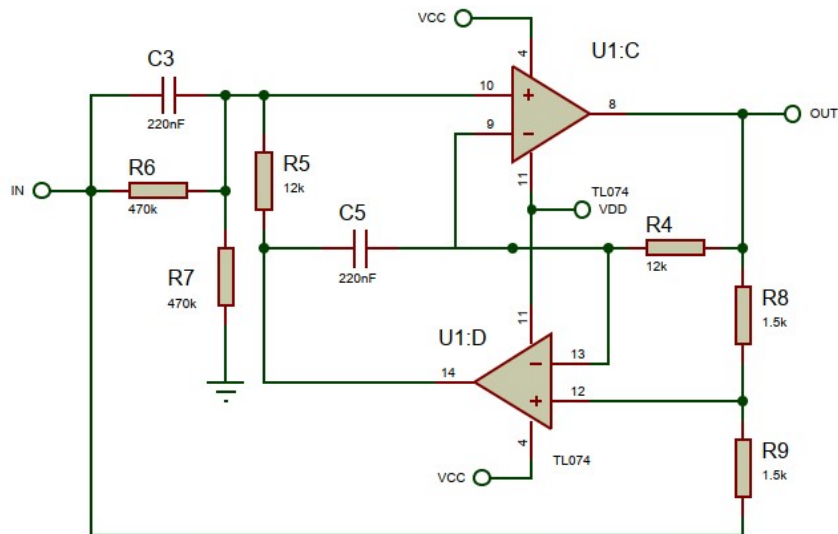
Figura 23 – Gráfico de Bode FPA: curvas de magnitude e fase



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Nota: Os termos *Magnitude*, *Phase* e *Frequency* mantêm a nomenclatura original da função “bode” do *software* MATLAB, representando, respectivamente: magnitude, fase e frequência.

Figura 24 – Esquemático filtro rejeita faixa na topologia Fliege



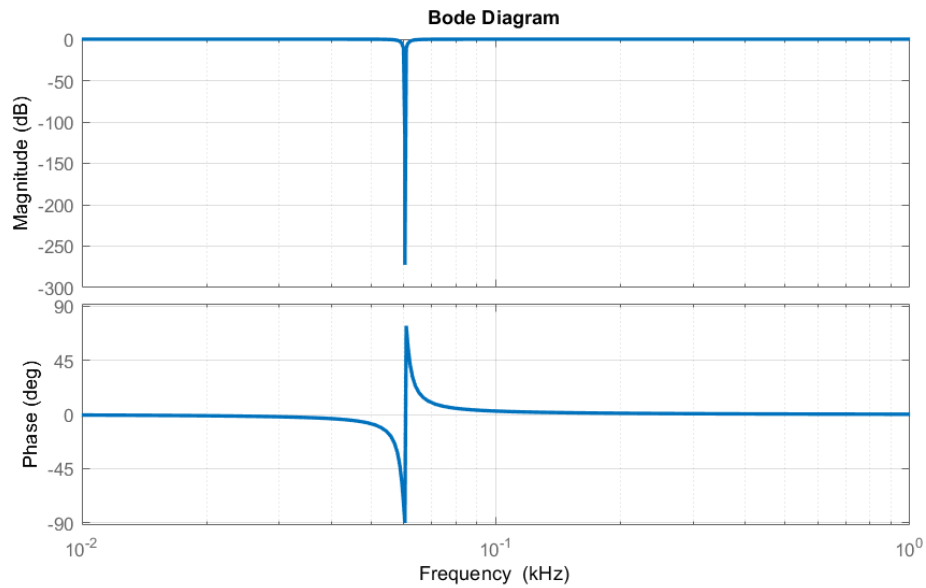
Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

O *layout* da PCI foi desenvolvido no *software* Proteus (Figura 27). Optou-se por uma placa dupla face devido à densidade de componentes e necessidade de planos de terra otimizados. A confecção utilizou o método de transferência térmica de *toner*.

E) Interface e Suporte dos Eletrodos

Visando à otimização da interface eletrodo-*hardware*, a fim de garantir a estabilidade do sinal durante a aquisição, foi desenvolvido um bracelete de suporte (Figura 28). Este dispositivo incorpora contatos de botão de pressão para o encaixe dos eletrodos descartáveis, e a fiação interna foi integrada para conectar os pontos de contato

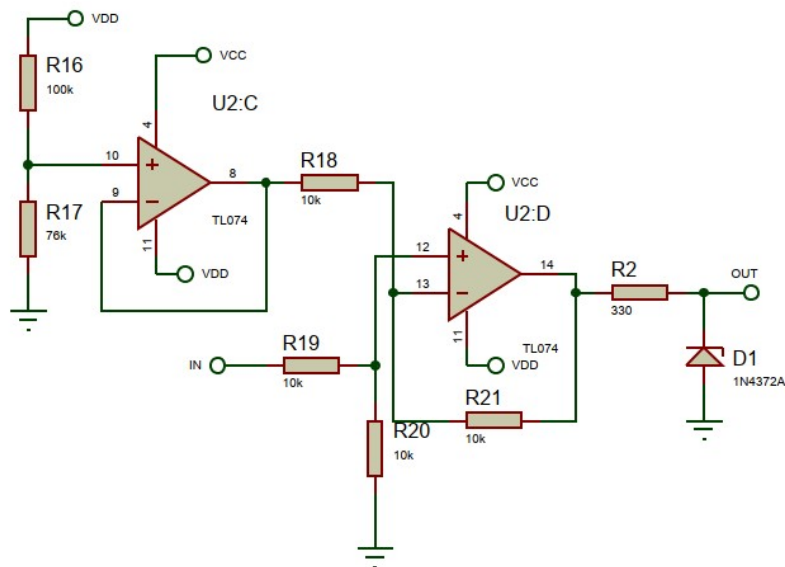
Figura 25 – Gráfico de Bode filtro *Notch*: curvas de magnitude e fase



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Nota: Os termos *Magnitude*, *Phase* e *Frequency* mantêm a nomenclatura original da função “*bode*” do *software* MATLAB, representando, respectivamente: magnitude, fase e frequência.

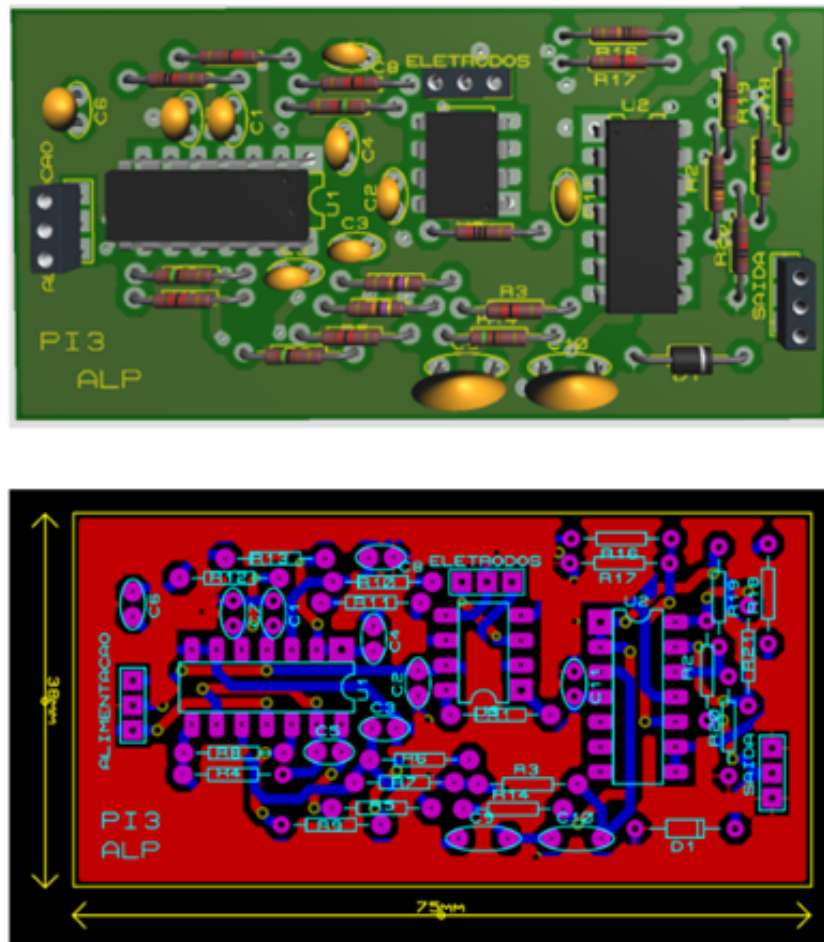
Figura 26 – Esquemático circuito para ajuste de nível DC



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

diretamente ao circuito de condicionamento, minimizando artefatos oriundos de movimentação indesejada dos eletrodos e/ou do cabeamento externo.

Figura 27 – Visualização 3D no *software* Proteus e *layout*



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

3.2.2 Simulação e Validação de *Hardware*

O desempenho do circuito de condicionamento projetado foi verificado em duas etapas complementares: a simulação digital e a validação experimental. O objetivo pri-

Figura 28 – Interface e Suporte dos Eletrodos



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

mário foi realizar uma comparação tripla entre a resposta teórica, a curva simulada e o desempenho do protótipo físico, analisando o ganho e a resposta em frequência ao longo de toda a cadeia de condicionamento.

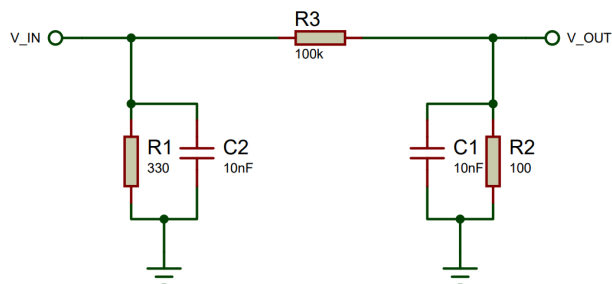
A verificação inicial foi realizada por meio da ferramenta *Frequency Response* do software Proteus. Os dados exportados (formato .DAT) foram processados no MATLAB para comparação com as curvas teóricas, permitindo validar o dimensionamento dos componentes comerciais antes da montagem física.

Sequencialmente, para a validação experimental, utilizou-se um algoritmo dedicado no MATLAB para automatizar a obtenção da resposta em frequência do protótipo. O fluxo experimental consistiu na geração de uma varredura senoidal via gerador de funções aplicada à entrada do circuito, seguida pelo registro das tensões de pico-a-pico (V_{pp}) para cada incremento de frequência. A leitura e o armazenamento dos dados foram realizados através da placa de aquisição NI USB-6001.

Cabe destacar que, para garantir que a validação experimental fosse realizada sob condições similares à aquisição real, o sinal proveniente do gerador de funções foi previamente condicionado antes de ser aplicado à entrada do protótipo. Este preparo do sinal de teste visou simular a baixa amplitude e as etapas de ganho e atenuação do sinal EMG.

Devido a uma limitação do equipamento de bancada disponível cuja saída mínima era limitada, foi necessária uma ordem atípica no circuito de condicionamento do sinal de teste. O sinal de saída do gerador de funções foi ajustado para um valor de 0,75 V_{pp} e, posteriormente, foi submetido a um amplificador com ganho de 12,4 V/V, sendo, por fim, aplicado a um circuito atenuador com atenuação de -60 dB, resultando em um sinal com aproximadamente 9,3 mV_{pp}. O esquemático deste circuito e sua respectiva resposta em frequência são documentados na Figura 29 e na Figura 30.

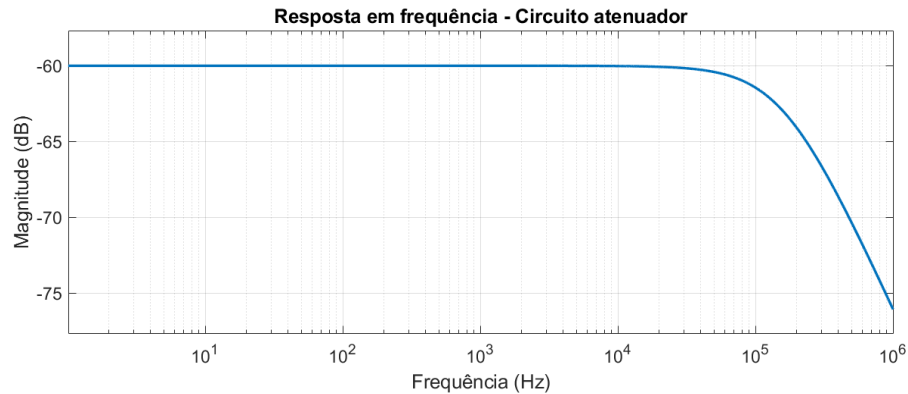
Figura 29 – Esquemático do circuito utilizado como atenuador



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Para a varredura, o procedimento experimental foi executado contabilizando-se 80 valores de frequência ao longo da faixa de interesse para a obtenção da curva de

Figura 30 – Resposta em frequência do circuito atenuador

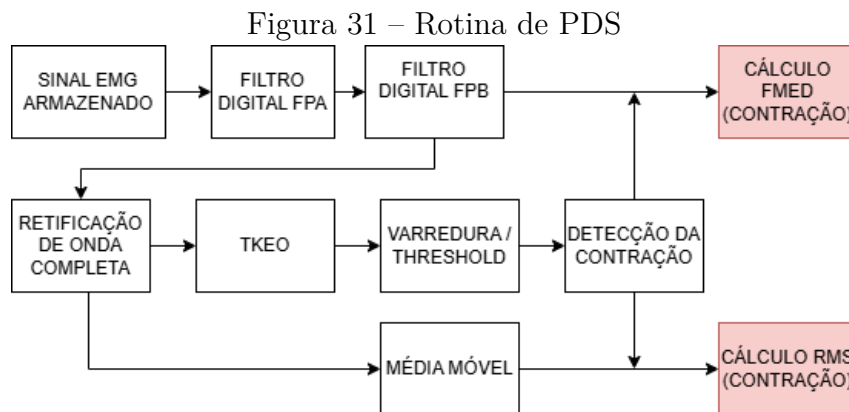


Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

resposta em frequência do protótipo. O resultado desta varredura é apresentado na Seção 4 (Resultados e Discussão).

3.2.3 Desenvolvimento da Rotina de PDS

A etapa de PDS para rotinas de pós-processamento de sinal é descrita no fluxograma apresentado na Figura 31. Em linhas gerais, o PDS visou à filtragem dos sinais EMG, à identificação de períodos de contração muscular e à obtenção de índices correlatos à fadiga muscular.



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Os índices de interesse, relacionados à avaliação de fadiga muscular, obtidos tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência, consistem nos valores RMS e na F_{MED} . A obtenção desses índices foi relacionada neste trabalho exclusivamente aos momentos de contração do sinal EMG obtido no músculo bíceps braquial.

O sinal EMG armazenado será primeiramente filtrado. Posteriormente, passará pelo algoritmo para determinar o início e o fim de uma contração. O índice RMS no domínio do tempo será obtido nos instantes entre início e fim do movimento, a partir do

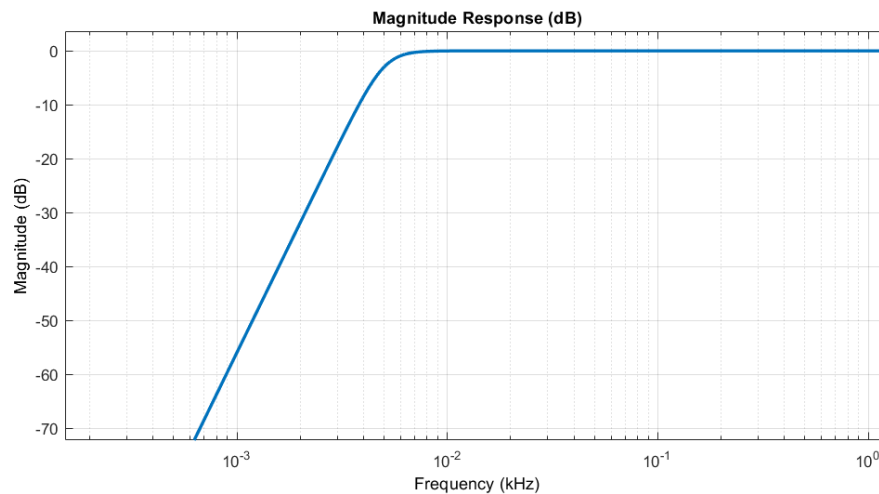
envelope do sinal EMG. Já o índice F_{MED} será obtido a partir do sinal filtrado, também nos instantes determinados pelo algoritmo, referentes à contração muscular. Os algoritmos desenvolvidos estão disponíveis no Apêndice B para consulta.

A) Implementação de Filtros Digitais

Para o pré-processamento do sinal EMG armazenado, foram implementados dois filtros, um FPA e um FPB, com f_c de 5 e 500 Hz, respectivamente, ambos de quarta ordem. Para o desenvolvimento dos filtros no MATLAB, utilizou-se a função *butter*, a qual fornece os coeficientes de uma função de transferência para um filtro digital com resposta utilizando o polinômio de Butterworth. O motivo de tal escolha é o mesmo dos filtros analógicos: há a necessidade de que a faixa de passagem do filtro apresente resposta linear, sem distorções ou ondulações.

Nas Figura 32 e Figura 33, apresentam-se as respostas em frequência para os filtros implementados. As respostas foram geradas através da interface *fvtool*, a qual consiste em uma ferramenta de visualização dos filtros no MATLAB.

Figura 32 – Resposta em frequência FPA digital



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

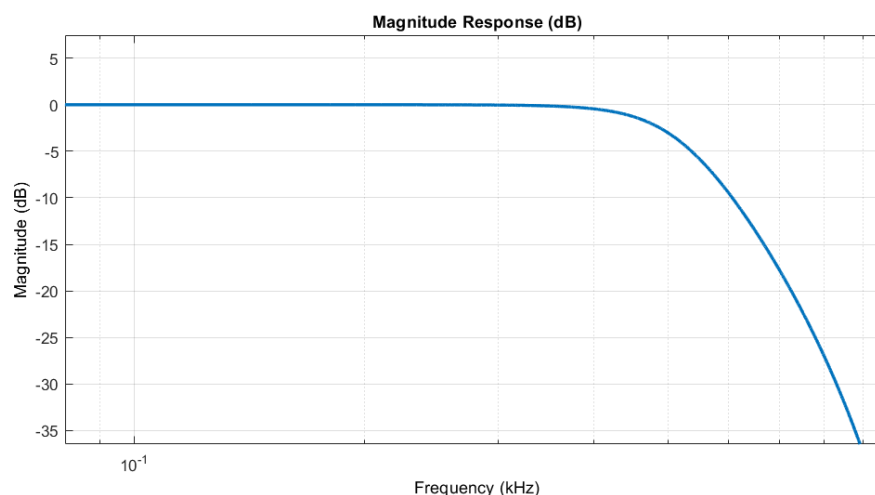
Nota: Os termos *Magnitude* e *Frequency* mantêm a nomenclatura original da função *filterAnalyzer* do software MATLAB, representando, respectivamente: magnitude e frequência.

B) Algoritmo de Detecção de Contração Muscular (TKEO)

Para associar os índices de fadiga aos momentos de atividade muscular (conforme (Silva, 2018)), foi desenvolvido um algoritmo baseado no TKEO. Este operador é empregado para evidenciar a energia instantânea do sinal.

A detecção do início e fim da contração segue a seguinte ordem lógica no sinal EMG filtrado:

Figura 33 – Resposta em frequência FPB digital



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Nota: Os termos *Magnitude* e *Frequency* mantêm a nomenclatura original da função “*filterAnalyzer*” do *software* MATLAB, representando, respectivamente: magnitude e frequência.

- **Aplicação do TKEO:** O TKEO é aplicado no sinal EMG filtrado para acentuar as variações abruptas da atividade muscular.
- **Estabelecimento de Limiar:** Um limiar é estabelecido calculando a média dos valores obtidos a partir do TKEO e multiplicando-a por um fator pré-determinado.
- **Identificação da Ativação:** As posições em tempo discreto onde o valor do TKEO supera o limiar são associadas a um vetor.
- **Varredura por Segmentos:** É realizada uma varredura no sinal em segmentos de 500 amostras. O segmento é classificado como "ativo" (recebe valor unitário) se a ocorrência de posições que atingiram o limiar for maior ou igual a n posições.
- **Definição dos Instantes:** O tempo inicial e o tempo final são contabilizados para os segmentos classificados como "ativos", delimitando o período exato de contração muscular.

C) Extração de Parâmetros de Fadiga no Domínio do Tempo

Após a detecção dos instantes de contração, foi calculado o índice RMS, realizado sobre o envelope do sinal EMG retificado, nos intervalos definidos pela detecção do TKEO.

- **Retificação:** O sinal EMG filtrado foi submetido à retificação de onda completa (função *abs* do MATLAB), uma etapa prévia necessária para a determinação do envelope e cálculo do RMS.

- **Obtenção do Envelope:** O filtro de média móvel (*movmean* do MATLAB) com janela de 50 amostras é aplicado ao sinal retificado para suavizar as variações e gerar o envelope do sinal (Moraes, 2016).
- **Cálculo do RMS:** O RMS é calculado (função *rms* do MATLAB) para as amostras dentro dos intervalos de contração definidos, utilizando a Equação 3.2:

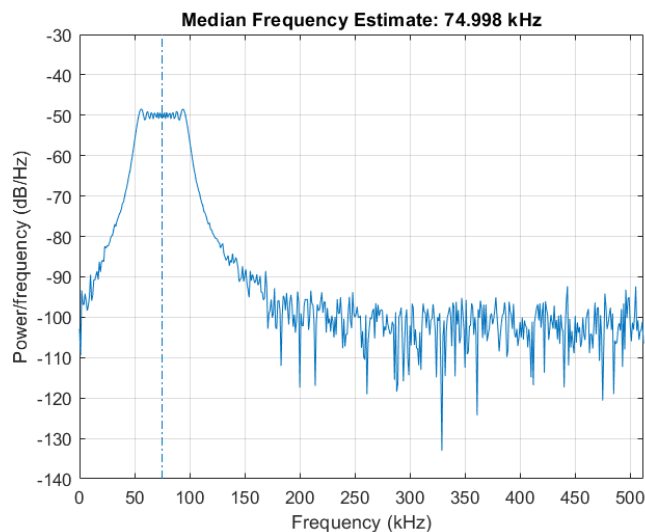
$$X_{\text{RMS}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x^2[n]} \quad (3.2)$$

Onde $x[n]$ é o valor da amostra e N é o número de amostras na janela de análise.

D) Extração de Parâmetros de Fadiga no Domínio da Frequência

A F_{MED} , um índice espectral da Densidade Espectral de Potência, foi obtida através da função *medfreq* do MATLAB, aplicada diretamente no sinal EMG filtrado (não retificado), relaciona-se apenas aos intervalos de contração identificados e previamente estabelecidos. A Figura 34 a seguir ilustra um exemplo da obtenção da F_{MED} .

Figura 34 – Exemplo de obtenção de frequência mediana no espectro de potência do sinal



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Nota: Os termos *Power/frequency*, *Median Frequency Estimate* e *Frequency* mantêm a nomenclatura original da função “*medfreq*” do *software* MATLAB, representando, respectivamente: potência/frequência, frequência mediana estimada e frequência.

3.2.4 Aquisição do Sinal EMG e Análise – Procedimento

Foram estabelecidos dois protocolos experimentais para a aquisição e análise de EMG em condições reais, conduzidos com a própria autora como voluntária. O objetivo

central consiste na validação técnica do dispositivo e das rotinas de PDS desenvolvidas a partir de dados reais, conforme detalhado no Quadro 1.

Quadro 1 – Protocolos experimentais definidos

Característica	Protocolo 1: Validação	Protocolo 2: Análise de Fadiga
Músculo alvo	Bíceps braquial	Bíceps braquial
Movimentos	M1 (Repouso com apoio), M2 (Repouso sem apoio) e M3 (Contração)	Ciclos repetitivos (M2 e M3)
Carga / Tempo	Sem carga	2 kg por 30 / 180 segundos
Objetivo	Distinguir estados musculares (Contração e Repouso)	Observar tendências de fadiga muscular

Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

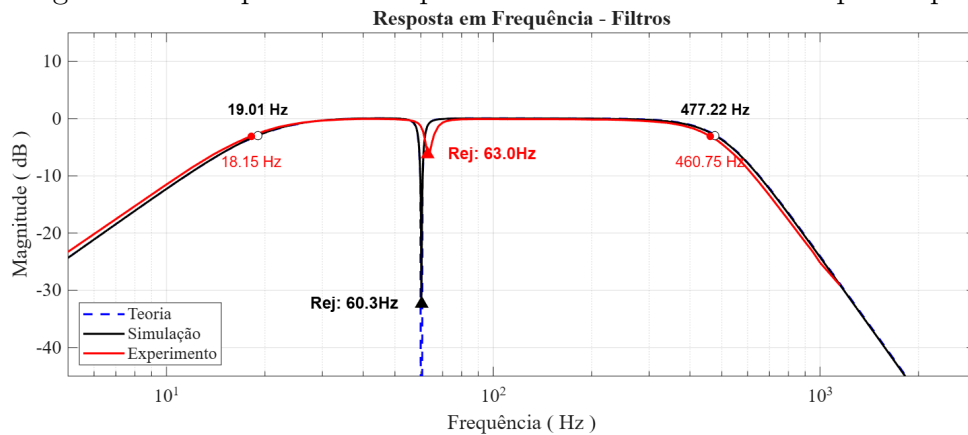
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 RESULTADOS DA VALIDAÇÃO DO *HARDWARE*

Esta seção apresenta os resultados da verificação do protótipo de *hardware* de aquisição. O objetivo foi validar o desempenho do circuito de condicionamento, comparando-se a resposta teórica (cálculos de projeto), a curva simulada (obtida no *software* Proteus) e os dados experimentais do protótipo físico.

A validação inicial do projeto de *hardware* foi conduzida no circuito montado em *protoboard*. A Figura 35 apresenta a comparação entre a resposta teórica, a curva obtida por simulação e a curva experimental do circuito em *protoboard*.

Figura 35 – Resposta em frequência da cadeia de filtros do protótipo



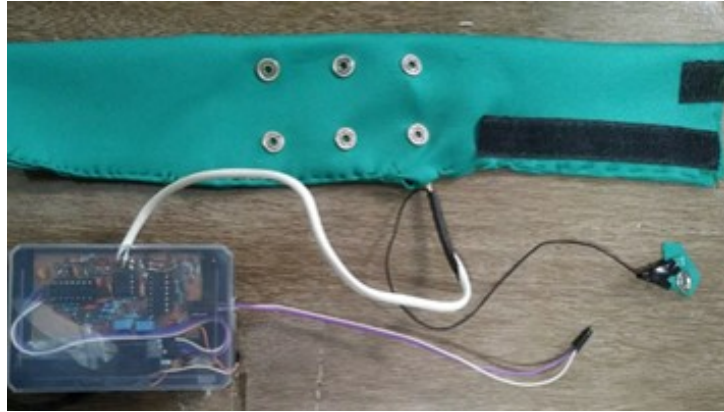
Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Observou-se que a curva experimental (em vermelho) acompanhou de modo satisfatório as frequências projetadas: enquanto em teoria e simulação as f_c inferior e superior alcançaram os valores de 19 Hz e 477 Hz, respectivamente, no experimento tais frequências atingiram os valores de 18, 15 Hz e 460, 75 Hz.

A frequência de rejeição relacionada ao filtro *Notch* apresentou um ligeiro deslocamento, sendo observada em aproximadamente 63 Hz, com atenuação máxima de aproximadamente -6 dB. Este desvio de 3 Hz em relação à frequência central de rejeição ideal de 60 Hz pode ser atribuído à tolerância dos componentes passivos (resistores e capacitores) utilizados na montagem experimental, influenciando diretamente a precisão dos polos do filtro.

Após os testes satisfatórios em *protoboard*, o *layout* do circuito foi transposto para a PCI, e o protótipo final (Figura 36) foi submetido ao mesmo protocolo de varredura em frequência.

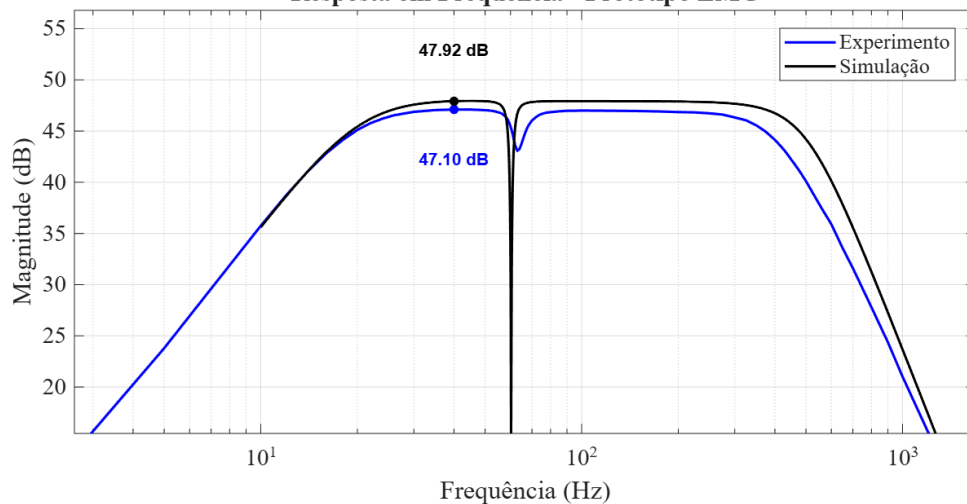
Figura 36 – Protótipo final



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

A Figura 37 apresenta a resposta em frequência final da PCI, demonstrando que o ganho e a resposta em frequência após a confecção definitiva do circuito.

Figura 37 – Resposta em frequência — Final
Resposta em Frequência - Protótipo EMG



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Foi realizada uma análise comparativa do ganho total do sistema na faixa de passagem:

- Ganho de Simulação: 47,9 dB (248 V/V);
- Ganho Experimental (PCB): 47,1 dB (226,46 V/V);

O erro percentual obtido foi de 8,68% (em V/V). Tal discrepância é compatível com a classe de precisão de protótipos desenvolvidos em ambiente laboratorial, sendo primariamente atribuída à tolerância nominal dos componentes passivos que configuram o ganho do amplificador de instrumentação AD620. Adicionalmente, a variação observada

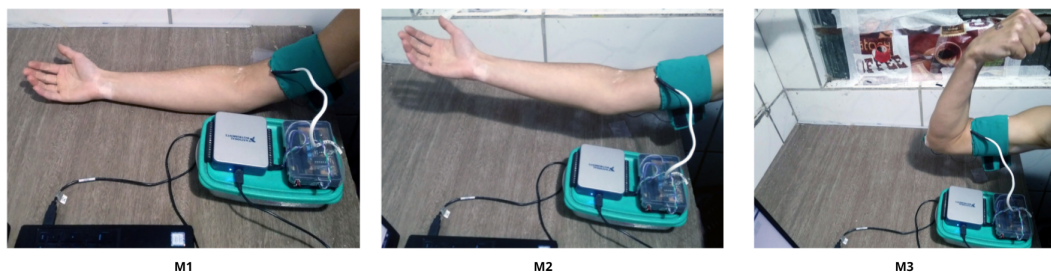
reflete as perdas por acoplamentos capacitivos e resistências parasitas inerentes ao processo de manufatura artesanal da PCI, fatores que influenciam a impedância característica das trilhas e a integridade do sinal em relação ao modelo idealizado em simulação.

4.2 VALIDAÇÃO DAS ROTINAS DE PDS

4.2.1 Análise dos Sinais Adquiridos (Protocolo 1)

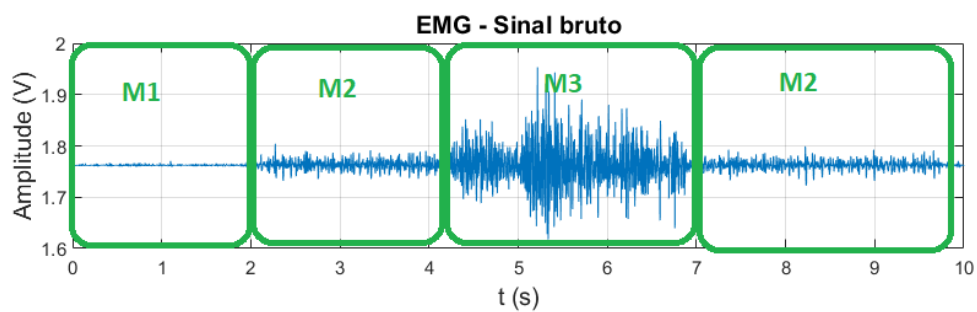
O Protocolo 1 foi executado para capturar sinais EMG em diferentes condições (Repouso, Elevação Passiva e Contração Flexionada — Figura 38) e validar a capacidade do *hardware* e *software* em diferenciar esses estados. A Figura 39 ilustra o sinal bruto de 10 segundos adquirido no músculo bíceps braquial, com a indicação dos movimentos M1, M2 e M3.

Figura 38 – Movimentos do protocolo



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

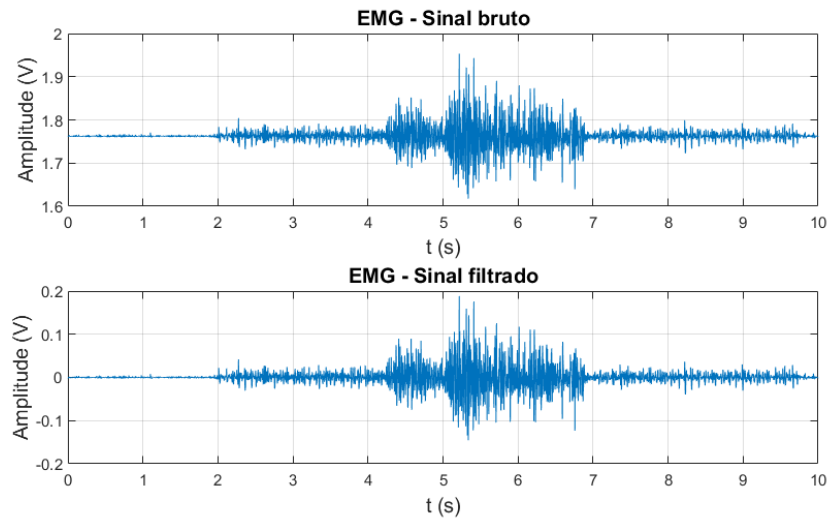
Figura 39 – Indicação dos instantes associados aos movimentos do protocolo



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

O processo de pré-processamento digital demonstrou eficácia na remoção de ruídos de baixa frequência. A Figura 40 compara o sinal EMG bruto com o sinal filtrado (filtros digitais FPA e FPB). É notável a remoção do *offset* e de artefatos de movimento, o que é essencial para o subsequente cálculo dos índices RMS e F_{MED} .

Figura 40 – Sinal EMG bruto e filtrado

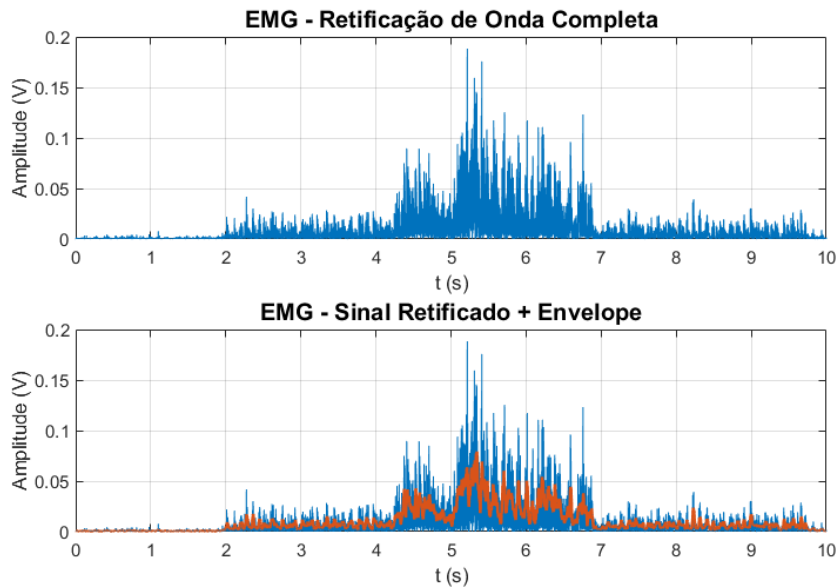


Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

4.2.2 Desempenho do Algoritmo de Detecção de Contração (Protocolo 1)

A primeira etapa do algoritmo de detecção consistiu na retificação do sinal filtrado e na obtenção do envelope com a aplicação do filtro de média móvel (Figura 41).

Figura 41 – Sinal EMG retificado e envelope

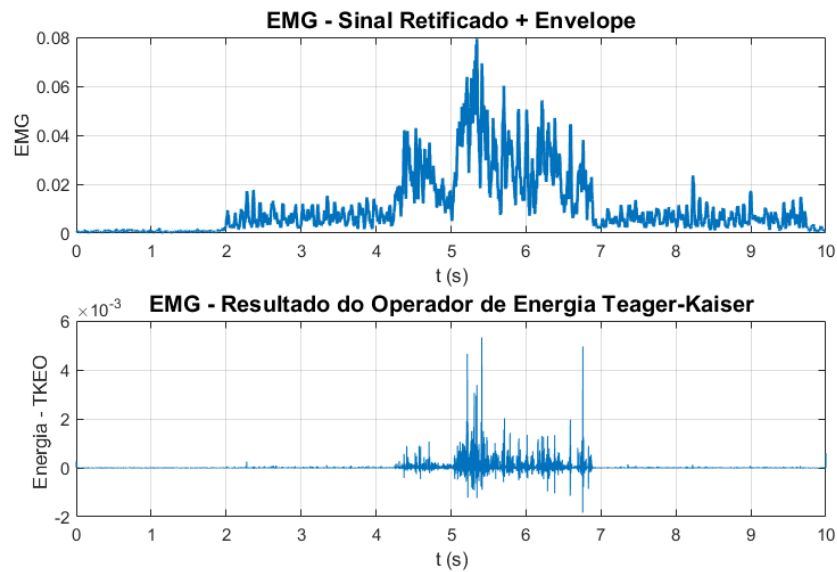


Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

A detecção dos instantes de contração foi validada aplicando-se o algoritmo baseado no operador TKEO. A Figura 42 apresenta a visualização do envelope EMG e do sinal após a aplicação do TKEO. Observa-se que, com a operação TKEO, os instantes de contração são realçados, tornando-os proeminentes, enquanto o sinal em repouso (M1) e

passivo (M2) se aproxima de zero.

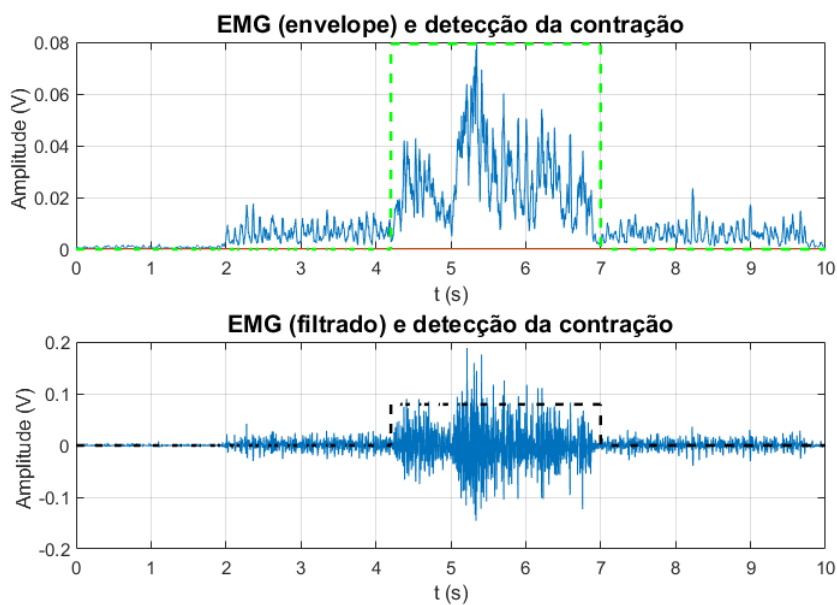
Figura 42 – Envelope EMG e sinal TKEO



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

O algoritmo de detecção utilizou um limiar ajustado para 3 vezes a média dos valores obtidos pelo TKEO. A Figura 43 ilustra o resultado da detecção, confirmando que o algoritmo foi capaz de identificar com precisão a contração relacionada ao movimento M3.

Figura 43 – Envelope EMG e indicação de detecção do movimento e sinal filtrado



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

4.2.3 Caracterização dos Estados Musculares (Protocolo 1)

Os índices de frequência mediana (F_{MED}) e valor eficaz (RMS) foram extraídos pontualmente para o movimento M3 do Protocolo 1, estabelecendo a linha de base (baseline) para as subsequentes análises de fadiga. Os valores obtidos para esta contração única foram:

- Índice F_{MED} : 57,7 Hz;
- Índice RMS: 29,4 mV;

A estimativa do RMS foi realizada sobre o envelope do sinal, gerado mediante retificação de onda completa e suavização por filtro de média móvel, conforme a metodologia. A magnitude e o conteúdo espectral observados mostram-se condizentes com a atividade eletromiográfica típica do músculo bíceps braquial em estado não fatigado.

4.3 RESULTADOS DA ANÁLISE DE FADIGA

Esta seção apresenta os resultados da análise temporal do sinal EMG utilizando o Protocolo 2 (contração sequencial) para avaliar as tendências dos índices RMS e F_{MED} ao longo do tempo, que são indicativos da ocorrência de fadiga muscular.

4.3.1 Análise de Tendência sem Carga (Protocolo 2)

O Protocolo 2 (repetição dos movimentos M2 e M3 por 30 segundos) demonstrou a capacidade do sistema em monitorar a evolução da atividade muscular. A Figura 44 compara os sinais brutos e filtrados para este protocolo.

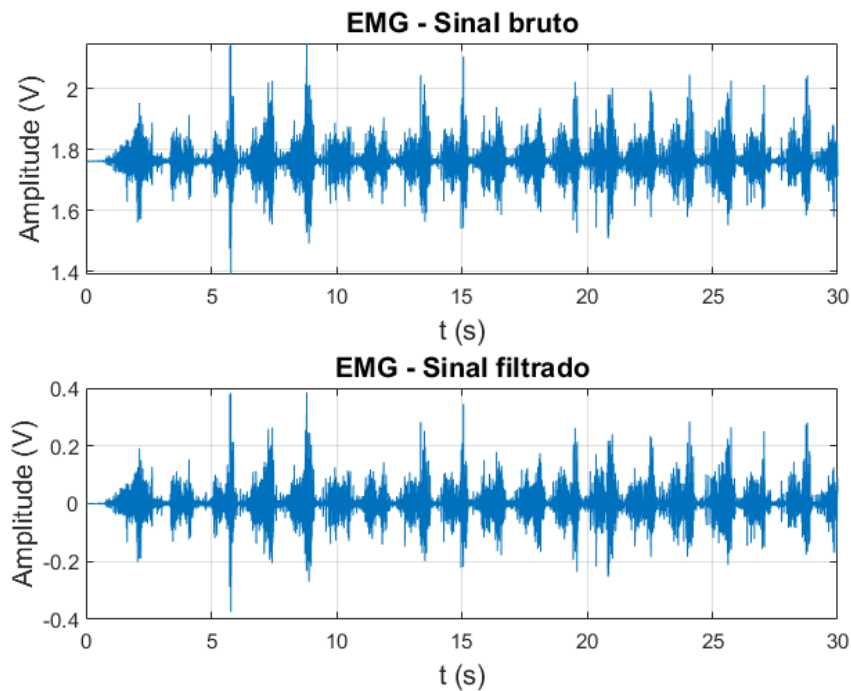
Para este teste, o algoritmo de detecção de contração foi ajustado com um fator limiar de 2,35. Esta modificação foi necessária para reconhecer todas as contrações completas no período de 30 segundos, totalizando 18 contrações detectadas (Figura 45).

A evolução dos índices F_{MED} e RMS é apresentada na Figura 46.

A linha de tendência por regressão linear adicionada aos gráficos da Figura 46 auxilia na verificação de uma tendência de aumento no valor RMS e de diminuição no valor F_{MED} . Esta análise revelou tendências que corroboram a literatura de EMG na presença de fadiga.

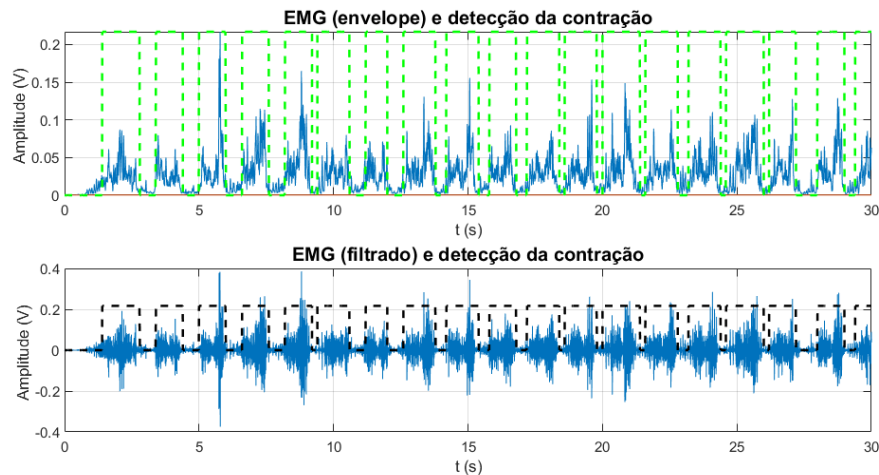
Observou-se que o índice RMS (Figura 46b) demonstrou uma tendência de aumento ao longo dos 30 segundos de atividade. Este comportamento é um indicativo do recrutamento de mais MU, um mecanismo compensatório para manter o nível de força à medida que as fibras fatigam. Em contraste, o índice F_{MED} (Figura 46a) apresentou uma tendência de redução progressiva, refletindo a diminuição da velocidade de condução dos potenciais de ação.

Figura 44 – Sinal EMG bruto e filtrado para o Protocolo 2



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Figura 45 – Envelope EMG e detecção do movimento para o Protocolo 2



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

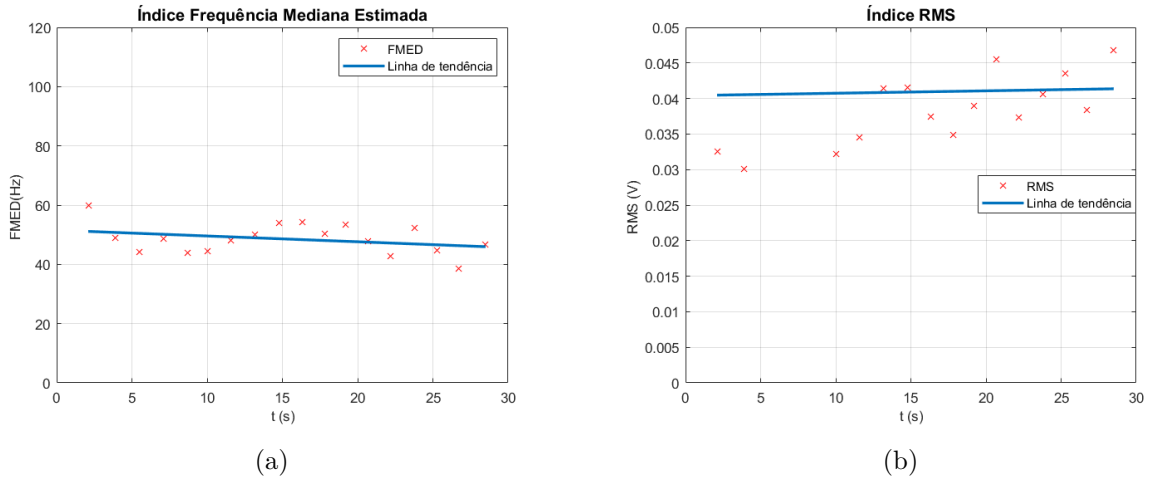
4.3.2 Análise de Fadiga com Carga Estendida (Protocolo 2)

Um experimento estendido foi realizado com uma carga de aproximadamente 2 kg durante 180 segundos, para intensificar o efeito da fadiga (Figura 47).

A Figura 48 mostra a evolução dos índices F_{MED} (a) e RMS (b) para o experimento com carga.

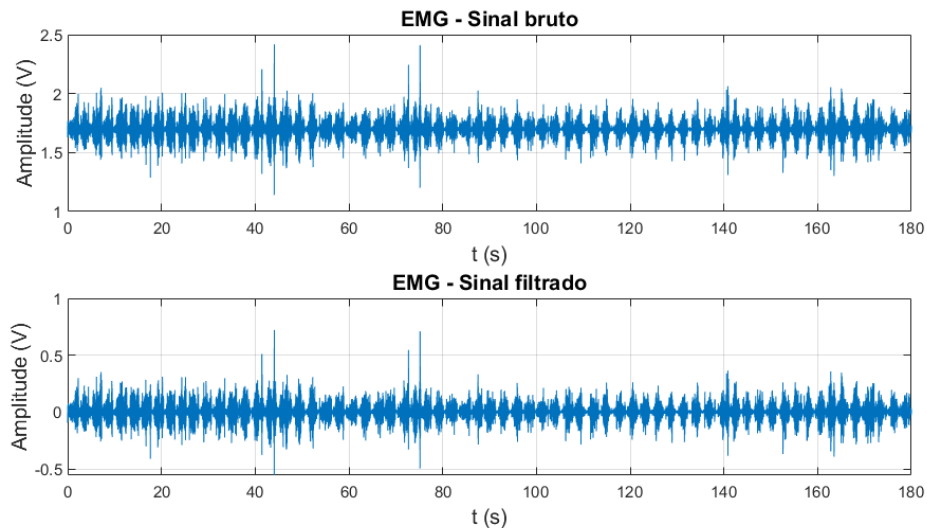
A partir dos dados da Figura 48, verificam-se os seguintes comportamentos:

Figura 46 – Evolução dos índices F_{MED} (a) e RMS (b) em relação ao tempo para o Protocolo 2



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Figura 47 – Sinal EMG bruto e filtrado para o experimento final



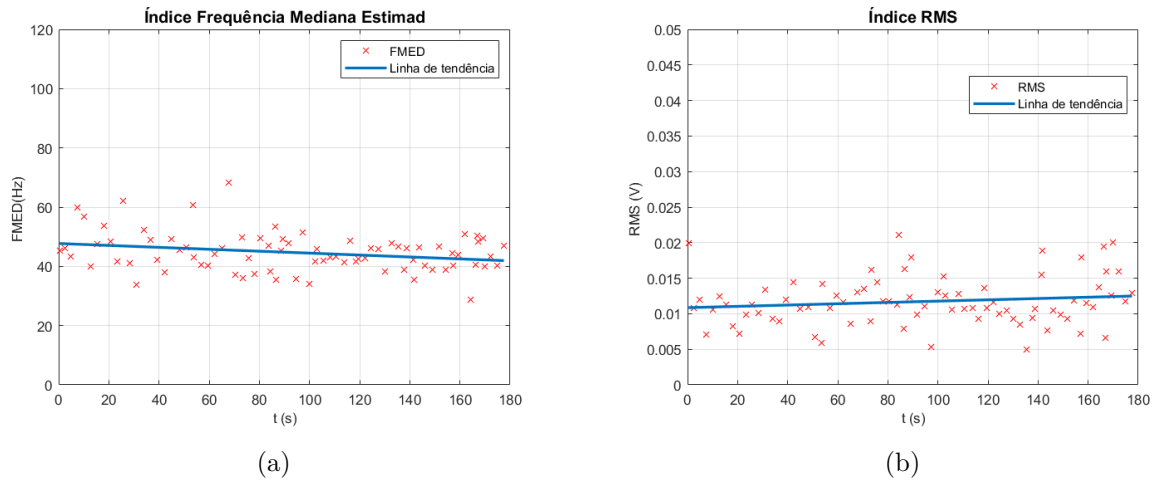
Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

- F_{MED} : Observa-se uma tendência clara de redução nos valores ao longo da atividade, comportamento esperado para o estado de fadiga sob carga.
- **RMS**: Os dados apresentam-se mais dispersos. No entanto, a linha de tendência linear ainda aponta para um aumento do RMS ao longo dos 180 segundos.

Neste experimento estendido, foram detectadas 182 contrações musculares. Mesmo com diversos ajustes no fator limiar, uma análise visual revelou 14 ocorrências de erro de detecção (Figura 49), que ocorreram predominantemente após os 50 segundos de atividade.

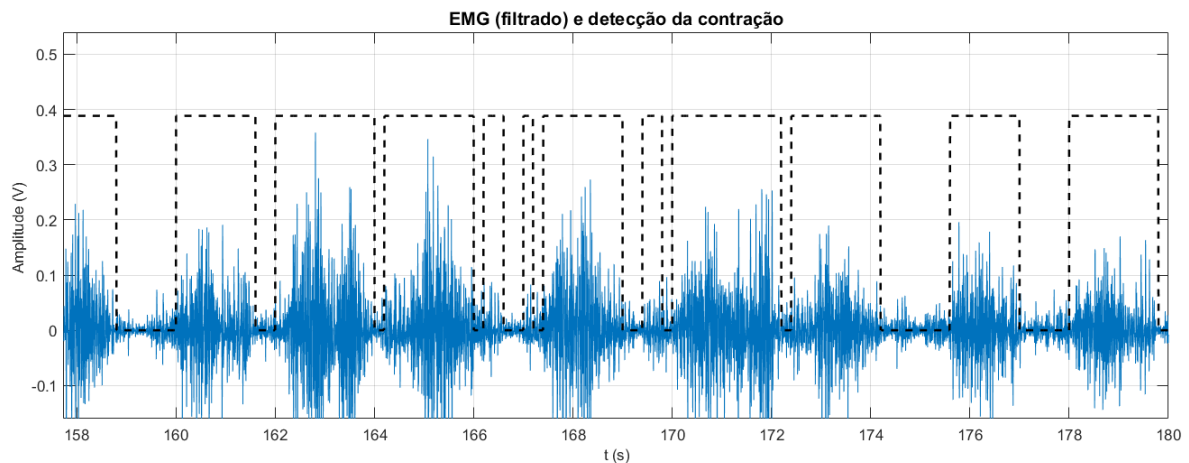
A ocorrência de erros de detecção após um período prolongado de atividade sugere

Figura 48 – Evolução dos índices F_{MED} (a) e RMS (b) em relação ao tempo para o experimento final



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Figura 49 – Identificação de erros de detecção de contração no intervalo 158–180 segundos



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

que a transição do estado muscular para a fadiga alterou significativamente as características do sinal EMG, afetando a eficácia do operador TKEO com limiar fixo. Fisiologicamente, o aumento da amplitude do sinal decorrente do recrutamento compensatório de MU eleva o nível de base da energia instantânea calculada; conseqüentemente, oscilações de menor magnitude ou ruídos residuais ultrapassam o limiar estático estabelecido, gerando falsos positivos. Este achado indica a necessidade de implementação de algoritmos de limiarização adaptativos que ajustem dinamicamente o ponto de corte conforme a evolução temporal e a mudança da potência do sinal.

5 CONCLUSÃO

5.1 CONCLUSÃO GERAL

O presente trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema para aquisição e processamento digital de sinais EMG, com foco na análise de fadiga muscular. Os resultados obtidos demonstram que o objetivo foi integralmente alcançado, conforme evidenciado pela implementação de um protótipo funcional capaz de realizar a captura de sinais musculares com fidedignidade e o pós-processamento para a extração de índices fisiológicos.

A eficácia do *hardware* — que inclui o estágio de amplificação (AD620), filtros ativos (FPB, FPA e FRF) e o circuito de deslocamento de nível DC (*offset*) — foi comprovada objetivamente pela validação da resposta em frequência do protótipo final em PCI. O sistema apresentou uma discrepância de apenas 8,68% no ganho total em relação aos cálculos de projeto, margem coerente com a tolerância dos componentes e processos de manufatura laboratorial. Isso garantiu que o sinal EMG fosse condicionado dentro da faixa dinâmica necessária para a digitalização. Adicionalmente, a sensibilidade do sistema em monitorar a fadiga foi ratificada pela detecção das tendências esperadas de aumento do RMS e redução da F_{MED} durante os protocolos de esforço sustentado.

5.2 CONCLUSÕES ESPECÍFICAS E VALIDAÇÃO DOS ALGORITMOS

Em relação à rotina de PDS, verificou-se que os algoritmos foram eficazes na remoção do *offset* DC e de artefatos de movimento, resultando em um sinal filtrado adequado para a análise:

- **Detecção de Contração:** O algoritmo de detecção de contração, baseado no operador TKEO e em um limiar fixo, demonstrou alta eficácia nos testes iniciais (Protocolo 1 e Protocolo 2 de curta duração). A rotina confirmou sua capacidade de delimitar com precisão os instantes de atividade muscular, requisito essencial para o cálculo isolado dos índices de fadiga.
- **Análise de Fadiga:** Os resultados da análise temporal, utilizando os índices RMS e F_{MED} , corroboraram as tendências fisiológicas consagradas na literatura de EMG sob condição de fadiga. Observou-se o aumento do RMS (indicativo de recrutamento de unidades motoras) e a redução da F_{MED} (decorrente do deslocamento espectral), validando a funcionalidade do sistema na caracterização da fadiga neuromuscular.

5.3 DIFICULDADES ENCONTRADAS E APRENDIZADOS

Durante a execução do projeto, foram identificadas limitações técnicas que geraram aprendizados importantes para o aprimoramento do sistema:

- **Confecção de PCI:** A maior dificuldade técnica esteve associada à manufatura artesanal da PCI. O desafio de obter o alinhamento preciso entre as faces superior e inferior (*top* e *bottom*) exigiu múltiplas iterações, ressaltando o impacto do processo de fabricação na qualidade final do *hardware*.
- **Referência de Nível DC:** Identificou-se uma limitação no uso do divisor de tensão para estabelecer o nível médio de referência: a tensão flutua em função da descarga da bateria. Essa dependência compromete a estabilidade do ponto de operação, podendo levar à saturação do sinal. Recomenda-se, para versões futuras, a inserção de um regulador de tensão dedicado após a entrada de alimentação.
- **Limitação do Algoritmo TKEO:** O uso de um limiar fixo apresentou falhas de detecção no teste estendido com carga (após 50 s). Esse achado sugere que o sinal EMG fatigado, ao apresentar alterações em amplitude e frequência, exige o desenvolvimento de algoritmos de limiarização adaptativos que se ajustem dinamicamente às mudanças do sinal ao longo do tempo.

5.4 CONTINUIDADE E TRABALHOS DERIVADOS

Este trabalho serviu como base tecnológica inicial para o estabelecimento de uma linha de pesquisa em instrumentação biomédica por meio do Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica (GPEB). O desenvolvimento aqui validado forneceu subsídios para o aprimoramento de novos sistemas, muitos dos quais se consolidaram como projetos laureados:

1. **Expansão para Múltiplos Biosinais:** A arquitetura de *hardware* e a metodologia de filtragem validadas neste estudo foram inicialmente aplicadas à captura de sinais cerebrais no projeto “Hardware para Aquisição e Condicionamento de Sinais de EEG” (Pereira; Oliveira; Valente Jr, 2019). Devido à sua relevância e precisão técnica, o trabalho foi premiado com o 3º lugar no SEPEI 2019.
2. **Sistemas de Telemetria e Transmissão *Wireless*:** A necessidade de eliminar cabos e otimizar a estabilidade da referência DC, identificada como uma limitação nesta monografia, motivou o desenvolvimento de protótipos de Eletrocardiograma (ECG) com transmissão sem fio (Pereira; Valente Júnior, 2023). Esse avanço permitiu a transição da aquisição local para sistemas de telemetria biomédica.

3. **Plataforma de Monitoramento e IoT:** A evolução deste estudo permitiu a criação de um ecossistema remoto sob o título “Desenvolvimento de uma Plataforma Computacional para Visualização e Monitoramento de Sinais Biomédicos” (Pereira; Valente Jr, 2023a). O trabalho, que integra dispositivos *wearables* e telemetria, obteve o 1º lugar no SEPEI 2023 (Pereira; Valente Jr, 2023b).
4. **Aplicações em Neuropróteses e Robótica:** A eficácia na detecção de contração validada nesta monografia permitiu que trabalhos posteriores focassem na Interface Homem-Máquina (HMI). Isso possibilitou o avanço para o desenvolvimento e treinamento de dispositivos neuroprotéticos (Russi; Da Silva; Valente Jr, 2023), premiado com o 2º lugar no SEPEI 2023, além do acionamento de mãos robóticas via EMG no projeto “Acionamento de Protótipo de Mão Robótica através da Aquisição e Tratamento do Sinal de Eletromiografia” (Americo; Valente Jr, 2025).
5. **Finalidade Didática e Ensino:** A cadeia de condicionamento aqui descrita fundamentou o projeto “Equipamento Didático de Processamento de Sinais para Ensino de Instrumentação Biomédica” (Da Silva; Russi; Valente Jr, 2025). O trabalho foi destaque na Divisão Temática 4 e conquistou o 1º lugar no SEPEI 2025, consolidando a disseminação do conhecimento gerado para a formação de novos estudantes.

REFERÊNCIAS

ADUR, R. **SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: MÓDULO DIDÁTICO DE ELETROENCEFALOGRAMA**. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

AMERICO, R. A.; VALENTE JR, W. Acionamento De Protótipo De Mão Robótica Através Da Aquisição E Tratamento Do Sinal De Eletromiografia (EMG). *In: XI Seminário de Ensino, Pesquisa, Extensão e Inovação do IFSC (SEPEI 2025)*. Palhoça, 2025. v. 1.

ANALOG DEVICES. **AD620 – Datasheet**. Versão 10, 2023. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad620.pdf>. Acesso em: 26 out. 2023.

BIASIOLO, Andrea; D'ORAZIO, M.; PALESI, F. Digital Signal Processing for EMG signal analysis. **Proceedings of the IEEE**, 2003.

BOGATZKI, D.; WIRTZ, N. Spectral analysis of the surface EMG: Due to motor unit action potential or rather to the action potential of the last muscular fibre? **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 39, p. 103–112, 1999.

CARMO, Livia Lourenço do. **Potencial de ação: definição, etapas e fases**. Revisor: Gabriel Carvalho Lacerda. Kenhub. 2023. Disponível em: <https://www.kenhub.com/pt/library/fisiologia-pt/potencial-de-acao>. Acesso em: 27 set. 2025.

CIFREK, M. *et al.* Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 4, p. 327–340, 2009. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010.

CLANCY, E. A.; MORIN, E. L.; MERLETTI, R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, n. 1, p. 1–16, 2002.

DA SILVA, G. T. C.; RUSSI, L. F.; VALENTE JR, W. Equipamento Didático de Processamento de Sinais para Ensino de Instrumentação Biomédica. *In: XI Seminário de Ensino, Pesquisa, Extensão e Inovação do IFSC (SEPEI 2025)*. Palhoça, 2025. v. 1.

DAUBECHIES, Ingrid. **Ten Lectures on Wavelets**. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM), 1992.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 135–163, 1997.

ESCABÍ, M. Biosignal Processing. *In: ENDERLE, J. D.; BLANCHARD, S. M.; BRONZINO, J. D. (ed.). **Introduction to Biomedical Engineering**. 2. ed. San Diego: Academic Press, 2012. p. 549–625. ISBN 9780122386626. DOI: 10.1016/B978-0-12-238662-6.50012-4.*

GAMET, Didier; FOKAPU, Odette. Electromyography. *In: ENCYCLOPEDIA of Biomaterials and Biomedical Engineering*. Informa Healthcare USA, 2008. DOI: 10.3109/EBBE-120041799.

GOEN, A.; TIWARI, D. Review of Surface Electromyogram Signals: Its Analysis and Applications. **International Journal of Electrical, Computer, Energetic, Electronic and Communication Engineering**, v. 7, p. 1429–1437, 2013.

HOROWITZ, P.; HILL, W. **The Art of Electronics**. 3. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2015.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. Versão 1.4, mar. 2006.

LANCASTER, Don. **Active Filter Cookbook**. 2. ed. Woburn, MA: Butterworth-Heinemann, 1991.

MENDES, J. J. A. *et al.* Circuit Design for Surface Electromyography Data Acquisition. **IEEE Latin America Transactions**, v. 13, n. 10, p. 3193–3200, 2015. DOI: 10.1109/TLA.2015.7387221.

MOHAMMED, N.; AHMED, Z.; ALAM, R. Design and development of low-cost EMG amplifier for assistive technology. *In: 2017 IEEE International Conference on Power, Control, Signals and Instrumentation Engineering (ICPCSI)*. 2017. p. 137–140. DOI: 10.1109/ICPCSI.2017.8391969.

MORAES, Rodrigo Belagamba de. **Metodologia para Detecção Automática da Ativação Muscular em Sinais Eletromiográficos**. 2016. Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

NATIONAL INSTRUMENTS. **Dispositivo de E/S Multifunción USB-6001**. National Instruments. 2026. Disponível em: <https://www.ni.com/es-es/shop/model/usb-6001.html>.

OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W. **Discrete-Time Signal Processing**. 3. ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2009.

OSSABA, A. T.; TIGREROS, J. J. J.; ORJUELA, J. C. T. Open Source Multichannel EMG Armband design. *In: 2020 IX International Congress of Mechatronics Engineering and Automation (CIIMA)*. 2020. p. 1–6. DOI: 10.1109/CIIMA50553.2020.9290291.

PATEL, A. *et al.* EMG-based Human Machine Interface Control. *In: 2019 12th International Conference on Human System Interaction (HSI)*. 2019. p. 127–131. DOI: 10.1109/HSI47298.2019.8942598.

PEREIRA, A. L.; OLIVEIRA, M. P.; VALENTE JR, W. Hardware Para Aquisição E Condicionamento De Sinais De EEG. *In: VII Seminário de Ensino, Pesquisa, Extensão e Inovação do IFSC (SEPEI 2019)*. Itajaí, 2019. v. 1.

PEREIRA, A. L.; VALENTE JR, W. Desenvolvimento De Uma Plataforma Computacional Para Visualização E Monitoramento De Sinais Biomédicos. *In: IX Seminário de Ensino, Pesquisa, Extensão e Inovação do IFSC (SEPEI 2023)*. Joinville, 2023. v. 1.

PEREIRA, A. L.; VALENTE JR, W. Protótipo de Aquisição de Sinais Eletromiográficos para identificação e Classificação de Eventos Musculares. *In: IX Seminário de Ensino, Pesquisa, Extensão e Inovação do IFSC (SEPEI 2023)*. Joinville, 2023. v. 1.

PEREIRA, A. L.; VALENTE JR, W. **Protótipo de Aquisição de Sinais Mielétricos (EMG) de Baixo Custo**. 2021.

PEREIRA, A. L.; VALENTE JÚNIOR, W. Desenvolvimento De Um Protótipo De Eletrocardiograma (ECG) Com Transmissão Via Protocolo Wireless. *In: IX Seminário de Ensino, Pesquisa, Extensão e Inovação do IFSC (SEPEI 2023)*. Joinville, 2023. v. 1.

PERTENCE JÚNIOR, Antonio. **Eletrônica Analógica: Amplificadores Operacionais E Filtros Ativos — Teoria, Projetos, Aplicações E Laboratório**. Porto Alegre: Bookman, 2003. ISBN 978-85-363-0190-7.

PHINYOMARK, Angkoon *et al.* The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. *In: NAIK, Ganesh R. (ed.). Computational Intelligence in Electromyography Analysis: A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. InTech, out. 2012. cap. 8, p. 195–220. ISBN 978-953-51-0805-4. DOI: 10.5772/50639.

PROAKIS, John G.; MANOLAKIS, Dimitris K. **Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications**. 4. ed. Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall, 2006.

RAREMED. **Eletrodo Descartável Adulto/Infantil 50un - Solidor**. Raremed Medicamentos e Produtos Hospitalares. 2024. Disponível em: <https://www.raremed.com.br/eletrodo-descartavel-adulto-infantil-50un-solidor>.

ROSA, D. **SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: FILTRAGEM DE SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAMA**. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RUSSI, L. F.; DA SILVA, G. T. C.; VALENTE JR, W. Desenvolvimento e Treinamento de Dispositivos Neuroprotéticos. *In: IX Seminário de Ensino, Pesquisa, Extensão e Inovação do IFSC (SEPEI 2023)*. Joinville, 2023. v. 1.

SANTOS, M. C. A. *et al.* Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Frequência do Sinal Eletromiográfico. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 14, n. 6, nov. 2008.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microelectronic Circuits**. 7. ed. Oxford: Oxford University Press, 2014.

SILVA, E. A. **Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma Android TM**. 2015. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife.

SILVA, H.J.R. **Definição de parâmetros para o estudo da fadiga muscular em exercícios dinâmicos utilizando a metodologia acumulativa-normalizada por meio de eletromiografia**. 2018. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade de Brasília, Brasília.

SOLNIK, S.; DEVITA, P.; RIDER, P. *et al.* Teager-Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 10, p. 65–68, 2008.

SÖRNMO, L.; LAGUNA, P. Introduction. *In: BIOELECTRICAL Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. San Diego: Academic Press, 2005. p. 1–24. ISBN 9780124375529. DOI: 10.1016/B978-012437552-9/50001-5.

TEXAS INSTRUMENTS. **TL07xx Low-Noise FET-Input Operational Amplifiers – Datasheet**. 2021. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl074.pdf>. Acesso em: 1 jun. 2021.

YANG, Y. H. *et al.* A Low-Cost Wireless Multichannel Surface EMG Acquisition System. **IEEE Consumer Electronics Magazine**, v. 9, n. 5, p. 14–19, 2020. DOI: 10.1109/MCE.2020.2986792.

APÊNDICE A – FILTROS ATIVOS

Esta seção apresenta o detalhamento dos cálculos e das equações utilizadas para a definição dos componentes passivos (resistores e capacitores) dos filtros ativos que compõem a cadeia de condicionamento do sinal EMG.

A topologia ativa, baseada em AMPOPs, foi escolhida para garantir alta impedância de entrada em cada estágio de filtragem. Os filtros foram projetados para atender aos requisitos de largura de banda e rejeição de ruído definidos na subseção 3.2.1, conforme descrito a seguir:

- **Filtro Passa-Baixas:** definição da frequência de corte superior (f_{c2}), visando a atenuação de ruídos de alta frequência e o *anti-aliasing* antes da ADC.
- **Filtro Passa-Altas:** definição da frequência de corte inferior (f_{c1}), essencial para a remoção de artefatos de movimento e do *offset* DC do sinal EMG.
- **Filtro Rejeita-Faixa:** sintonizado na frequência central de 60 Hz (f_0), crucial para atenuar o ruído da rede elétrica.

Os cálculos apresentados a seguir demonstram a aplicação das equações de filtros de segunda ordem (topologias *Sallen-Key* e *Fliege*, conforme o caso) para a determinação dos valores nominais dos componentes utilizados na implementação em PCI.

A.1 PROCEDIMENTO DE SÍNTESE DO FILTRO ATIVO DE 4ª ORDEM

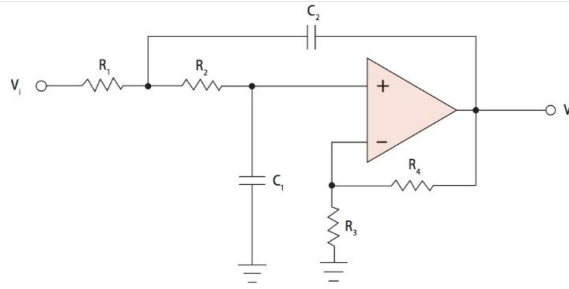
A Figura A.1 exibe o esquemático de um filtro ativo na topologia de *Sallen-Key* para um filtro de segunda ordem. Cabe salientar que, para obter um filtro de quarta ordem, serão concatenados dois filtros de segunda ordem. Os parâmetros de cálculo, bem como as formulações matemáticas utilizadas para os filtros *Sallen-Key*, seguiram a metodologia proposta por Pertence Júnior (2003). Posteriormente, realizou-se o cálculo da Função de Transferência teórica e, finalmente, foram realizados ajustes finais com componentes comerciais.

1) Seleção da Aproximação e dos Parâmetros Teóricos:

A escolha recaiu sobre o polinômio de Butterworth, conhecido por sua resposta de magnitude máxima plana na banda de passagem.

- **Ordem e frequência:** Definiu-se a ordem de 4ª ordem e a frequência de corte de 477 Hz.

Figura A.1 – Esquemático Filtro Passa-Baixas, topologia de *Sallen-Key* de 2ª Ordem



Fonte: Pertence Júnior (2003).

- **Decomposição em estágios:** Um filtro de 4ª ordem é implementado em cascata por dois estágios de 2ª ordem. Para cada estágio, os coeficientes foram obtidos na Tabela de Polinômios de Butterworth para 4ª ordem, definindo o Fator de Qualidade (Q) e o fator de amortecimento ($1/Q$):
 - Estágio 1: coeficiente $a_1 = 0,7654$
 - Estágio 2: coeficiente $a_2 = 1,848$

2) Cálculo dos componentes ideais (Metodologia de pertence:2013):

Nesta etapa, foram utilizadas as equações de projeto do filtro *Sallen-Key* para determinar os valores ideais dos resistores (R) e capacitores (C) de cada estágio, mantendo o ganho unitário ($K = 1$).

- **Escolha inicial de C_2 :** Foi selecionado um valor comercial inicial para os capacitores de referência, próximo da relação $10/f_c$, definido em 56 nF para o primeiro estágio e 100 nF para o segundo estágio.
- **Cálculo dos valores ideais:** As equações são apresentadas abaixo para definição de (A.1), (A.2) e (A.3).

$$C_1 = \frac{[a^2 + 4b(K - 1)]C_2}{(4b)} \quad (\text{A.1})$$

$$R_1 = \frac{2}{\{[aC_2 + \sqrt{(a^2 + 4b(K - 1))C_2^2 - 4bC_1C_2}]\omega_c\}} \quad (\text{A.2})$$

$$R_2 = \frac{1}{(bC_1C_2R_1\omega_c^2)} \quad (\text{A.3})$$

Através das equações obteve-se os seguintes valores:

- $R_1 \cong 15,57 \times 10^3 \Omega$, (estágio 1);

- $R_2 \cong 15,57 \times 10^3 \Omega$, (estágio 1);
- $C_1 \cong 8,2 \times 10^{-9} \text{ F}$, (estágio 1);
- $R_1 \cong 1,94 \times 10^3 \Omega$, (estágio 2);
- $R_2 \cong 26,08 \times 10^3 \Omega$, (estágio 2);
- $C_1 \cong 85,36 \times 10^{-9} \text{ F}$, (estágio 2);

Os valores calculados representam o ideal teórico e podem não corresponder a componentes comerciais disponíveis, servindo como ponto de partida.

3) Ajuste para valores comerciais e análise da FT final:

Esta etapa corresponde à transição do modelo ideal para o circuito físico.

- **Seleção de valores comerciais:** Os valores ideais de R e C foram substituídos pelos componentes comerciais próximos:
 - $R_1 = 15 \times 10^3 \Omega$, (estágio 1);
 - $R_2 = 12 \times 10^3 \Omega$, (estágio 1);
 - $C_1 = 10 \times 10^{-9} \text{ F}$, (estágio 1);
 - $C_2 = 56 \times 10^{-9} \text{ F}$, (estágio 1);
 - $R_1 = 2,2 \times 10^3 \Omega$, (estágio 2);
 - $R_2 = 10 \times 10^3 \Omega$, (estágio 2);
 - $C_1 = 47 \times 10^{-9} \text{ F}$, (estágio 2);
 - $C_2 = 100 \times 10^{-9} \text{ F}$, (estágio 2).
- **Atualização do fator de amortecimento:** Devido às diferenças entre os valores ideais e comerciais, o fator de amortecimento real ($1/Q$) foi recalculado para cada estágio com base nos componentes selecionados. A FT do filtro de quarta ordem, com polinômio de Butterworth, não normalizada, é descrita em (A.4).

$$FPB[s] = \frac{\omega_c^4}{(s^2 + a_1\omega_c s + \omega_c^2) + (s^2 + a_1\omega_c s + \omega_c^2)} \quad (\text{A.4})$$

Onde:

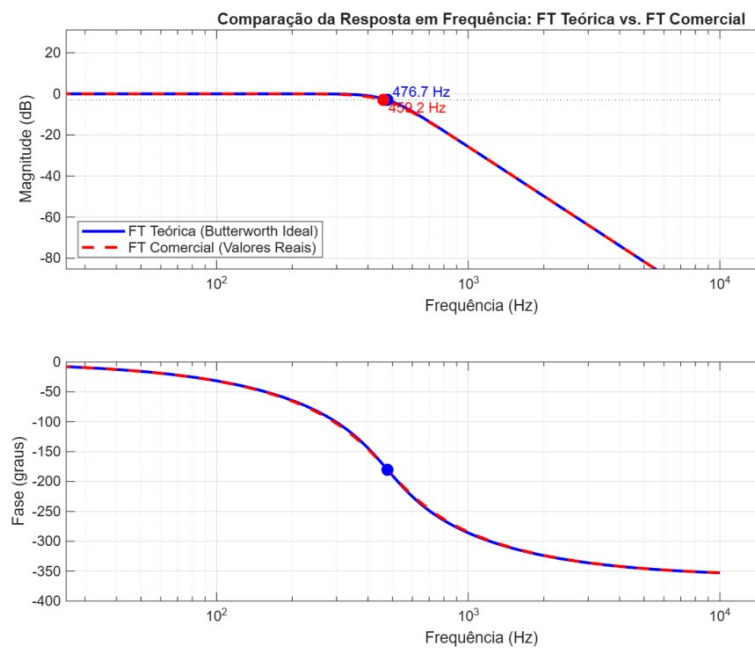
- $FPB(s)$ é a função de transferência do FPB;
- ω é a frequência angular;
- a_1 e a_2 são os coeficientes do polinômio de Butterworth.

Manipulando a equação algebricamente, chegou-se às seguintes expressões para validação da utilização dos componentes comerciais:

$$a = \frac{C_1(R_1 + R_2) + R_1C_2 \left(\frac{1}{K-1}\right)}{\sqrt{C_1C_2R_1R_2}} \quad (\text{A.5})$$

Por fim, o diagrama de Bode foi plotado comparando a FT teórica (utilizando os coeficientes de Butterworth) com a FT baseada nos componentes comerciais (Figura A.2).

Figura A.2 – Comparação Resposta em Frequência de FPB valores calculados e valores comerciais de componentes



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021)

A comparação permitiu analisar o desvio da frequência de corte de -3 dB e a fidelidade da resposta de magnitude e fase. Enquanto a f_c teórica ficou em torno de 477 Hz, conforme o estipulado, a f_c calculada com os componentes comerciais alcançou o mesmo ponto de decaimento em 459,2 Hz.

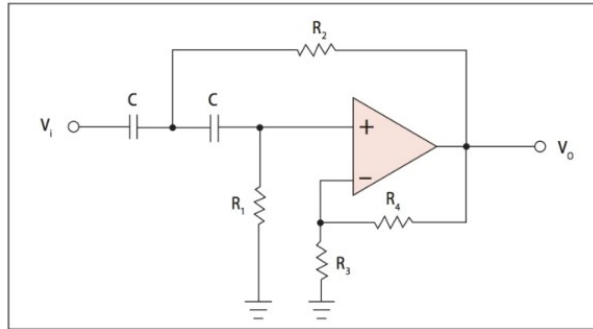
A.2 CÁLCULO DO FILTRO PASSA-ALTAS

A Figura A.3 exhibe o esquemático de um filtro ativo na topologia de *Sallen-Key* para um filtro de segunda ordem. De forma análoga ao FPB, o projeto iniciou-se com a metodologia de Pertence Júnior (2003).

1) Seleção da Aproximação e dos Parâmetros Teóricos:

A escolha recaiu sobre o polinômio de Butterworth, conhecido por sua resposta de magnitude máxima plana na banda de passagem.

Figura A.3 – Esquemático Filtro Passa-Altas, topologia de *Sallen-Key* de 2ª Ordem



Fonte: Pertence Júnior (2003).

- **Ordem e frequência:** Definiu-se a ordem de 2ª ordem e a frequência de corte de 20 Hz.
- **Estágio 1:** coeficiente $a_1 = 1,414214$.

2) Cálculo dos componentes ideais (Metodologia de pertence:2013):

Nesta etapa, foram utilizadas as equações de projeto do filtro *Sallen-Key* para determinar os valores ideais dos resistores (R) e capacitores (C) de cada estágio, mantendo o ganho unitário ($K = 1$).

- **Escolha inicial de C :** Foi selecionado um valor comercial inicial para os capacitores de referência, próximo da relação $10/f_c$, definido em 56 nF para o primeiro estágio e 1 μ F.
- **Cálculo dos valores ideais:** As equações são apresentadas abaixo para definição de Equação A.6 e Equação A.7.

$$R_1 = 4b / \left\{ \left[a + \sqrt{a^2 + 8b(k-1)C_2^2} \right] \omega_c C \right\} \quad (\text{A.6})$$

$$R_2 = b / (C^2 R_1 \omega_c^2) \quad (\text{A.7})$$

Através das equações obteve-se os seguintes valores:

- $R_1 \cong 11,25 \times 10^3 \Omega$, (estágio 1);
- $R_2 \cong 5,6 \times 10^3 \Omega$, (estágio 1);
- $C_1 \cong 1 \times 10^{-6} \text{ F}$, (estágio 1).

Os valores calculados representam o ideal teórico e podem não corresponder a componentes comerciais disponíveis, servindo como ponto de partida.

3) Ajuste para valores comerciais e análise da FT final:

Esta etapa corresponde à transição do modelo ideal para o circuito físico.

- **Seleção de valores comerciais:** Os valores ideais de R e C foram substituídos pelos componentes comerciais próximos para o estágio 1:
 - $R_1 = 12 \times 10^3 \Omega$, (estágio 1);
 - $R_2 = 5,1 \times 10^3 \Omega$, (estágio 1);
 - $C_1 = 1 \times 10^{-6} \text{ F}$, (estágio 1).
- **Atualização do fator de amortecimento:** Devido às diferenças entre os valores ideais e comerciais, o fator de amortecimento real ($1/Q$) foi recalculado para cada estágio com base nos componentes selecionados. A FT do filtro de segunda ordem, com polinômio de Butterworth, não normalizada, é descrita em Equação A.8.

$$FPA(s) = \frac{s^2}{s^2 + a_1\omega_c s + \omega_c^2} \quad (\text{A.8})$$

Onde:

- $FPA(s)$ é a função de transferência do FPA;
- ω é a frequência angular;
- a_1 é o coeficiente do polinômio de Butterworth.

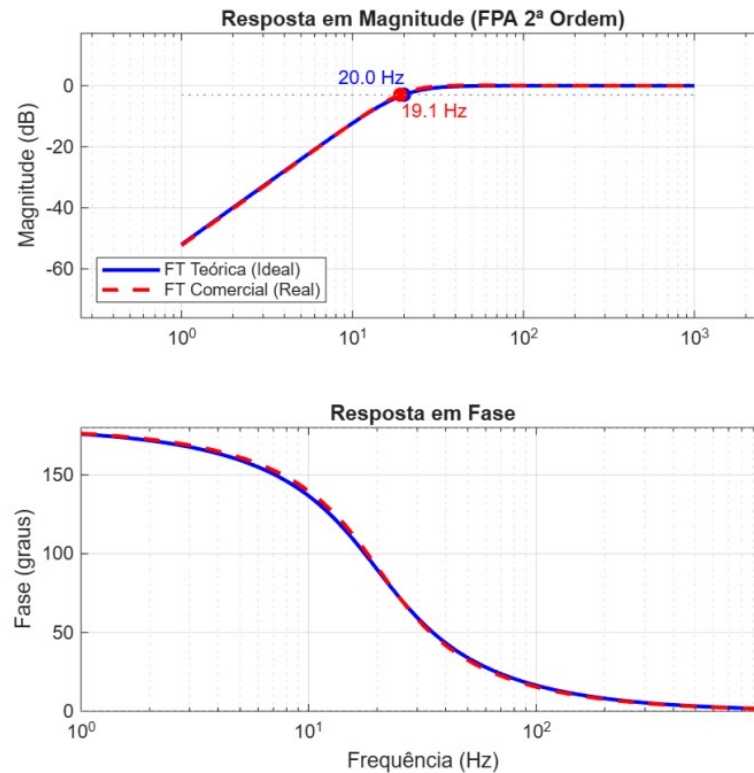
Manipulando a equação algebricamente, chegou-se às seguintes expressões para validação da utilização dos componentes comerciais:

$$a = \frac{2b}{R_1\omega_c C} - (R_1\omega_c C(k - 1)) \quad (\text{A.9})$$

Função de Transferência final: A Função de Transferência do filtro foi reconstruída utilizando os coeficientes reais no polinômio do denominador. Por fim, o diagrama de Bode foi plotado comparando a FT teórica (utilizando os coeficientes de Butterworth) com a função de transferência baseada nos componentes comerciais (Figura A.4).

A comparação permitiu analisar o desvio da frequência de corte de -3 dB e a fidelidade da resposta de magnitude e fase. Enquanto a f_c teórica ficou em torno de 20 Hz , conforme o estipulado, a f_c calculada com os componentes comerciais alcançou o mesmo ponto de decaimento em $19,1 \text{ Hz}$.

Figura A.4 – Comparação Resposta em Frequência de FPA valores calculados e valores comerciais de componentes



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021)

A.3 CÁLCULO DO FILTRO REJEITA-FAIXAS

A Figura A.5 exibe o esquemático de um filtro ativo na topologia de *Fliege* para um FRF. Esta topologia permite realizar os cálculos de maneira facilitada, pois o cálculo da frequência de corte independe do valor de Q , conforme apresentado em Equação A.10 e Equação A.11.

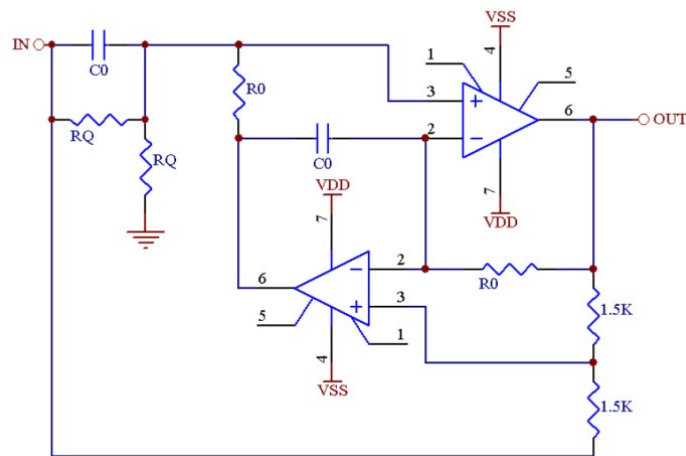
$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_0 \cdot C_0} \quad (\text{A.10})$$

$$Q = \frac{R_q}{2 \cdot R_0} \quad (\text{A.11})$$

Onde:

- f_0 é a frequência de corte (rejeição) do filtro;
- R_0 é o resistor de ajuste da frequência de corte;
- C_0 é o capacitor de ajuste da frequência de corte;
- R_q é o resistor que define o fator de qualidade;

Figura A.5 – Esquemático Filtro Rejeita-Faixas, Topologia *Fliege*



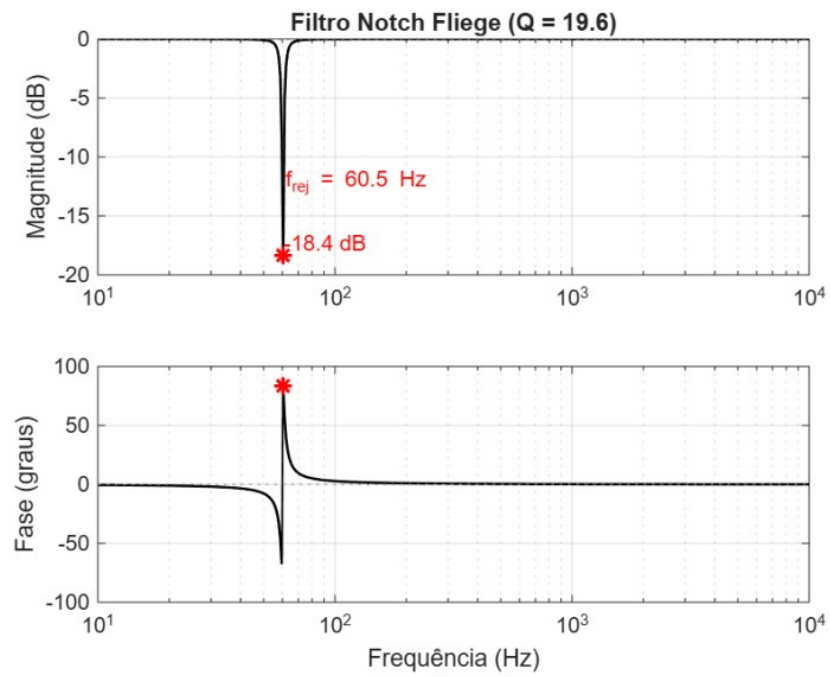
Fonte: Adur (2008).

- Q é o fator de qualidade do filtro.
- 1) Com a f_0 definida em 60 Hz, os componentes foram estabelecidos em:
- $R_0 = 12 \times 10^3 \Omega$;
 - $C_0 = 220 \times 10^{-9} \text{ F}$.

Resultando em uma f_0 corrigida de 60,3 Hz. Definindo R_q em 470 k Ω , foi obtido um Q teórico de 19,58.

- 2) O diagrama de Bode do FRF é apresentado na Figura A.6.

Figura A.6 – Resposta em Frequência FRF 60Hz



Fonte: Pereira e Valente Jr (2021)

APÊNDICE B – ROTINA DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS EMG

Esta seção apresenta os detalhes e o código da rotina de Processamento Digital de Sinais (*PDS*) implementada no ambiente MATLAB (versão 2018a). A rotina é fundamental para a análise quantitativa do sinal EMG adquirido, convertendo dados brutos em informações relevantes para a caracterização da fadiga muscular.

O desenvolvimento do código está organizado em etapas que seguem o fluxograma metodológico (subseção 3.2.3), garantindo rigor na extração dos parâmetros:

- **Pré-processamento:** Implementação de filtros digitais (Butterworth) para remoção de ruídos e artefatos.
- **Detecção de contração:** Aplicação do algoritmo baseado no TKEO para delimitar os instantes de atividade muscular.
- **Extração de parâmetros de fadiga:** Cálculo dos índices no domínio do tempo (RMS) e no domínio da frequência (FMED), essenciais para a análise da evolução muscular ao longo do tempo.

Os códigos e funções apresentados a seguir detalham a implementação das expressões matemáticas e dos procedimentos descritos na Metodologia do presente trabalho.

Código B.1 – Configuração e pré-processamento do sinal

```

1 %%CONFIGURACAO E PRE-PROCESSAMENTO DO SINAL
2 t1 = 10; % tempo de teste (duração da aquisição) Fs = 2500; % frequencia de
   amostragem em Hz
3 % Carregamento dos dados brutos (Exemplo: aquisição 'DAQ_1')
4 x = DAQ_1.ai0(1:t1*Fs);
5 % 1. Projeta o Filtro Passa-Alta Butterworth (4 Ordem, 5 Hz)
6 [g,f] = butter(4, 5/(Fs/2), 'high');
7 % 2. Projeta o Filtro Passa-Baixa Butterworth (4 Ordem, 500 Hz)
8 [gb,fb] = butter(4, 500/(Fs/2), 'low');
9 % Aplicação dos filtros de forma bidirecional (zero-phase distortion)
10 x1 = filtfilt(g,f,x);
11 x1 = filtfilt(gb,fb,x1);
12 % SINAL RETIFICADO - RETIFICACAO DE ONDA COMPLETA
13 retificado = abs(x1);
14 t = (0:length(x1)-1) * (1/Fs); % Vetor temporal (em segundos)
15 % Geração do envelope do sinal retificado (Média Móvel de 50 amostras)
16 emg_mediamovel = movmean(retificado,50);

```

Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Código B.2 – Utilização do operador de energia TKEO

```

1 %%UTILIZAÇÃO DO OPERADOR DE ENERGIA DE TEAGER-KAISER (TKEO)
2 %%Expressão do operador: tkeo = x(n)^2 - x(n-1)*x(n+1)
3 emg_tkeo = retificado;
4 emg_tkeo(2:end-1) = emg_tkeo(2:end-1).^2 - emg_tkeo(1:end-2).*emg_tkeo(3:end);
5 % Determinação do Threshold (Limiar) para detecção inicial sensibilidade = 5;
6 % Usado posteriormente no janelamento
7 T = mean(emg_tkeo) * sensibilidade; % Threshold: 5 vezes a média do TKEO
8 % Detecção binária inicial (y) onde o TKEO excede o Threshold on2 = find(emg_tkeo
    (2:end-1) > T, length(emg_tkeo));
9 y = zeros(1,length(emg_mediamovel));
10 y(on2) = 1; % Sinal binário inicial (1 se ativo, 0 se inativo)

```

Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Código B.3 – Função auxiliar para reanálise de segmento

```

1 %%FUNÇÃO AUXILIAR: reanalisa_segmento
2 function [janela,t_discreto] = reanalisa_segmento(janela, estado)
3 % Recebe uma janela (segmento de 200 ms) e ajusta o ponto de transição.
4 % estado=1 (Transição OFF): encontra o último ponto ativo.
5 % estado=0 (Transição ON): encontra o primeiro ponto ativo.
6 L = length(janela); t_discreto = 0;
7 if estado == 1
8 t_discreto = find(janela>0,1,'last'); % Encontra o último ponto ativo janela(1:
    t_discreto-1) = 1;
9 janela(t_discreto:end) = 0;
10 else ativo
11 end
12 t_discreto = find(janela>0,1,'first'); % Encontra o primeiro ponto janela(1:
    t_discreto-1) = 0;
13 janela(t_discreto:end) = 1;
14 end
15 end

```

Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Código B.4 – Janelamento do sinal e detecção de transição

```

1 %%JANELAMENTO E DETECÇÃO DE TRANSIÇÃO (VERSÃO OTIMIZADA)
2 ts = 1/Fs;
3 T_janela = 0.2 / ts; % Janela de 200 ms (em amostras) n_janelas = ceil(length(y) /
    T_janela);
4 y_on2 = zeros(1,length(y)); % Sinal binário final (janelado e ajustado)
    sensibilidade = 4;
5 s_on = 0; % Estado do movimento: 0 (OFF) ou 1 (ON) a = 1;

```

```

6 for l=1:n_janelas
7 % Definição do segmento atual idx_inicio = 1+(l-1)*(T_janela); idx_fim = l*T_janela
  ;
8 segmento = y(idx_inicio:idx_fim);
9 % Se a atividade na janela for maior que a sensibilidade (4 amostras) if (sum(
  segmento) > sensibilidade)
10 % Transição ON if s_on == 0
11 segmento = reanalisa_segmento(segmento, s_on); else
12 segmento = 1;
13 end
14 s_on = 1;
15 % Se a atividade for baixa (abaixo da sensibilidade) elseif (sum(segmento) <
  sensibilidade)
16 % Já está OFF if s_on == 0
17 segmento = 0;
18 % Transição OFF elseif s_on == 1
19 % Reanalisa a janela ANTERIOR (onde ocorreu o fim do movimento) idx_ant_inicio = 1
  + (l-2)*(T_janela);
20 idx_ant_fim = (l-1)*T_janela;
21 segmento_ant = y(idx_ant_inicio:idx_ant_fim); segmento_ant = reanalisa_segmento(
  segmento_ant, s_on);
22 % Aplica o segmento reanalizado na saída final y_on2(idx_ant_inicio:idx_ant_fim) =
  segmento_ant;
23 segmento = 0; % Janela atual é OFF a = a + 1;
24 s_on = 0;
25 end
26 end
27 end
28 % Aplica o resultado do segmento na saída final (y_on2) y_on2(idx_inicio:idx_fim) =
  segmento

```

Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Código B.5 – Identificação de instantes

```

1 %%IDENTIFICACAO DOS INDICES DE INICIO E FIM (ON/OFF)
2 %
3 %
4 %%Compara o sinal janelado para encontrar as %%transicoes (0->1 ou 1->0)
5
6
7 teste_on_off = y_on2(2:end) < y_on2(1:end-1) | y_on2(2:end) > y_on2(1:end-1);
  i_on_off = find(teste_on_off); % Vetor com os índices de transição
8
9 % Ajuste para garantir numero par de transicoes (INiCIO e FIM para cada movimento)
10
11 if mod(length(i_on_off),2)~=0 i_on_off = i_on_off(1:end-1);

```

```

12 end
13
14 n_movimento = fix(length(i_on_off)/2); % Numero total de movimentos detectados
15
16 % Inicialização dos vetores de resultados emg_rms2 = zeros(1,n_movimento);
    emg_medfeq2 = zeros(1,n_movimento);
17 emg_meanfeq2 = zeros(1,n_movimento); % Frequencia Media (FMEAN)

```

Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Código B.6 – Cálculo dos índices de interesse

```

1 %%CALCULO DOS INDICES DE INTERESSE (RMS e FMED)
2 for l=1:n_movimento
3 % Proteção para evitar acesso a índices inexistentes if (l*2>length(i_on_off))
4 break; end;
5 idx_inicio = i_on_off(1+2*(l-1)); idx_fim = i_on_off(l*2);
6 % Cálculo do RMS (Valor Quadrático Médio) - Domínio do Tempo emg_rms2(l) = rms(
    emg_mediamovel(idx_inicio:idx_fim));
7 % Cálculo da FMED (Frequência Mediana) - Domínio da Frequência emg_medfeq2(l) =
    medfreq(x1(idx_inicio:idx_fim),Fs);
8 % Cálculo da FMEAN (Frequência Média) - Domínio da Frequência emg_meanfeq2(l) =
    meanfreq(x1(idx_inicio:idx_fim),Fs);
9 end

```

Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).

Código B.7 – Associação do tempo de ocorrência do índice

```

1 %%ASSOCIACAO DO TEMPO DE OCORRENCIA DO INDICE
2 %%Calcula o ponto medio do tempo de cada contracao para plotagem
3 n_indices = fix(length(i_on_off)/2); t_indice = zeros(1,n_indices);
4 for l=1:n_indices
5 % Ponto médio em amostras
6 t_indice(l) = (i_on_off(1+2*(l-1))+i_on_off(l*2))/2;
7 end
8 t_indice = t_indice * (1/Fs); % Converte o índice do ponto medio para segundos

```

Fonte: Pereira e Valente Jr (2021).