

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E ENGENHARIAS
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA

LUCIANO SALERNO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA PARA AQUISIÇÃO DE SINAL
ELÉTRICO MUSCULAR COM O USO DA TÉCNICA DE ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE**

BENTO GONÇALVES

2023

LUCIANO SALERNO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA PARA AQUISIÇÃO DE SINAL
ELÉTRICO MUSCULAR COM O USO DA TÉCNICA DE ELETROMIOGRAFIA DE
SUPERFÍCIE**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
como requisito parcial à obtenção do título de
Bacharel em Engenharia Eletrônica na Área do
Conhecimento de Ciências Exatas e
Engenharias da Universidade de Caxias do Sul.

Orientadora: Profa. Me. Patrícia Giacomelli.

BENTO GONÇALVES

2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

S163d

Salerno, Luciano.

Desenvolvimento de uma plataforma para aquisição de sinal elétrico muscular com o uso da técnica de eletromiografia de superfície / Luciano Salerno - 2023.

98 f.: il.: 30 cm.

Monografia (graduação em Engenharia Eletrônica) – Área do Conhecimento de Ciências Exatas e Engenharias, Universidade de Caxias do Sul, Bento Golçalves, RS, 2023.

Orientadora: Profa. Me. Patrícia Giacomelli.

1. Engenharia Eletrônica. 2. Aquisição de Sinal. 3. Eletromiografia de Superfície. I. Título. II. Salerno, Luciano. III. Giacomelli, Patrícia.

CDU 621.3.04

Bibliotecário Responsável: Lucas Oliveira da Silva CRB10/2237

LUCIANO SALERNO

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA PARA AQUISIÇÃO DE SINAL ELÉTRICO MUSCULAR COM O USO DA TÉCNICA DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica na Área do Conhecimento de Ciências Exatas e Engenharias da Universidade de Caxias do Sul.

Aprovado em 30 / 12 / 2023

BANCA EXAMINADORA

Prof^ª. Me. Patrícia Giacomelli - Universidade de Caxias do Sul (UCS)

Prof. Me. Ricardo Becker - Universidade de Caxias do Sul (UCS)

Prof^ª. Dra Marilda Spindola - Universidade de Caxias do Sul (UCS)

A teoria sem a prática vira "verbalismo", assim como a prática sem teoria vira ativismo. No entanto, quando se une a prática com a teoria tem-se a práxis, a ação criadora e modificadora da realidade. (Paulo Freire)

"A Percepção do desconhecido é a mais fascinante das experiências. O homem que não tem os olhos abertos para o mistério passará pela vida sem ver nada." (Albert Einstein)

"...e não te enganes, as coisas simples são as mais difíceis para os homens que esqueceram de ser simples por injunções da técnica e da ciência."

(Apparício Silva Rillo - Poeta Sul-Riograndense)

"O conhecimento é um tesouro, mas a prática é a chave para alcançá-lo." (Thomas Fuller)
Não basta saber, é preciso aplicar. Não basta querer, é preciso também agir. (Goethe)

Dedico este trabalho com todo o meu amor, sabedoria e força aos meus pais, Abrelino e Favorina, pois mesmo sem terem a 5ª série completa, sempre fizeram o possível e o impossível para proporcionar que eu e minha irmã obtivéssemos estudo. Obrigado por serem tudo, amor e carinho, pela educação e oportunidades, por me apoiarem em todas as situações da vida, pela dedicação a mim, às minhas metas e aos meus sonhos, por serem meu maior exemplo e por serem aqueles que sempre acreditam que sou capaz. Em todas as minhas conquistas, vocês estiveram ao meu lado, por isso sou grato e compartilho essa realização com vocês.

Minhas lágrimas e sorrisos, ônus e bônus, ciclos de tempo e de luas à minha querida esposa, Roberta Cagliari Tosin. Sem ela, em muitos momentos desta caminhada, eu teria deixado tudo para trás! Sou infinitamente grato pelo apoio, pelo carinho e por ser essa pessoa maravilhosa com quem posso sempre contar.

Meu respeito e luz a minha irmã, Adriana, por todos os momentos em que me proporcionou entendimento de alguns porquês e do porquê de certos fatos acontecerem, dentro desta árdua caminhada acadêmica e pelo circadiano movimento.

Aos meus amigos de longa data, por tantos anos de amizade e convivência, pelo carinho, apoio e companheirismo, assim como pelos momentos que fizeram desse período mais leve e divertido.

AGRADECIMENTOS

Meus primeiros agradecimentos são direcionados à Prof^ª. Me. Patrícia Giacomelli, pela orientação do trabalho nesta etapa.

Ao professor Me. Ricardo Becker (UCS) e à Professora Dra. Marilda Spíndola (UCS), pelos ensinamentos e pelo apoio durante minha caminhada acadêmica.

Estendo os agradecimentos, estes com ímpar relevância, aos Professores com quem tive a oportunidade de aprender muito, seja trabalhando em conjunto, convivendo nas atividades de laboratório ou apenas cursando suas disciplinas: Prof. Dr. Luciano Massoco (*in memoriam*), Prof^ª. Me. Roselice Parmegiani (UCS), Prof^ª. Me. Justina Fronza (UCS), Prof^ª. Me. Cintia Paese (UCS), Prof. Dr. Alexandre Balbinot (UFRGS), Prof. Dr. Ricardo Balbinot (IFRGS), Prof. Me. Márcio Chiaramonte, Prof. Dr. Milton Zaro (UFRGS), Prof. Dr. Rodrigo Wolf Porto (IFRGS), Prof. Me. Felipe A. Tondo (UCS), Prof. Me. Rodrigo Tregnago (UCS), Prof. Me. Heston Silveira (UCS) e Prof. Me. Tiago Cassol (UCS).

Meus agradecimentos aos Professores Me. Márcio Chiaramonte e Dr. Maurício Tosin (UFRGS) pelos momentos de conversa, de incentivo e de questionamentos sobre o desenvolvimento deste trabalho. Suas palavras foram de grande importância e contribuição na minha jornada até aqui.

Agradeço aos amigos Vinícius Tomasi, Carla Roberta da Silva e Gustavo Andreis, do Xerox Carvi Bloco D, que muito trabalharam imprimindo e digitalizando materiais para meus estudos. Aos meus colegas de curso, Jonathan Dendena e Francisco Teloken, pela parceria e pelo grande aprendizado durante a caminhada da engenharia. Aos demais colegas de curso, muito obrigado por todo o conhecimento compartilhado.

À empresa Pizzetta Soluções em Engenharia, meus agradecimentos a Eng. Felipe B. Pizzetta, Me. Eng. Augusto B. Pizzetta e Eng. Remi Pizzetta pelo incentivo, pelos inúmeros ensinamentos e por proporcionar a experiência de unir a teoria com a prática no desenvolvimento de equipamentos eletrônicos.

Ao Centro de Formação Profissional SENAI, pela oportunidade em poder compartilhar o conhecimento e fazer a diferença no dia a dia de jovens aprendizes.

Por fim, à empresa Tramontina TEEC (Unidade Carlos Barbosa - RS), estendo meu agradecimento por abrir as portas e sustentar a proposta deste trabalho, buscando a melhor qualidade nas atividades laborais dos seus colaboradores.

RESUMO

Este estudo propõe o desenvolvimento de uma plataforma experimental para aquisição do sinal elétrico muscular da região dos ombros, a qual possui impacto significativo no cuidado de si e na interação social. As atividades profissionais que demandam esforço dos membros superiores podem desenvolver Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT), sendo que essa condição pode afetar negativamente a capacidade de realizar tarefas e participar de atividades sociais. A Eletromiografia de Superfície (sEMG) é utilizada para captar, de forma não invasiva, o sinal elétrico muscular durante a execução de movimentos. No campo da saúde ocupacional, a técnica é empregada para avaliar o desempenho muscular e identificar áreas de sobrecarga e fadiga. Para tanto, o estudo foi baseado na literatura a respeito da eletromiografia de superfície e circuitos analógicos para aquisição do sinal mioelétrico, utilizando os ensinamentos de Basmajian (1985), Chedid, Deutsch e Vieira (2015) e Merletti e Cerone (2020), dentre outros autores. Optou-se pelo desenvolvimento experimental de um circuito analógico com filtro ativo de 4ª ordem e conversor A/D externo de 16 bits, com o objetivo de garantir qualidade na aquisição do sinal elétrico muscular, condizente com a finalidade pretendida. A metodologia de desenvolvimento e de aquisição do sinal eletromiográfico foram elaboradas com base no protocolo SENIAM, as quais foram adaptadas para este trabalho. A aquisição do sinal elétrico foi realizada *in loco*, em uma empresa do setor metal-mecânico da serra gaúcha, no setor de estamperia. Como resultado, pode-se considerar que a aquisição do sinal foi realizada e que os dados coletados, devidamente digitalizados e armazenados, servem como subsídios para análises pelos profissionais de engenharia de segurança do trabalho da empresa, para que, a partir da caracterização de fadiga muscular, possam revisar seus procedimentos de produção e evitar o surgimento de DORT.

Palavras-chave: eletromiografia de superfície; aquisição de sinal eletromiográfico; Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho; instrumentação biomédica.

ABSTRACT

This study proposes the development of a platform to acquire the muscular electrical signal from the shoulder region, which has a significant impact on self-care and social interaction. Professional activities that require effort from the upper limbs can develop Work-Related Musculoskeletal Disorders (WMSDs), and this condition can negatively affect the ability to perform tasks and participate in social activities. Surface Electromyography (sEMG) is used to non-invasively capture the muscle electrical signal during the execution of movements. In the field of occupational health, the technique is used to assess muscle performance and identify areas of overload and fatigue. To this end, the study was based on the literature on surface electromyography and analog circuits for acquiring the myoelectric signal, using the work of Basmajian (1985), Chedid, Deutsch and Vieira (2015) and Merletti and Cerone (2020), among other authors. It was decided to experimentally develop an analog circuit with a 4th order active filter and an external 16-bit A/D converter, in order to guarantee quality in muscle electrical signal acquisition, consistent with the intended purpose. The development methodology and the signal acquisition were based on the SENIAM protocol, which was adapted for this work. The electrical signal was acquired on site at a metal-mechanics company in the Serra Gaucha region, in the stamping sector. As a result, it can be considered that the signal acquisition was carried out and that the data collected, properly digitized and stored, serves as input for analysis by the company's occupational safety engineering professionals, so that, based on the characterization of muscle fatigue, the company can revise its production procedures and avoid the development of WMSDs.

Keywords: surface electromyography; electromyographic signal acquisition; Work-Related Musculoskeletal Disorders; biomedical instrumentation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Organização do músculo esquelético do nível macroscópico ao molecular.....	22
Figura 2 – Músculos que atuam na articulação do ombro e no cingulo do membro superior (aspecto posterior)	25
Figura 3 – Amplitude dos movimentos do ombro.....	26
Figura 4 – Registros de sinal Eletromiográfico (EMG)	30
Figura 5 – Recrutamento de Unidades Motoras	31
Figura 6 – Representação do sinal mioelétrico e potenciais de ação.....	32
Figura 7 – Eletrodos de EMG . Figura à esquerda, item (a): dimensões de um típico eletrodo de superfície circular; à direita, no item(b): interface pele-eletrodo	33
Figura 8 – Eletrodos de EMG podem ter configuração monopolar (A) ou bipolar (B)	34
Figura 9 – Amplificadores operacionais atuando sobre um biossinal	35
Figura 10 – Sinal do filtro	37
Figura 11 – Três etapas da demodulação do envelope linear	39
Figura 12 – Diagrama em blocos de um microcontrolador	40
Figura 13 – Diagrama funcional do <i>hardware</i>	44
Figura 14 – Placa com os componentes da fonte	45
Figura 15 – Eletrodo de superfície e cabo de conexão	46
Figura 16 – Ganho versus R_g	46
Figura 17 – Diagrama do circuito do amplificador de instrumentação	48
Figura 18 – Formas de onda de entrada e saída do circuito amplificador de instrumentação..	48
Figura 19 – Interface de desenvolvimento do filtro passa-alta.....	50
Figura 20 – Interface de desenvolvimento do filtro passa-baixas	50
Figura 21 – Topologia dos filtros implementados.....	51
Figura 22 – Gráfico de ganho em função da frequência.....	51
Figura 23 – Retificador de precisão ativo.....	52
Figura 24 – Retificador de precisão ativo.....	52
Figura 25 – Forma de onda comportamental do retificador de precisão ativo	53
Figura 26 – Placa conversor analógico digital ADS115	54
Figura 27 – Diagrama funcional do ADS115.....	54
Figura 28 – ESP32.....	55
Figura 29 – ESP32: diagrama funcional.....	55
Figura 30 – Placa cartão de memória SD	56

Figura 31 – Circuito em bancada durante testes de validação.....	57
Figura 32 – Gráfico comparativo da relação entre sinal de entrada e sinal de saída.....	57
Figura 33 – Validação da plataforma em bancada	58
Figura 34 – Validação do circuito dos filtros e retificador de onda completa.....	58
Figura 35 – Análise por varredura de frequência	59
Figura 36 – Análise linear dos filtros por varredura de frequência	60
Figura 37 – <i>Layout</i> do protótipo de 1 canal.....	61
Figura 38 – Validação da placa protótipo de 1 canal com gerador de sinais	61
Figura 39 – Validação da placa protótipo de 1 canal com sinal de sEMG.....	62
Figura 40 – Validação do protótipo de 1 canal com sinal de sEMG.....	63
Figura 41 – <i>Layout</i> placa de circuito impresso.....	64
Figura 42 – Placa de circuito impresso após processo de corrosão.....	64
Figura 43 – Placa de circuito impresso com a disposição dos componentes	65
Figura 44 – Placa de circuito impresso de dois canais	66
Figura 45 – Comparação entre sinal de saída dos canais esquerdo e direito.....	66
Figura 46 – Placa de circuito impresso de dois canais	67
Figura 47 – Placa Myoware Muscle Sensor	67
Figura 48 – Teste de bancada com protótipo e kit didático.....	68
Figura 49 – Cuba de inox - artefato de trabalho	69
Figura 50 – Posto de trabalho	70
Figura 51 – Posto de trabalho	71
Figura 52 – Posição do eletrodo	72
Figura 53 – Ciclo de coleta dos dados.....	73
Figura 54 – Posição dos eletrodos no colaborador.....	74
Figura 55 – Posição inicial do colaborador com cinto vestível.....	74
Figura 56 – Retirada das cubas e posicionamento da mesa pelo operador.....	75
Figura 57 – Separação de uma cuba pelo operador.....	75
Figura 58 – Inserção e retirada da cuba pelo operador.....	76
Figura 59 – Posicionamento da cuba na esteira.....	76
Figura 60 – Fluxograma do protocolo de aquisição do sinal.....	77
Figura 61 – Dados adquiridos e tabelados.....	79
Figura 62 – Sequência de movimentos realizada em um ciclo completo.....	80
Figura 63 – Dados adquiridos de um tarefa laboral.....	80
Figura 64 - Gráfico de esforço realizado em cada ombro	82

Figura 65 – Sequência de ciclos realizados entre a retirada de três cubas e a.....	83
Figura 66 – Teste de monitoramento da plataforma conectado ao computador.....	84

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Eventos no potencial de ação.....	23
Tabela 2 – Estudos de trabalhadores de diversos ramos de atividades	28

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico-Digital
AET	Análise Ergonômica do Trabalho
Ag	Prata
AgCl	Cloreto de Prata
CIVM	Contrações Isométricas Voluntárias Máximas
CMRR	Taxa de Rejeição de Modo Comum
DEE	Distância entre Eletrodos
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i>
DORT	Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho
EMC	<i>Eletromagnetic Compatibility</i>
EMI	<i>Eletromagnetic Interference</i>
EMG	Eletromiografia
Fc	Frequência de Corte
FIFO	<i>First In, First Out</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FM	Frequência Mediana
IHM	Interface Homem-Máquina
IOT	<i>Internet of Things</i>
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
LER	Lesão por Esforço Repetitivo
LME	Lesões Músculo-Esqueléticas
MCV	Máxima Contração Voluntária
MS	Membros Superiores
MVA	Média do Valor Absoluto
PAUM	Potencial de Ação da Unidade Motora
PCI	Placa de Circuito Impresso
PGA	Amplificador de Ganho Programável

PTH	<i>Pin Through Hole</i>
Rg	Resistor de Ganho
RMS	<i>Root Mean Square</i>
Rs	Resistência de Gravação
sEMG	Eletromiografia de Superfície
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SoC	<i>System-on-Chip</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TSMC	<i>Ultra Low Power Technology</i>
UM	Unidade Motora
WRMD	<i>Work-Related Musculoskeletal Disorders</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVO GERAL.....	17
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	17
1.3 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO	17
1.4 RESTRIÇÕES	19
1.5 APRESENTAÇÃO.....	20
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	21
2.1 ANATOMIA DOS MEMBROS SUPERIORES	21
2.2 UNIDADE MOTORA E POTENCIAL DE AÇÃO	23
2.3 CINTURA ESCAPULAR	24
2.4 BIOMECÂNICA E CINESIOLOGIA	26
2.5 DISFUNÇÕES E DISTÚRBIOS OSTEOMUSCULARES.....	26
2.5.1 Fadiga muscular	29
2.6 ELETROMIOGRAFIA	29
2.7 ELETRODOS.....	32
2.8 INSTRUMENTAÇÃO	34
2.8.1 Amplificação	36
2.8.2 Filtros.....	36
2.8.3 Demodulação de amplitude.....	38
2.8.4 Amostragem do sinal	39
2.9 MICROCONTROLADOR.....	39
2.10 TRABALHOS CORRELACIONADOS	41
3 PROPOSTA DE DESENVOLVIMENTO	44
3.1 MATERIAIS	44
3.1.1 Plataforma de aquisição.....	44
3.1.2 Validação da plataforma.....	56
3.1.3 Validação do circuito em placa de circuito impresso	60
3.2 METODOLOGIA PARA AQUISIÇÃO NO POSTO DE TRABALHO	69
3.2.1 Colaboradores e atividade realizada	69
3.2.2 Protocolo de preparação para aquisição do sinal <i>in loco</i>.....	71
3.2.3 Protocolo de aquisição do sinal	72
4 RESULTADOS	79

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	85
REFERÊNCIAS	87
APÊNDICE 1 - DIAGRAMA ELETRÔNICO DA PLATAFORMA DESENVOLVIDA	94
APÊNDICE 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO	95
APÊNDICE 3 - TABELA COMPARATIVA DE CUSTOS ENTRE PLATAFORMAS	98

1 INTRODUÇÃO

Ainda que as empresas demonstrem uma crescente preocupação com as condições de trabalho e o esforço físico de seus colaboradores, persistem desafios que precisam ser superados para garantir um ambiente laboral verdadeiramente saudável e sustentável. Tais fatores ainda afetam consideravelmente a saúde do indivíduo, sendo essa a realidade de diversos segmentos: de acordo com Mello *et al.* (2017) ao ser submetido a condições inadequadas, o sistema muscular pode sofrer alterações metabólicas que resultam na perda de funções, como a capacidade de gerar força, desenvolvendo desconforto muscular. São exemplos de áreas acometidas por essas condições a enfermagem e a área administrativa, entre tantas outras (Mello *et al.*, 2017).

Um dos músculos mais exigidos do corpo humano é o trapézio Wenke (2019), cuja área compreende a parte posterior e inferior da cabeça, nos ombros e na 12^o vértebra torácica. Esse músculo é demandado nas mais diversas atividades laborais, especialmente aquelas cujo nível de repetição é elevado (Gomes; Lopes; Marchetti, 2016). Outros fatores que favorecem o surgimento de sintomas de dor nessa área são idade, sexo, obesidade, força muscular, status socioeconômico e psicológico (Mello *et al.*, 2017).

Com os avanços da indústria 4.0 tem havido a automatização de processos para aumentar a eficiência da produção. Dataprev (2016) revela, em pesquisa, que os postos de trabalho considerados ergonomicamente críticos estão sendo erradicados. Ainda assim, muitos trabalhadores continuam sofrendo lesões devido ao levantamento de cargas, a movimentos repetitivos e à má postura corporal. Métodos e dispositivos estão sendo desenvolvidos para evitar que o colaborador venha a se afastar do seu posto de trabalho acometido por doenças causadas por esforço repetitivo. As Lesões Músculo-Esqueléticas (LME) são um problema real nos modernos sistemas de produção industrial (DATAPREV, 2016).

Na saúde ocupacional, a tecnologia pode ser utilizada para diversos fins, como, por exemplo, avaliar os padrões de atividade muscular durante o trabalho e identificar áreas de sobrecarga, tensão e fadiga com base no aumento da amplitude do sinal elétrico muscular adquirido através da técnica da eletromiografia de superfície (Gomes; Lopes; Marchetti, 2016). Para se realizar o estudo da interação do trabalhador com os elementos que compõem a sua atividade, é necessário utilizar métodos que avaliem o desenvolvimento da tarefa em tempo real e se relacionem com as características fisiológicas e biomecânicas inerentes ao trabalho. A Eletromiografia de Superfície (sEMG) é uma técnica não invasiva capaz de prover dados sobre nível e padrão de ativação muscular e reconhecer essa ativação em tempo real. Essa técnica está

relacionada às características fisiológicas das fibras musculares e pode ser considerada uma ferramenta valiosa na avaliação ergonômica do trabalho (Marras, 1990).

1.1 OBJETIVO GERAL

Diante do contexto apresentado, o objetivo principal desta pesquisa foi desenvolver uma plataforma experimental, portátil e de baixo custo para adquirir o sinal elétrico muscular da região dos ombros, disponibilizando os dados em formato numérico e tabelados para a empresa parceira.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

As ações efetuadas para o cumprimento do Objetivo Geral foram as descritas a seguir:

1. Realizar pesquisa teórica que possibilite o embasamento necessário e forneça parâmetros para o desenvolvimento da plataforma objeto deste estudo;
2. Desenvolver a plataforma de baixo custo para aquisição dos sinais musculares na região do trapézio superior;
3. Desenvolver um protocolo para aquisição do sinal sEMG na atividade laboral;
4. Validar o protótipo em situação real no posto de trabalho dentro de um ambiente industrial;
5. Desenvolver uma metodologia de aquisição dos sinais para entrega dos dados obtidos referentes ao esforço realizado pelo trabalhador.

1.3 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

A fadiga muscular localizada tem sido amplamente estudada durante muitos anos e identificada como um fator nas condições musculares associadas à dor crônica (Roy; De Luca, 1989; Falla, 2005). Trata-se de uma consequência do esforço repetitivo prolongado: a fadiga é considerada precursora dos Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT) e a LME. Portanto, para eliminar o risco de DORT, é necessário obter um método preciso de avaliação da fadiga muscular. Dentre os utilizados, a Eletromiografia de Superfície (sEMG) foi escolhida devido à sua acurácia e não invasividade. Estudos anteriores, como os de Bosch,

Looze e Van Dieen (2007) e Chowdhury (2015), usaram medidas baseadas em EMG para investigar a fadiga muscular associada a várias tarefas ocupacionais (Chowdhury, 2015).

Realizar movimentos repetitivos de braço e ombro é um aspecto importante das tarefas de trabalho em muitas indústrias. No estudo da literatura, Cotê *et al.* (2008) propôs uma relação causal entre este esforço e as doenças musculoesqueléticas do pescoço/ombro. Tradicionalmente, o diagnóstico clínico da dor muscular tem sido feito por médicos e fisioterapeutas por meio de métodos de avaliação subjetiva, como palpação, histórico médico e a Escala de BORG (Cabral, 2020). Além disso, a evolução da dor na fisioterapia ocorre de forma subjetiva, ou seja, dependendo do relato do paciente e da interpretação do fisioterapeuta.

Em geral, as empresas com setores que demandam atividades repetitivas constataam diversos problemas de saúde que acometem os seus colaboradores. Diante deste cenário, a indústria na qual foi realizado este estudo de caso, no segmento de cubas e pias em inox, contratou empresa especializada para realizar uma Análise Ergonômica do Trabalho (AET) no setor de furação de cubas, o qual é responsável por transformar produtos semi acabados em produtos finais. Cada operador realiza movimentos de coluna e extensão dos membros para alcançar e depositar o produto em equipamento específico (prensa hidráulica), sendo nesta operação demandados esforços dos músculos da região dos ombros (Trapézio Superior). Dessa forma, os dados obtidos a partir deste trabalho podem vir a se tornar uma continuidade quantitativa da referida AET.

A AET, por sua vez, utilizou a metodologia aplicada, baseada em três pilares:

1. Participação dos trabalhadores na questão do conforto, da praticidade dos postos de trabalho e do método utilizado, bem como na identificação de queixas de distúrbios dolorosos que apontem condições inadequadas de execução de tarefas;
2. Observação técnica, que inclui visitas *in loco* dos postos de trabalho, com a finalidade de obter informações que enfoquem a associação da legislação vigente aos aspectos abordados;
3. Análise técnica dos postos de trabalhos e elaboração de relatório contendo as sugestões de melhorias.

Com base nos dados coletados, a utilização desse dispositivo permitirá aos profissionais de segurança do trabalho uma avaliação quantitativa para estimar a fadiga muscular durante atividades laborais que exigem a musculatura da cintura escapular. Portanto, o desenvolvimento dessa plataforma de aquisição de sinal elétrico muscular utilizando a sEMG é uma solução

tecnológica promissora para a saúde ocupacional, permitindo a identificação e a prevenção de doenças relacionadas ao trabalho, bem como a melhoria das condições laborais e da qualidade de vida dos colaboradores.

A escolha da temática estudada por parte do autor teve o intuito de contribuir com a saúde dos trabalhadores no segmento industrial. O desejo de promover a interface com a área biomédica vem desde o início da graduação, a partir do desenvolvimento de projetos voltados à evolução dos dispositivos de avaliação diagnóstica dos profissionais da saúde e à melhoria da qualidade de vida e das condições de trabalho dos colaboradores da indústria.

1.4 RESTRIÇÕES

É importante pontuar alguns aspectos fundamentais com o objetivo de delimitar o escopo desta pesquisa:

O desenvolvimento da referida plataforma experimental, portátil e de baixo custo apresenta caráter totalmente experimental, com o objetivo de coletar o sinal elétrico muscular e fornecer os dados para a empresa, que será responsável por efetuar a análise da estimativa de fadiga muscular na região dos ombros. Embora a plataforma permita a aquisição de sinal elétrico, em qualquer outra área muscular que se deseje investigar, para fins de delimitação desta pesquisa os eletrodos foram posicionados apenas na área do músculo trapézio superior do trabalhador. Este, por sua vez, efetuou sua atividade em situação específica, com carga conhecida durante tempo pré-estabelecido. A interpretação dos dados para caracterização de fadiga muscular é de caráter específico e de responsabilidade dos profissionais de saúde ou de engenharia e segurança do trabalho, não sendo escopo de atuação do autor. Por definição da empresa, diante de pré-análise do posto de trabalho e dos relatos de desconforto dos colaboradores, este estudo contempla apenas um modelo de cuba de inox (item em cuja produção os colaboradores indicaram maior desconforto muscular e dificuldades em manuseio, com movimentos restritos e repetitivos), e um posto de trabalho (prensa hidráulica) durante uma jornada de 8 horas por dia. Dentro deste período, a empresa já adota um padrão de rotatividade no qual, a cada 2 horas, o operador é substituído, sendo direcionado para outra atividade.

1.5 APRESENTAÇÃO

O presente trabalho está organizado da seguinte forma:

- O Capítulo 1 é de caráter introdutório, apresentando os objetivos gerais e específicos, a justificativa do trabalho e relacionando as restrições de pesquisa;
- No Capítulo 2 são abordados, de forma breve, conceitos sobre anatomia, biomecânica e cinesiologia dos membros superiores, assim como as disfunções físicas e os distúrbios osteomusculares que podem ocorrer nessa região. São expostos, ainda, conceitos sobre biossinais, eletromiografia e eletrodos utilizados nessa técnica, circuitos integrados para instrumentação eletrônica, filtros ativos, microcontrolador e pré-processamento do sinal por *hardware*. Ainda apresenta trabalhos correlacionados à área, que colaboram com algum aspecto na execução deste;
- O Capítulo 3 apresenta a proposta de desenvolvimento da plataforma de baixo custo, os materiais e as metodologias utilizadas para validação da plataforma e aquisição do sinal elétrico na região dos ombros, pré-tratamento e disponibilização dos dados à empresa;
- O Capítulo 4 discorre sobre os resultados obtidos a partir do desenvolvimento da plataforma e sua aplicação *in loco* na empresa escolhida;
- O Capítulo 5 apresenta as considerações finais da pesquisa, trazendo os aspectos que evidenciam o cumprimento dos objetivos geral e específicos, as limitações encontradas durante a pesquisa e as oportunidades de estudos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

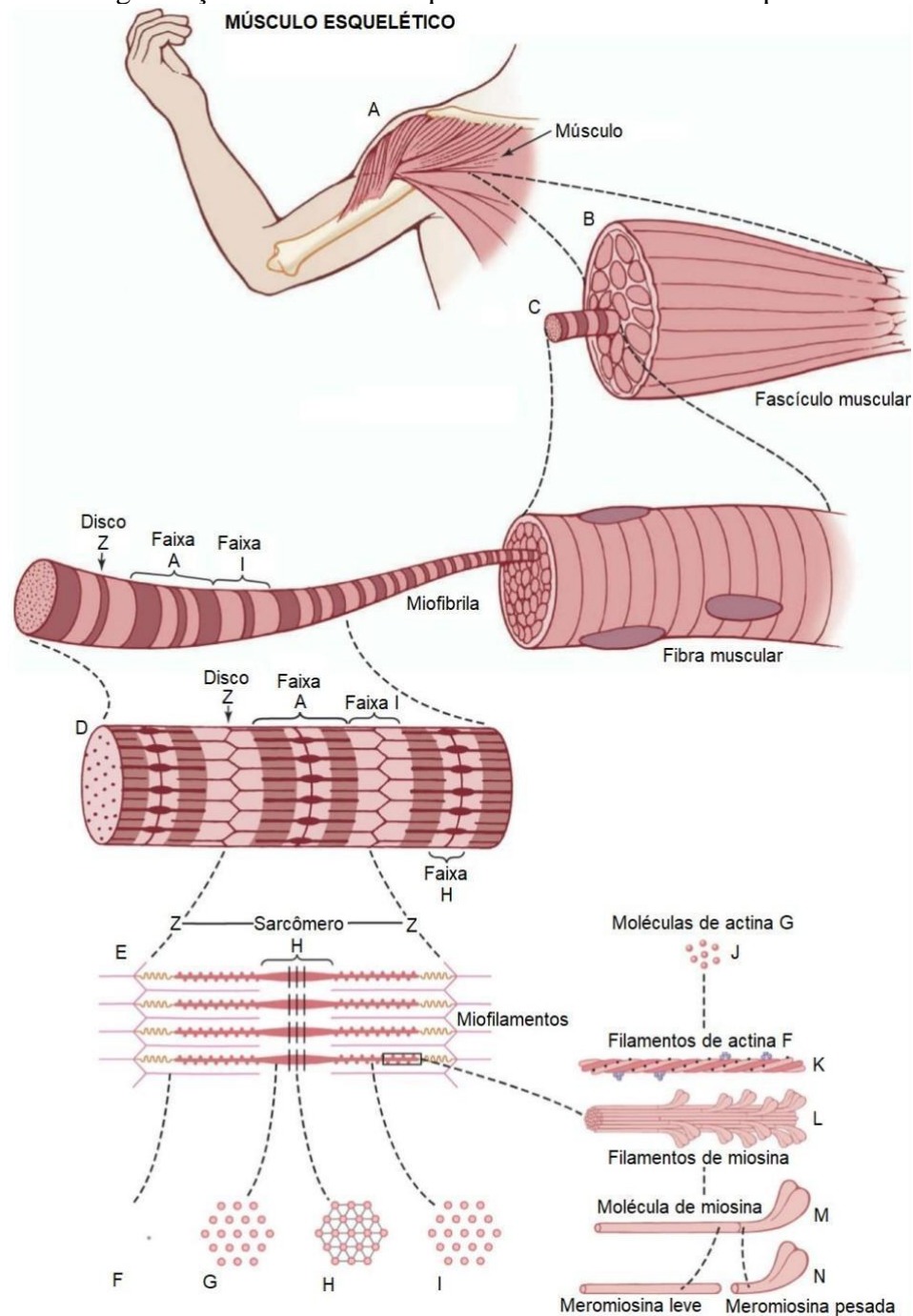
Este capítulo apresenta as principais teorias a respeito do estudo que se pretendeu desenvolver. É inevitável abordar, inicialmente, a anatomia dos membros superiores, visto ser esta a região muscular na qual será realizada a análise. Para tanto, faz-se necessário conhecer a unidade motora, os músculos e articulações e realizar uma descrição geral sobre disfunções físicas, sobre biomecânica e sobre a cinesiologia do corpo humano.

2.1 ANATOMIA DOS MEMBROS SUPERIORES

Cerca de 40% do corpo é composto por músculo esquelético (Guyton; Hall, 2011). O sistema muscular é responsável pela geração e regulação da força para realizar atividades cotidianas como locomoção, manutenção da postura, movimentos precisos e potentes (Karthick, 2018). Para que ocorra uma nova contração muscular e para que esta se mantenha, é necessário que estímulos sejam produzidos pelo sistema nervoso. Ocorrem os potenciais nas unidades motoras continuamente ativadas, ocasionando, assim, um disparo de impulsos eletromiográficos (Wosch, 2021).

Na obra “Tratado de Fisiologia Médica”, Guyton (2011) apresenta o mecanismo fisiológico de contração muscular conforme a Figura 1 a seguir:

Figura 1 – Organização do músculo esquelético do nível macroscópico ao molecular



Fonte: Guyton; Hall, 2011.

As letras "F", "G", "H" e "I" são cortes transversais nos níveis indicados, detalhando de forma esquemática a estrutura do músculo estriado esquelético. Neles, os filamentos espessos de miosina e os finos de actina entremeiam em alguns pontos na cor escura. As faixas mais claras, que têm filamentos de actina, são chamadas de Faixa "I", por serem isotrópicas à luz polarizada. As faixas escuras têm filamentos de miosina sobrepostos aos filamentos de actina e são chamadas faixas "A" por serem anisotrópicas à luz polarizada. As pontas dos filamentos de

actina são fixadas às linhas "Z", também chamadas de Disco "Z", sendo formadas por proteínas filamentosas que passam transversalmente pela miofibrila e de uma miofibrila a outra, unindo-as e delimitando os sarcômeros (Guyton; Hall, 2011).

A organização do músculo esquelético, de acordo com a Figura 1, mostra que todos esses músculos são compostos por numerosas fibras, com diâmetro de 10 a 80 "micrômetros". Cada uma dessas fibras é formada por subunidades sucessivamente ainda menores: as miofibrilas (Guyton; Hall, 2011).

Quanto aos tipos de contração, a isométrica é quando o músculo não encurta durante a contração. É o registro sobre a variação da força da própria contração, razão pela qual é mais usado para comparar as características funcionais dos diferentes tipos de músculo (Guyton; Hall, 2011). A contração isotônica acontece quando o músculo encurta durante a contração, mas sua tensão permanece constante por toda a contração - o músculo se encurta contra carga fixa, ou seja, depende da carga contra a qual o músculo se contrai (Karthick, 2018; Guyton; Hall, 2011).

2.2 UNIDADE MOTORA E POTENCIAL DE AÇÃO

Os músculos são compostos por uma coleção de unidades motoras. Cada Unidade Motora (UM) é constituída de um neurônio e de todas as fibras inervadas por esse neurônio. Os motoneurônios deixam o lado anterior da medula espinhal e se ramificam, terminando numa fibra muscular, formando os eventos de potencial de ação. A Tabela 1 apresenta esses potenciais e sua respectiva tensão elétrica gerada.

Tabela 1 – Eventos no potencial de ação

EVENTOS NO POTENCIAL DE AÇÃO		
Repouso Tensão = -70 a -90 mV	Distribuição desigual das partículas carregadas nas partes interna e externa da membrana. No interior = negativa, por causa da presença de proteínas negativamente carregadas. No exterior = positiva em relação ao interior, por causa do grande número de íons positivamente carregados atraídos para a superfície externa pela carga negativa no interior.	Mais Na ⁺ fora que dentro da célula, e mais K ⁺ dentro que fora da célula.

Continua...

Continuação...

Despolarização Tensão = +30 mV	Se o estímulo limiar ao neurônio for suficientemente forte (>10 mV), o neurônio disparará em potencial de ação. O potencial de ação é propagado à medida que o interior fica carregado mais positivamente.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Grande número de canais abertos de Na⁺ ativados por tensão. 2. Movimento rápido de Na⁺ para o interior da célula. 3. O interior fica mais positivamente carregado. 4. Acaba quando os canais de Na⁺ ficam inativados como resultado da mudança de tensão.
Repolarização	Inativação dos canais de sódio e abertura dos canais de potássio.	Rápido movimento de íons potássio k ⁺ para o exterior.
Hiperpolarização	Os canais de k ⁺ abrem e fecham lentamente; há necessidade de um estímulo superior ao normal para que haja ativação de outro potencial de ação.	Mais k ⁺ deixa a célula, o que é necessário para a repolarização da membrana.

Fonte: Hamill; Knutzen; Derrick, 2016, p. 109.

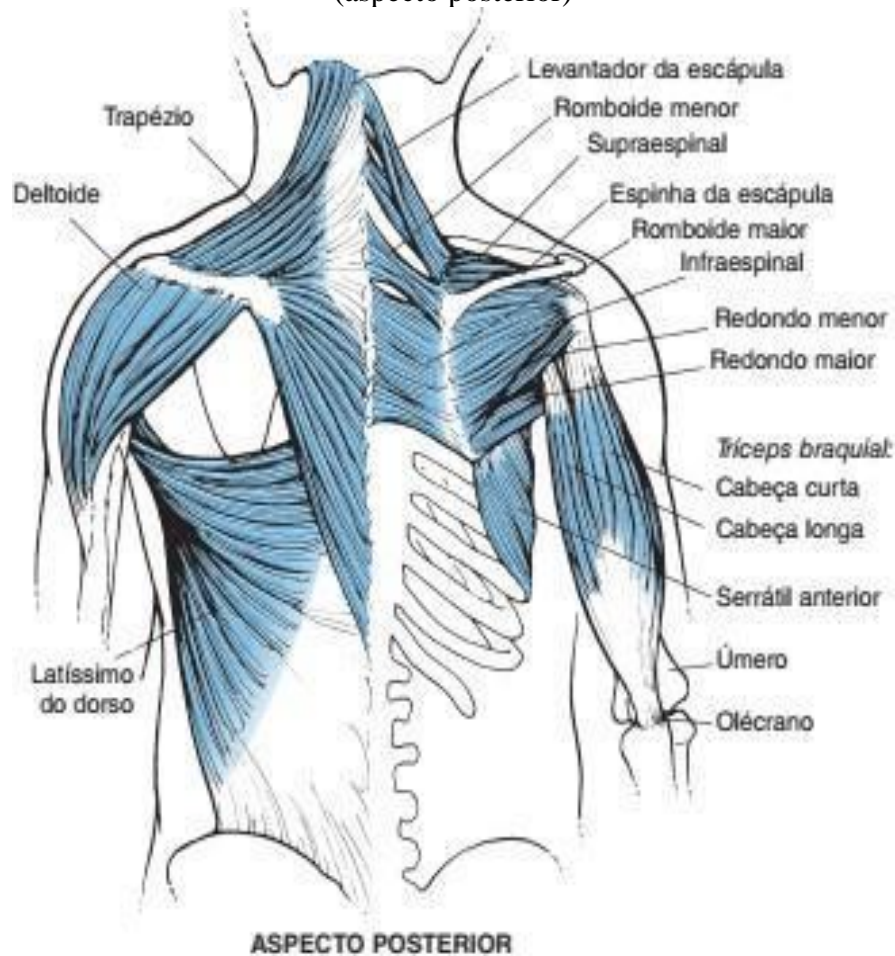
A magnitude do Potencial de Ação de uma Unidade Motora (PAUM) na aquisição do sinal de sEMG sofre a necessidade de fatores como: taxa de disparo, característica da membrana da fibra muscular e a distância entre esta fibra. O sistema nervoso para manter uma contração ativa transmite uma sequência de estímulos para a Unidade Motora (UM), sendo esta ativada de forma repetida. A superposição espaço-temporal de repetições de potenciais de ação das unidades motoras resultam em um sinal eletromiográfico (Wosch, 2021).

2.3 CINTURA ESCAPULAR

A cintura escapular, também chamada de cingulo peitoral, é um anel ósseo incompleto posteriormente. A cintura escapular é formada por dois conjuntos de ossos: as escápulas (omoplatas), posteriormente, e as clavículas, anteriormente, sendo completada anteriormente pelo manúbrio do esterno (parte do esqueleto axial), (Hamill; Knutzen; Derrick, 2016).

Os músculos relacionados efetuam a ligação da cintura escapular (omoplata e clavícula) ao esqueleto axial, principalmente à coluna vertebral e às costelas. Esses músculos são apresentados na Figura 2: o trapézio, o romboide, o latíssimo do dorso, o peitoral menor, o subclávio e o serrátil anterior (Hamill; Knutzen; Derrick, 2016).

Figura 2 – Músculos que atuam na articulação do ombro e no cingulo do membro superior (aspecto posterior)



Fonte: Hamill; Knutzen; Derrick, 2016.

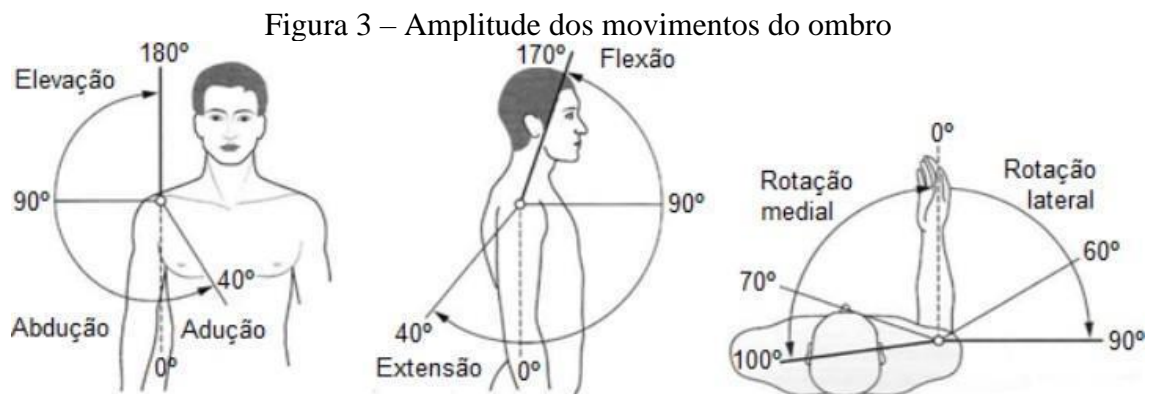
O músculo trapézio também fixa os ombros, puxando as escápulas posterior e superior sobre a parede torácica mediante contração tônica. Conseqüentemente, a fraqueza deste músculo causa queda dos ombros. Os músculos que compõem o ombro são: manguito rotador (músculos mais profundos); o trapézio, que eleva o ombro; o deltóide, que eleva o braço lateralmente; e o peitoral maior (Filho, 2015).

O músculo trapézio se origina na linha nucal superior. Trata-se de protuberância occipital externa, margem medial do ligamento nucal, no processo espinhoso de C7 e T12 e os ligamentos supra-espinhais relacionados. O músculo se insere na margem superior da crista da espinha da escápula e é inervado pela parte motora do nervo acessório e pelo ramo sensitivo anterior de C3 e C4 (Filho, 2015).

2.4 BIOMECÂNICA E CINESIOLOGIA

O movimento constitui uma forma de interação do indivíduo com o ambiente em que reside ou trabalha, abrangendo considerações sobre localização, posição e postura em relação a referências específicas. A ativação, a intensidade e a duração da solicitação muscular durante o movimento não apenas permite inferências sobre a fadiga, mas também viabiliza a detecção de sinais eletromiográficos. Essa detecção é crucial para investigar quais músculos são empregados em um movimento específico, e a biomecânica é a disciplina encarregada do estudo minucioso dessas características (Wosch, 2021).

Os músculos envolvidos principalmente nos movimentos do ombro são o deltóide anterior (responsável pela flexão) e músculos acessórios, como o deltóide médio e o trapézio (durante a flexão). É imperativo observar a amplitude em estudos que exigem avaliação de movimento dos membros superiores. A Figura 3 apresenta o grau de amplitude necessário para cada movimento (Wosch, 2021).



Fonte: Waschke, 2012.

2.5 DISFUNÇÕES E DISTÚRBIOS OSTEOMUSCULARES

Disfunção física pode ser entendida como uma perda ou anormalidade na função, no nível do tecido, órgão ou sistema, resultando na movimentação restrita, limitando o desempenho motor ou até mesmo o comprometimento do sistema locomotor. Tais disfunções são separadas devido à sua natureza: pode ser um distúrbio ortopédico, afetar músculos, ossos e articulações; ou neurológico, com lesão ou deterioração do sistema nervoso. Também podem ser classificadas como: congênita ou adquirida; aguda ou crônica; permanente ou temporária; progressiva ou não progressiva (Bertoti, 2014).

Bernard e Putz-Anderson (1997) afirmam em seu trabalho que distúrbios musculoesqueléticos são condições que afetam músculos, tendões, sinóvia (membrana das articulações), nervos, fáscia (revestimento muscular) e ligamentos. Podem aparecer individualmente ou em combinação, estando ou não relacionados à degeneração tecidual. Essas condições trazem consigo uma variedade de sintomas como dor, parestesia (sensações subjetivas da pele, como frio, calor e pressão) e formigamento, que pode aparecer como dormência ou ocorrer devido à má circulação. Peso e fadiga também são sintomas comuns. Essas condições geralmente se desenvolvem gradualmente e tendem a afetar principalmente os membros superiores, a área escapular ao redor dos ombros e a coluna cervical, mas também pode causar danos aos membros inferiores. Essas deficiências resultam frequentemente em incapacidade temporária ou permanente (Bernard; Putz-Anderson, 1997).

Movimentos excessivos, irregulares e intensos desencadeiam dores no sistema musculoesquelético, geralmente nos membros superiores, o que ocasiona lesões no sistema tendíneo, muscular e ligamentos. Tais lesões são denominadas de Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT), (FUNDACENTRO, 2021).

A pessoa diagnosticada com DORT sente dor crônica. As queixas também englobam desconforto, fadiga, sensação de diminuição de força e enrijecimento muscular. Nos casos graves, o trabalhador não consegue realizar as suas atividades laborais de forma plena e apresenta dificuldade de fazer, inclusive, a sua higiene pessoal e doméstica. As tendinites são os distúrbios osteomusculares mais comuns, ocorrendo no ombro, no cotovelo e no punho. O DORT também se apresenta frequente nas lombalgias e mialgias em diversas partes do corpo (OCUPACIONAL, 2018). Para preveni-lo, o Ministério do Trabalho e Previdência Social direciona que os empregadores dediquem uma atenção especial com a norma NR17 (BRASIL, 2021).

Ao longo dos anos, estudos vêm sendo realizados com trabalhadores de diversos ramos de atividades, os quais são expostos a condições de trabalho que propiciam a ocorrência e/ou o agravamento de quadros relacionados a DORT (BRASIL, 2012). Na Tabela 2 são citados alguns desses estudos, lembrando que devem ser considerados exemplificativos de situações que podem ser identificadas em outras populações de trabalhadores (BRASIL, 2023).

Tabela 2 – Estudos de trabalhadores de diversos ramos de atividades

Maior prevalência de afecções de ombros	População de trabalhadores
Herterts <i>et al.</i> (1981)	Soldadores de estaleiros
Silverstein (1985)	Trabalhadores da indústria
Luopajarvi <i>et al.</i> (1979)	Trabalhadores nas linhas de montagem
Mccormack <i>et al.</i> (1990)	Trabalhadores de manufatura
Viikari-Juntura (1983)	Trabalhadores de abatedouros

Fonte: BRASIL, 2023.

O Ministério do Trabalho salienta que o termo Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT) foi criado para substituir a Lesão por Esforço Repetitivo (LER), pois a maioria dos trabalhadores com os sintomas não apresentam evidências de lesões. Ainda assim, demais tipos de sobrecargas também podem ser nocivas ao trabalhador. A expressão DORT é mais abrangente e, portanto, mais adequada – embora não haja evidências científicas que embasem o significado técnico do termo. Apesar disso, o Ministério da Saúde, no mesmo estudo, não considera que a DORT seja causada apenas pelo trabalho. De acordo com a classificação proposta, seria um fator de risco ou aquilo que provoca um distúrbio latente ou agrava uma condição preexistente. Nesse cenário, a DORT surge quando há uma predisposição do próprio corpo, somada a fatores organizacionais conforme os mencionados a seguir (BRASIL, 2019):

- Más condições do local de trabalho (piso, iluminação, angulações, distanciamento, ferramentas, jornadas de trabalho excessivas, etc);
- Posturas inapropriadas para execução das atividades;
- Técnicas incorretas para realizar as tarefas;
- Desrespeito aos limites corporais dos trabalhadores.

Estudos na área da saúde ocupacional têm demonstrado que trabalhadores de diversos ramos de atividades estão expostos a condições de trabalho que propiciam a ocorrência e/ou o agravamento de quadros relacionados a DORT (BRASIL, 2012). Para atender esta demanda, muitos grupos de pesquisa, instituições e clínicas focam no desenvolvimento de plataformas portáteis para aquisição de sinais musculares do corpo humano (chamados de mioelétricos), utilizando a técnica de Eletromiografia de Superfície (sEMG).

Diferentes graus de incapacidade funcional podem ser gerados pelos distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho, afetando principalmente a região lombar e membros superiores (Carvalho *et al.*, 2014). O trabalho intenso dos músculos provoca dor e fadiga

muscular, sendo estas as principais características das afecções musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho, onde cada função possui locais mais afetados. A eletromiografia de superfície mostra-se como uma ferramenta confiável e eficaz no entendimento do trabalho muscular e na avaliação da funcionalidade do trabalhador, assim como uma estratégia de avaliação e treinamento de funcionários (Carvalho *et al.*, 2014).

2.5.1 Fadiga muscular

Segundo Powers *et al.* (2017), a fadiga muscular é definida como a redução da produção de potência muscular que ocasiona uma diminuição tanto da geração de força como da velocidade de encurtamento do músculo. Usa-se o termo fadiga para descrever uma diminuição no desempenho muscular diante de um esforço contínuo, juntamente com sensações gerais de cansaço (Powers *et al.*, 2017). É a incapacidade de manter o nível de potência necessário para manter o trabalho muscular em determinada intensidade (Wilmore; Costill; Kennedy, 2013).

Após uma atividade muscular repetida de longa duração pode ocorrer um decréscimo reversível da força contrátil, sendo esta ação caracterizada como fadiga muscular. Há fundamentos suficientes para definir a fadiga humana como um complexo fenômeno que inclui incapacidade em mais de um local ao longo da cadeia de eventos que estimula as fibras musculares (Komi, 2006).

As causas da fadiga muscular induzida pelo exercício são complexas e pouco conhecidas. Dependendo do tipo de exercício e das condições ambientais, a fadiga pode provocar perturbações no sistema nervoso central e/ou fatores periféricos junto ao músculo esquelético. Embora as causas exatas da fadiga muscular ainda sejam controversas, está estabelecido que o estado de condicionamento individual, o estado nutricional, o tipo de composição de fibra e a intensidade e duração do exercício são fatores que afetam o processo de fadiga (Powers *et al.*, 2017).

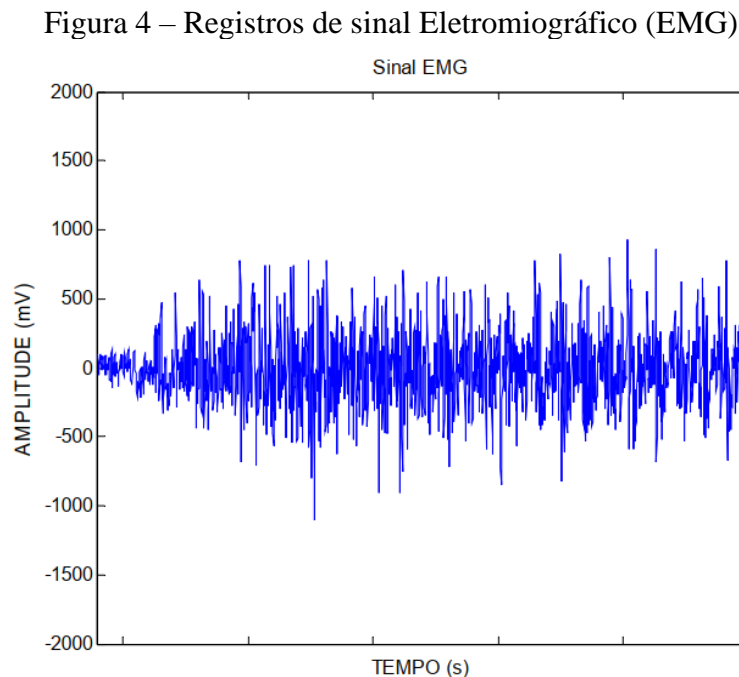
2.6 ELETROMIOGRAFIA

A Eletromiografia (EMG) é uma técnica que se preocupa com o desenvolvimento, a coleta e a análise de sinais mioelétricos, seja intramusculares ou superficiais, resultado das variações fisiológicas nos estados das membranas das fibras musculares (Konrad, 2005). Diferente de outras, as membranas dos tecidos nervoso e muscular são excitáveis e sensíveis a

mudanças eletroquímicas, permitindo a transmissão de informações, a fim de produzir o movimento através das unidades motoras (Konrad, 2005).

A perspectiva de análise e de estudos do músculo é válida por proporcionar informações concernentes ao controle dos movimentos voluntários e/ou reflexos. O estudo das atividades musculares durante determinada tarefa pode revelar quais músculos estão ativos e quando esses músculos iniciam e cessam sua atividade (Hamill; Knutzen; Derrick, 2016). Para Basmajian (1985), o estudo da eletromiografia acaba se tornando único, pois demonstra a coordenação entre os músculos e revela sua ação em qualquer instante durante uma atividade física ou postural.

Além disso, é possível quantificar a magnitude da resposta elétrica dos músculos durante uma tarefa. O sinal de EMG é muito complexo, sendo uma composição de inúmeros potenciais de ação de todas as unidades motoras ativas sobrepostas umas às outras. A Figura 4 apresenta essa complexidade, onde o sinal bruto possui componentes positivos e negativos (Marchetti & Duarte, 2006).

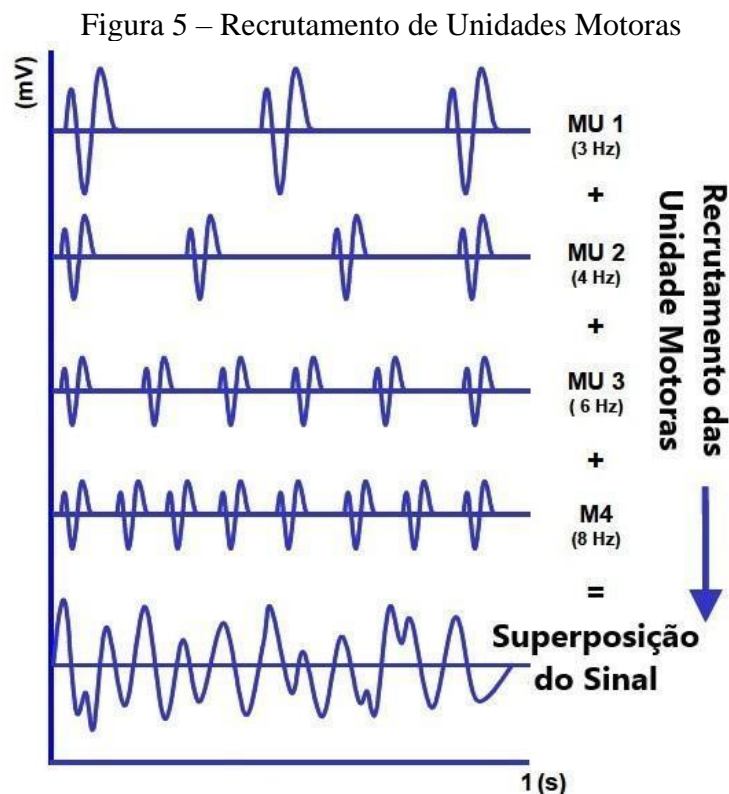


Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Marchetti e Duarte, 2006.

Classificado como um sinal de natureza bioelétrica e considerado um biopotencial originando-se no cérebro humano, o biossinal tem sua formação no pensamento do movimento, junto aos lobos frontais, passando pelo córtex pré-frontal e córtex motor primário. Essa informação é enviada para os neurônios motores encontrados na medula espinhal, responsáveis pela condução do impulso até as fibras musculares esqueléticas (Mendes Junior, 2016).

Uma unidade motora gera uma contração bastante fraca. Para maiores contrações, realiza-se o recrutamento de mais unidades. Assim, o eletrodo capta todos os sinais das células inervadas na sua região de localização, realizando uma superposição de vários sinais, fato conhecido como “Potencial de Ação da Unidade Motora” (PAUM)¹. Este, por sua vez, é a soma algébrica de vários potenciais de ação de uma unidade motora durante a contração muscular (Konrad, 2005).

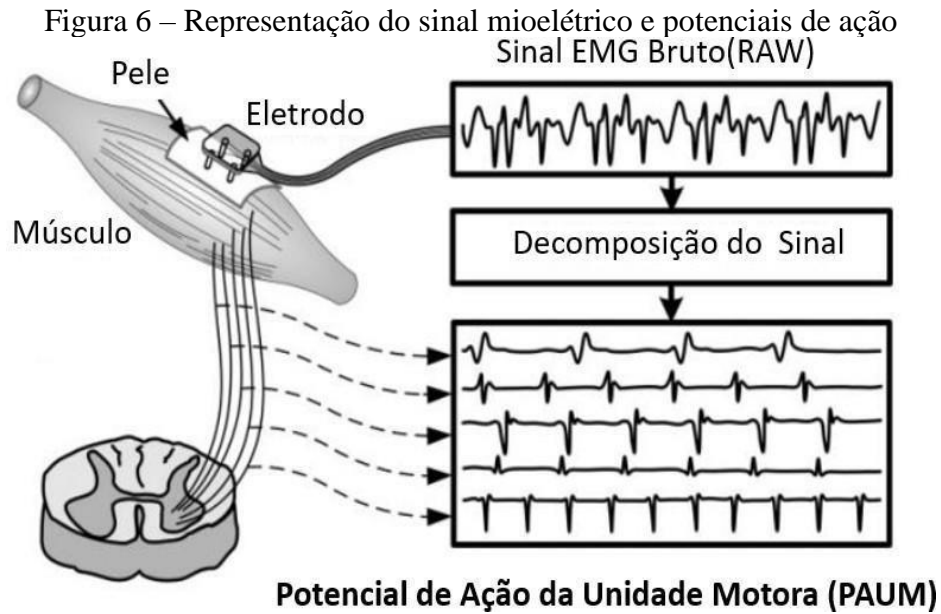
O sinal de sEMG não apresenta a amplitude e frequência de disparo original dos bio-sinais dos músculos, pois a pele e tecidos se comportam como um filtro passa baixa. A Figura 5 ilustra o recrutamento e as frequências de disparos (Konrad, 2005).



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Konrad, 2005.

O disparo de um motoneurônio resulta em uma descarga de muitas fibras musculares de forma quase simultânea. Ao somar todas as atividades das fibras gera-se um potencial de ação de unidade motora que consiste em um somatório espaço-temporal dos potenciais de ação gerados por um motoneurônio-alfa. O sinal de EMG é a resultante da atividade elétrica das unidades motoras recrutadas em uma contração muscular. A Figura 6 apresenta a formação do potencial de ação de unidade motora ao longo das fibras musculares (Mendes Junior, 2016).

¹ PAUM do inglês *-Motor Unit Action Potential* é a soma algébrica de vários potenciais de ação de uma unidade motora durante uma contração muscular



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Luca *et al.*, 2006.

2.7 ELETRODOS

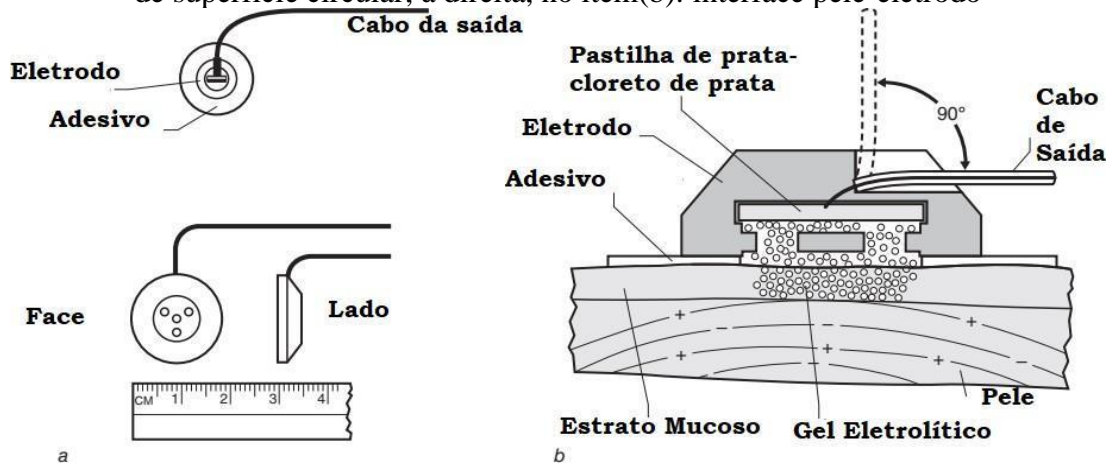
Eletrodos são transdutores que detectam diferenças de potencial geradas na pele por correntes iônicas que fluem no corpo. Os eletrodos detectam diferenças de potencial no espaço extracelular. Os eletrodos de superfície são geralmente feitos de prata (Ag) ou com um material de Prata (Ag) / Cloreto de Prata (AgCl), conforme indica a Figura 7. A camada mais externa da epiderme tem 15–16 μm de espessura e contribui fortemente para a impedância eletrodo-pele. A espessura total da pele é de cerca de 1,2 mm (Merletti; Cerone, 2020).

Segundo Kamem e Gabriel (2010), os eletrodos de superfície são feitos de materiais condutores cujo revestimento pode variar de metais preciosos (ou seja, ouro ou prata) a aço inoxidável simples. Antes da aplicação do eletrodo, a pele deve ser levemente raspada para remover óleos e camadas de pele morta, que contêm baixos níveis de eletrólitos necessários para a condução. Um gel eletrolítico é aplicado na superfície do eletrodo e espalhado na pele, sendo absorvido no estrato mucoso para entrar em contato com a derme, que serve para diminuir a Resistência de Gravação (R_s) através da pele, conforme indica a Figura 7, sendo denominado de interface eletrodo-eletrólito.

Quando o metal entra em contato com o gel eletrolítico, há dois eventos eletroquímicos críticos que governam as propriedades de registro dos eletrodos de superfície. Primeiro, o próprio metal atrai íons do gel eletrolítico. O tipo de íon (positivo ou negativo) que é atraído depende da eletroquímica específica do metal e do gel eletrolítico (Kamen, 2010).

O tipo de íon que é descarregado no eletrólito é a fonte da atração original do eletrólito para a superfície do metal. Juntas, as duas interações eletroquímicas dão origem a uma camada dipolar de carga na interface eletrodo-eletrólito, que se comporta como um capacitor (C). A camada dipolo é a fonte de impedância de entrada do sinal EMG do músculo para o eletrodo (Kamen, 2010).

Figura 7 – Eletrodos de EMG . Figura à esquerda, item (a): dimensões de um típico eletrodo de superfície circular; à direita, no item(b): interface pele-eletrólito



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Kamen, 2010.

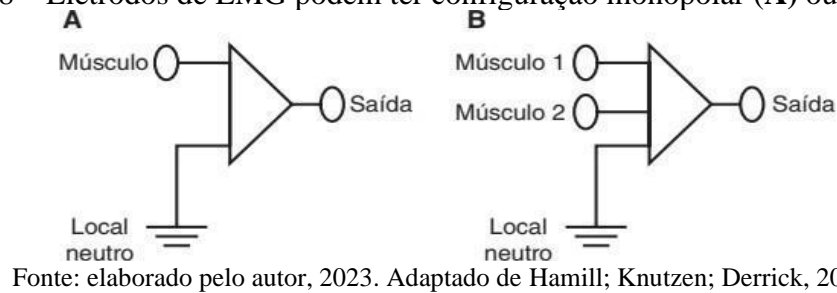
Os eletrodos devem estar situados entre o ponto motor, região com grande densidade neural e baixa estabilidade de sinal, e o tendão distal do músculo a ser mensurado, com uma distância de centro a centro entre os eletrodos de 20 mm, com esses paralelos com as fibras musculares e com, pelo menos, um eletrodo de referência (SENIAM, 2020).

Kame (2010) aponta que, na maior parte dos casos, a frequência do sinal está localizada entre 10 e 250 Hz. Contudo, o Teorema da Amostragem de Nyquist afirma que este sinal deve ser amostrado com, no mínimo, o dobro de sua maior frequência, para não haver perdas na coleta. Portanto, conforme Kamen (2010), indica-se utilizar uma frequência acima de 500 Hz.

Outro ponto importante para análise de sinais sEMG diz respeito aos músculos vizinhos ao que se deseja medir, que podem produzir sinais intensos e que sejam detectados pelo eletrodo, problema conhecido como *CrossTalk* e que usualmente não excede 10%-15% do sinal. Ruídos originados da rede elétrica na faixa de 50-60 Hz e movimento do eletrodo na pele também merecem os devidos cuidados. O sinal de EMG é registrado usando eletrodos de superfície aplicados sobre a pele, de modo que são utilizados principalmente em músculos superficiais. Mais frequentemente, o eletrodo de superfície é utilizado em estudos biomecânicos (Kamen, 2010).

A Figura 8 apresenta como os eletrodos de superfície podem ser aplicados em um arranjo monopolar (item **A**) ou bipolar (item **B**). No modo monopolar, um eletrodo é aplicado diretamente sobre o músculo em questão e um segundo eletrodo passa sobre um local eletricamente neutro, como uma saliência óssea (Konrad, 2005).

Figura 8 – Eletrodos de EMG podem ter configuração monopolar (**A**) ou bipolar (**B**)



Segundo Hamill; Knutzen e Derrick (2016), os registros monopolares não são seletivos com relação aos registros bipolares. Embora sejam utilizados em certas situações, como nas contrações estáticas, são insatisfatórios em movimentos não isométricos.

Os eletrodos bipolares são utilizados geralmente em estudos biomecânicos. Nesse caso, dois eletrodos com um diâmetro de cerca de 8 mm são aplicados sobre o músculo com um afastamento de aproximadamente 2 cm, e um terceiro eletrodo é aplicado num local eletricamente neutro. Esse arranjo faz uso de um amplificador diferencial, que registra a diferença entre os dois eletrodos registradores. Essa técnica diferencial remove qualquer sinal que seja comum aos sinais provenientes dos dois eletrodos registradores (Hamill; Knutzen; Derrick, 2016).

2.8 INSTRUMENTAÇÃO

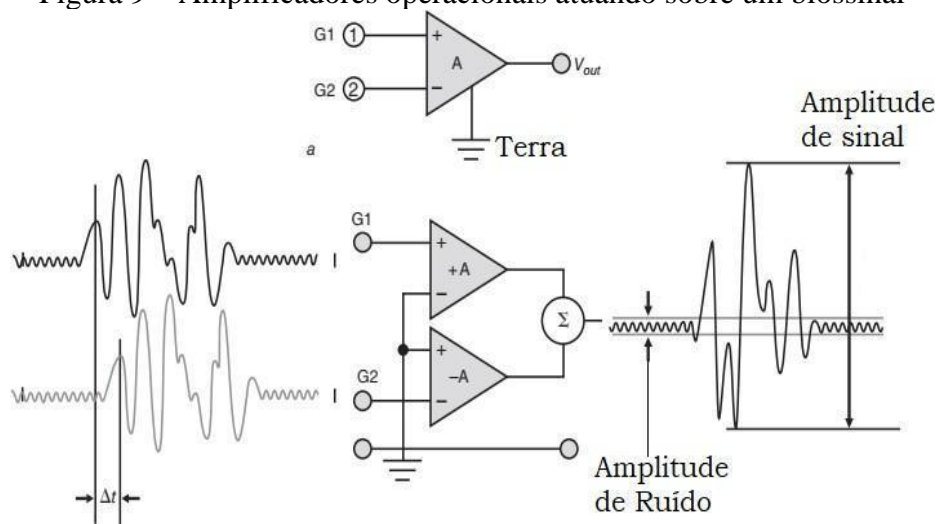
A faixa de valores do sinal de EMG relatados na literatura pode variar significativamente, dependendo do tipo de contração, do tamanho do músculo e de outras diferenças metodológicas e técnicas entre os estudos. As Contrações Isométricas Voluntárias Máximas (CIVM) podem gerar amplitudes pico a pico de 5 mV para a sEMG. O sinal de permanência não é atenuado pela filtragem do tecido no mesmo grau que os registros de superfície e pode atingir um máximo de 10 mV. As maiores amplitudes de pico a pico, aproximadamente 30 mV, estão associadas aos potenciais evocados, pois não possuem o cancelamento de onda associado às contrações voluntárias (Konrad, 2005).

O ponto principal é que essas tensões ainda são relativamente pequenas e que a instrumentação é necessária para condicioná-las. Os parâmetros essenciais de um amplificador, para que se entenda sua função, são: (1) ganho diferencial, (2) impedância de entrada, (3) taxa de rejeição de modo comum e (4) resposta de frequência do amplificador em relação aos sinais adquiridos.

Tais amplificadores são a unidade de soma do sinal. Conforme a Figura 9 as entradas de sinal G1 e G2 estão sendo somadas. A entrada 1 é denominada entrada não-inversora e a entrada 2 é a entrada inversora. A entrada não inversora está em fase com sua saída, enquanto existe um deslocamento de fase de 180 graus para a entrada inversora (Kamen, 2010). A saída de tensão é, portanto, proporcional à diferença entre as duas tensões de entrada:

$$V_o = A * (G1 - G2) \quad (2.1)$$

Figura 9 – Amplificadores operacionais atuando sobre um biossinal



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Kamen, 2010.

Na equação 2.1, o multiplicador (A) varia de algumas dezenas a centenas, dependendo da original magnitude. A ideia de um amplificador diferencial pode parecer contra-intuitiva a princípio. Se ambos os eletrodos (G1 e G2) são colocados no músculo e recebem os mesmos sinais, a soma das entradas deve ser zero. No entanto, é importante lembrar que as ações potenciais devem se propagar ao longo das fibras musculares. Se G1 e G2 forem colocados na posição correta sobre o músculo, o sinal que passa por baixo de G1 aparecerá aproximadamente 2 ms depois em G2 (Kamen, 2010).

A latência exata depende da velocidade de condução da fibra muscular e da Distância Entre os Eletrodos (DEE). Um ponto a ser observado é que G1 e G2 não detectam o mesmo

sinal biológico ao mesmo tempo. Um sinal que está presente em ambos os eletrodos simultaneamente é denominado modo comum. Se um sinal de modo comum estiver presente, este é considerado ruído (Kamen, 2010).

2.8.1 Amplificação

O estágio de amplificação consiste na captação do sinal e no aumento da sua amplitude proporcionalmente através de um ganho. Usualmente são usados amplificadores de instrumentação (diferenciais) para a realização dessa técnica (Mendes Junior *et al.*, 2015).

Essa configuração utiliza dois amplificadores não inversores dispostos simetricamente nas entradas, garantindo alta impedância em ambas. O resistor R_g é crucial como controle de ganho, integrando-se ao circuito de forma precisa. A configuração cancela sinais de modo comum, reduzindo significativamente o ruído. Uma abordagem simplificada de cálculo é proposta, focando na primeira etapa do circuito. Uma figura específica auxilia na compreensão visual. Essa configuração é relevante em engenharia eletrônica e comunicações devido à sua precisão, sendo valiosa para profissionais e autores em amplificação de sinais de baixa amplitude (Balbinot; Brusamarello, 2008).

Segundo Franco (2001), um Amplificador de Instrumentação é um componente eletrônico fundamental em aplicações de medição e controle, caracterizado por suas altas impedâncias de entrada em modo comum e diferencial, baixa impedância de saída, ganho ajustável e eficiente rejeição de sinais de modo comum. A configuração tripla de amplificador operacional, com buffers de alta impedância antes do amplificador de diferença, é frequentemente adotada para melhorar a Rejeição de Modo Comum (CMRR) e garantir precisão na amplificação de sinais fracos, especialmente em ambientes ruidosos. Este componente é fundamental em setores como controle de processos e biomédica, onde a precisão na amplificação de sinais de baixo nível é essencial para assegurar a integridade dos dados (Franco, 2001; Horowitz; Hill, 2015).

2.8.2 Filtros

Um filtro é um sistema que seleciona características específicas e desejadas de um sinal. Se este for linear, as características filtradas consistem nos componentes em frequência do mesmo. Um filtro ideal seleciona perfeitamente as frequências desejadas, rejeitando as demais e provocando um atraso como distorção do sinal (Nalon, 2009).

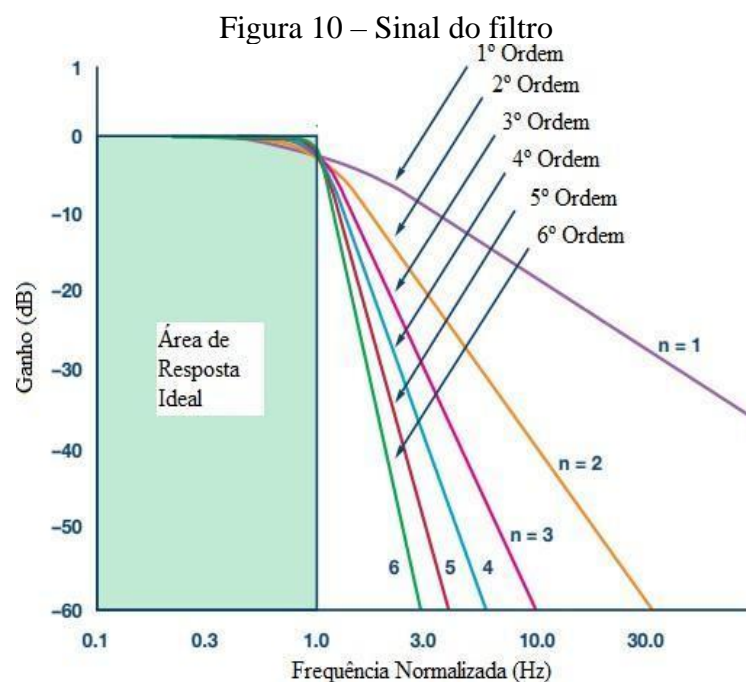
Nalon (2009) discorre em sua obra que esses filtros não são reproduzidos idealmente, pois não é possível apresentar descontinuidades entre as bandas de passagem e rejeição. Por esse motivo devem ser realizadas especificações para a implementação deste filtro. Comumente, encontram-se aproximações para filtros ideais, sendo os principais o *Butterworth* e as funções polinomiais de Chebyshev, que são adaptações diretas das teorias de filtros analógicos (Nalon, 2009).

A função de *Butterworth* é descrita como:

$$|H[\omega]|^2 = \frac{1}{1 + (\omega/\omega_c)^{2N}} \quad (2.2)$$

Onde N é a ordem do filtro, ω é a frequência angular do sinal e ω_c é a frequência de corte (Nalon, 2009).

Com o crescimento da ordem do filtro, a largura da banda de transição decresce, aproximando-se de um filtro ideal, como mostra a Figura 10. Essa curva decresce monotonamente após o ganho unitário na frequência mais baixa, sendo $1/\sqrt{2}$ na frequência de corte, caindo assintoticamente para zero conforme N vai para o infinito, sendo o melhor filtro que relaciona atenuação com resposta de fase, não possuindo ripple (Nalon, 2009).



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Stevie-Xie, 2016.

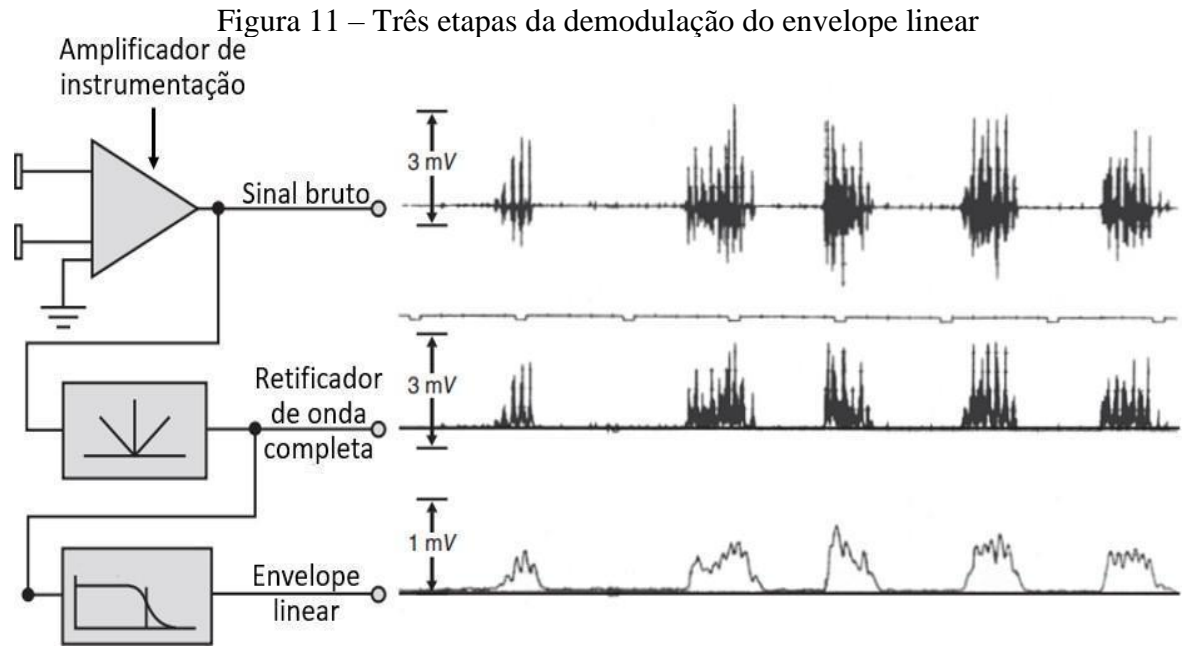
Conforme mostra a Figura 10, para um filtro de primeira ordem, $N = 1$, o decaimento é de -6 dB por oitava, ou mais comumente utilizada, -20 dB por década, para um com $N = 2$ o decaimento é de -12 dB por oitava, com $N = 3$ já passa para -18 dB por oitava, assim por diante. *Crosstalk* são sinais de sEMG propagados aos músculos vizinhos ativos (músculos *crosstalk*), juntamente com a linha de ruído inerente ao sistema de gravação e a interface do eletrodo da pele (Luca; Merletti, 1988).

2.8.3 Demodulação de amplitude

O primeiro passo para um pré-processamento do sinal bruto (*raw*) é a demodulação de amplitude. Esta é uma técnica amplamente utilizada na Eletromiografia (EMG), a qual envolve a detecção do envelope linear do sinal. Nessa abordagem, o sinal é tratado como um sinal estocástico com modulação em amplitude. A demodulação do envelope linear consiste na retificação de onda completa do sinal EMG, seguida pela aplicação de um filtro passa-baixa para suavizar o sinal (Kamen, 2010).

De acordo Kamen e Gabriel (2015), essa técnica é empregada para extrair informações relacionadas à atividade muscular, uma vez que a detecção do envelope linear permite a análise das variações na amplitude do sinal, as quais estão diretamente ligadas à ativação e à modulação das unidades motoras durante a contração muscular. Tanto *hardware* dedicado quanto algoritmos de *software* podem ser utilizados para realizar essa detecção.

A Figura 11 representa em três etapas a técnica descrita anteriormente: o sinal não filtrado, o sinal retificado e o sinal com suavização.



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Kamen, 2010.

2.8.4 Amostragem do sinal

O sinal eletromiográfico apresenta uma amplitude reduzida e uma larga faixa de frequência de operação. De acordo com Bischoff *et al.* (1999), Siqueira Junior (2013) e Luca (2002), a amplitude do sinal pode variar de 1 mV a 10 mV (pico a pico) ou de 0 a 1,5 mV (*root-mean-square* - RMS), contendo componentes com frequências de até 10 kHz. Merletti *et al.* (2008) e Oliveira (2012) também destacam que a maior parte da energia do sinal EMG está concentrada na faixa de 5 Hz a 500 Hz. O projeto europeu *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) indica que as harmônicas de até 400 Hz representam 95% da energia do sinal, com a harmônica entre 400 Hz e 450 Hz, sendo a última de interesse (Hermens *et al.*, 2012).

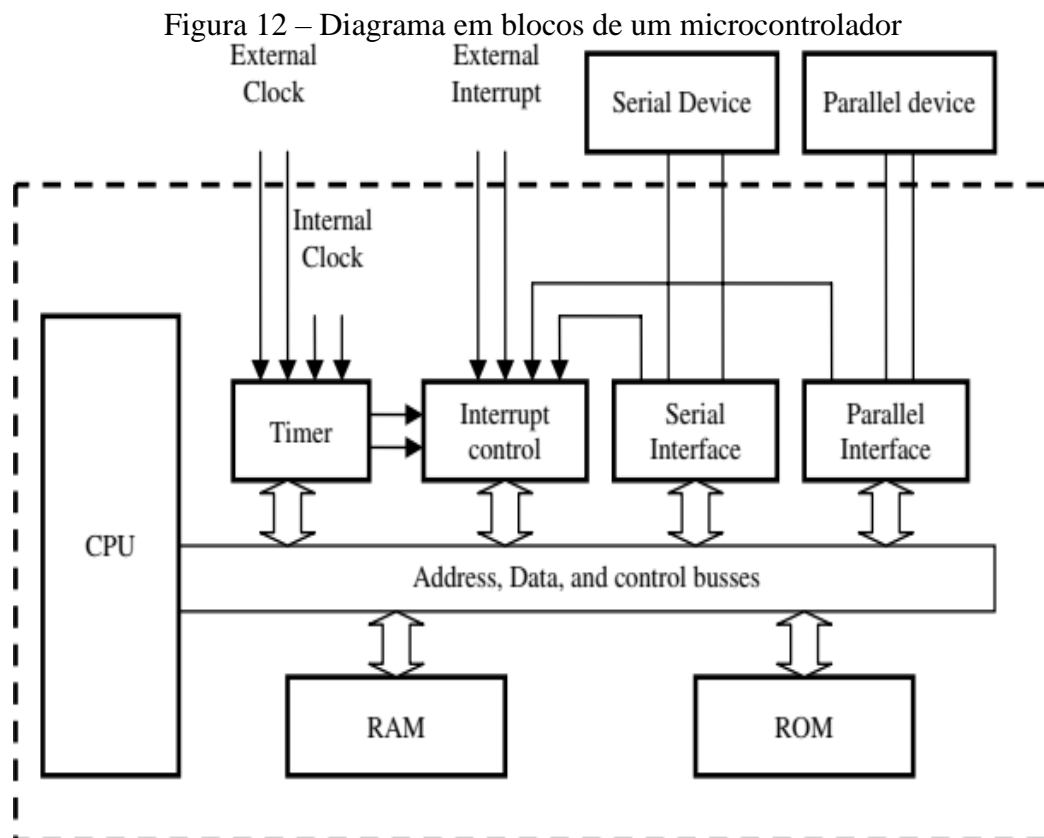
Para garantir uma amostragem adequada do sinal, é fundamental seguir o Teorema de Nyquist. Konrad (2005) afirma que uma frequência de amostragem de até 500 Hz é suficiente para aquisição de sinais eletromiográficos superficiais. No entanto, para obter um sinal com alta fidelidade a realização de amostragens deve ser em torno de 1 kHz (Chauvet *et al.*, 2003).

2.9 MICROCONTROLADOR

Na visão de Gridling e Weiss (2017) os microcontroladores são componentes-chave em sistemas de controle embarcados. Esses dispositivos são versáteis e podem ser usados em uma

ampla variedade de indústrias, incluindo automotiva, eletrônica de consumo e instrumentos de medição eletrônicos.

A arquitetura do microcontrolador é otimizada para atender às necessidades específicas dessas aplicações, incluindo recursos básicos como relógios externos, memória RAM e ROM, periféricos de entrada/saída e suporte a barramento externo, como pode ser observado na Figura 12, a qual apresenta o diagrama em blocos (Gridling; Weiss, 2017).



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Gridling; Weiss, 2017.

Uma característica notável do microcontrolador é a integração, já que esses dispositivos representam “*um computador completo em um único chip*”, incluindo processador, memória e periféricos. Essa integração proporciona mais eficiência e velocidade de processamento. Além disso, os microcontroladores são conhecidos pela sua facilidade de uso, exigindo apenas energia e sinais de *clock* para operar, tornando-os uma escolha conveniente e eficiente para as mais diversas aplicações (Gridling; Weiss, 2017).

A interface escolhida é o microcontrolador ESP32xx, um *System-on-Chip* (SoC) universal projetado para ampla gama de utilizações. Destaca-se por combinar um módulo *Bluetooth* e um núcleo de processador de 32 bits em um único pacote. Isto torna possível combinar alto desempenho de processamento com conectividade fiável (ESPRESSIF., 2023).

Em conformidade com Espressif Systems (2023), o Conversor Analógico Digital (ADC) do ESP32 é fundamental para a conversão de sinais analógicos. Todavia, apresenta algumas limitações, como a resolução padrão de 12 bits (variando entre 9 e 12 bits), a qual influencia diretamente a precisão das leituras, enquanto a atenuação padrão de 11 dB (variando de 0 dB a 11 dB) afeta a sensibilidade do dispositivo a sinais de entrada. Estas nuances exigem uma avaliação criteriosa ao considerar o uso do ADC do ESP32, especialmente em cenários onde precisão e sensibilidade são vitais. Além disso, a falta de detalhes sobre a linearidade, a capacidade de lidar com variações na impedância dos sinais de entrada e a limitação da faixa de operação até 3,3V representam desafios adicionais (ESPRESSIF, 2023).

Diante desse contexto, destaca-se a necessidade de explorar e utilizar um conversor mais apropriado para a empregabilidade da plataforma experimental, como o conversor ADS1115, disponível no mercado e abordado no item 3.1.

2.10 TRABALHOS CORRELACIONADOS

Diante dos fatores citados e abordados até aqui, foram analisados trabalhos com objetivos e características similares à proposta apresentada. A seguir são citados alguns trabalhos que, de algum modo, compreendem desenvolvimento de *hardware*, pré-processamento de sinais e análises que possam vir a ser aplicadas no desenvolvimento do objetivo. Os artigos e teses foram selecionados das bases de dados IEEE Xplore, Elsevier e CAPES. Tais referências são utilizadas no decorrer deste trabalho.

- O estudo de Mello *et al.* (2017), investigou os sinais eletromiográficos do músculo trapézio superior de trabalhadores administrativos em repouso. Através de sua metodologia, identificou variáveis ergonômicas e a autorreferência de cervicalgia, bem como o recrutamento de ondas positivas em um pequeno grupo de trabalhadores, mostrando que o uso de novos instrumentos de avaliação muscular pela enfermagem pode contribuir para a atuação profissional na saúde do trabalhador.
- No trabalho de Chedid, Deutsch e Vieira (2015), é desenvolvida uma plataforma experimental para aquisição de sinais eletromiográficos durante contrações musculares voluntárias. A plataforma utilizou para aquisição do sinal eletrodos de superfície comerciais, amplificou e filtrou os sinais eletromiográficos, apresentando-os em uma Interface Homem-Máquina (IHM). Três pontos neste trabalho receberam destaque e relevância: o primeiro foi o ganho de sinal de 251 V/V no circuito, o segundo foi os

filtros com frequência de corte em uma faixa de frequência de 20 Hz a 500 Hz e o terceiro a incerteza máxima em relação ao ganho foi de 0,5%.

- No estudo de Mendes Junior *et al.* (2015) foi desenvolvido um circuito para aquisição de Sinais Eletromiográficos de Superfície (sEMG), essenciais para entender a atividade muscular. O circuito utiliza circuitos integrados, amplificador de instrumentação e filtros ativos com amplificadores operacionais. O trabalho detalha todo o processo de design, incluindo equações e funções de transferência, e valida os resultados por meio de simulações matemáticas e eletrônicas, além de experimentos reais com eletrodos. O circuito proposto demonstrou um funcionamento adequado para aquisição de dados em Sistemas Eletromiográficos de Superfície, especialmente em contextos robóticos. O estudo também destaca a importância do posicionamento adequado dos eletrodos para garantir a precisão das medições.
- O estudo de Baracat (2020) avaliou o padrão Eletromiográfico dos Músculos Esternocleidomastoideo (ECOM), paravertebrais cervicais e trapézio superior durante a utilização do *smartphone* nas posturas sentada e ortostática, em indivíduos saudáveis adultos jovens. Através da metodologia proposta, concluiu que o uso de *smartphone* para digitação pelo período de 10 minutos foi suficiente para gerar estado de cansaço para os músculos esternocleidomastóideo e paravertebrais cervicais na posição sentada. Para o músculo trapézio, quando na postura ortostática, observou-se maior atividade muscular para o lado dominante quando comparado ao não dominante, levando a inferir que a utilização do *smartphone* tem efeito sobre os músculos cervicais de forma diferente e que essa atividade é relacionada à postura de utilização deste.
- O estudo de Cerone e Gazzoni (2017), apresentou o desenvolvimento de um sistema vestível *Wireless*, com 32 canais de aquisição sEMG. O sistema desenvolvido realizou o condicionamento, a amostragem e a transmissão sem fio de 32 canais monopulares e 3 sinais auxiliares, amostrados em 2048 ksps (mil amostras por segundo), com resolução de 16 bits. O sistema sem fio transmitiu os sinais adquiridos para um dispositivo móvel (*smartphone* ou *tablet* com conectividade *Wi-Fi*) ou um computador pessoal, possibilitando a visualização e o armazenamento do tempo. O sistema desenvolvido foi testado em cenários clínicos e esportivos, mostrando bons desempenhos em usabilidade e robustez de artefatos de movimento.
- No estudo de Serkan (2019), um novo sistema é proposto por um circuito sEMG vestível sem fio, sendo este composto por 4 canais e um *software* de análise que detecta contrações musculares dinâmicas, as quais serão utilizadas no monitoramento e análise

do desempenho do treinamento em tempo real. O *software* de análise possui o filtro *Wavelet de Haar* com corte de limiar, podendo fornecer uma análise de desempenho usando os métodos de movimento RMS e a Máxima Contração Voluntária (MCV). A validade dos dados obtidos do sistema foi investigada e comparada com um sistema comercial de eletromiografia.

- O estudo de Merletti e Cerone (2020), apresenta, na forma de tutorial, conceitos fundamentais relacionados ao uso do sEMG, e oferece diretrizes para uma detecção e tratamento adequados do sinal. No que diz respeito aos conceitos, o tutorial aborda tópicos como a detecção do sinal, incluindo eletrodos, interface entre eletrodo e pele, ruído e interferência da linha de energia. Além disso, explora propriedades básicas do sinal, como sua amplitude e largura de banda, assim como os parâmetros do amplificador inicial, que incluem impedância de entrada, ruído, Taxa de Rejeição de Modo Comum (CMRR) e largura de banda. Também abrange técnicas para reduzir interferências e artefatos, métodos de filtragem do sinal, amostragem e conversão Analógico-Digital (A/D).
- No trabalho de Carlo J. De Luca *et al.* (2010) foi apresentado um estudo sobre filtragem de sinais Eletromiográficos de Superfície (sEMG), identificando desafios comuns relacionados a ruídos e artefatos. Uma filtragem inadequada pode distorcer o sinal sEMG, comprometendo medições clínicas precisas. Foi recomendado o uso de um filtro *Butterworth* com frequência de corte de 20 Hz e inclinação de 12 dB/oct para equilibrar a redução de artefatos com a preservação do sinal sEMG. Observou-se que diferentes músculos e níveis de contração muscular influenciam a eficácia da filtragem, especialmente em contrações de baixo nível, onde perdas de sinal podem ser significativas. Além disso, o espaçamento entre eletrodos também impacta a escolha do filtro, com eletrodos mais distantes comprimindo o espectro de frequência. Essas descobertas são cruciais para garantir resultados precisos e confiáveis em avaliações clínicas e biomecânicas, informando a configuração apropriada dos filtros em diversas situações musculares e de contração.

3 PROPOSTA DE DESENVOLVIMENTO

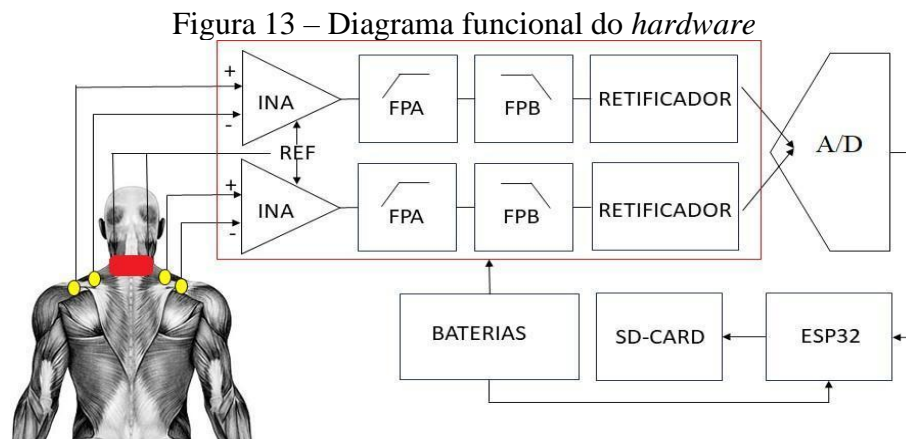
Neste capítulo são expostos os componentes eletrônicos para o desenvolvimento da plataforma e a metodologia para coleta do sinal eletromiográfico através de sEMG, assim como o seu pré-processamento. Também são apresentadas as ferramentas tecnológicas de *hardware* e *software* utilizadas durante o projeto.

3.1 MATERIAIS

Descreve-se, nesta seção, o processo de projeto e validação dos circuitos e seus respectivos componentes. A plataforma compreende fonte de energia, conversor A/D, microcontrolador e cartão de memória, além de dois canais bipolares, sendo estes desenvolvidos com base nos seguintes blocos: eletrodo, amplificador de instrumentação, filtros e retificador de onda completa.

3.1.1 Plataforma de aquisição

Tendo em vista que o objetivo principal deste trabalho é desenvolver uma plataforma de baixo custo para monitorar a atividade muscular (sinal elétrico) da região dos ombros e realizar o pré-processamento desse sinal, a Figura 13 apresenta o diagrama funcional da plataforma desenvolvida. A plataforma compreende fonte de energia, conversor A/D, microcontrolador, cartão de memória, além de dois canais bipolares, sendo estes desenvolvidos com base nos seguintes blocos: eletrodo, amplificador de instrumentação, filtros e retificador de onda completa.



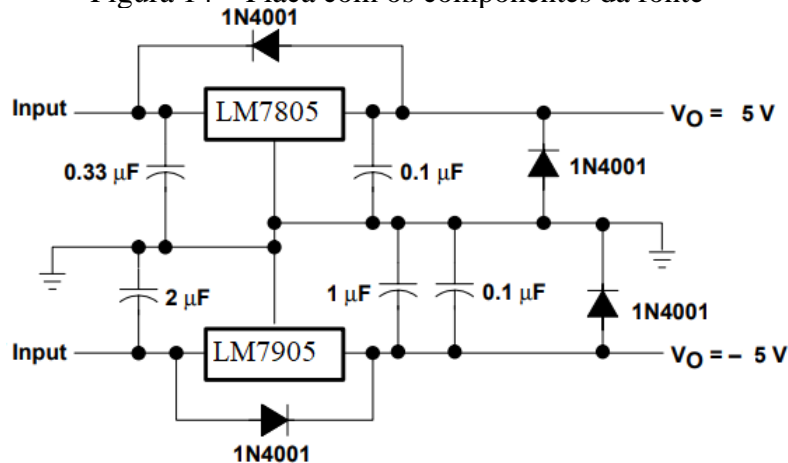
Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

1. Fonte de energia

Para fornecer energia à plataforma foram utilizados dois packs com duas baterias recarregáveis de Li-ion (*lithium-ion*) cada. As baterias apresentam as seguintes características: Modelo:18650, tensão 4,2 V e uma capacidade de energia de 9800 mAh.

O pack de baterias fornece uma tensão média de 8,2 V. Para realizar a estabilização da tensão foi implementada uma fonte simétrica com regulador de tensão fixa em -5 e +5 V. A Figura 14 demonstra a placa com os componentes.

Figura 14 – Placa com os componentes da fonte



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Fairchild, 2023.

2. Eletrodos de superfície e conectores

Para a aquisição do sinal na plataforma, foram utilizados eletrodos de superfície Meditrace (200), fabricado pela empresa Kendall™. Tais eletrodos são discos de polímero de Cloreto de Prata (Ag/AgCl) com área de contato de 80 mm², contendo gel condutor na região de aplicação, com área de 20 mm². O cabo utilizado para conectar os eletrodos à plataforma possui as seguintes especificações: cabo blindado para EMG contendo 5 vias. O tipo de conector é o plug de pressão (snap). A Figura 15 apresenta os eletrodos dispostos em conjunto com o cabo. Mais informações sobre os eletrodos foram abordadas na seção 2.7.

Figura 15 – Eletrodo de superfície e cabo de conexão

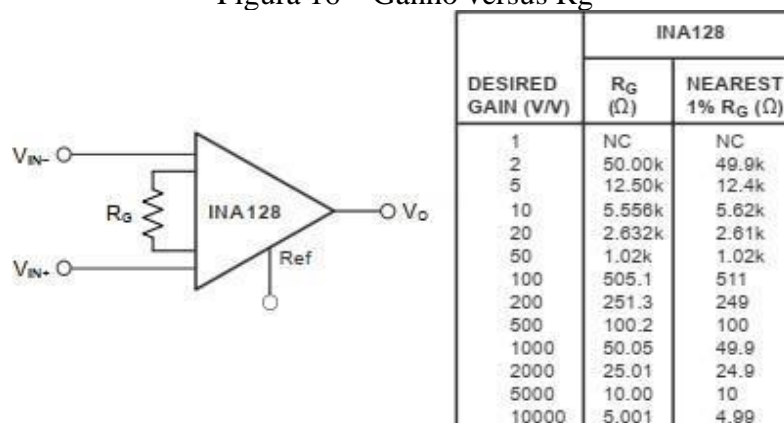


Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

3. Amplificador de instrumentação

A escolha do amplificador de instrumentação ocorreu a partir da leitura de trabalhos e referências, como Balbinot (2008), Cerone (2017), Heuberer (2015) e Kungpeng (2019). Optou-se pelo uso do INA128p®, o qual contém as seguintes especificações: Ganho de malha aberta máximo de 10000, Taxa de Rejeição de Modo Comum (CMRR) mínimo de 80 dB para ganho unitário e 120 dB para ganhos entre 100 a 1000, tensão de *offset* na faixa de 50 μ V (TEXAS-INSTRUMENTS, 2000).

A Figura 16 apresenta a tabela de ganho, assim como o esquemático simplificado do amplificador de instrumentação (TEXAS-INSTRUMENTS, 2000).

Figura 16 – Ganho versus R_G 

Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de TEXAS-INSTRUMENTS, 2000.

O ganho é ajustado pelo Resistor de Ganho (R_g) e também pode ser definido pela equação 3.1 (TEXAS-INSTRUMENTS, 2000).

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_g} \quad (3.1)$$

Rearranjando a equação 3.1 e isolando o valor de R_g , foi obtida a equação 3.2.

$$R_g = \frac{50 \text{ k}\Omega}{G - 1} \quad (3.2)$$

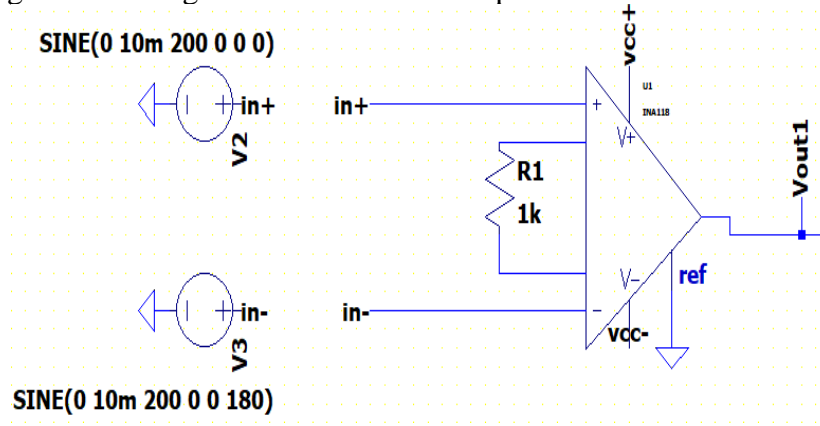
Com base nas referências de Mendes Junior *et al.* (2015), Chedid; Deutsch; Vieira, (2015), Mendes Junior (2016) e Baracat (2020), foi conduzida uma análise da ordem de grandeza padrão de um Sinal Eletromiográfico (sEMG) com o propósito de determinar os parâmetros ideais para a amplificação do sinal. Inicialmente, foi calculado, conforme equação 3.1, que um resistor R_g de $143,3 \Omega$ resultaria em um ganho de aproximadamente 350 vezes, suficiente para garantir um nível de tensão adequado para a próxima etapa do circuito. No entanto, por considerações comerciais, o valor de R_g utilizado foi ajustado para $120 \Omega + -5\%$, alterando o ganho para 417,67 vezes.

A variação no ganho devido à modificação do valor do resistor não é considerada um problema significativo, pois o sinal de sEMG está sendo amplificado a níveis instrumentalmente consideráveis para facilitar sua análise e interpretação. Entretanto, essa variação no ganho poderia ser minimizada por meio do uso de resistores ajustáveis de precisão, oferecendo uma solução para aprimorar a consistência do ganho do amplificador (Mendes Junior *et al.*, 2015).

Para avaliar o comportamento e o desempenho dos circuitos da plataforma, foram realizadas simulações utilizando o *software* LTspice®, uma ferramenta de simulação virtual fornecida pela fabricante de componentes eletrônicos Analog Devices®.

Com base na equação 3.1 foi calculado um ganho de 51 vezes, sendo utilizado um resistor de $1 \text{ k}\Omega$ para realizar a simulação, conforme é possível verificar na Figura 17.

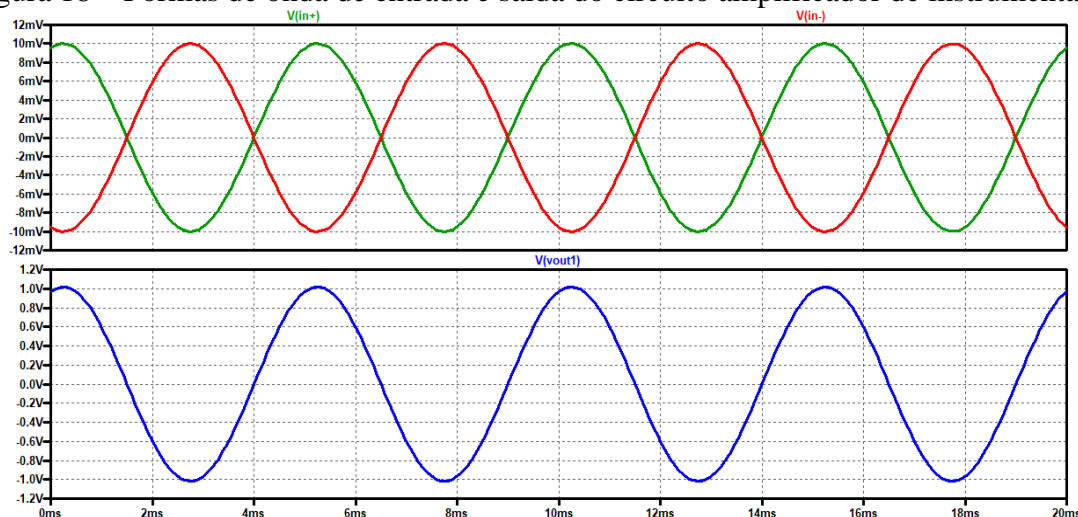
Figura 17 – Diagrama do circuito do amplificador de instrumentação



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Na Figura 18 as formas de onda representam o sinal de entrada: na cor vermelho ($in+$); em verde, ($in-$). O sinal de saída é representado pela forma de onda azul. Os parâmetros definidos para a simulação foram atribuídos com as seguintes características: sinal senoidal, 10 mV de amplitude e frequência de 200 Hz. Para disponibilizar a visualização e a identificação dos sinais de entrada de forma gráfica, foi alterada a fase do sinal em um dos geradores, sendo deslocada em 180° .

Figura 18 – Formas de onda de entrada e saída do circuito amplificador de instrumentação



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

4. Filtros

A plataforma apresenta dois tipos de filtros ativos: um filtro passa-alta, com Frequência de corte (F_c) de 5 Hz, e um filtro passa-baixa, com F_c de 500 Hz. A definição dos valores das frequências de corte foi baseada na etapa teórica, na seção estudos correlacionados (seção 2.10).

Ambos os filtros foram projetados utilizando a ferramenta "Analog Filter Design ®", uma plataforma virtual especializada em projetar filtros analógicos (passa-baixa, passa-alta e passa-faixa), utilizando amplificadores operacionais. Nesta plataforma de simulação, à medida que o projeto é desenvolvido, é possível observar e editar alguns parâmetros dos filtros, desde especificações ideais até seu comportamento em condições de ruído ou baixa energia (ANALOG-DEVICES, 2023). A implementação dos filtros utiliza o amplificador operacional OPA4227, caracterizado por baixo ruído de 3 nV, alto CMRR de 138 dB e baixa tensão de *offset* de 75 μ V. Ambos os filtros possuem características *Butterworth* de quarta ordem e estrutura *sallen key*.

O filtro *Butterworth* é a escolha ideal ao buscar um equilíbrio entre atenuação e resposta de fase. Este filtro, também conhecido como maximamente plano, destaca-se por não apresentar oscilações na faixa de passagem ou na faixa de rejeição. No entanto, essa característica de planicidade é alcançada em detrimento de uma região de transição relativamente ampla entre a faixa de passagem e a faixa de rejeição, resultando em características transitórias de magnitude média (Zumbahlen, 2023).

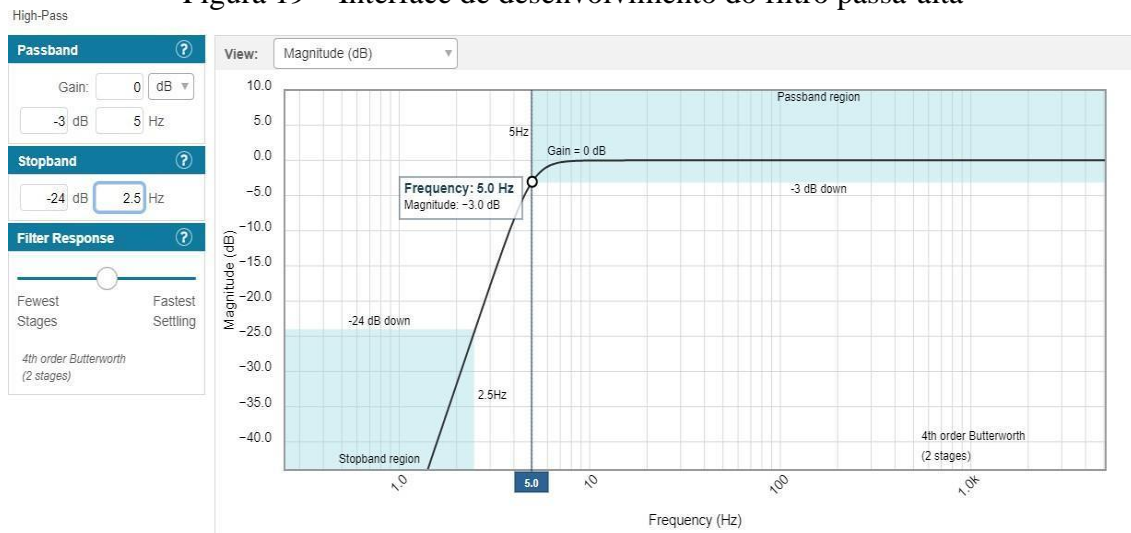
Existem duas topologias aplicadas à implementação de filtros ativos: MFB e Sallen-Key. A topologia de filtro de *Feedback* Múltiplo (MFB) representa uma configuração específica, aplicada em circuitos de filtro ativo, especialmente em amplificadores operacionais. Essa abordagem implica na criação de diversos caminhos de feedback entre a saída e a entrada inversora do amplificador operacional. A utilização de múltiplos *feedbacks* proporciona um controle sobre as características de filtragem do circuito, permitindo ajustes na resposta de frequência, na largura de banda e na atenuação em frequências específicas (Zumbahlen, 2023).

A Sallen-Key, também chamada de VCVS (Voltage-Controlled Voltage Source - Fonte de Tensão Controlada por Tensão, em tradução livre), é amplamente utilizada em filtros devido à sua mínima dependência do desempenho do amplificador operacional. Essa configuração permite projetar filtros de frequência mais elevada em comparação com outras topologias. Sua versatilidade de implementação faz com que seja a topologia mais utilizada em circuitos de filtros analógicos (TEXAS INSTRUMENTS, 2022). Optou-se por utilizar a Sallen-Key tomando por base as referências citadas anteriormente, assim como os trabalhos de Balbinot (2008), Chedid, Deutsch e Vieira (2015), Mendes Junior *et al.* (2015) e Carlo J. De Luca *et al.* (2010).

A Figura 19 apresenta a interface da ferramenta virtual com o filtro passa-altas implementado. O usuário insere os parâmetros desejados e, de forma gráfica, a ferramenta

disponibiliza o comportamento. O filtro apresenta as seguintes características: frequência de corte em 5 Hz -3 dB, atenuação de 80 dB por década.

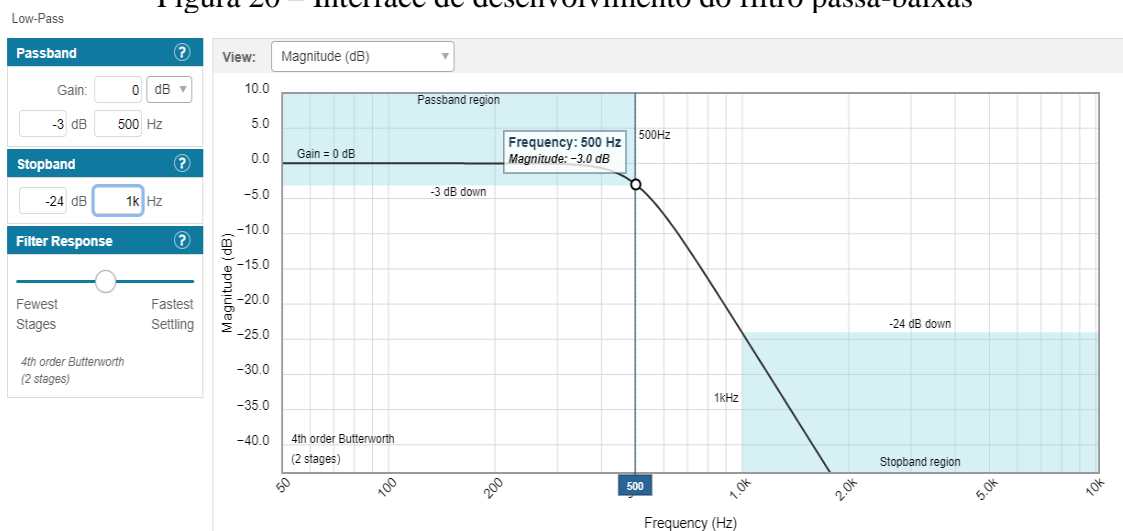
Figura 19 – Interface de desenvolvimento do filtro passa-alta



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 20 apresenta a interface da ferramenta virtual com o filtro passa-baixas implementado. O filtro apresenta as seguintes características: frequência de corte em 500 Hz -3dB, atenuação de 80 dB por década, filtro *Butterworth* de quarta ordem (dois estágios de segunda ordem em cascata) e estrutura *sallen key* citada anteriormente.

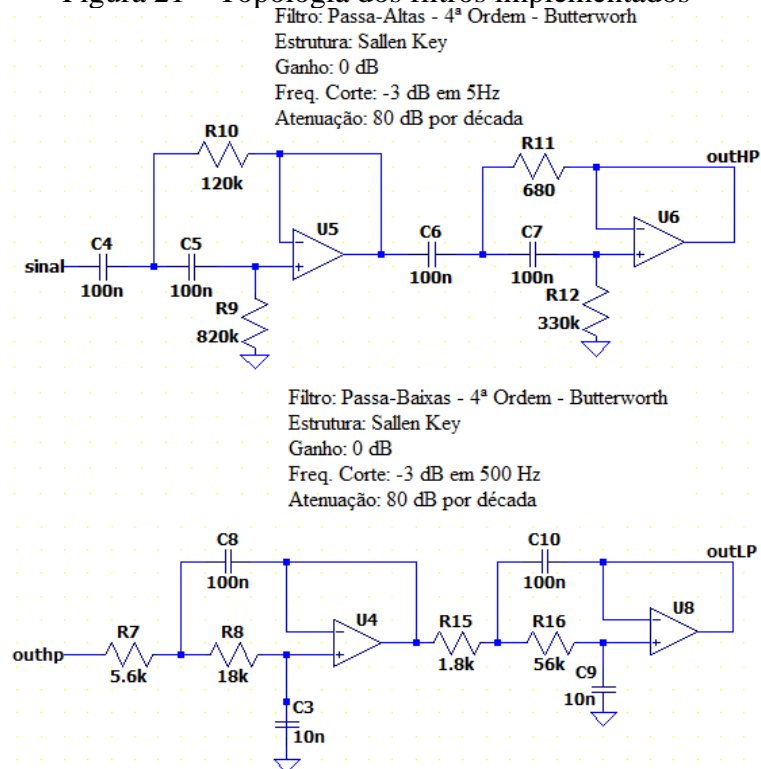
Figura 20 – Interface de desenvolvimento do filtro passa-baixas



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 21 apresenta o circuito dos filtros com as características definidas e citadas anteriormente.

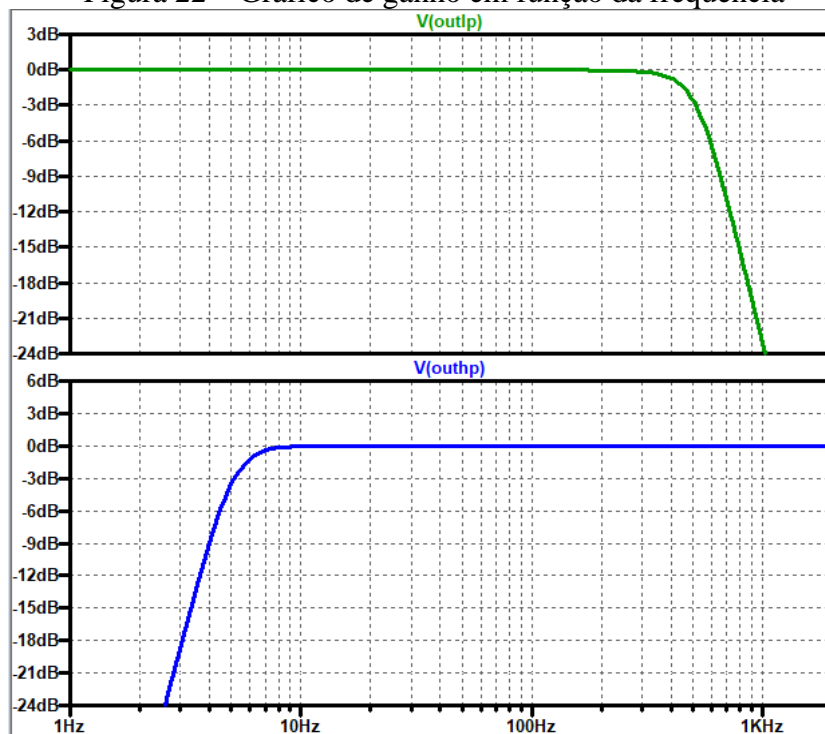
Figura 21 – Topologia dos filtros implementados



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 22 apresenta o comportamento do sinal no bloco do filtro. Na cor verde o filtro passa-baixas; na cor azul, o filtro passa-altas.

Figura 22 – Gráfico de ganho em função da frequência

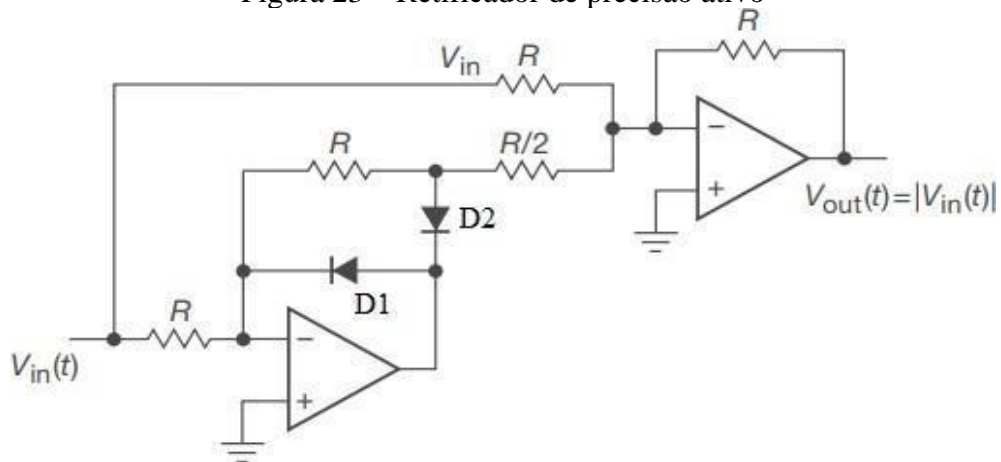


Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

5. Retificador

Sinais mioelétricos possuem amplitudes positivas e negativas, sendo necessário o uso de um retificador de onda completa para processá-los de maneira eficaz. Essa abordagem garante a extração precisa de informações dos sinais mioelétricos, independentemente da polaridade, e é amplamente usada em aplicações biomédicas (Konrad, 2005). A Figura 23 ilustra a configuração desse retificador.

Figura 23 – Retificador de precisão ativo

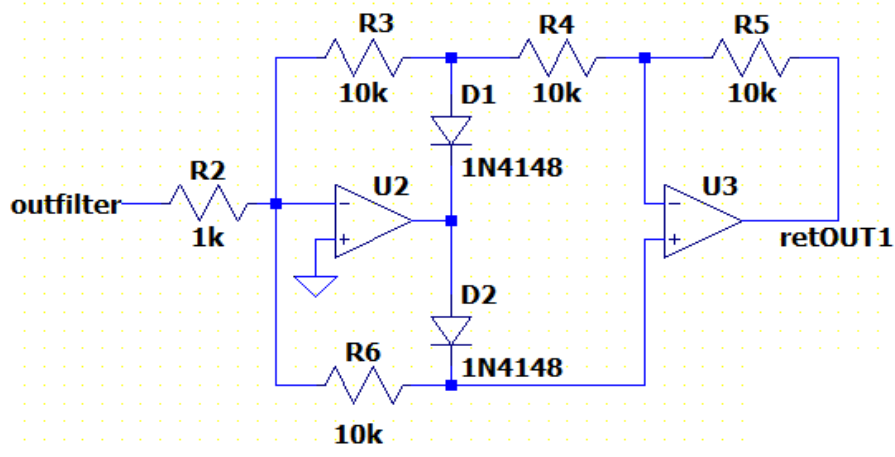


Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de Horowitz; Hill, 2015.

A Figura 24 apresenta o circuito retificador simulado no LTspice, onde foi calculado um ganho de 10 vezes através da equação 3.3.

$$G = \frac{R3}{-R2} \quad (3.3)$$

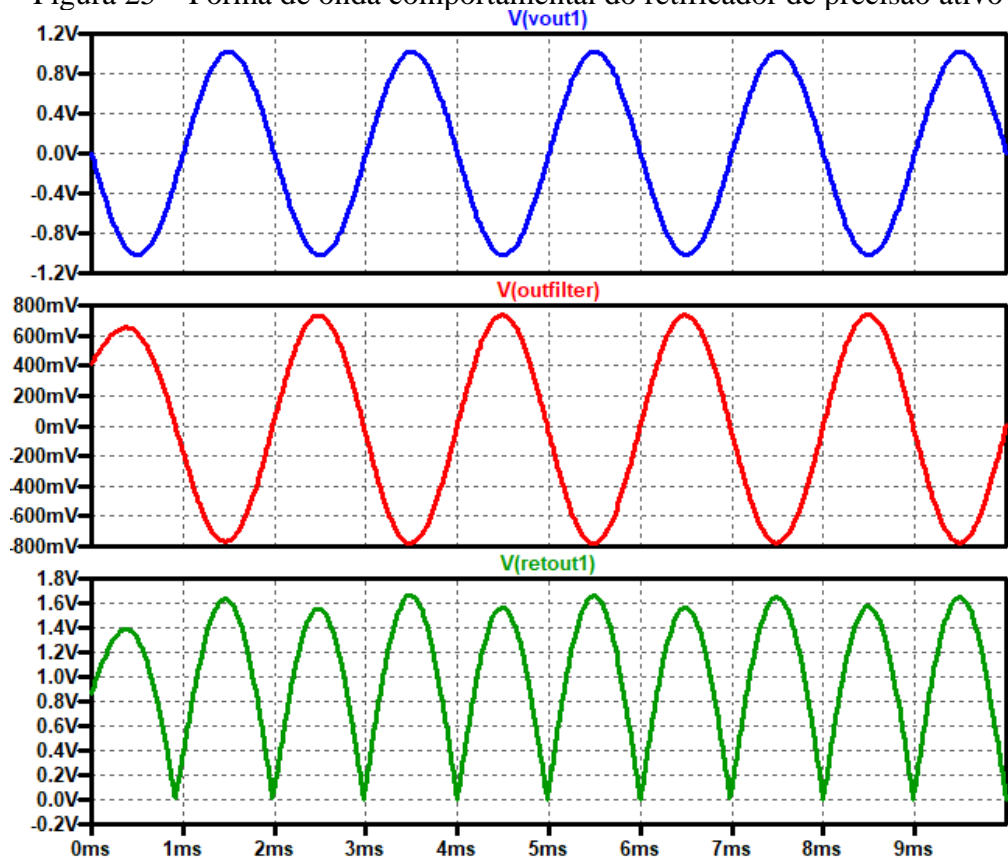
Figura 24 – Retificador de precisão ativo



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 25 demonstra a forma comportamental do retificador, onde, de forma gráfica, pode-se observar, na cor azul, o sinal na saída do amplificador de instrumentação; a forma de onda vermelha ilustra o sinal após passar pelos blocos de filtros; em verde, o sinal após passar pelo circuito retificador.

Figura 25 – Forma de onda comportamental do retificador de precisão ativo

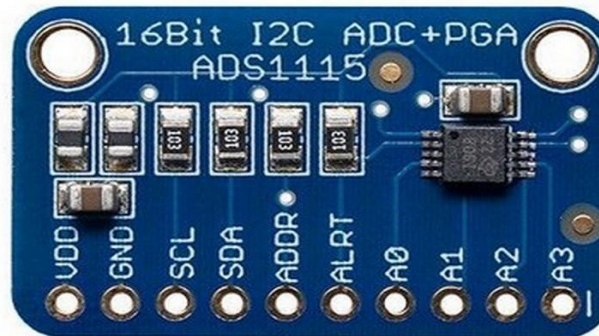


Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

6. Conversor analógico digital

Tendo em vista algumas limitações apresentadas pelo conversor A/D do microcontrolador ESP32, para atender à proposta do projeto foi utilizado, com base em Deluca (2006) e Merletti (2020), um conversor A/D externo de 16 bits modelo ADS1115, conforme Figura 26.

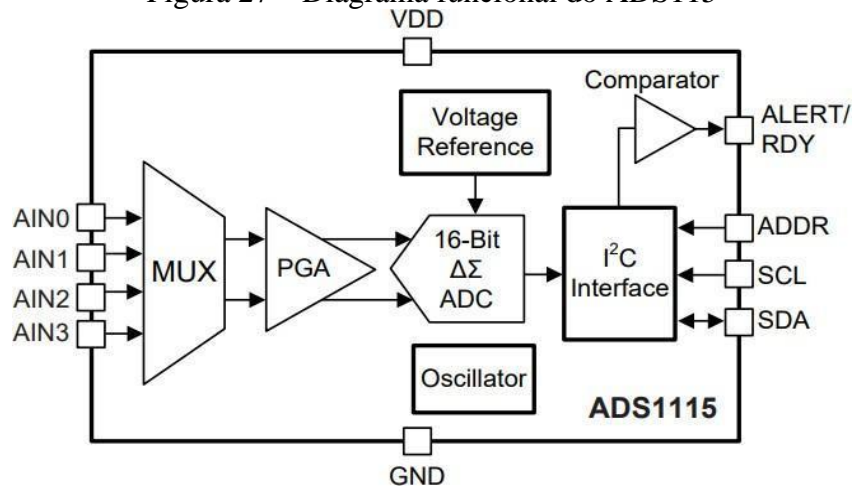
Figura 26 – Placa conversor analógico digital ADS1115



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Este conversor se apresenta em forma de placa/módulo e possui as seguintes especificações: precisão de 16 bits, tensão de operação: 2 a 5,5 Vdc, taxa de dados programável: de 8 a 860 amostras por segundo, oscilador interno, interface de comunicação serial (Inter-Integrated Circuit - I2C), 4 endereços I2C configuráveis, comparador programável e Amplificador de Ganho Programável (PGA) (TEXAS-INSTRUMENTS, 2018). A Figura 27 apresenta o diagrama funcional para ilustrar essas características.

Figura 27 – Diagrama funcional do ADS1115

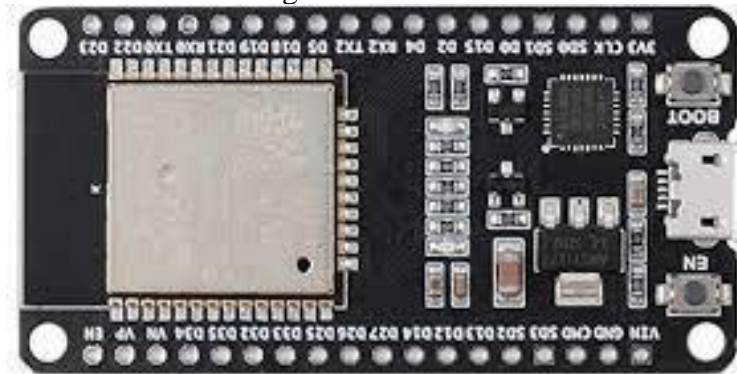


Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

7. Microcontrolador

O microcontrolador utilizado nesta plataforma foi o ESP32. Conforme foi citado na seção 2.9, trata-se de uma avançada série de microcontroladores de baixo custo e alto desempenho, projetada pela *Espressif Systems*, contendo as seguintes características: conectividade, eficiência energética, recursos de processamento e flexibilidade.

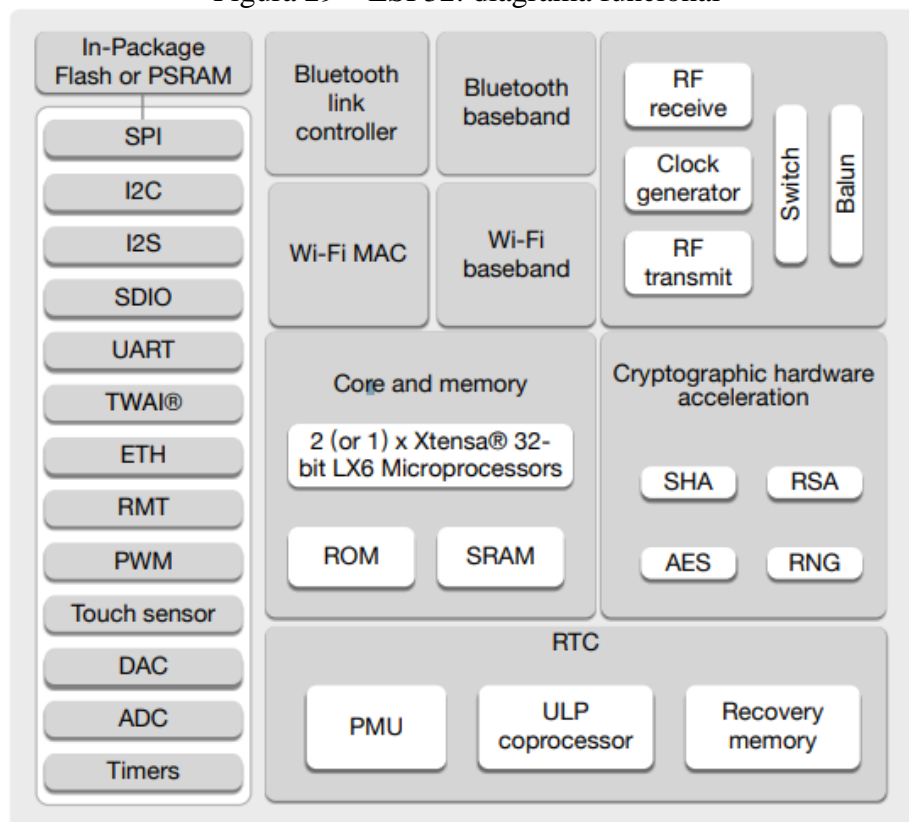
Figura 28 – ESP32



Fonte: elaborado pelo autor, 2023 adaptado de ESPRESSIF, 2023.

Justifica-se a decisão de utilizar o microcontrolador acima referido para esta finalidade pela sua capacidade de processamento e de comunicação com o conversor analógico-digital (A/D) externo (ADS1115) e pela facilidade de comunicação do dispositivo de armazenamento (cartão de memória). Essa escolha garantiu uma solução eficaz, adaptada aos pré-requisitos técnicos do projeto e que permitiu a aquisição e o registro de dados. A Figura 29 apresenta um diagrama funcional para ilustrar essas características.

Figura 29 – ESP32: diagrama funcional



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de ESPRESSIF, 2023.

8. Módulo cartão de memória

Dentre as diferentes interfaces e protocolos de comunicação do microcontrolador com o meio externo (*Bluetooth*, *Wi-fi*, *I2C*, *Serial*, entre outras) foi utilizado um módulo de cartão de memória para salvar os dados convertidos em sinal digital.

A escolha de utilização deste módulo foi fundamentada no estudo das interfaces do microcontrolador e na portabilidade dos dados. O módulo suporta formatos de arquivo FAT16 e FAT32 e é energizado com 3.3 V ou 5 V. A comunicação é feita pela interface *Serial Peripheral Interface* (SPI), conforme Figura 30 (SMARTCOMP, 2023).

Figura 30 – Placa cartão de memória SD



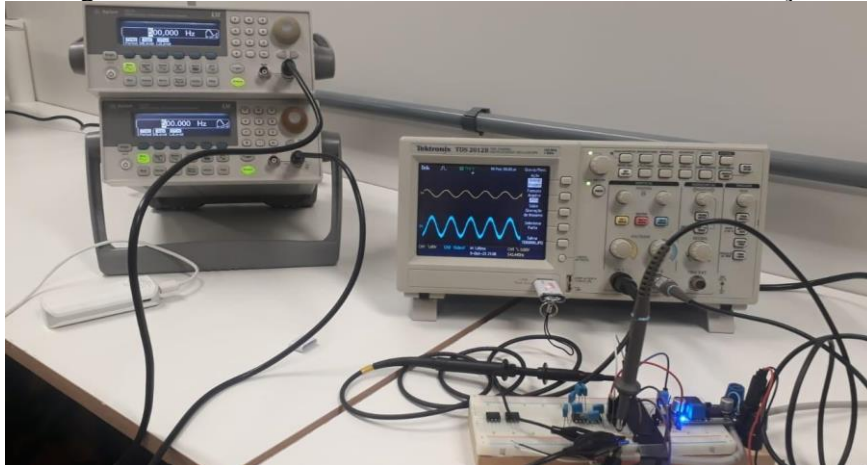
Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de SMARTCOMP, 2023.

3.1.2 Validação da plataforma

A validação do funcionamento da plataforma desenvolvida foi realizada de duas formas: testes em bancada e comparação do sinal com kit didático comercial. Para validar a plataforma em bancada, os blocos dos circuitos foram submetidos a condições e parâmetros semelhantes aos de simulação.

A Figura 31 apresenta o circuito em bancada montado em matriz de contatos (*proto-board*), a qual é suscetível a ruídos externos e, por vezes, à ausência de contato entre os cabos. Geradores de sinais foram empregados para simular o sinal de eletromiografia (EMG) na entrada de um amplificador de instrumentação. Um osciloscópio digital de dois canais foi utilizado para monitorar as formas de onda nas diversas etapas do circuito.

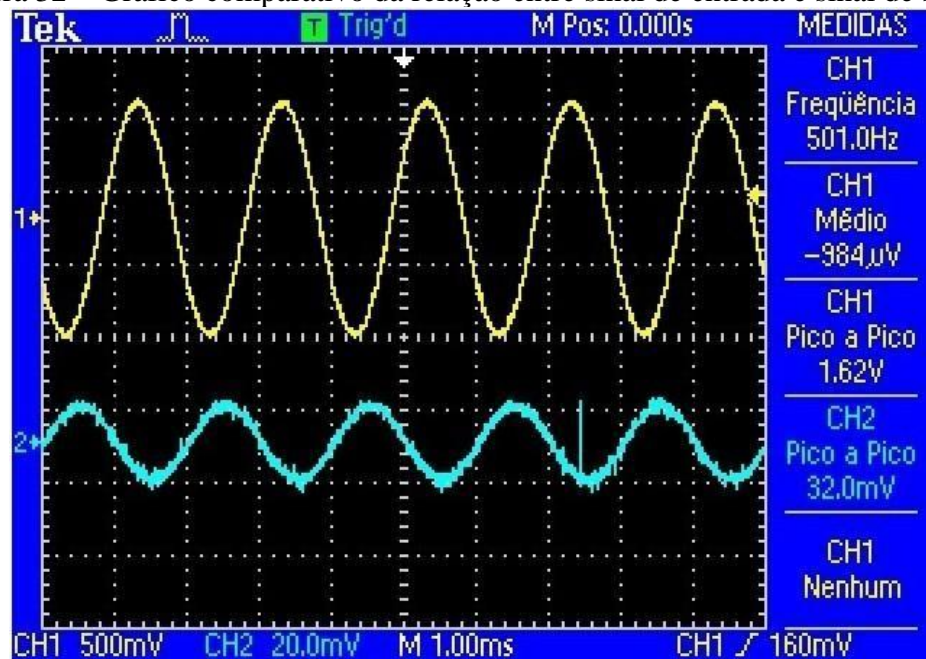
Figura 31 – Circuito em bancada durante testes de validação



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Em cada etapa do circuito foi analisado o comportamento do sinal e efetuada a relação de entrada versus saída. A Figura 32 apresenta, na cor azul (canal 2), a forma de onda na entrada; na cor amarela (canal 1), a forma de onda na saída do sinal no amplificador de instrumentação. Conforme equação 3.1, o ganho calculado para o circuito ficou definido em 51 vezes. Pode-se observar na figura que a tensão de entrada (canal 2) em azul apresenta o valor de 32 mV; multiplicado pelo ganho, o valor de tensão na saída do circuito chega a 1,63 V. Esta tensão pode ser observada no canal 1, em amarelo.

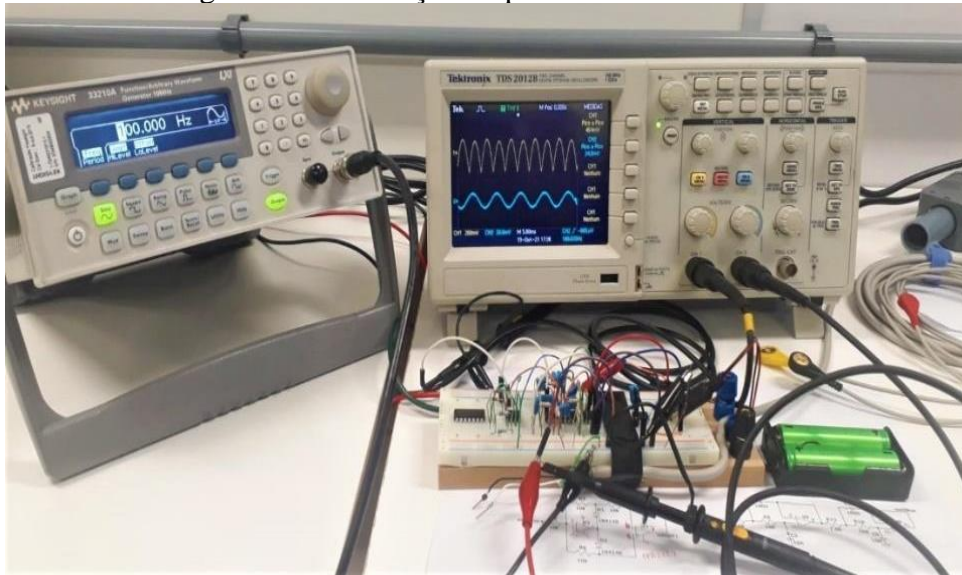
Figura 32 – Gráfico comparativo da relação entre sinal de entrada e sinal de saída



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Após a validação do bloco de amplificação, o circuito dos filtros e do retificador de onda completa foram contemplados. O sinal senoidal de entrada no amplificador de instrumentação foi mantido com 10 mV de amplitude e frequência de 500 Hz em ambos os canais. Na Figura 33 é apresentada a plataforma em bancada e os equipamentos utilizados.

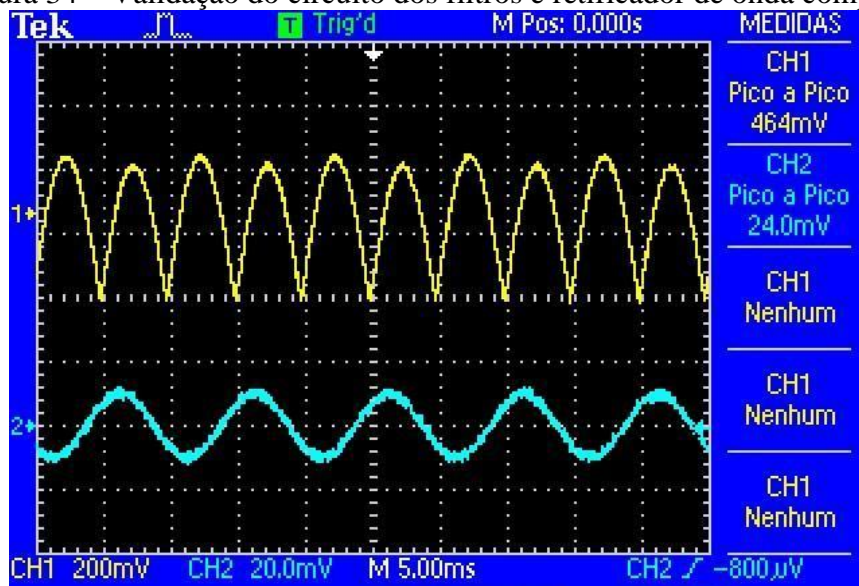
Figura 33 – Validação da plataforma em bancada



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

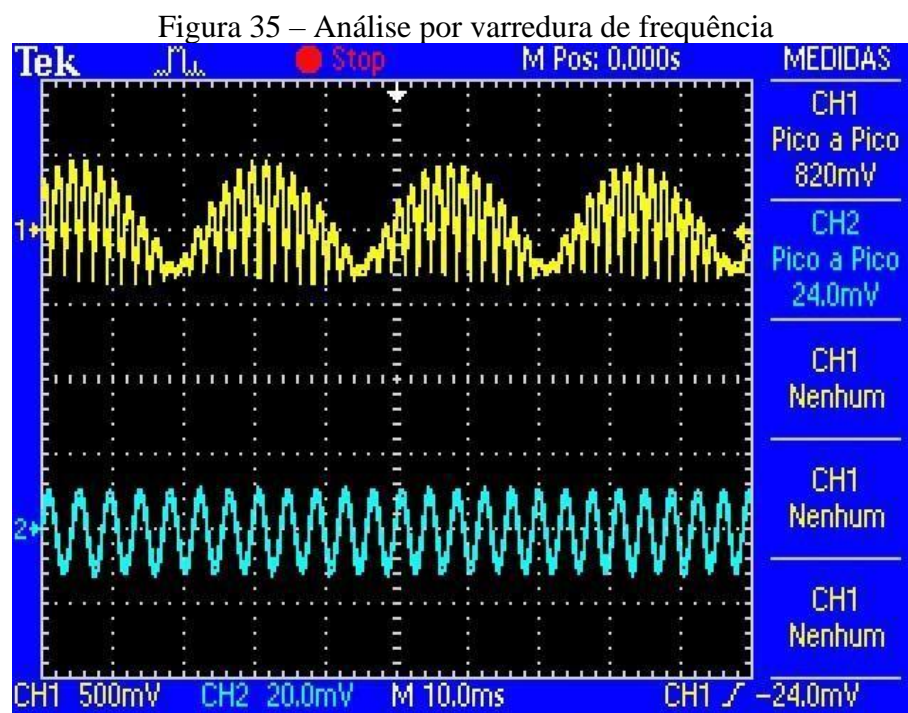
A Figura 34 apresenta o comportamento do sinal ao passar pelo bloco dos filtros e do retificador de precisão. Na cor azul pode ser visualizado o sinal na entrada dos filtros; na cor amarela, o sinal na saída do retificador de precisão.

Figura 34 – Validação do circuito dos filtros e retificador de onda completa



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Para validar o comportamento das frequências de corte dos filtros, foi realizada uma análise de varredura na frequência no tempo. A Figura 35 apresenta esta varredura com o gerador de sinais configurado nos seguintes parâmetros: função "sweep" ativada, 10 mV de amplitude, frequência inicial de 1 Hz e final de 1 kHz, tempo de repetição 1 s. O sinal de entrada no circuito do amplificador de instrumentação está representado na cor azul. Em amarelo, o sinal na saída do circuito após a etapa de amplificação, filtros e retificador de precisão. Ainda na Figura 35 observa-se que, por ser uma varredura em frequência, quando o sinal está fora das frequências de corte definidas pelos filtros, ocorre sua atenuação.

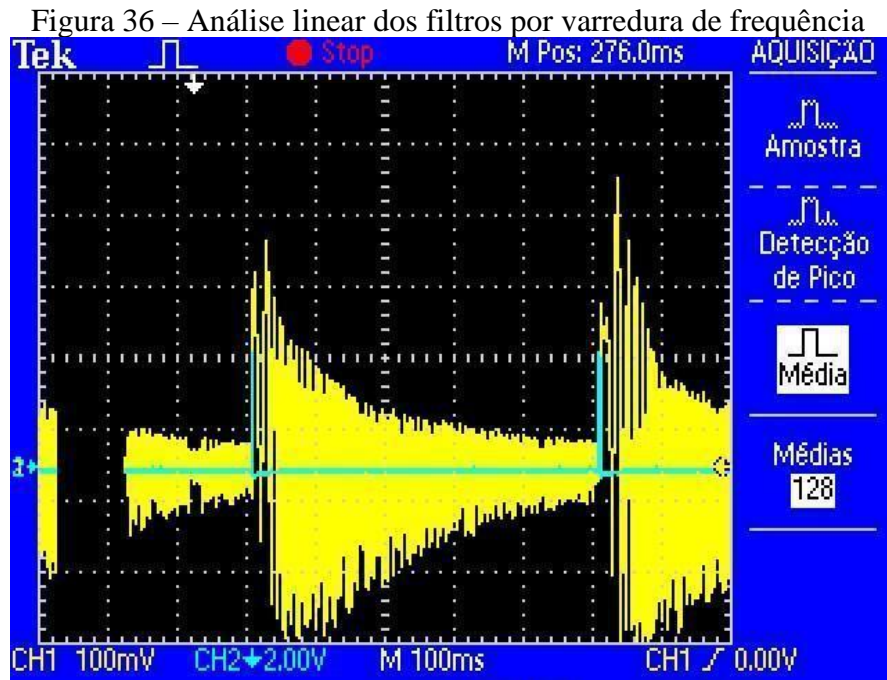


Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Após a varredura de frequência, uma segunda análise pode ser realizada com a apresentação da resposta linear do filtro. A Figura 36 apresenta, na cor amarela, a envoltória do sinal. Observou-se que a curva de comportamento se assemelha ao diagrama de Bode apresentado no item 4 da seção 3.1.1, na simulação do circuito. Foi utilizado um sinal de sincronismo com o osciloscópio, no intuito de observar o tempo de cada ciclo de teste. Na figura 36, este sinal está na cor azul.

De posse deste sinal, foi possível observar pequena atenuação inicial, uma vez que a varredura iniciou em 1 Hz e a frequência de corte do passa altas foi atribuída em 5 Hz. No decorrer do teste, a frequência foi elevada, sendo possível verificar o pico de sinal, e ao cruzar pela frequência de corte em 500 Hz, sofre uma atenuação gradual.

Desta forma, mesmo o circuito estando montado em matriz de contatos, ficou evidente que a curva do diagrama de Bode, simulada com o *software* Ltspice, se aproximou ao comportamento experimental do protótipo em bancada, validando de forma satisfatória o circuito desde o seu ponto de entrada até o ponto de saída.

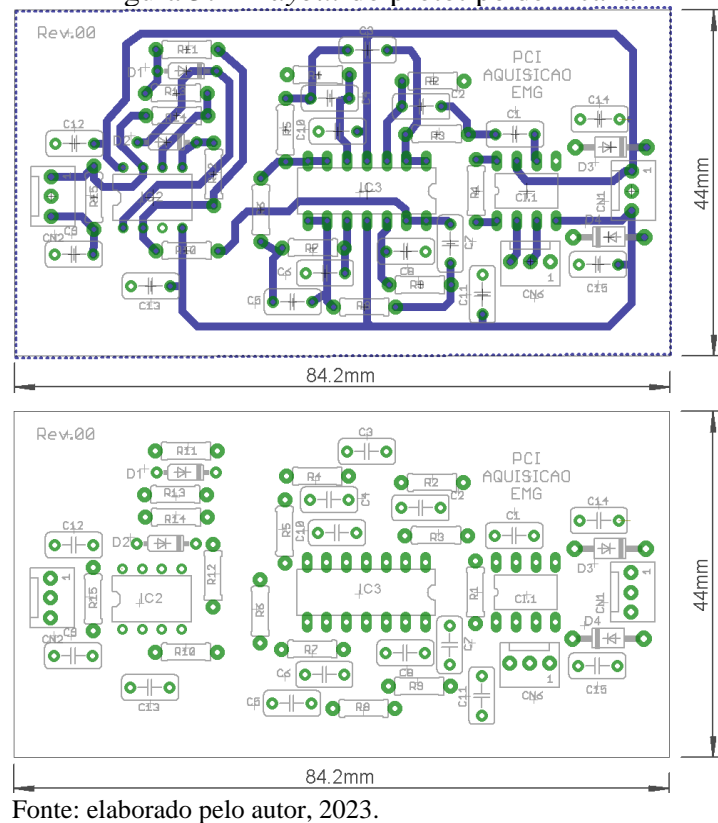


3.1.3 Validação do circuito em placa de circuito impresso

Após o circuito ser validado na matriz de contatos, dando sequência aos testes, foi confeccionada uma placa de circuito impresso de apenas um canal, através da qual foi possível analisar novamente o comportamento do circuito e realizar ajustes de *hardware*.

O processo de confecção da placa foi realizado de modo artesanal, no Laboratório de Eletrônica, através da transferência do desenho da Figura 37 para uma placa de cobre virgem. Após o processo de corrosão com perclorato de ferro, foi feita a furação manual e, finalizando, a solda manual dos componentes. Este processo é pouco utilizado nos dias atuais; porém, ainda é eficaz para a construção de protótipos pequenos, quando o processo de manufatura industrial é inviável.

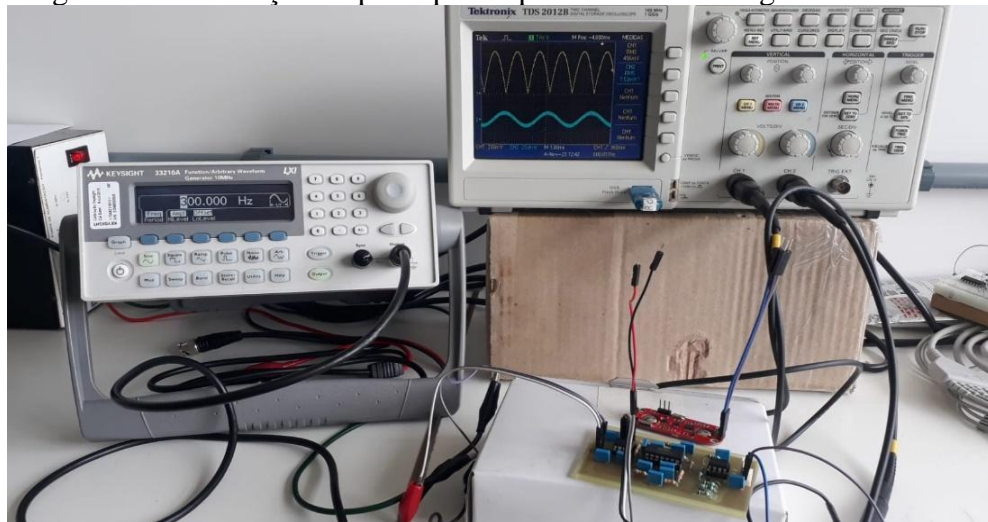
Figura 37 – Layout do protótipo de 1 canal



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 38 apresenta o protótipo sendo testado com um gerador de sinais, à esquerda na imagem, configurado com sinal senoidal de 300 Hz e amplitude de 10 mV. Foi possível observar, no osciloscópio, à direita na mesma imagem, o sinal de entrada em azul e, em amarelo, o sinal de saída, já retificado. A placa comercial *Myoware* foi posicionada ao lado do protótipo para posterior comparação.

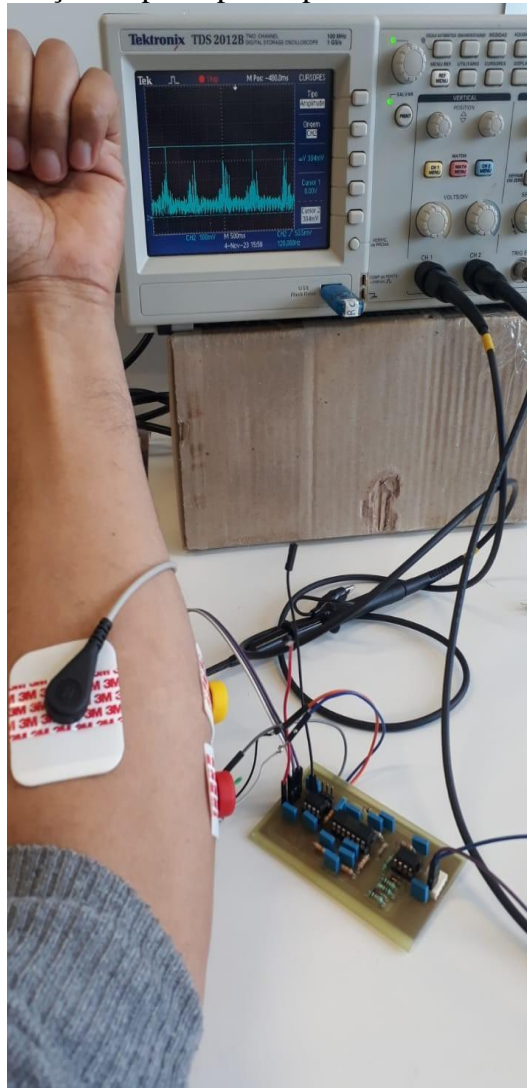
Figura 38 – Validação da placa protótipo de 1 canal com gerador de sinais



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Dando continuidade à validação do protótipo de 1 canal, foi efetuado um teste integrando o microcontrolador, o conversor A/D e o cartão SD. O teste foi caracterizado em 5 movimentos consecutivos, com intervalo de tempo aproximado de 1,2 s entre cada movimento. Na Figura 39 é possível visualizar o sinal de EMG sendo adquirido pelo protótipo, onde é possível observar os picos de ativação muscular.

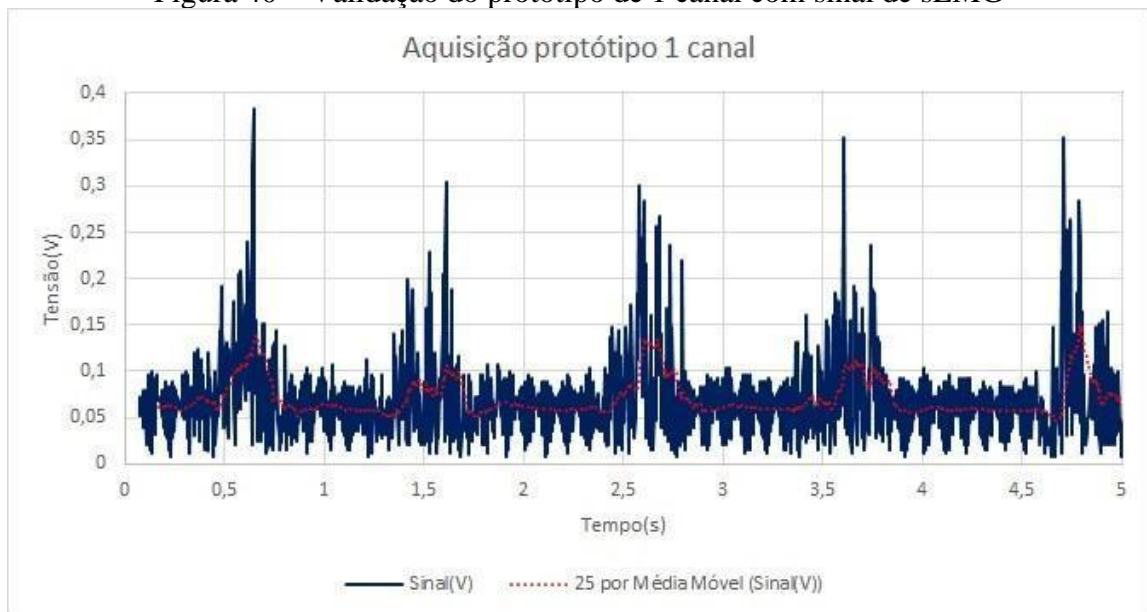
Figura 39 – Validação da placa protótipo de 1 canal com sinal de sEMG



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 40 apresenta os dados extraídos do cartão SD: na cor azul está indicado o sinal de esforço muscular. Para ilustrar um pré-processamento de suavização do sinal, foi atribuída uma média móvel de 25 períodos, a qual também apresenta picos de esforço, conforme indicado em vermelho. Observa-se que os valores apresentados na Figura 40 são idênticos aos apresentados na Figura 39.

Figura 40 – Validação do protótipo de 1 canal com sinal de sEMG



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Durante este teste foi atribuída uma taxa de leitura dos dados adquiridos pelo A/D para o cartão SD em 20 ms. Essa configuração temporal demonstrou-se particularmente eficaz e consistente na obtenção de sinais robustos (maior tempo de aquisição) ao longo do experimento. A definição do tempo de execução de cada tarefa visa distribuir, de forma equilibrada, a priorização das rotinas dentro do microcontrolador. Esse valor foi atribuído a partir da experiência do autor, da interação com outros profissionais da área e da leitura de outros trabalhos semelhantes, como o de Teloken (2021), tendo em vista o exíguo espaço de tempo hábil para a realização dos testes *in loco*.

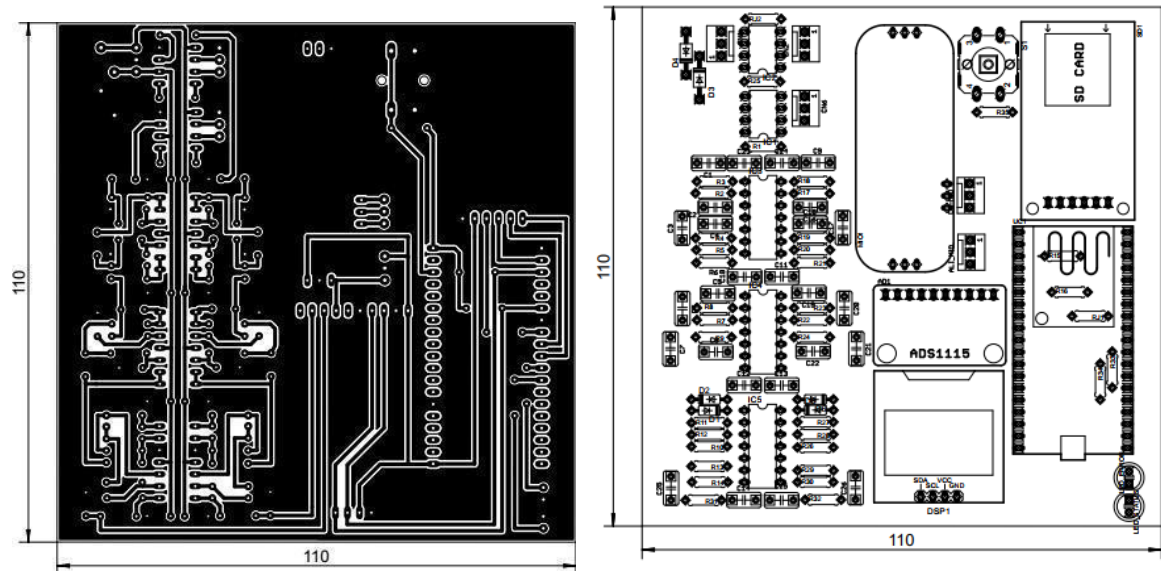
Uma rotina específica de *software* foi implementada para a aquisição das informações destinadas ao núcleo do microcontrolador (Core0). Já para o Core1, foram atribuídas tarefas de armazenamento no cartão micro SD. Houve uma diferenciação no tempo de execução, necessária para o procedimento de indexação das variáveis previamente concatenadas. A diferença no tempo de gravação ocorre devido à criação de novos setores a cada 512 bytes armazenados para o formato de arquivos. Em caso de atraso, a informação adquirida será sobrescrita em sua posição de memória pela subsequente.

Para resolver o problema acima, um vetor circular do tipo FIFO foi implementado. A flexibilidade do *software* permite fácil adaptação às mudanças de requisitos, enquanto a vantagem da velocidade está presente nos FIFOs de *hardware*.

Após os testes e validações do *hardware* em matriz de contatos e, posteriormente, no protótipo experimental de 1 canal, foi confeccionado o modelo final da plataforma com dois

canais. O *layout* da placa, com as trilhas realizando as conexões dos componentes, é apresentado na Figura 41. Nela, à esquerda, se destaca a malha de terra, que abrange grande parte da placa, ruídos eletromagnéticos oriundos das mais diversas fontes sejam atenuados neste plano de terra.

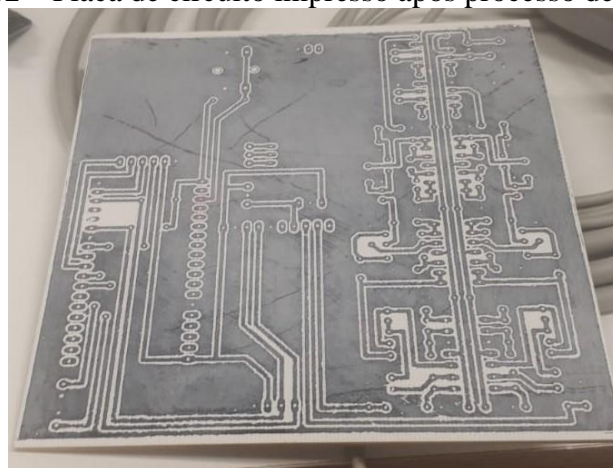
Figura 41 – *Layout* placa de circuito impresso



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 42 apresenta a placa de circuito impresso após o processo artesanal de corrosão com perclorato de ferro, seguindo para o processo de furação e solda manual dos componentes.

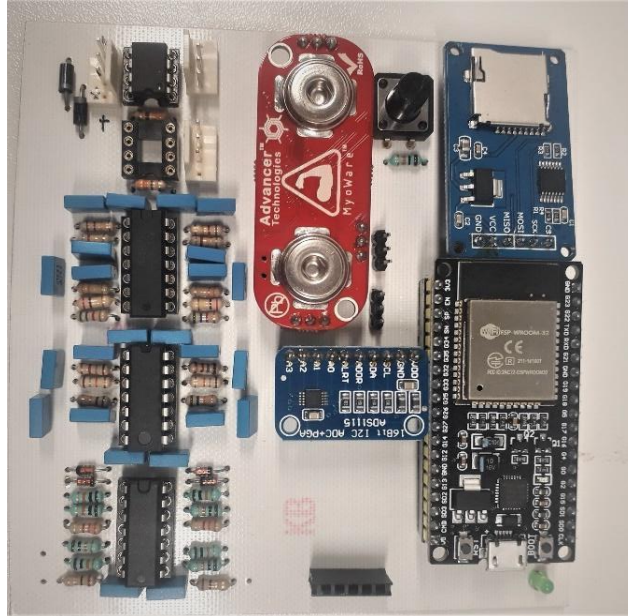
Figura 42 – Placa de circuito impresso após processo de corrosão



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 43 apresenta o modelo final da placa de circuito impresso com a disposição do kit didático (*Myoware*), microcontrolador, cartão de memória, e demais componentes, todos com montagem PTH². O diagrama eletrônico da plataforma encontra-se no anexo 1.

Figura 43 – Placa de circuito impresso com a disposição dos componentes

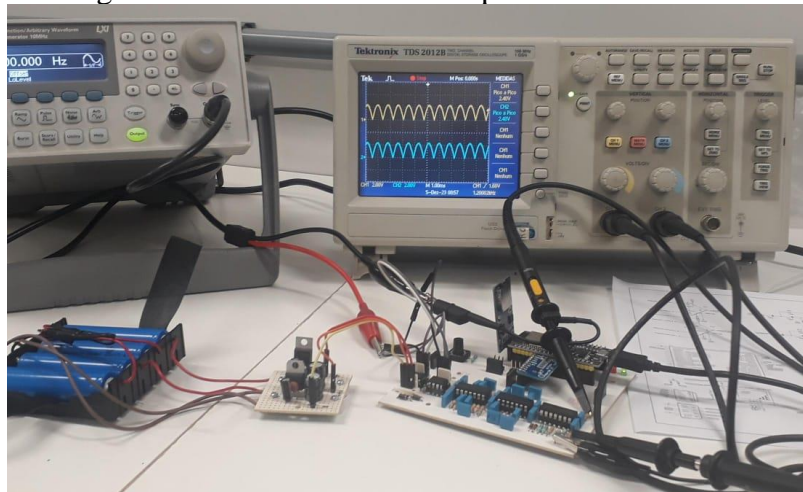


Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Para validar a placa de 2 canais, foi realizado o teste de bancada, aplicando o sinal senoidal de 300 Hz e 10 mV de amplitude no amplificador de instrumentação de ambos os canais. Dessa forma, foi observado o sinal na saída do circuito retificador de precisão de cada canal, para comparar a magnitude e estabelecer uma relação de diferença entre ambos. A Figura 44 apresenta o circuito em bancada.

² Do inglês, *pin through hole*, uma técnica de montagem de placas eletrônicas que consiste na inserção dos terminais de componentes eletrônicos diretamente nos furos das placas de circuito impresso.

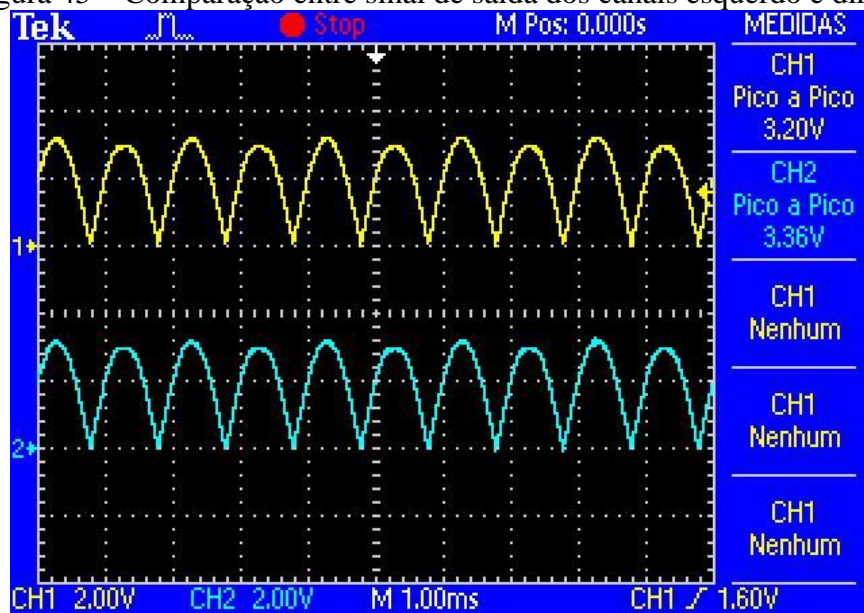
Figura 44 – Placa de circuito impresso de dois canais



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 45 apresenta a diferença de amplitude entre os canais observados. A cor amarela representa o canal esquerdo; em azul, o canal direito. A diferença de tensão entre ambos ficou em aproximadamente 0,16 V.

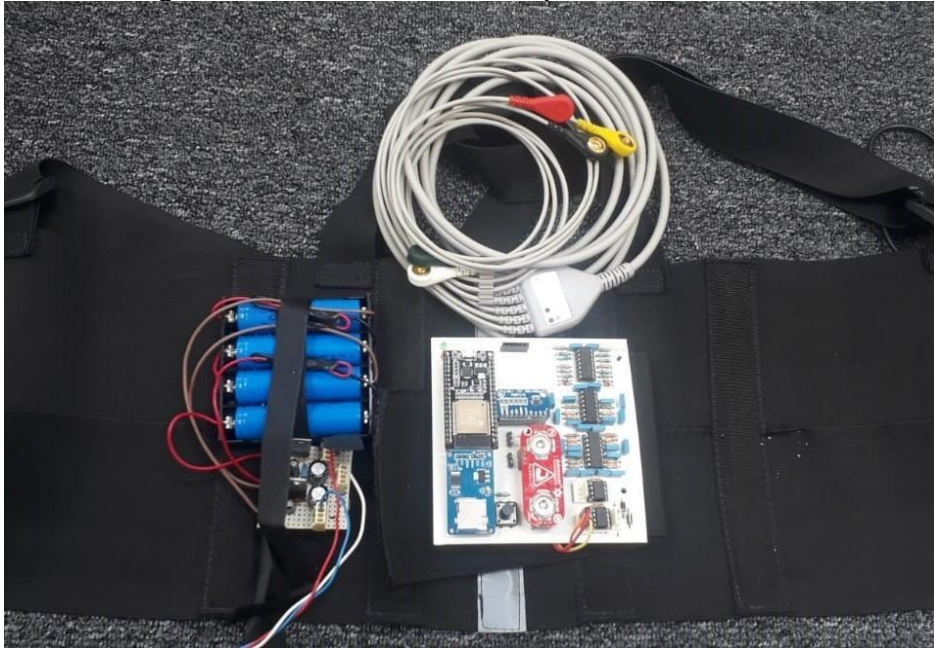
Figura 45 – Comparação entre sinal de saída dos canais esquerdo e direito



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

A Figura 46 apresenta o formato da PCI com 2 canais. Com formato retangular e fixada no suporte vestível, a plataforma foi disposta na linha da cintura, visando não interferir na movimentação ou proporcionar desconforto ao colaborador. Na sua extremidade inferior, à direita, foram fixados cabos para realizar a conexão com os eletrodos, dispostos na região dos ombros. Na parte inferior central da PCI, a fonte de energia foi fixada à plataforma.

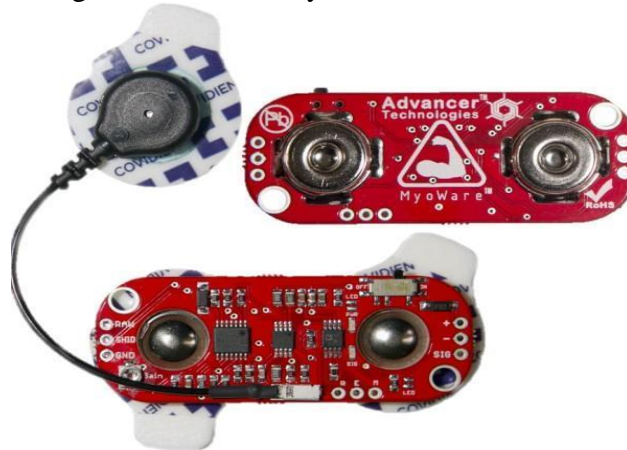
Figura 46 – Placa de circuito impresso de dois canais



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Na segunda forma de validação e comparação de sinal é apresentada uma plataforma didática comercial chamada *Myoware Muscle Sensor*³. A Figura 47 apresenta a placa dedicada e compacta para coleta de sinais mioelétricos.

Figura 47 – Placa Myoware Muscle Sensor



Fonte: elaborado pelo autor, 2023. Adaptado de SPARKFUN, 2020.

O kit citado acima é composto por um canal bipolar, um amplificador operacional *Rail-to-Rail* e um amplificador de instrumentação de baixo consumo com as seguintes especificações: modelo AD8236 da Analog Devices® com 24 MHz de largura de banda,

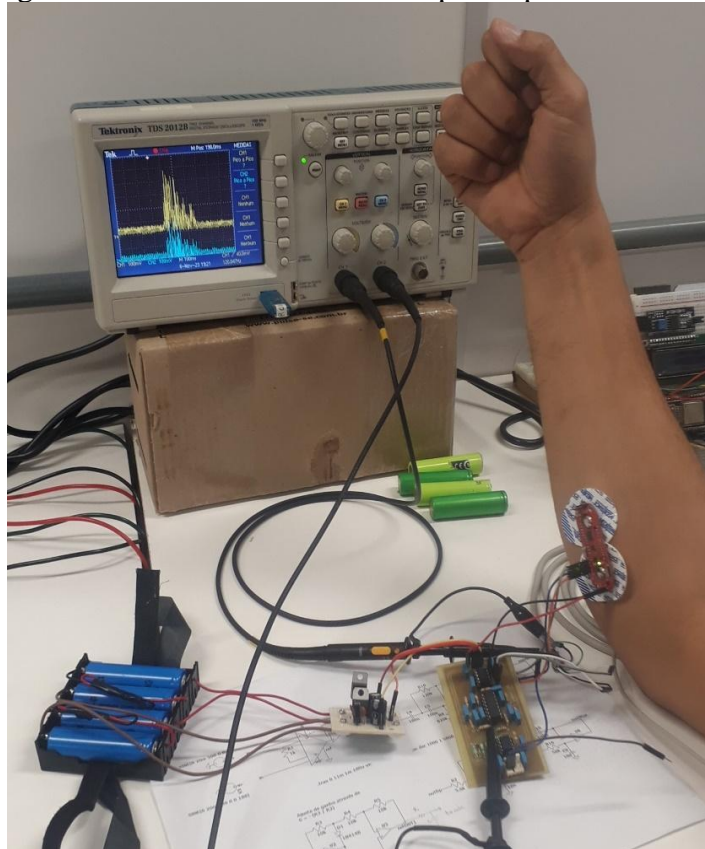
³ Placa eletrônica para coleta de sinais mioelétricos desenvolvida pela Advanced Technologies. Não se trata de um equipamento médico, sendo utilizada apenas para fins didáticos.

corrente de alimentação de $40 \mu\text{A}$ e CMRR de 110 dB, sendo também *Rail-to-Rail* (SPARKFUN, 2020).

A placa possui ganho ajustável através de um mini potenciômetro, cujo ganho está ajustado em 451,1 vezes, conforme calculado pelo modelo do amplificador de instrumentação, citado anteriormente nesta seção. Apresenta um ponto de conexão para eletrodo de referência e dois pontos para conexão dos eletrodos diretamente na placa. Disponibiliza, ainda, pontos de conexão de eletrodos externos e duas opções de saída: sinal bruto (*Raw*) ou já amplificado + retificado + integrado = "SIG"(SPARKFUN, 2020).

A Figura 48 apresenta o teste experimental realizado com ambas as plataformas. O objetivo foi comparar os sinais simultaneamente adquiridos utilizando um osciloscópio digital para visualização dos mesmos. Pode-se observar no gráfico, em azul, o sinal do protótipo; em amarelo, o sinal proveniente do kit comercial. Nota-se, em cada um, a diferença em amplitude, devido ao ganho citado anteriormente ser maior que o ganho do protótipo.

Figura 48 – Teste de bancada com protótipo e kit didático



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Realizados os procedimentos de testes em bancada, o próximo passo é a coleta dos dados *in loco*, na empresa objeto deste estudo. A próxima subseção se dedica a esse processo.

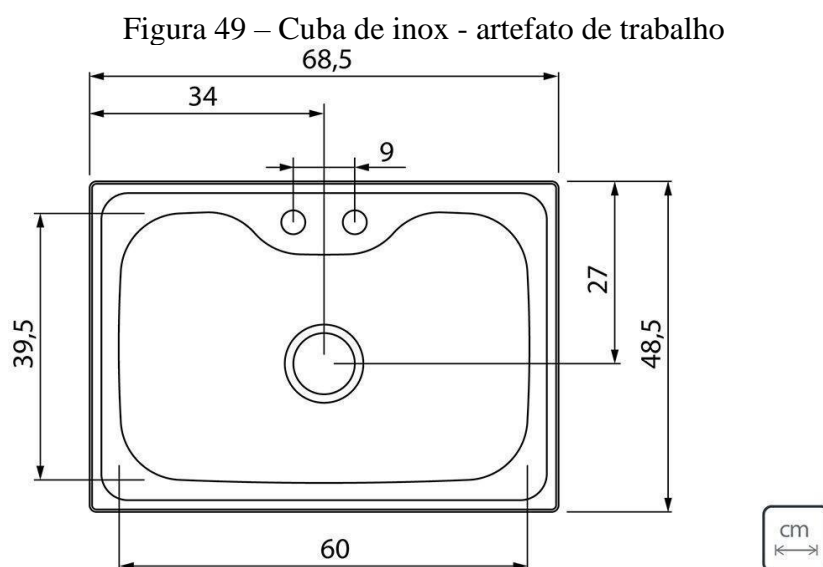
3.2 METODOLOGIA PARA AQUISIÇÃO NO POSTO DE TRABALHO

A metodologia adotada neste trabalho tomou por base os trabalhos de Mello *et al.* (2017), Baracat (2020) e Merletti e Cerone (2020), realizando adaptações considerando os aspectos que envolvem o ambiente industrial, o posto de trabalho e o colaborador. Os experimentos práticos da plataforma foram realizados junto a um colaborador do setor de estamparia de uma empresa do setor metal-mecânico da região da Serra Gaúcha. Tal setor é composto por 4 operadores dedicados ao posto de trabalho objeto deste estudo. Cada operador atua durante 2 horas, realizando, assim, um ciclo com os demais operadores, fechando o turno de trabalho em 8 horas. Este estudo foi aprovado pela Comissão de Engenharia de Segurança do Trabalho e Gerência da empresa.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) foi adaptado seguindo as Resoluções CNS nº 466/2012 e nº 510/2016, ambas do Conselho Nacional de Saúde, bem como a Cartilha dos Direitos dos Participantes de Pesquisa (2020). O termo se encontra na seção de Apêndice 3 desta pesquisa, tendo sido elaborado em conjunto com a empresa e aprovado pela mesma (BRASIL, 2012; BRASIL, 2016; BRASIL, 2020).

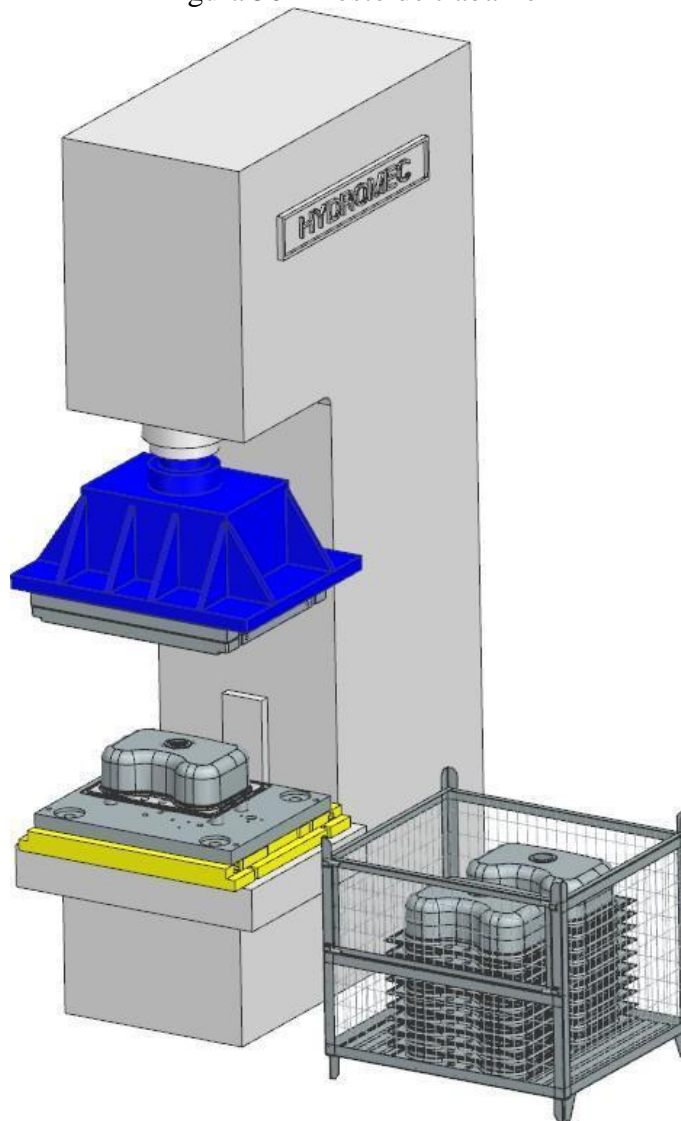
3.2.1 Colaboradores e atividade realizada

A atividade analisada neste estudo é a linha de produção de cubas de aço inox, na tarefa de estamparia. A Figura 49 apresenta o modelo de cuba manuseado pelo operador, com suas respectivas medidas. Possui volume de 0,06744 m³ e peso aproximado de 3,6 kg.



A Figura 50 consiste na representação gráfica 3D do equipamento que realiza a estamparia na cuba de inox.

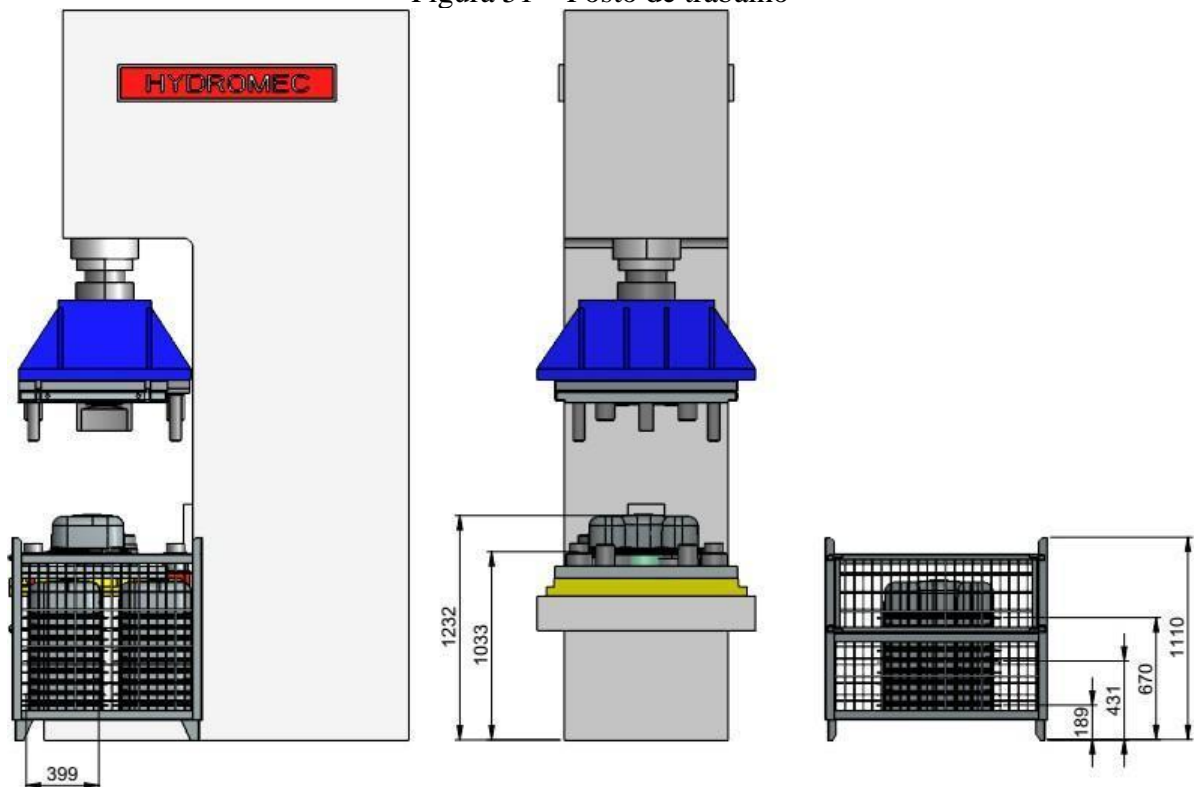
Figura 50 – Posto de trabalho



Fonte: Empresa, 2023.

A Figura 51 representa o posto de trabalho com suas respectivas dimensões de espaços, considerando a altura das cubas dentro do cesto e destas na mesa da prensa. O cesto acomoda duas pilhas de cubas de inox. Pôde-se observar através das cotas que a altura mais baixa para o operador realizar a pega de peças é de 189 mm.

Figura 51 – Posto de trabalho



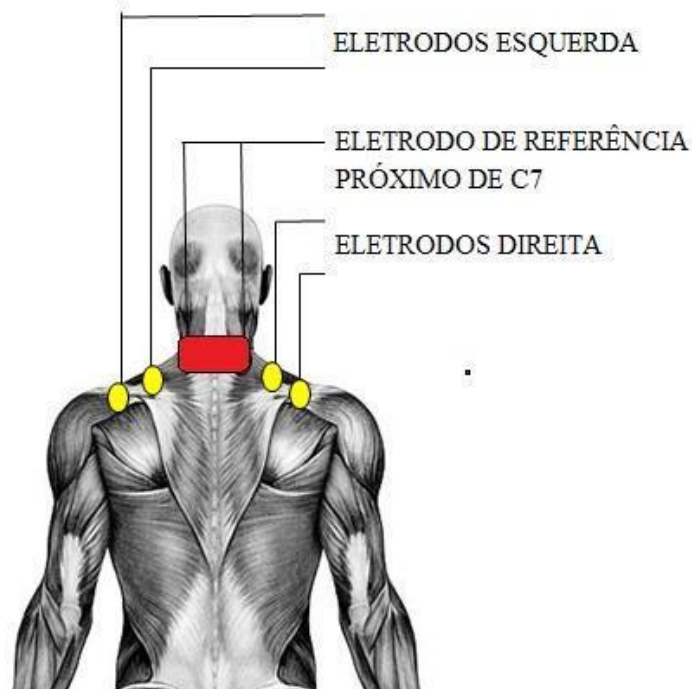
Fonte: Empresa, 2023.

3.2.2 Protocolo de preparação para aquisição do sinal *in loco*

Antes de iniciar os testes da plataforma, o autor, em conjunto com o setor de Engenharia e Segurança da empresa, apresentou ao voluntário os procedimentos de testes constantes no TCLE, o qual foi lido e assinado. A preparação do operador e o posicionamento dos eletrodos foram realizadas com base no Protocolo SENIAM (2020), sendo este, adaptado para o trabalho.

A Figura 52 apresenta a posição indicada dos eletrodos para aquisição de sinal na região do trapézio superior.

Figura 52 – Posição do eletrodo



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

O posicionamento e a fixação dos eletrodos podem ser visualizados conforme a Figura 52, de acordo com as especificações contidas na seção 2.6. A fixação dos eletrodos ajuda a mantê-los bem posicionados, evitando-se o movimento dos mesmos na pele, o que ocasionaria erros de medição. Caso necessário, pode-se usar bandagens elásticas ou até mesmo fita microporosa.

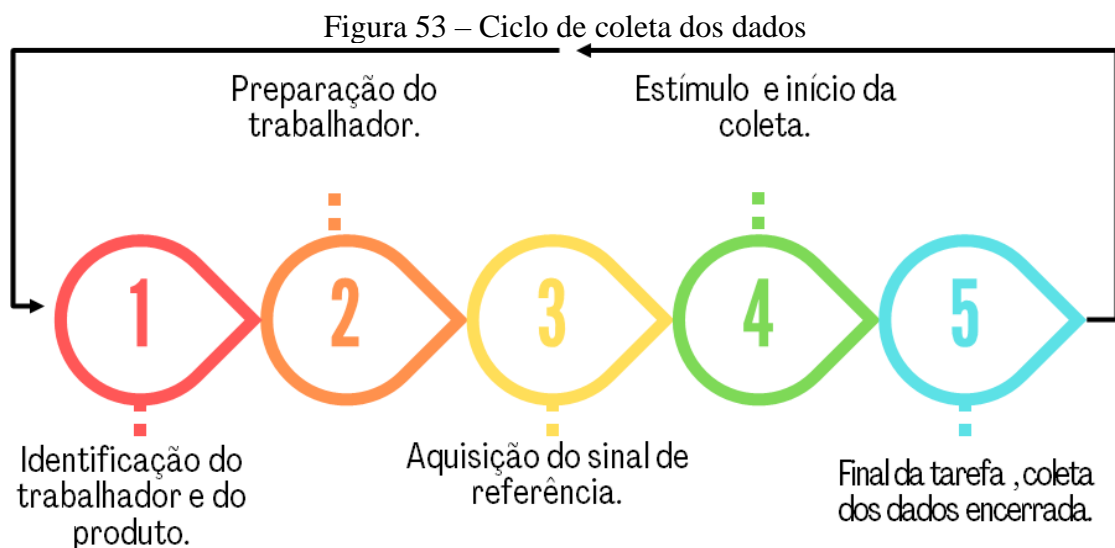
3.2.3 Protocolo de aquisição do sinal

Os dados foram coletados em dois momentos: no primeiro, o trabalhador encontrou-se de pé, em estado relaxado, com os braços em posição natural do corpo, sendo este o sinal de referência. No segundo momento, os sinais foram obtidos durante os movimentos da atividade laboral.

Para realizar a atividade laboral satisfatoriamente, o operador precisa realizar os seguintes movimentos, nesta ordem: retirada de 3 cubas do cesto, disposição das cubas em plataforma de mesma altura total do cesto (1110 mm), separação das cubas para alocação individual na prensa, acionamento do painel de controle utilizando as duas mãos, retirada da cuba da plataforma, alocação da cuba já estampada em uma esteira da mesma altura total do cesto. Essa atividade é realizada em, aproximadamente, 144 segundos, de acordo com

observação *in loco*. A sequência completa de imagens que representam o processo na íntegra está na seção de apêndices deste trabalho. A coleta de dados foi realizada em apenas um dos quatro operadores do posto de trabalho, tendo em vista a viabilidade temporal e a preocupação com o bom andamento da linha de produção do setor. Ainda assim, considera-se que os dados coletados foram suficientes e satisfatórios para o prosseguimento deste estudo.

A sequência de ações a serem realizadas para a coleta de dados é apresentada na Figura 53, mostrando de forma cronológica os passos realizados em um ciclo completo de coleta de dados.



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Para elucidar cada etapa, faz-se sua descrição individual a seguir:

1. Identificação: Inserção do código do operador no sistema de coleta para fins de identificação dos dados adquiridos e posterior referência de análise.
2. Preparação: após a identificação, o trabalhador foi preparado para a aquisição dos sinais, tendo por base o protocolo SENIAM (2020), já citado. A Figura 54 apresenta os eletrodos colados no operador após o procedimento descrito.

Figura 54 – Posição dos eletrodos no colaborador



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

3. Aquisição do sinal de referência: esta etapa foi responsável pela coleta de dados conhecida como linha de base (*baseline*). Sua duração foi de, aproximadamente, 5 segundos. O trabalhador ficou em pé, com os braços relaxados.

Figura 55 – Posição inicial do colaborador com cinto vestível



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

4. Início da coleta: os dados foram coletados a partir do acionamento de um botão de início na plataforma, seguido da indicação ao operador de que a tarefa podia ser executada. O operador retirou três cubas do cesto, posicionando-as sobre a mesa, conforme ilustrado na Figura 56.

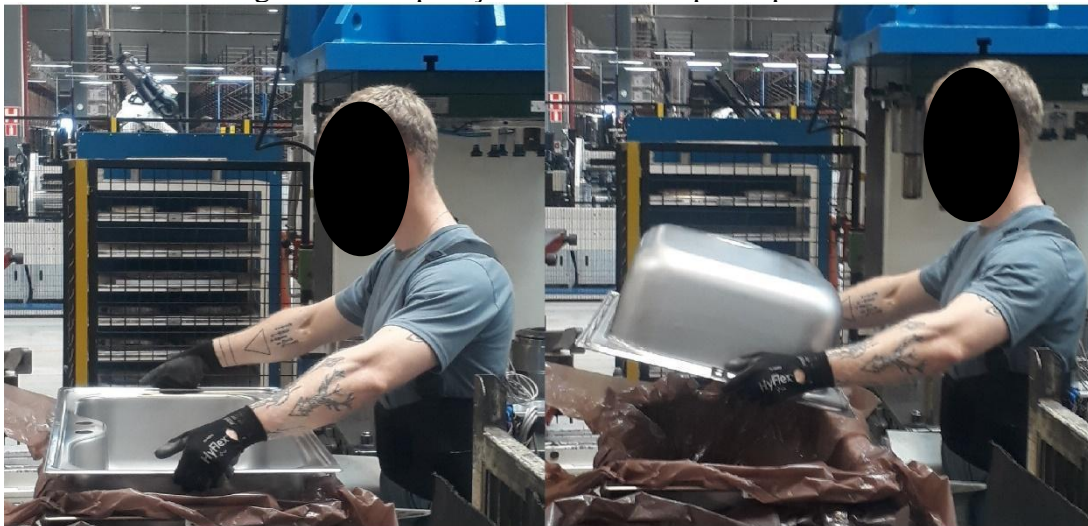
Figura 56 – Retirada das cubas e posicionamento da mesa pelo operador



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Na sequência da tarefa, com as três cubas sobre a bancada, o operador retirou os plásticos de proteção e separou uma cuba das demais, como representado na Figura 57, à esquerda. Observa-se, à direita, que a posição dos ombros muda quando o operador gira a cuba em 180°, preparando-a para colocar na prensa.

Figura 57 – Separação de uma cuba pelo operador



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Na sequência, a Figura 58 apresenta, à esquerda, o movimento de inserção da cuba na prensa. À direita, é demonstrada a retirada da cuba após o procedimento de estamparia.

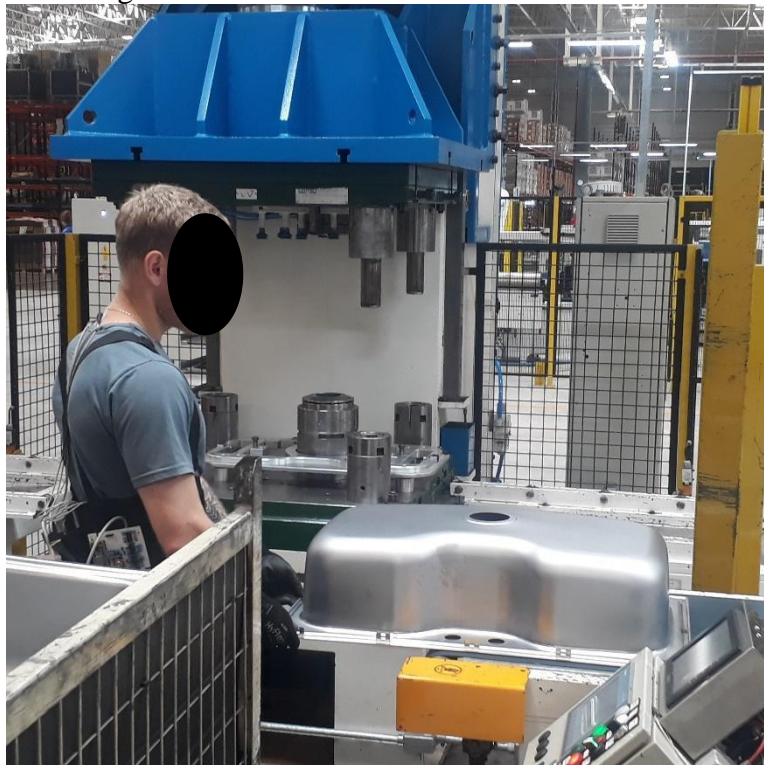
Figura 58 – Inserção e retirada da cuba pelo operador



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Após a retirada da prensa, o operador dispensou a cuba sobre uma esteira, para que seguisse ao setor de embalagem. A Figura 59 ilustra a etapa descrita.

Figura 59 – Posicionamento da cuba na esteira

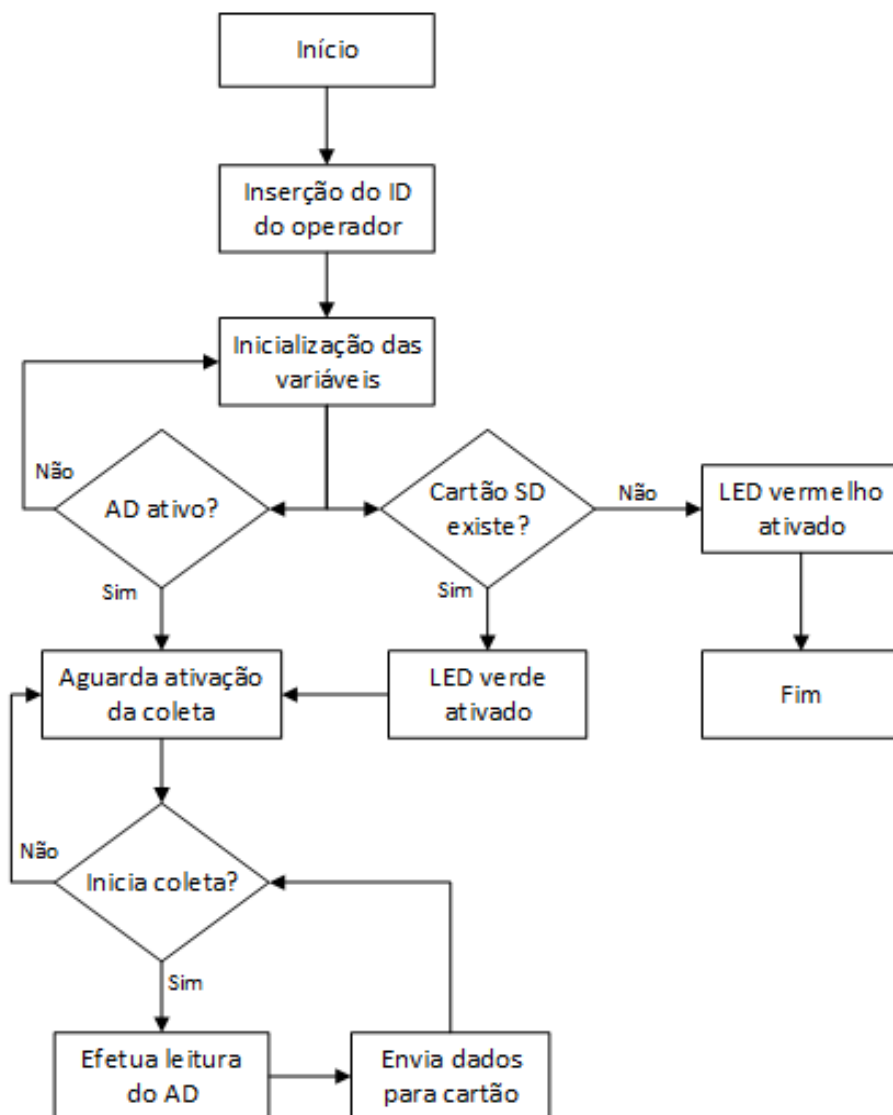


Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

5. Final da tarefa e da coleta de dados: Após a execução, o operador retornou à posição inicial. O autor pressionou novamente o botão na plataforma, encerrando, assim, a aquisição do sinal. O trabalhador, então, foi orientado a parar o movimento e relaxar. A

duração dessa etapa foi de, aproximadamente, 80 segundos. O fluxograma apresentado na Figura 60 descreve a sequência realizada pelo *software* para a aquisição do sinal. A primeira etapa consiste em inicializar as variáveis e verificar o conversor A/D e a existência do cartão SD. Caso não exista cartão ou ocorra erro ao inicializar o módulo SD, um LED vermelho fica piscando intermitentemente, indicando ao autor o erro. Do contrário, um led verde pisca, indicando que a plataforma está pronta para gravar os dados.

Figura 60 – Fluxograma do protocolo de aquisição do sinal



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Todos os dados coletados foram salvos em tabela de maneira semelhante a um arquivo CSV, ou seja, foram separados por vírgulas, seguindo uma ordem, como por exemplo %Amostra, %tempo, %OmbroE, %OmbroD, %Colaborador⁴. O microcontrolador enviou um pacote de dados ao cartão de memória a cada 0,02 segundos.

Na próxima seção, encontram-se os resultados da análise proposta a partir da fase de coleta de dados.

⁴ Estrutura de dados que serão enviados ao processamento principal

4 RESULTADOS

Realizada a visita na empresa para coleta dos dados, foram efetuados os protocolos descritos anteriormente, resultando na obtenção dos dados apresentados nesta seção.

A Figura 61 apresenta, a título de exemplo, parte dos dados coletados e tabelados. A disposição das colunas corresponde exatamente à forma como os dados foram salvos no cartão SD.

Figura 61 – Dados adquiridos e tabelados

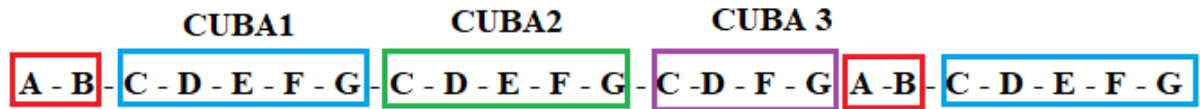
Amostra[n]	Tempo[ms]	OmbroE[V]	OmbroD[V]	Operador[num]
1	2541,12	0,033	0,06	610
2	2541,14	0,042	0,063	
3	2541,16	0,057	0,039	
4	2541,18	0,018	0,036	
5	2541,2	0,057	0,048	
...	
500	2551,1	0,036	0,021	
501	2551,12	0,009	0,033	
502	2551,14	0,063	0,042	
503	2551,16	0,036	0,015	
504	2551,18	0,024	0,039	
...	
1500	2571,1	0,051	0,063	
1501	2571,12	0,06	0,057	
1502	2571,14	0,012	0,042	
1503	2571,16	0,063	0,048	
...	
2000	2581,1	0,033	0,024	
2001	2581,12	0,072	0,081	
2002	2581,14	0,135	0,069	
2003	2581,16	0,024	0,093	
2004	2581,18	0,093	0,078	
2005	2581,2	0,051	0,009	
...	
2553	2592,16	0,051	0,018	
2554	2592,18	0,03	0,066	
2555	2592,2	0,03	0,003	
2556	2592,22	0,009	0,036	
2557	2592,24	0,057	0,057	

Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

De posse dos dados armazenados no cartão de memória, estes são plotados para, de forma gráfica, realizar a observação dos picos de tensão e o momento realizado na tarefa, caracterizando, assim, o esforço do operador. O tempo aproximado de execução do ciclo foi de 51 segundos.

Para que seja possível compreender o ciclo de movimentos realizados pelo operador, observe-se a seguinte sequência, disposta na Figura 62:

Figura 62 – Sequência de movimentos realizada em um ciclo completo



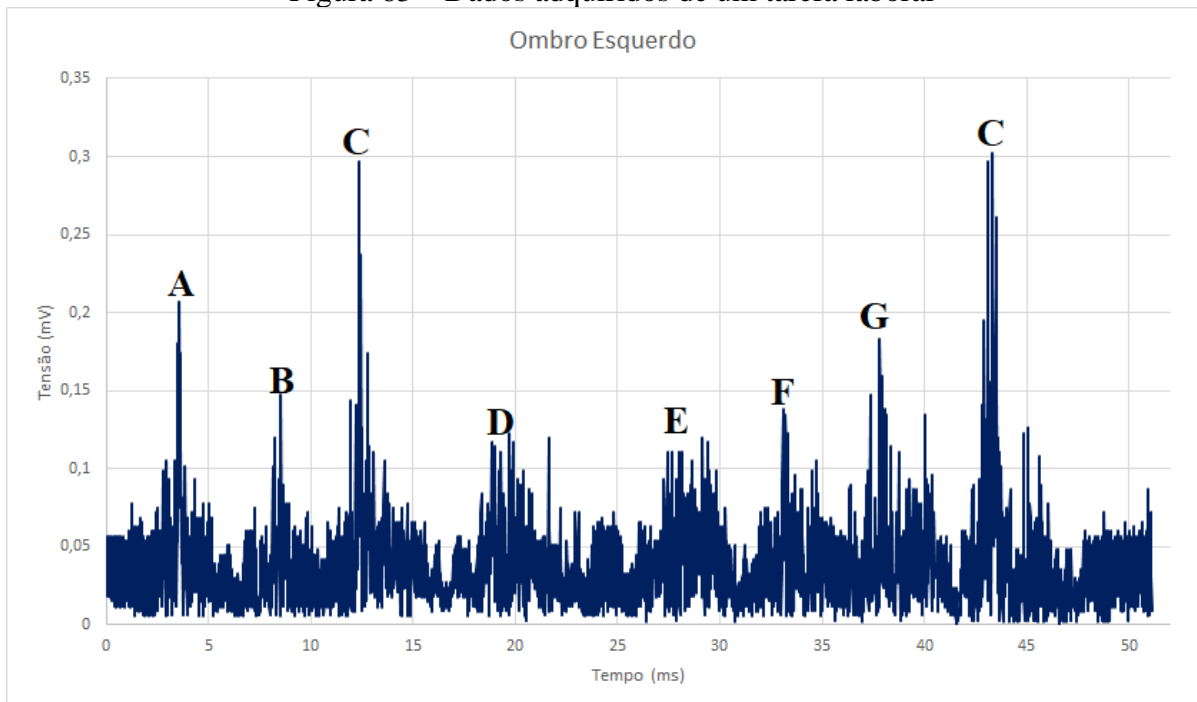
Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Onde:

- A = Retirada das três cubas do cesto.
- B = Disposição das cubas sobre a mesa.
- C = Retirada de uma cuba entre as demais para levar para prensa.
- D = Giro de 180° da cuba.
- E = Inserção da cuba na mesa.
- F = Disposição das mãos no painel de comando.
- G = Retirada da cuba da prensa e dispensa na esteira.

A Figura 63 apresenta os dados adquiridos no posto de trabalho, referentes a uma das coletas, durante a execução da tarefa.

Figura 63 – Dados adquiridos de um tarefa laboral



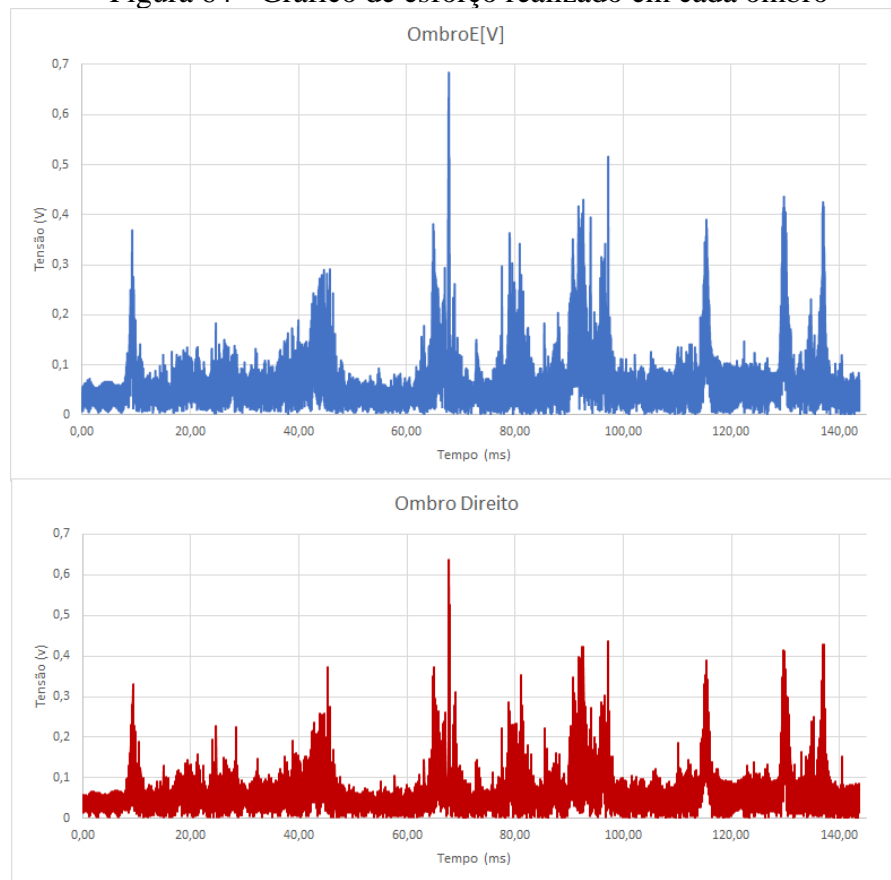
Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Verifica-se, portanto, que os movimentos A e B são realizados em menor volume que os movimentos C a H, embora o peso suportado pelo operador seja maior na sequência A-B.

O gráfico da Figura 63 demonstra pico de energia no ponto C, o que corresponde ao momento em que o operador destaca uma cuba dentre as demais dispostas na mesa, conforme movimento sinalizado pelo item B. Ou seja, o esforço é maior ao retirar as cubas do cesto do que em outros movimentos dentro da tarefa. Este é um resultado interessante, visto que a justificativa da realização deste estudo é a reclamação dos operadores sobre dores na região dos ombros. Durante a observação do esforço, a hipótese inicial era de que o ponto A, que dá início à tarefa a partir da pega das três cubas no cesto, seria o ponto de maior esforço. Entretanto, corroborou-se a verificação de que o ponto C merece atenção, principalmente porque, após a finalização da coleta dos dados, o operador informou ao autor e ao Engenheiro de Segurança da empresa que, em alguns momentos, sentia desconforto no antebraço ao realizar esse movimento específico ao longo do período de trabalho. Fica a indicação de oportunidade de estudos específicos para verificar o momento específico dessa tarefa, para que o esforço nesse ponto seja minimizado e as dores sejam evitadas.

Como a aquisição dos sinais foi efetuada em cada lado do corpo, Ombro esquerdo e Ombro direito, a Figura 64 apresenta-os de forma separada, onde pode ser observado que as intensidades de força não são simétricas: tais valores podem variar de pessoa para pessoa.

Figura 64 - Gráfico de esforço realizado em cada ombro

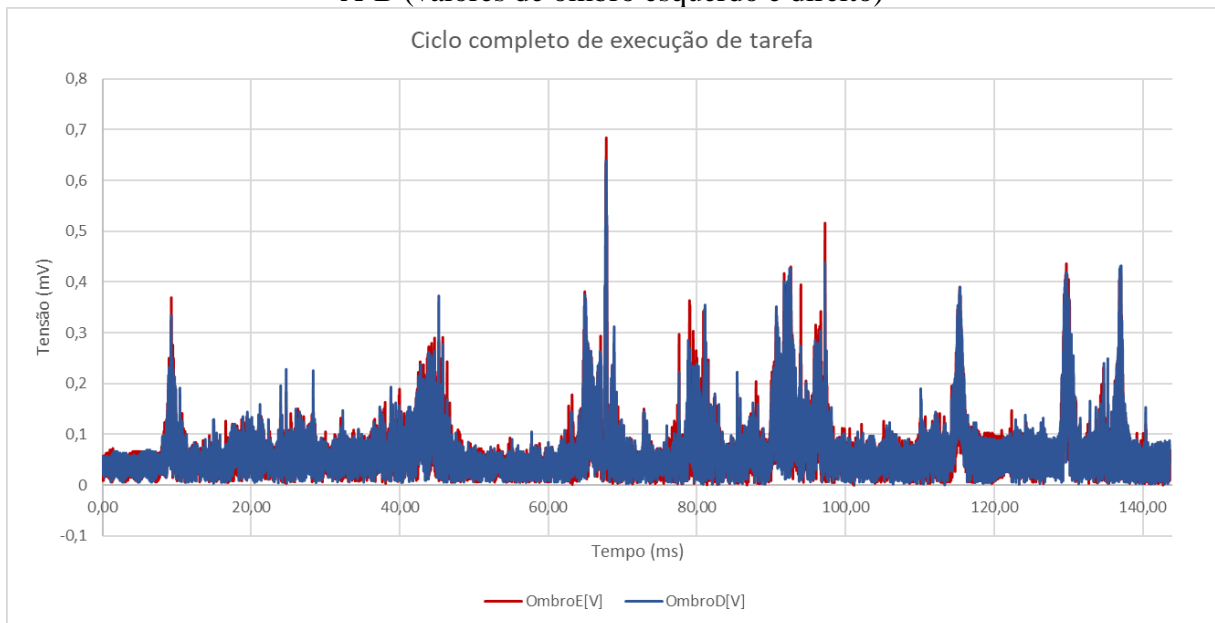


Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

É importante destacar que, tendo em vista que a aquisição do sinal foi realizada já no primeiro ciclo, pode ser que o gráfico seja diferente após um número de repetições da tarefa completa, visto que o desgaste físico inerente aos movimentos precisa ser considerado. Não sendo este o objetivo do estudo, faz-se apenas a menção, caso se pretenda pesquisar especificamente este tópico no futuro.

A Figura 65 apresenta os dados coletados durante a execução de um ciclo, o qual se caracteriza pela realização das tarefas descritas anteriormente; porém, repetindo-se em três vezes até finalizar a quantidade de cubas extraídas do cesto inicialmente.

Figura 65 – Sequência de ciclos realizados entre a retirada de três cubas e a repetição do ciclo A-B (valores de ombro esquerdo e direito)



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Na aquisição de dados do ciclo completo, pode-se perceber que há um pico de energia concentrado no intervalo de tempo de 60 a 80 segundos, o que significa um esforço maior no segundo ciclo, que corresponde à manipulação da segunda cuba. Considerando-se a observação visual realizada *in loco* pelo autor, não foi percebido nenhum movimento ou demonstração fisionômica por parte do operador que indicasse qualquer desconforto ou maior esforço. Entretanto, a partir do resultado deste gráfico, foi realizada uma investigação mais detalhada dos dados coletados, verificando que a razão deste pico de energia se deve ao momento de destacar a segunda cuba da terceira, ainda não utilizada. Ou seja, é provável que, ao retirar a cuba que estava posicionada entre a primeira e a terceira peças, uma possível fixação, natural de materiais que estão acondicionados juntos por determinado período, cause mais esforço do que a sequência de movimentos realizada a partir do movimento C.

Observando-se o gráfico da Figura 65, o pico de energia, de aproximadamente 0,684 mV, ocorre aproximadamente em 67,8 ms. Comparando com a Figura 63, o pico de energia identificado na letra C ocorre em 12,34 ms. Somando o tempo total do ciclo da Figura 61, de 51,12 ms, obtém-se o valor de 63,46 ms, o que indica, conforme relatado anteriormente, o tempo em que o operador está destacando a cuba 1 da cuba 2.

A Figura 66 demonstra o momento em que foi realizado o teste *online* da plataforma, ou seja, a plataforma conectada ao computador para monitorar o recebimento dos dados entre conversor A/D, microcontrolador e cartão SD.

Figura 66 – Teste de monitoramento da plataforma conectado ao computador



Fonte: elaborado pelo autor, 2023.

Este teste se justifica devido aos dados no cartão de memória, em algumas aquisições, apresentarem-se ausentes ou corrompidos. Com este método, foi possível monitorar os dados através da porta serial, confirmando a aquisição até o microcontrolador e descartando possíveis problemas de *hardware*. A causa de tal problema não foi identificada no dia dos testes; contudo, foi possível realizar a coleta do sinal do colaborador, ficando este episódio indicado para um estudo mais aprofundado em trabalhos futuros.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento do sistema de aquisição de sinais eletromiográficos viabiliza colaborar para o avanço da pesquisa na área da ergonomia e saúde ocupacional da empresa, proporcionando informações valiosas para o desenvolvimento de metodologias e equipamentos de proteção individual para seus colaboradores. Contribui, ainda, para a avaliação quantitativa, a partir da proposta de medição através de uma instrumentação de eletromiografia de superfície, fomentando a ratificação dos dados e números apresentados na AET. A proposta deste trabalho, de desenvolver um sistema embarcado para aplicação da técnica sEMG, buscou justificar o comportamento muscular quando o esforço repetitivo se torna frequente, fator que costuma ser verificado a partir da reclamação do trabalhador sobre desconforto muscular na região do trapézio. Apoiar-se, assim, a análise ergonômica do trabalho.

O objetivo geral descrito no início desta pesquisa consistiu em desenvolver uma plataforma experimental, portátil e de baixo custo para adquirir o sinal elétrico muscular da região dos ombros, disponibilizando os dados em formato numérico e tabelados para a empresa parceira. Considera-se que a plataforma atendeu tal objetivo, a partir da instrumentação dos eletrodos de superfície para a captura do sinal elétrico muscular. Os filtros atenuaram os sinais nas frequências propostas e o retificador de precisão efetuou o pré-processamento do sinal, deixando-o de forma positiva para a leitura do conversor analógico digital. Os módulos A/D e Cartão SD desempenharam suas funções conforme o firmware embarcado no microcontrolador. A obtenção dos dados referentes ao esforço realizado durante a atividade laboral foi contemplada. A tabela comparativa entre plataformas de aquisição, que ratifica o desenvolvimento utilizando componentes de baixo custo, pode ser verificada na seção de Apêndices.

Dentro dos objetivos específicos, a pesquisa de embasamento teórico para o desenvolvimento da plataforma usando ferramentas tecnológicas para simulação e implementação da mesma foram realizadas, assim como o desenvolvimento de protocolo específico para aquisição do sinal mioelétrico durante atividade laboral dentro de ambiente industrial. Também foi atendido, de forma plena, o item de validação do protótipo em bancada e em aplicação real; esta última no posto de trabalho, dentro de um ambiente industrial.

O desafio maior encontrado neste trabalho foi, em alguns momentos, a instabilidade apresentada pela plataforma dentro do ambiente industrial, especificamente no processo de salvamento dos dados no cartão SD. Nos testes em bancada, não houve anormalidades que prejudicassem o projeto. Contribuiu para essa instabilidade a execução da coleta diante da

variação das possibilidades de movimentos realizados pelo operador, visto que, mesmo adotando um protocolo, o operador não possuía uma uniformidade dos movimentos.

O estudo realizado encontrou as seguintes limitações: o exíguo tempo disponível para aquisição *in loco*, a quantidade reduzida de operadores no posto de trabalho, assim como a ausência de componentes no mercado local, sendo adquiridos pelo autor via comércio digital. Além disso, algumas melhorias são vistas como necessárias ou desejadas, podendo ser citadas, inclusive como oportunidades de estudos futuros. São elas:

- A análise mais aprofundada do sinal na região muscular citada e o estudo dos filtros para coleta do sinal de sEMG nesta região específica;
- O desenvolvimento de equipamento multicanal (para monitorar ombros e antebraços), com a confecção da placa embarcada em modo SMD,;
- A transferência dos dados adquiridos e pré-processados via comunicação sem fio (*Wi-fi* ou *bluetooth*) para tratamento e análise estatística dos dados, apresentando-os em uma interface dedicada;
- Efetuar o processamento via software dos sinais coletados e apresentar via interface dedicada.

REFERÊNCIAS

- ANALOG-DEVICES. **Design tools calculators**. [S.l.], 2023. Disponível em: <https://www.analog.com/en/design-center/design-tools-and-calculators.html>. Acesso em: 10 jun. 2023.
- BALBINOT A.; BRUSAMARELLO, V. J. **Instrumentação e fundamentos de medidas**. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2008. v. 1/2.
- BARACAT, P. J. F. Padrão eletromiográfico dos músculos trapézio, paravertebrais e esternocleidomastoideo durante a utilização de smartphone. **Biológicas e Saúde**, Campos dos Goytacazes, v. 10, 2020.
- BASMAJIAN, J. V; DE LUCA, Carlo J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. New York: Williams & Wilkins, 1985.
- BERNARD, B. P.;PUTZ-ANDERSON, V. **Musculoskeletal disorders and workplace factors: a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back**. [S.l.]: National Institute for Occupational Safety and Health, 1997. Disponível em: <https://stacks.cdc.gov/view/cdc/21745>. Acesso em: 15 ago. 2023.
- BERTOTI, P. A. H. e D. B. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 6. ed. Barueri: Manole, 2014. v. 1.
- BOSCH, T.; LOOZE, M. P.; VAN DIEEN, J. H. Development of Fatigue and discomfort in the upper trapezius muscle during light manual work. **Ergonomics**, [S.l.], v. 50, n. 2, p. 161-177, 2007
- BRASIL. Ministério da Saúde. Conselho Nacional de Saúde. **Comissão do CNS apresenta cartilha dos direitos dos participantes de pesquisa**. Brasília, 14 jul. 2020. Disponível em: <https://conselho.saude.gov.br/ultimas-noticias-cns/1267-comissao-do-cns-apresenta-cartilha-dos-direitos-dos-participantes-de-pesquisa>. Acesso em: 15 out. 2023.
- BRASIL. Ministério da Saúde. **Dor relacionada ao trabalho lesões por esforços repetitivos (LER) distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT)**. Brasília: Ministério da Saúde, 2012. Disponível em: https://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/dor_relacionada_trabalho_ler_dort.pdf. Acesso: 25 ago. 2023.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Saúde Brasil: análise, situação, saúde, doenças, agravos crônicos, desafios e perspectivas 2018**. Brasília: Ministério da Saúde, 2019. Disponível em: https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/saude_brasil_2018_analise_situacao_saude_doenças_agravos_cronicos_desafios_perspectivas.pdf. Acesso em: 25 jul. 2023.

BRASIL. Ministério do Trabalho. **Norma regulamentadora n. 17, de 07 de outubro de 2021**. Disponível em: <https://www.gov.br/trabalho-e-emprego/pt-br/acao-a-informacao/participacao-social/conselhos-e-orgaos-colegiados/comissao-tripartite-partitativa-permanente/arquivos/normas-regulamentadoras/nr-17-atualizada-2022.pdf>. Acesso em: 24 set. 2023.

BRASIL. **Resolução n. 510, de 7 de abril de 2016**. Disponível em: https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/cns/2016/res0510_07_04_2016.html. Acesso em: 15 out. 2023.

BRASIL. **Resolução n. 466, de 12 de dezembro de 2012**. Disponível em: <https://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2012/Reso466.pdf>. Acesso em: 15 out. 2023.

CABRAL, L. L. Initial validity and reliability of the portuguese borg rating of perceived exertion 6-20 scale. **Measurement in Physical Education and Exercise Science**, [S.l.], v. 24, n. 2, p. 103–114, 2020.

CARVALHO, M. *et al.* Comportamento do sinal de eletromiografia dos músculos de membros superiores antes e após jornada de trabalho: análise ergonômica. *In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA*, 24, 2014. **Anais [...]**, [S.l.:s.n.], Disponível em: https://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014_submission_869.pdf. Acesso em: 26 set. 2023.

CERONE, G. L.; GAZZONI, M. **A wireless, minaturized multi-channel semg acquisition system for use in dynamic tasks**. [S.l.:s.n.], 2017.

CHAUVET, E. *et al.* Automatic identification of motor unit action potential trains from electromyographic signals using fuzzy techniques. **Medical and Engineering and Computing**, [S.l.], v. 41, n. 6, 2003.

CHEDID, R.; DEUTSCH, N. M.; VIEIRA, A. A. **Protótipo experimental de um eletromiógrafo (EMG)**. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Departamento de Engenharia Elétrica, Curso de Engenharia Elétrica, Instrumentação, 2015.

CHOWDHURY, N. A. Comparison of fourier and wavelet analysis for fatigue assessment during repetitive dynamic exertion. **Journal Electromyogr Kinesiol**, v. 25, n. 2, p. 205-213, 2015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25499085/>. Acesso em: 16 ago. 2023.

COHN, A.; MARSIGLIA., R. G. Processo e organização do trabalho. *In*: BUSCHINELLI, J. T. P.; ROCHA, L. E.; RIGOTTO, R. M. **Isto é trabalho de gente? vida, doença e trabalho no Brasil**. Petrópolis: Vozes, 1994.

DATAPREV. **Anuário estatístico da previdência social**. Brasília: Ministério da Fazenda, 2016. Disponível em: <http://sa.previdencia.gov.br/site/2018/08/aeps2016.pdf>-
acessadoemjulho2023. Acesso em: 15 set. 2023

DE LUCA *et al*. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **Journal of Biomechanics**, [S.l.], v. 43, n. 8, may. 2010. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929010000631?via%3Dihub>. Acesso em: 10 set. 2023.

ELECTROMYOGRAPHY. Webster JG (Ed). Encyclopedia of medical devices and instrumentation. **John Wiley**, [S.l.], p. 98-109, 2006. Disponível em: https://www.delucafoundation.org/download/bibliography/de-luca/book-chapters_020.pdf. Acesso em: 15 set. 2023.

ESPRESSIF. **Esp32-s3**. [S.l.], 2023. Disponível em: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-s3_datasheet_en.pdf. Acesso em: 15 ago. 2023.

FAIRCHILD. **3-terminal regulator**. [S.l.], 2023. Disponível em: <https://br.mouser.com/datasheet/2/308/LM7805-1301244.pdf>. Acesso em: 16 set. 2023.

FALLA, D. F. D. Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. **Pain**, [S.l.] v. 116, n. 1-2, p. 138-145, 2005.

FILHO, P. A. **Anatomia geral**. 7. ed. Sobral: Instituto Superior de Teologia Aplicada, 2015.

FRANCO, S. **Design with operational amplifiers and analog integrated circuits**. 3. ed. New York: McGraw-Hill, 2001.

FUNDACENTRO. **Trabalhadores com ler-dort sofrem com dores crônicas, formigamento e fadiga.** Brasília, 28 fev. 2021. Disponível em: <https://www.gov.br/fundacentro/pt-br/assuntos/noticias/noticias/2019/2/trabalhadores-com-lerdort-sofrem-com-dores-cronicas-formigamento-e-fadiga>. Acesso em: 25 ago. 2023.

GOMES, W.; LOPES, C.; MARCHETTI, P. The central and peripheric fatigue: a brief review of the local and non-local effects on neuromuscular system. **CPAQV Journal**, [S.l.], v. 8, 2016.

GRIDLING, GUNTHER.; WEISS, B. R. L. S. M. **Introduction to microcontrollers.** Vienna: University of Technology/Auburn University, 2017.

GUYTON A. C.; HALL, J. **Tratado de fisiologia médica.** 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

HAMILL, J.; KNUTZEN, M.; DERRICK, T. R. **Bases biomecânicas do movimento humano.** 4. ed. Barueri: Manole, 2016.

HERMENS, H. J. *et al.* **European recommendations for surface electromyography.** [S.l:s.n.], 2012.

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

KAMEN, G. D. A. G. **Essentials of electromyography.** [S.l.]: Human Kinectics, 2010.

KANIUSAS, E. **Biomedical signals and sensors I: linking physiological phenomena and biosignal.** 18. ed. Berlin: Springer-Verlag, 2012. v. 1.

KARTHICK, A. Surface electromyographybased muscle fatigue detection using high-resolution time-frequency methods and machine learning algorithms. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, [S.l.], n. 154, p. 45–56, 2018.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography.** [S.l.]: Noraxon INC., 2005.

LUCA, C. D. *et al.* Decomposition of surface emg signals. **Journal of Neurophysiology**, [S.l.], v. 96, p. 1646–57, 2006.

LUCA, C. J.; MERLETTI, R. D. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, [S.l.], v. 69, n. 2, p. 568–575, 1988.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, P. **Instrumentação em eletromiografia**. São Paulo: USP, 2006. Disponível em: <https://ebm.ufabc.edu.br/publications/md/emg.pdf>. Acesso em: 9 nov. 2023.

MARRAS, W. S. Industrial electromyography (EMG). **International Journal of Industrial Ergonomics**, [S.l.], v. 6, n. 1, p. 89-93, 1990.

MELLO, M. C. V. A. *et al.* Eletromiografia de superfície da região cervical: contribuição para a saúde muscular. **Acta Paulista de Enfermagem**, São Paulo, v. 30, n. 5, p. 512–519, 2017. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/ape/a/HBJNt3ksTZxStty9jkh76HP/abstract/?lang=pt>. Acesso em: 05 set. 2023.

MENDES JUNIOR, J. J. A. *et al.* Circuit design for surface electromyography data acquisition. **IEEE Latin America Transactions**, [S.l.], v. 13, 2015.

MENDES JUNIOR, J. J. A. **Desenvolvimento de uma armband para captura de sinais eletromiográficos para reconhecimento de movimentos**. 2016. 114f. Dissertação (Mestrado em Pós-Graduação em Engenharia Elétrica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, 2016. Disponível em: https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/2435/1/PG_PPGE_M_Mendes%20J%C3%BAnior%2C%20Jos%C3%A9%20Jair%20Alves_2016.pdf. Acesso em: 20 set. 2023.

MERLETTI, R.; CERONE, G. L. Surface emg detection, conditioning and pre-processing best practices. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [S.l.], v. 54, p. 102440, 2020.

NALON, J. A. **Introdução ao processamento digital de sinais**. Rio de Janeiro: LTC, 2009. v. 1.

OCUPACIONAL, S. **Medicina e engenharia de segurança do trabalho**. [S.l.], 2018. Disponível em: <https://www.ocupacional.com.br>. Acesso em: 20 ago. 2023.

POWERS, S. K. *et al.* **Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho**. Barueri: Manole, 2017.

ROY S. H.; DE LUCA, C. C. D. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. **Spine**, [S.l.], v. 14, n. 9, p. 991-1001, 1989.

SENIAM, S. E. **European activities on surface electromyography**. [S.l.], 2020. Disponível em: <http://www.seniam.org/>. Acesso em 15 julho. 2023.

SERKAN, O. Design and validation of multichannel wireless wearable semg system for real-time training performance monitoring. **Journal of Healthcare Engineering**, [S.l.], v. 2019, 2019. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6754969/pdf/JHE2019-4580645>. Acesso em: 18 out. 2023.

SMARTCOMP, C. E. **Módulo cartão de memória - ref: 4md03**. [S.l.], 2023. Disponível em: <https://www.smartcomponentes.com.br/lista/eletronicos-audio-video/componentes-eletronicos>. Acesso em: 15 set. 2023.

SPARKFUN. **Myoware 2.0 muscle sensor**. Niwot, 2020. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/13723>. Acesso em: 23 maio. 2023.

STEVIE-XIE. Practical filter design challenges and considerations for precision adcs. (**Analog Dialogue 50-04**). [S.l.], 2016. Disponível em: <https://www.analog.com/en/analog-dialogue/articles/practical-filter-design-precision-adcs.html>. Acesso: 23 ago. 2023.

TELOKEN, F. **Implementação de aviônica embarcada redundante com RTOS para foguetes modelos com paraquedas de dois estágios**. 2022. Monografia (Graduação em Engenharia Eletrônica) – Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul, 2022. Disponível em: <https://repositorio.ucs.br/xmlui/handle/11338/9668>. Acesso em: 20 out. 2023.

TEXAS-INSTRUMENTS. **Ads1115 technical reference. ADS111x ultra-small, low-power, I2C-compatible, 860-SPS, 16-Bit ADCs with internal reference, oscillator, and programmable comparator**. [S.l.], 2018. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1115.pdf>. Acesso em: 20 ago. 2023.

TEXAS INSTRUMENTS. **Analysis of the sallen-key architecture**. [S.l.]: Mixed Signal Products, 2022. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/an/sloa024b/sloa024b.pdf?ts=1701884795756>. Acesso em: 10 nov. 2023.

TEXAS-INSTRUMENTS. **Ina128. Application notes**. [S.l.], 2000. Disponível em: [Acessadoemsetembro2015.Disponívelemhttp://www.ti.com/lit/ds/sbos247c/sbos247c.pdf](https://www.ti.com/lit/ds/sbos247c/sbos247c.pdf). Acesso em: 25 set. 2023.

TEXAS-INSTRUMENTS. **Opa4227 technical reference. OPAx227 high-precision, low-noise operational amplifiers.** [S;l.], 2023. Disponível em: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa4227pdf?ts=1696776054729&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FOPA4227. Acesso em: 15 set. 2023.

WASCHKE, F. P. **Sobbota**: atlas de anatomia humana: anatomia geral e sistema muscular. 22. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012. v. 1.

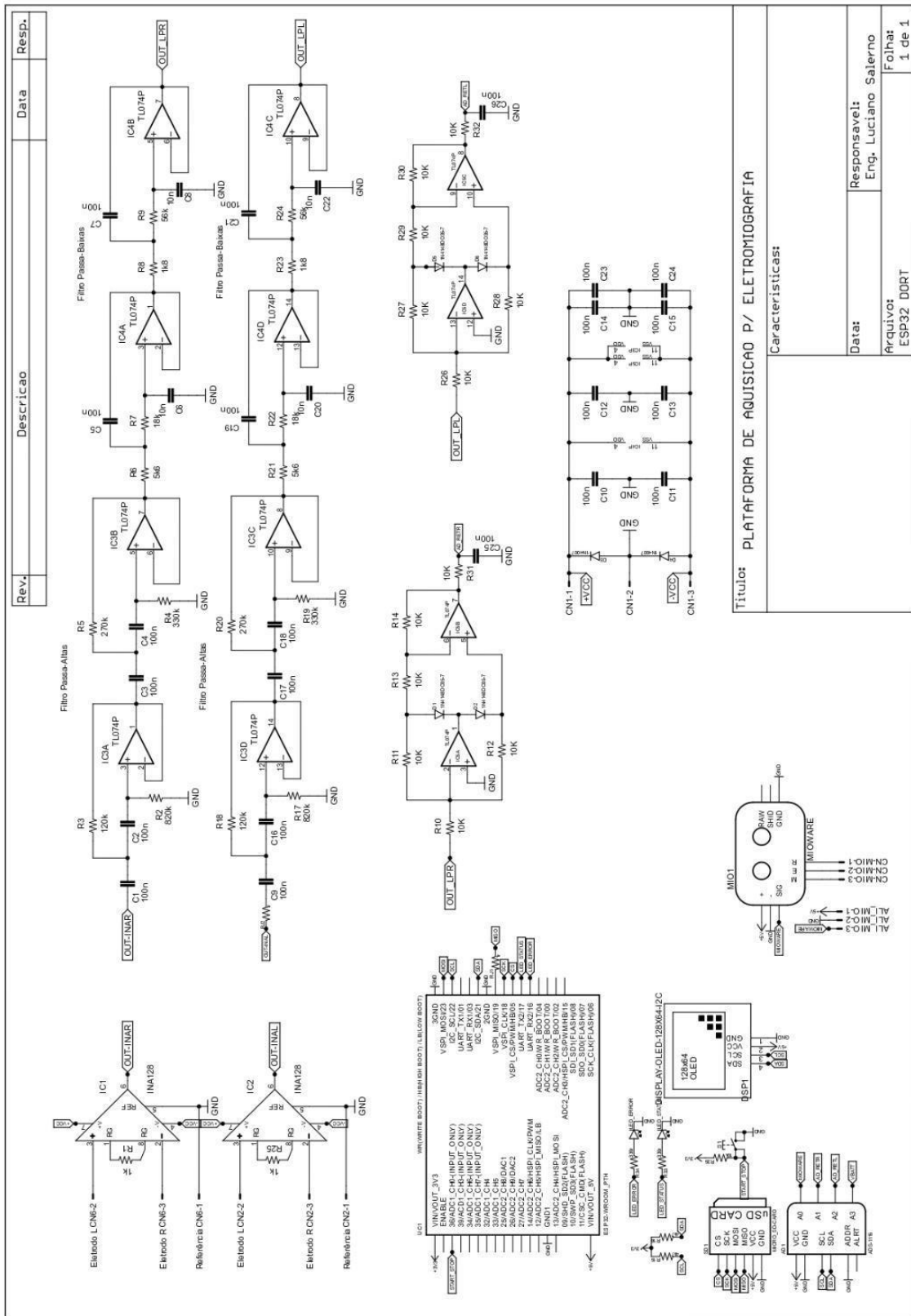
WENKE, R. **Avaliação da atividade mioelétrica dos músculos trapézio superior e deltoide médio com o uso de exoesqueleto industrial para membros superiores.** 2019. 68f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2019. <https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/5224/1/atividademioeletricaexoesqueletoindustrial.pdf>. Acesso em: 20 set. 2023.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L.; KENNEDY, L. W. **Fisiologia do esporte e do exercício.** 5. ed. Barueri: Manole, 2013.

WOSCH, M. C. J. **Avaliação dinâmica do exoesqueleto por EMG dos músculos trapézio, deltoide anterior e médio durante as atividades de elevação de membros superiores.** 2021. 68f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2021. Disponível em: <https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/27085/1/exoesqueletoemgmembrossuperiores.pdf>. Acesso em: 26 set. 2023.

ZUMBAHLEN, H. **Linear circuit design handbook.** [S.l.]: Newner, 2008.

APÊNDICE 1 - DIAGRAMA ELETRÔNICO DA PLATAFORMA DESENVOLVIDA



APÊNDICE 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DA REGIÃO DOS VINHEDOS
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS, DA NATUREZA E TECNOLOGIA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE

Identificação da atividade:

Mapeamento da atividade muscular na região dos ombros durante realização de tarefa laboral

Local de realização da atividade:

Tramontina TEEC

Endereço: Rodovia BR 470/RS – km 230

Telefone para contato: 54 3461-8700

Responsável na empresa pelo setor: Giovani Postinger

Informações sobre o Atividade:

Caracterização: A atividade se caracteriza por aquisição do sinal elétrico muscular na região dos ombros, mais especificamente no musculo trapézio superior em seres humanos, tal sinal é evocado durante a execução de tarefa laboral no posto de trabalho.

Finalidade: A finalidade maior nesse trabalho é fornecer dados ao setor de engenharia de segurança do trabalho, para que de posse destes, seja realizada uma análise estatística e probabilística com o intuito de estimar DORT entre seus colaboradores.

Por meio de instrumentação eletromiografia de superfície - EMG, desenvolvendo metodologias para futuras pesquisas na área de ergonomia e segurança do trabalho.

Detalhamento do Processo: A coleta será realizada no posto de trabalho, onde o colaborador será posicionado para realizar a atividade de forma natural, um conjunto de eletrodos (3) serão conectados na região dos ombros (esquerdo e direito). Os eletrodos são colados sobre a pele após uma prévia limpeza do local com álcool e algodão.

Cada colaborador é identificado pelo estudante através do código de cadastro da empresa, preservando-se seu anonimato. O início de cada sessão envolverá um tempo de preparação delimitado pelo estudante, quando não haverá monitoramento até sentir-se familiarizado com os aparatos e à peculiar sensação associada dos eletrodos colocados na região citada. Os registros terão início quando o colaborador se considerar apto para executar a tarefa.



Tempo de execução do experimento: O tempo necessário para coleta de biossinais por EMG não ultrapassará dez minutos. Após a coleta cada participante seguirá realizando suas atividades normalmente sem a plataforma estar conectada aos eletrodos.

Local de realização dos procedimentos: Todos os procedimentos serão realizados na empresa, no posto de trabalho definido pela engenharia de segurança do trabalho.

Procedimentos: Cada participante da pesquisa participará da coleta de dados, em horário marcado previamente, alimentados, sem sinais evidentes de efeitos psicotrópicos, como sonolência ou desorientação provocadas por medicamentos ou drogas.

Riscos e desconfortos: É importante ressaltar que não será ministrado nenhum tipo de medicamento, e nenhuma outra conduta relativa à segregação de grupos será realizada (como por exemplo fazer parte de um grupo de controle ou não). Também é necessário saber que lhe será colocado um conjunto de eletrodos. Esse procedimento é totalmente indolor, não envolve emissão de radioatividade, não causa nenhum tipo de dano físico ou nenhum dano a reputação moral. Não há riscos para a saúde ou integridade física nem sequelas imediatas ou tardias, pois os eletrodos apenas captam os sinais naturais emitidos pela atividade muscular. Caso apresente quaisquer adversidades que venham a comprometer o procedimento, o participante será convidado a não prosseguir com o experimento e será conduzido ao Ambulatório da empresa para o atendimento específico.

Benefícios: Espera-se, com o experimento, uma análise futura sobre a caracterização ou não de Doença Osteomuscular Relacionada ao Trabalho (DORT) viabilizando a elaboração ou validação de medidas protetivas ao trabalhador.

Voluntariedade: Fica assegurado por este termo que o participante da pesquisa tem o direito de se retirar do estudo, a qualquer momento, sem que isto represente qualquer tipo de prejuízo para o seu atendimento dentro da empresa onde a atividade está sendo realizada. Todas as dúvidas que surgirem em relação à pesquisa ou a sua participação, antes ou depois do consentimento, serão respondidas pelos responsáveis pelo estudo, no endereço e telefones citados neste termo.

Confidencialidade, Privacidade e Anonimato: Por este termo ficam garantidas a confidencialidade e privacidade às informações coletadas. O pesquisador fica comprometido formalmente, quando da sua divulgação dos resultados da atividade, com a preservação do anonimato dos participantes do estudo. Isto inclui a não utilização de iniciais, registros em instituições e outras formas de cadastros pessoais e institucionais.

Este documento é preenchido em duas vias, ambas identificadas com o nome do participante e do representante legal, se houver; datadas e assinadas, sendo uma

retida pelo participante da pesquisa, ou por seu representante legal, e outra arquivada pelos pesquisadores.

Eu, Giovani Postinger, CPF 008.173.750-58, li e estou de acordo com os termos deste documento que está de acordo com as normas institucionais estabelecidas e submetidas ao DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE SEGURANÇA DO TRABALHO DA TRAMONTINA TEEC.

Entendo que minha colaboração é espontânea e sem honorários, e desde já estou ciente que os dados coletados (sinais elétricos por EMG) relativos a minha pessoa serão usados tão somente para pesquisa.

Nome do participante da pesquisa: Jaima Herz
Assinatura: Jaima Herz
Data: 07/11/2023

Este formulário foi lido para o operador em 07/11/2023 enquanto eu estava presente.

Assinatura da Testemunha: Vinícia Braun
Nome da Testemunha: Vinícia Braun
Data: 07/11/2023

Giovani Postinger

**APÊNDICE 3 - TABELA COMPARATIVA DE CUSTOS ENTRE PLATAFORMAS
(CONSULTA DOS VALORES REALIZADA EM DEZEMBRO DE 2023)**

componente	valor	fornecedor	compra internacional	link
ECG EMG Sinais de Eletrocardiograma e Eletromiografia com Shield para Arduino	399 REAIS	Casa da Robótica	não	https://www.casadarobotica.com/placas-embarcadas/compativels-com-arduino/shield/test-emg-sinais-de-eletrocardiograma-e-eletromiografia-com-shield-para-arduino
Sensor Muscular Emg Para Arduino - Emg	265 REAIS	mercado livre	não	https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1040412687-sensor-muscular-emg-para-arduino-emg-_JM?matl_tool=63064967
Sensor Eletromiográfico Sensor De Sinal Muscular Com Emg AD	160,75 REAIS	mercado livre	sim + taxas de importação	https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-4048928430-sensor-eletromiografico-sensor-de-sinal-muscular-com-emg
MYOWARE 2.0	150 DOLARES	digkey	sim + taxas de importação	https://www.digkey.com/en/maker/projects/netlink-started-with-the-myoware-2.0-muscle-sensor-ecosystem/ea011134b0da464eba9289f19321e505
BioAmp EXG PIII	22,741 DOLARES	CROWDSUPPLY	sim + taxas de importação	https://www.crowdsupply.com/upside-down-labs/bioamp-exg-piii
BioAmp EXG PIII Pack of 2	2.599 RUBIA INDIANA	AMAZOM	sim + taxas de importação	https://www.amazon.in/Explorer-Neuroscience-Upside-Down-Labs/gp/B06Z9CCP08?h=1
Protótipo	286,00 Reais			