



Atena
Editora

Ano 2020

João Dallamuta
Henrique Ajuz Holzmann
Marcelo Henrique Granza
(Organizadores)

**Engenharia Elétrica
e de Computação:
Atividades Relacionadas com
o Setor Científico e Tecnológico**

2

A black and white photograph of a hand holding a square microchip. The chip is densely packed with small components and has a grid of pins around its perimeter. The background is a blurred workshop or laboratory setting with various electronic components and tools.

Atena
Editora

Ano 2020

João Dallamuta
Henrique Ajuz Holzmann
Marcelo Henrique Granza
(Organizadores)

**Engenharia Elétrica
e de Computação:
Atividades Relacionadas com
o Setor Científico e Tecnológico**

2

2020 by Atena Editora

Copyright © Atena Editora

Copyright do Texto © 2020 Os autores

Copyright da Edição © 2020 Atena Editora

Editora Chefe: Prof^a Dr^a Antonella Carvalho de Oliveira

Diagramação: Camila Alves de Cremo

Edição de Arte: Lorena Prestes

Revisão: Os Autores



Todo o conteúdo deste livro está licenciado sob uma Licença de Atribuição *Creative Commons*. Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0).

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores. Permitido o download da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Conselho Editorial

Ciências Humanas e Sociais Aplicadas

Prof^a Dr^a Adriana Demite Stephani – Universidade Federal do Tocantins

Prof. Dr. Álvaro Augusto de Borba Barreto – Universidade Federal de Pelotas

Prof. Dr. Alexandre Jose Schumacher – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso

Prof^a Dr^a Angeli Rose do Nascimento – Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Antonio Gasparetto Júnior – Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais

Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília

Prof. Dr. Carlos Antonio de Souza Moraes – Universidade Federal Fluminense

Prof^a Dr^a Cristina Gaio – Universidade de Lisboa

Prof^a Dr^a Denise Rocha – Universidade Federal do Ceará

Prof. Dr. Deyvison de Lima Oliveira – Universidade Federal de Rondônia

Prof. Dr. Edvaldo Antunes de Farias – Universidade Estácio de Sá

Prof. Dr. Eloi Martins Senhora – Universidade Federal de Roraima

Prof. Dr. Fabiano Tadeu Grazioli – Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai e das Missões

Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná

Prof. Dr. Gustavo Henrique Cepolini Ferreira – Universidade Estadual de Montes Claros

Prof^a Dr^a Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionele delle Figlie de Maria Ausiliatrice

Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense

Prof^a Dr^a Keyla Christina Almeida Portela – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso

Prof^a Dr^a Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins

Prof. Dr. Luis Ricardo Fernandes da Costa – Universidade Estadual de Montes Claros

Prof^a Dr^a Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte

Prof. Dr. Marcelo Pereira da Silva – Universidade Federal do Maranhão

Prof^a Dr^a Miranilde Oliveira Neves – Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia do Pará

Prof^a Dr^a Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof^a Dr^a Rita de Cássia da Silva Oliveira – Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof^a Dr^a Sandra Regina Gardacho Pietrobon – Universidade Estadual do Centro-Oeste

Prof^a Dr^a Sheila Marta Carregosa Rocha – Universidade do Estado da Bahia

Prof. Dr. Rui Maia Diamantino – Universidade Salvador

Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará

Prof^a Dr^a Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande

Prof. Dr. William Cleber Domingues Silva – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

Ciências Agrárias e Multidisciplinar

Prof. Dr. Alexandre Igor Azevedo Pereira – Instituto Federal Goiano
Prof. Dr. Antonio Pasqualetto – Pontifícia Universidade Católica de Goiás
Prof. Dr. Cleberton Correia Santos – Universidade Federal da Grande Dourados
Profª Drª Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná
Profª Drª Diocléa Almeida Seabra Silva – Universidade Federal Rural da Amazônia
Prof. Dr. Écio Souza Diniz – Universidade Federal de Viçosa
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Fágner Cavalcante Patrocínio dos Santos – Universidade Federal do Ceará
Profª Drª Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof. Dr. Júlio César Ribeiro – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Profª Drª Lina Raquel Santos Araújo – Universidade Estadual do Ceará
Prof. Dr. Pedro Manuel Villa – Universidade Federal de Viçosa
Profª Drª Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará
Profª Drª Talita de Santos Matos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Dr. Tiago da Silva Teófilo – Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas

Ciências Biológicas e da Saúde

Prof. Dr. André Ribeiro da Silva – Universidade de Brasília
Profª Drª Anelise Levay Murari – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás
Prof. Dr. Edson da Silva – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri
Profª Drª Eleuza Rodrigues Machado – Faculdade Anhanguera de Brasília
Profª Drª Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina
Profª Drª Eysler Gonçalves Maia Brasil – Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira
Prof. Dr. Ferlando Lima Santos – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof. Dr. Fernando José Guedes da Silva Júnior – Universidade Federal do Piauí
Profª Drª Gabriela Vieira do Amaral – Universidade de Vassouras
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Profª Drª Iara Lúcia Tescarollo – Universidade São Francisco
Prof. Dr. Igor Luiz Vieira de Lima Santos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof. Dr. Luís Paulo Souza e Souza – Universidade Federal do Amazonas
Profª Drª Magnólia de Araújo Campos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Marcus Fernando da Silva Praxedes – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Profª Drª Mylena Andréa Oliveira Torres – Universidade Ceuma
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federaci do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Paulo Inada – Universidade Estadual de Maringá
Profª Drª Renata Mendes de Freitas – Universidade Federal de Juiz de Fora
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande

Ciências Exatas e da Terra e Engenharias

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto

Prof. Dr. Alexandre Leite dos Santos Silva – Universidade Federal do Piauí
Prof. Dr. Carlos Eduardo Sanches de Andrade – Universidade Federal de Goiás
Prof^a Dr^a Carmen Lúcia Voigt – Universidade Norte do Paraná
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará
Prof. Dr. Juliano Carlo Rufino de Freitas – Universidade Federal de Campina Grande
Prof^a Dr^a Luciana do Nascimento Mendes – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Marcelo Marques – Universidade Estadual de Maringá
Prof^a Dr^a Neiva Maria de Almeida – Universidade Federal da Paraíba
Prof^a Dr^a Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

Conselho Técnico Científico

Prof. Me. Abrãao Carvalho Nogueira – Universidade Federal do Espírito Santo
Prof. Me. Adalberto Zorzo – Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza
Prof. Me. Adalto Moreira Braz – Universidade Federal de Goiás
Prof. Dr. Adaylson Wagner Sousa de Vasconcelos – Ordem dos Advogados do Brasil/Seccional Paraíba
Prof. Me. André Flávio Gonçalves Silva – Universidade Federal do Maranhão
Prof^a Dr^a Andreza Lopes – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento Acadêmico
Prof^a Dr^a Andrezza Miguel da Silva – Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia
Prof. Dr. Antonio Hot Pereira de Faria – Polícia Militar de Minas Gerais
Prof^a Ma. Bianca Camargo Martins – UniCesumar
Prof^a Ma. Carolina Shimomura Nanya – Universidade Federal de São Carlos
Prof. Me. Carlos Antônio dos Santos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Ma. Cláudia de Araújo Marques – Faculdade de Música do Espírito Santo
Prof^a Dr^a Cláudia Taís Siqueira Cagliari – Centro Universitário Dinâmica das Cataratas
Prof. Me. Daniel da Silva Miranda – Universidade Federal do Pará
Prof^a Ma. Daniela da Silva Rodrigues – Universidade de Brasília
Prof^a Ma. Dayane de Melo Barros – Universidade Federal de Pernambuco
Prof. Me. Douglas Santos Mezacas – Universidade Estadual de Goiás
Prof. Dr. Edwaldo Costa – Marinha do Brasil
Prof. Me. Eduardo Gomes de Oliveira – Faculdades Unificadas Doctum de Cataguases
Prof. Me. Eliel Constantino da Silva – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita
Prof. Me. Euvaldo de Sousa Costa Junior – Prefeitura Municipal de São João do Piauí
Prof^a Ma. Fabiana Coelho Couto Rocha Corrêa – Centro Universitário Estácio Juiz de Fora
Prof. Dr. Fabiano Lemos Pereira – Prefeitura Municipal de Macaé
Prof. Me. Felipe da Costa Negrão – Universidade Federal do Amazonas
Prof^a Dr^a Germana Ponce de Leon Ramírez – Centro Universitário Adventista de São Paulo
Prof. Me. Gevair Campos – Instituto Mineiro de Agropecuária
Prof. Dr. Guilherme Renato Gomes – Universidade Norte do Paraná
Prof. Me. Gustavo Krahl – Universidade do Oeste de Santa Catarina
Prof. Me. Helton Rangel Coutinho Junior – Tribunal de Justiça do Estado do Rio de Janeiro
Prof^a Ma. Jaqueline Oliveira Rezende – Universidade Federal de Uberlândia
Prof. Me. Javier Antonio Albornoz – University of Miami and Miami Dade College
Prof^a Ma. Jéssica Verger Nardeli – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho
Prof. Me. Jhonatan da Silva Lima – Universidade Federal do Pará
Prof. Me. José Luiz Leonardo de Araujo Pimenta – Instituto Nacional de Investigación Agropecuaria Uruguay
Prof. Me. José Messias Ribeiro Júnior – Instituto Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco

Profª Ma. Juliana Thaisa Rodrigues Pacheco – Universidade Estadual de Ponta Grossa
 Profª Drª Kamilly Souza do Vale – Núcleo de Pesquisas Fenomenológicas/UFPA
 Profª Drª Karina de Araújo Dias – Prefeitura Municipal de Florianópolis
 Prof. Dr. Lázaro Castro Silva Nascimento – Laboratório de Fenomenologia & Subjetividade/UFPR
 Prof. Me. Leonardo Tullio – Universidade Estadual de Ponta Grossa
 Profª Ma. Lilian Coelho de Freitas – Instituto Federal do Pará
 Profª Ma. Liliani Aparecida Sereno Fontes de Medeiros – Consórcio CEDERJ
 Profª Drª Lívia do Carmo Silva – Universidade Federal de Goiás
 Prof. Me. Lucio Marques Vieira Souza – Secretaria de Estado da Educação, do Esporte e da Cultura de Sergipe
 Prof. Me. Luis Henrique Almeida Castro – Universidade Federal da Grande Dourados
 Prof. Dr. Luan Vinicius Bernardelli – Universidade Estadual do Paraná
 Prof. Dr. Michel da Costa – Universidade Metropolitana de Santos
 Prof. Dr. Marcelo Máximo Purificação – Fundação Integrada Municipal de Ensino Superior
 Prof. Me. Marcos Aurelio Alves e Silva – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo
 Profª Ma. Marileila Marques Toledo – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri
 Prof. Me. Ricardo Sérgio da Silva – Universidade Federal de Pernambuco
 Prof. Me. Rafael Henrique Silva – Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados
 Profª Ma. Renata Luciane Polsaque Young Blood – UniSecal
 Profª Ma. Solange Aparecida de Souza Monteiro – Instituto Federal de São Paulo
 Prof. Me. Tallys Newton Fernandes de Matos – Faculdade Regional Jaguaribana
 Prof. Dr. Welleson Feitosa Gazel – Universidade Paulista

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)	
E57	<p>Engenharia elétrica e de computação [recurso eletrônico] : atividades relacionadas com o setor científico e tecnológico 2 / Organizadores João Dallamuta, Henrique Ajuz Holzmann, Marcelo Henrique Granza. – Ponta Grossa, PR: Atena, 2020.</p> <p>Formato: PDF Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader Modo de acesso: World Wide Web Inclui bibliografia ISBN 978-65-5706-168-8 DOI 10.22533/at.ed.688200707</p> <p>1. Ciência da computação – Pesquisa – Brasil. 2. Engenharia elétrica – Pesquisa – Brasil. I. Dallamuta, João. II. Holzmann, Henrique Ajuz. III. Granza, Marcelo Henrique.</p> <p style="text-align: right;">CDD 623.3</p>
Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422	

Atena Editora
 Ponta Grossa – Paraná - Brasil
www.atenaeditora.com.br
 contato@atenaeditora.com.br

APRESENTAÇÃO

Não há padrões de desempenho em engenharia elétrica e da computação que sejam duradouros. Desde que Gordon E. Moore fez a sua clássica profecia tecnológica, em meados dos anos 60, a qual o número de transistores em um chip dobraria a cada 18 meses - padrão este válido até hoje – muita coisa mudou. Permanece porém a certeza de que não há tecnologia na neste campo do conhecimento que não possa ser substituída a qualquer momento por uma nova, oriunda de pesquisa científica nesta área.

Produzir conhecimento em engenharia elétrica e da computação é, portanto, atuar em fronteiras de padrões e técnicas de engenharia. Algo desafiador para pesquisadores e engenheiros.

Neste livro temos uma diversidade de temas nas áreas níveis de profundidade e abordagens de pesquisa, envolvendo aspectos técnicos e científicos. Aos autores e editores, agradecemos pela confiança e espírito de parceria.

Boa leitura!

João Dallamuta
Henrique Ajuz Holzmann
Marcelo Henrique Granza

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
PARADOXOS, RISCOS E REQUISITOS DA NOVA MATRIZ DE ENERGIA ELÉTRICA BRASILEIRA	
Vitor Silva Duarte	
Mario Jorge Daher	
Alex Nunes de Almeida (<i>in memoriam</i>)	
Maria Aparecida Martinez	
DOI 10.22533/at.ed.6882007071	
CAPÍTULO 2	14
ANÁLISE DO IMPACTO DE GERAÇÕES RENOVÁVEIS SOBRE A MARGEM DE ESTABILIDADE DE TENSÃO POR MEIO DE REGIÕES DE SEGURANÇA	
Paulo Andrade Novaes	
Antonio Carlos Zambroni de Souza	
Fábio da Costa Medeiros	
DOI 10.22533/at.ed.6882007072	
CAPÍTULO 3	28
APLICAÇÃO DE MODELO MULTIOBJETIVO DE ALOCAÇÃO DE GERADORES DISTRIBUÍDOS EM SISTEMAS DE DISTRIBUIÇÃO CONSIDERANDO OBRAS DE CONEXÃO DA REDE	
Paulo Sérgio Zanin Júnior	
Lina Paola Garcés Negrete	
Gelson Antônio Andrêa Brigatto	
DOI 10.22533/at.ed.6882007073	
CAPÍTULO 4	43
COMPLEXIDADES DA OPERAÇÃO DO SIN E SEUS IMPACTOS NO PLANEJAMENTO DA EXPANSÃO	
Vinicius Ragazi David	
Daniela Souza	
Leonardo Calabro	
João Carlos Mello	
Xisto Vieira Filho	
Edmundo P. Silva	
DOI 10.22533/at.ed.6882007074	
CAPÍTULO 5	61
ESTRATÉGIAS DE O&M UTILIZADAS NA GESTÃO DE DESEMPENHO DOS PARQUES EÓLICAS, EM TEMPO REAL, PÓS OPERAÇÃO E ENGENHARIA DE MANUTENÇÃO NO CURTO E MÉDIO PRAZO, MOSTRANDO OS RESULTADOS OBTIDOS COM A UTILIZAÇÃO DE BIGDATA, BUSINESS INTELLIGENCE E MACHINE LEARNING	
Flávio Martins ribeiro	
Marcus Antonius Queiroz da Cunha	
DOI 10.22533/at.ed.6882007075	
CAPÍTULO 6	72
IMPACT OF HOURLY PRICES ON FUTURE WIND FARM CONTRACTS IN BRAZIL	
João Carlos De Oliveira Mello	
Cláudio Ferreira	
Lucas Soares	
André Castro	
Daniela Souza	
Evelina Neves	
DOI 10.22533/at.ed.6882007076	

CAPÍTULO 7	83
DESAFIOS ENCONTRADOS NA IMPLANTAÇÃO DE SISTEMA DE MONITORAMENTO CONTÍNUO DE EMISSÕES ATMOSFÉRICAS NO COMPLEXO TERMELÉTRICO JORGE LACERDA	
Liliana Dutra dos Santos	
Rofferson Rosa Izidoro	
Daniel José Schmitz de Aguiar	
Fábio Silveira Costa	
Juceli Locks Junior	
DOI 10.22533/at.ed.6882007077	
CAPÍTULO 8	96
AVALIAÇÃO DE ESFORÇOS DINÂMICOS EM FUNÇÃO DA VARIAÇÃO DE PARÂMETROS ENVOLVIDOS NO CÁLCULO PARA ESTRUTURAS DE SUBESTAÇÕES	
Rafael Faria da Silva	
DOI 10.22533/at.ed.6882007078	
CAPÍTULO 9	108
ESTUDO E SIMULAÇÃO DE PROTEÇÃO DE ZONA MORTA EM SUBESTAÇÃO DE TRANSMISSÃO DE ENERGIA ELÉTRICA	
Rodrigo Niederauer da Silva	
DOI 10.22533/at.ed.6882007079	
CAPÍTULO 10	121
ELETROENCEFALÓGRAFO DE BAIXO CUSTO: CONCEITOS E PROJETO	
Vitor Nestro Rauffmann	
Pedro Bertemes Filho	
DOI 10.22533/at.ed.68820070710	
CAPÍTULO 11	135
FONTES DE CORRENTE EM TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA MULTIFREQUENCIAL: ESTADO DA ARTE	
Lucas Cordeiro Butzke	
Pedro Bertemes Filho	
DOI 10.22533/at.ed.68820070711	
CAPÍTULO 12	148
TEORIA E ESTUDOS DE APLICAÇÕES DA TRANSFORMADA FRACIONAL DE FOURIER	
Leonardo Audalio Ferreira do Nascimento	
Adailton Braga Júnior	
Beatriz Cristina Reis Cordeiro	
Marcelo Luiz de Carvalho Ribeiro	
Pierre Teixeira Rodrigues	
Petrus Luiz Luna Pequeno	
Antônio Carlos Duarte Ricciotti	
Viviane Barrozo da Silva Duarte Ricciotti	
DOI 10.22533/at.ed.68820070712	

CAPÍTULO 13	166
RELÉ INTELIGENTE BASEADO NA LÓGICA PARACONSISTENTE ANOTADA DE 4 VALORES MULTIFUNCIONAL - RI LPA4V	
Viviane Barrozo da Silva Ghendy Cardoso Júnior Antonio Carlos Duarte Ricciotti Pierre Teixeira Rodrigues Marcelo Luiz De Carvalho Ribeiro	
DOI 10.22533/at.ed.68820070713	
CAPÍTULO 14	179
OPEN SOURCE MODULAR DIDACTIC PLATFORM FOR POWER ELECTRONICS TEACHING	
Lucas Koleff Gustavo Soares Valentim Luciana da Costa Marques Victor Praxedes Rael Adrian D'Lucas Cardoso Gonçalves Wilson Komatsu Lourenço Matakas Junior	
DOI 10.22533/at.ed.68820070714	
CAPÍTULO 15	204
AUTOMAÇÃO DA CABINE DE LIMPEZA DE IMPRESSÃO 3D BINDER JETTING	
João Batista Machado Silva Leonardo Bevilaqua dos Santos Lucas Leandro Gomes Mariana Silva do Nascimento Gonçalves Vinícius de Moares Barboza Rogério Luis Spagnolo da Silva	
DOI 10.22533/at.ed.68820070715	
CAPÍTULO 16	218
USO DE REDES NEURAIS ARTIFICIAIS PARA OBTENÇÃO DE UM SENSOR AR/COMBUSTÍVEL VIRTUAL APLICADO A UM MOTOR MONOCILÍNDRICO	
Leonardo Faure Nardini Paschoa Sergio Ribeiro Augusto	
DOI 10.22533/at.ed.68820070716	
CAPÍTULO 17	229
INVESTIGAÇÃO DOS MÉTODOS NORMATIVOS PARA O CÁLCULO E ESTIMAÇÃO DA TEMPERATURA DO TOPO DO ÓLEO EM TRANSFORMADORES DE POTÊNCIA	
Daniel Carrijo Polonio Araujo Gabriel De Souza Pereira Gomes Mateus Batista De Moraes Rafael Prux Fehlberg	
DOI 10.22533/at.ed.68820070717	
CAPÍTULO 18	242
MELHORIA DA EFICIÊNCIA ENERGÉTICA COM A UTILIZAÇÃO DE MANTA TÉRMICA: ESTUDO DE CASO DE UMA INJETORA DE PEÇAS PLÁSTICAS	
Ivo Carlos Guarato Júnior Lúcio Rogério Júnior Antônio Manoel Batista da Silva Guilherme Henrique Alves	
DOI 10.22533/at.ed.68820070718	

CAPÍTULO 19	254
DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE DE UM SISTEMA PARA PESQUISA DE PRODUTOS DE SUPERMERCADO Marcelo Garcia Palma DOI 10.22533/at.ed.68820070719	
SOBRE OS ORGANIZADORES	271
ÍNDICE REMISSIVO	272

ELETROENCEFALÓGRAFO DE BAIXO CUSTO: CONCEITOS E PROJETO

Data de aceite: 01/06/2020

Vitor Nestro Rauffmann

Universidade do Estado de Santa Catarina, Dept.
Eng. Elétrica, Joinville-SC

Pedro Bertemes Filho

Universidade do Estado de Santa Catarina, Dept.
Eng. Elétrica, Joinville-SC

RESUMO: O objetivo deste capítulo é elucidar alguns conceitos envolvidos na medição de sinais biopotenciais da cabeça, como o posicionamento de eletrodos, a aquisição do sinal e os artefatos envolvidos, para que, a partir dessa revisão, se possa desenvolver um eletroencefalógrafo com baixo custo, utilizando como base do dispositivo, o circuito integrado ADS1299. A medição de sinais de eletroencefalograma tem grande importância na medicina, pois ajuda na investigação de atividades comportamentais de seres humanos e também no diagnóstico de doenças como, por exemplo, a epilepsia ou o acidente vascular cerebral. A implementação desse projeto pode ser realizada com conhecimentos básicos de eletrônica, afinidade com algum *software* de prototipagem de placas e domínio de algum microcontrolador juntamente com sua linguagem de programação.

PALAVRAS-CHAVE: Biopotenciais, Eletroencefalografia, ADS1299, Projeto Baixo Custo.

ABSTRACT: The objective of this chapter is to elucidate some concepts involved in the measurement of biopotential signals from human head, such as the positioning of electrodes, the acquisition of the signal and the artifacts involved, so that, from this review, a low-cost electroencephalograph can be developed, using the ADS1299 integrated circuit as the base of the device. The measurement of electroencephalogram signals is of great importance in medicine, as it helps in the investigation of behavioral activities of human beings and also in the diagnosis of diseases such as epilepsy or stroke. The implementation of this type of project can be carried out with basic knowledge of electronics, affinity with some prototyping software for boards and mastery of some microcontroller along with its programming language.

KEYWORDS: Biopotentials, Electroencephalography, ADS1299, Low Cost Project

1 | INTRODUÇÃO

A aquisição de sinais bioelétricos se mostram essenciais para diversos exames da área da saúde, como o eletrocardiograma (ECG), o eletromiograma (EMG), o eletro-oculograma (EOG) e o eletroencefalograma (EEG), sendo este último, a abordagem principal deste trabalho. Para o entendimento da origem dos sinais medidos no EEG, que essencialmente é composto pelos sinais elétricos medidos na região craniana, se faz necessário o aprofundamento de alguns conhecimentos relacionados com o sistema nervoso e o cérebro (CANTARELLI; JÚNIOR; JR, 2016).

1.1 O ELETROENCEFALOGRAMA

De acordo com Hall e Guyton (2017), a medição de sinais elétricos na superfície da cabeça, através do exame conhecido como eletroencefalograma (EEG), prova que existe atividade elétrica contínua nessa região. É de grande interesse científico analisar um grande grupo de neurônios em atividade, pois devido a essas ondas cerebrais medidas é possível fazer o estudo de doenças neurológicas como a epilepsia, analisar propriedades cognitivas durante a vigília (pessoa acordada) e até mesmo do período de sono (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2017; HALL; GUYTON, 2017).

Como pode-se verificar na Tabela 1, o EEG, comparado com a aquisição de outros sinais bioelétricos, é um processo de medição de sinais de baixa amplitude, muito propício a interferência de ruídos externos como de aparelhos eletrônicos próximos (60 Hz) e até mesmo de outros potenciais de ação de músculos vizinhos (FERNANDES; CASTRO, 2017).

Tipos de medição	Faixa de amplitude	Faixa de frequência
EEG	5 a 300 μ V	0 a 150 Hz
ECG	0,5 a 4 mV	0,01 a 250 Hz
EMG	0,1 a 5 mV	0 a 2,5 kHz

Tabela 1. Faixa de tensões e frequências em leitura de sinais bioelétricos (Adaptado de Cardoso, 2010).

As ondas cerebrais são normalmente classificadas por sua frequência e amplitude. A caracterização da amplitude da onda está diretamente relacionada com a atividade executada na região do córtex cerebral medida, ou seja, quando um grande grupo de neurônios é excitado de forma síncrona, uma maior amplitude é percebida na superfície. Já a caracterização da frequência é principalmente determinada pelo comportamento e estado do indivíduo (COIMBRA, 1994; ADUR, 2008).

Na maior parte do tempo as ondas medidas através do EEG têm comportamentos irregulares, porém em certos momentos, como durante uma crise epilética, essas medidas adquirem padrões certamente diferenciáveis que podem ser estudados (HALL; GUYTON,

2017). Já para pessoas saudáveis, Hall e Guyton (2017) afirmam que as ondas medidas são classificadas em alfa, beta, teta e delta. As mesmas podem ser visualizadas na Figura 1.

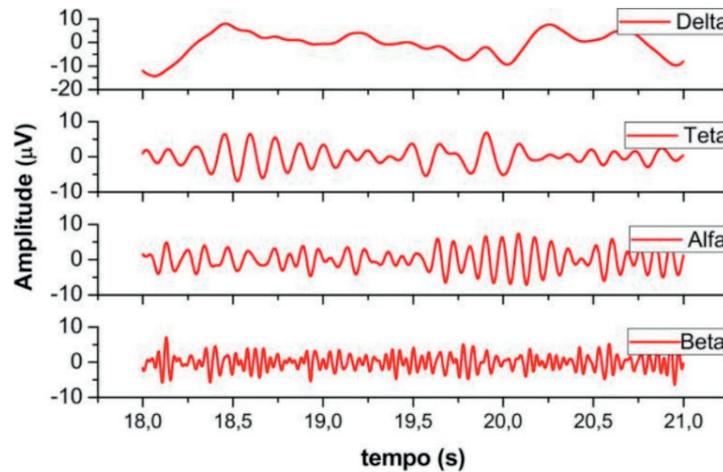


Figura 1. Amplitude em função do tempo das ondas *alfa*, *beta*, *teta* e *delta* (ZANETTI et al., 2014)

A diferença entre cada tipo de onda pode ser visualmente pequena, porém cada uma representa diferentes estados de comportamento. A onda delta é característica de sono profundo ou de doença cerebral orgânica grave, possuindo frequências menores que 4 Hz e normalmente tem amplitude de duas a quatro vezes maior em relação as outras ondas (HALL; GUYTON, 2017). A onda teta tem frequência entre 4 e 7 Hz, e aparece em crianças nas regiões temporal e parietal, podendo também se mostrarem em adultos em momentos de estresse emocional como a frustração por exemplo (HALL; GUYTON, 2017). A onda alfa possui frequência de 8 a 13 Hz e é ligada a estados de vigília em que a pessoa está calma (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2017). A onda beta por sua vez possui frequência de 15 Hz a até 80 Hz, e aparece quando o indivíduo entra num estado de concentração em alguma atividade (HALL; GUYTON, 2017).

Não seria possível de se medir o sinal de uma única célula nervosa na superfície da cabeça, e por isso os sinais bioelétricos lidos num eletroencefalograma são o resultado do somatório do potencial de ação de milhares de neurônios disparando de maneira síncrona em determinadas regiões do encéfalo, gerando um campo elétrico que pode ser medido por eletrodos colocados na superfície do escalpo (CANTARELLI; JÚNIOR; JR, 2016; CARDOSO, 2010; GOMES, 2015).

A Figura 2 mostra exatamente como ao abrir os olhos, a onda alfa, de maior amplitude, é substituída por uma onda com maior frequência e menor amplitude. Isso deve-se ao fato de que esta última, conhecida como onda beta, é o resultado de sinais neurais fortes porém não-sincronizados que causam uma anulação na medição devido a suas diferentes polaridades (HALL; GUYTON, 2017).



Figura 2. Substituição das ondas *alfa* pelas ondas *beta* (HALL; GUYTON, 2017)

De acordo com Tavares (1997), o Sistema Internacional de Posicionamento de Eletrodos 10-20 foi proposto por Hebert Jasper, em 1958, para medições na superfície do escalpo do paciente. O mesmo é utilizado até os dias de hoje, e além de indicar a posição dos eletrodos, indica também a designação de cada um deles (TAVARES, 1997; ADUR, 2008).

A Figura 3 mostra a disposição dos eletrodos no sistema 10-20, que possui esse nome graças ao posicionamento dos eletrodos que utiliza uma proporção de 10 a 20% dos marcos anatômicos da região da cabeça (a região occipital na parte de trás da cabeça, as regiões préauriculares nas laterais esquerda e direita, e a a região frontal) (ADUR, 2008).

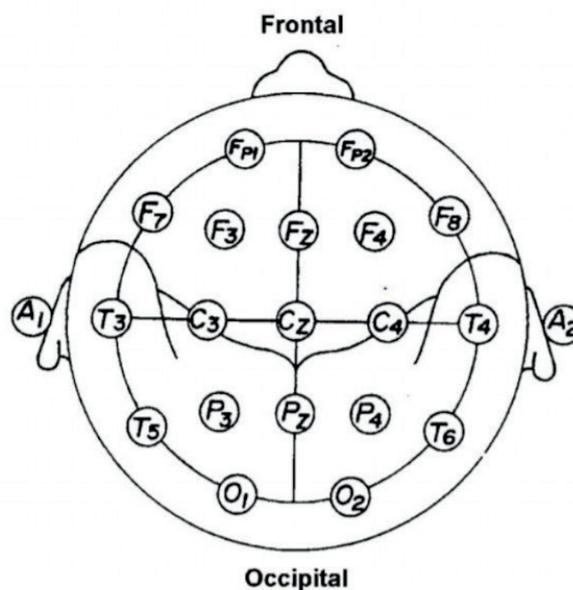


Figura 3. Vista superior da cabeça representando o padrão de posicionamento dos eletrodos de acordo com o sistema 10-20 (TAVARES, 1997)

Cada ponto tem uma designação, onde O é referenciado como região occipital, P como parietal, C como central, T como temporal, A como auricular, F como frontal e FP como frontal polar. Os eletrodos posicionados no hemisfério esquerdo recebem numeração ímpar, do hemisfério direito recebem numeração par e aqueles posicionados na linha central recebem o índice “z”(TAVARES, 1997).

A Tabela 2 resume as regiões onde se é possível encontrar cada tipo de onda e o comportamento necessário para a visualização da mesma.

Ritmo cerebral	Região de medição	Comportamento para visualização
<i>alfa</i>	Região parietal e occipital	Adulto em repouso e acordado, porém de olhos fechados
<i>beta</i>	Região parietal e frontal	Durante intensa atividade do sistema nervoso central
<i>delta</i>	Nas regiões parietais, temporais	Frequente em crianças, sono inicial, estresse emocional em adultos
<i>teta</i>	Todas as regiões	Doenças graves do cérebro, sono profundo em crianças

Tabela 2. Relação entre ritmos cerebrais e posição dos eletrodos (Adaptado de Cantarelli, Júnior e Jr, 2016).

Os amplificadores diferenciais são responsáveis por medir a diferença de potencial desejada no escalpo, e as derivações mais comuns para a aquisição do sinal são a monopolar e a bipolar (CANTARELLI; JÚNIOR; JR, 2016). A aquisição monopolar consiste em utilizar como referência um ponto sem atividade neural (no queixo, em um lóbulo da orelha ou em dois lóbulos conectados) e medir a diferença de potencial entre esse ponto e um eletrodo ativo, da região que se pretende medir. Já o método bipolar, mede a diferença de potencial entre dois eletrodos ativos, ou seja, com atividade neural (ADUR, 2008).

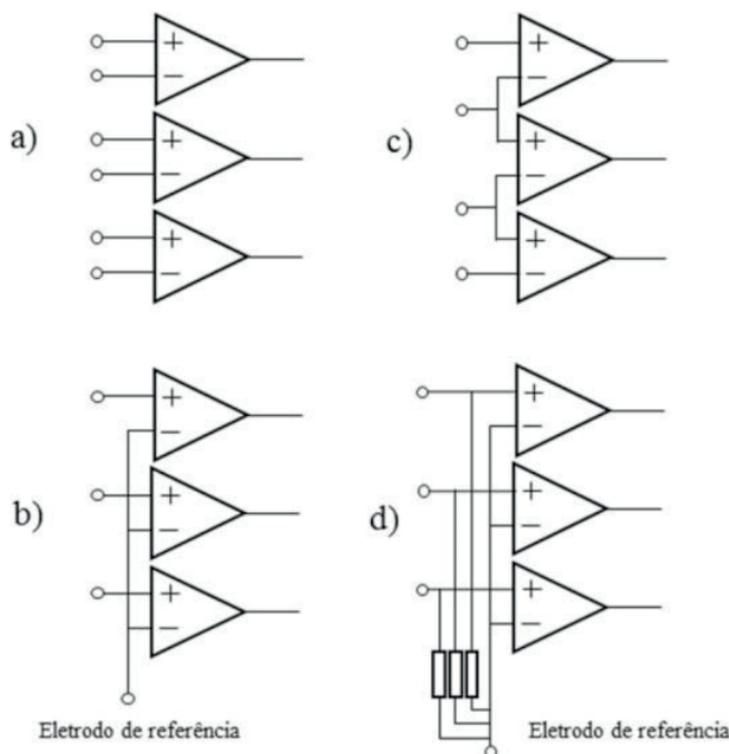


Figura 4. Ligações para aquisição a) bipolar; b) monopolar; c) bipolar unida; d) unipolar com referência(CANTARELLI; JÚNIOR; JR, 2016).

A Figura 4 mostra as conexões para aquisição monopolar, bipolar e também duas

outras formas utilizadas: a unipolar com referência, que utiliza um ponto de referência médio, e a bipolar unida, que junta um ponto de atividade neural em dois ou mais amplificadores. Adur (2008) afirma que as informações lidas pelo método monopolar e bipolar são basicamente as mesmas, onde que o que normalmente se faz é utilizar o método monopolar e fazer operações de subtração digitalmente de duas derivações monopolar para se obter uma derivação bipolar.

1.2 AQUISIÇÃO DE SINAIS

A medição dos valores de potencial elétrico para obtenção do EEG dependem do entendimento de alguns conceitos envolvendo os eletrodos e o circuito eletrônico que condiciona o sinal para uma amplitude que possa ser processada digitalmente e exibida em um computador. Essa seção tratará de uma breve revisão desses conceitos.

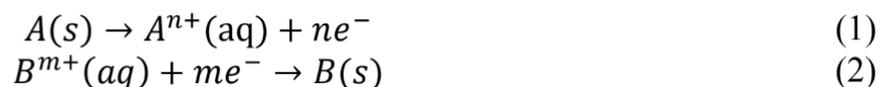
Os eletrodos são a interface que liga a superfície do escalpo ao circuito de aquisição de sinal. Eles consistem em transdutores que convertem uma corrente iônica em uma corrente elétrica e normalmente são usados em conjunto com um gel ou pasta condutora (solução eletrolítica) (GRIMNES; MARTINSEN, 2015; CARDOSO, 2010).

O diâmetro dos eletrodos de EEG pode variar de 4 a 10 mm, e seus materiais mais utilizados são a Prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) recobertos ou não com ouro, devido a sua não polarizabilidade, facilidade de fabricação e baixo custo (CARDOSO, 2010; CANTARELLI; JÚNIOR; JR, 2016; TAVARES, 1997; ADUR, 2008).

A utilização de eletrodos em instrumentação biomédica da origem a alguns problemas de medição que precisam ser levados em consideração, como por exemplo a tensão que surge entre o eletrodo e o eletrólito e a grande concentração de ruído advinda da aquisição do sinal devido sua baixa amplitude.

Um tipo de reação que acontece na medição de qualquer sinal utilizando eletrodos é a oxirredução. Esse tipo de reação envolve a transferência de elétrons, ou seja, um elemento perde elétrons (oxidação) e outro elemento ganha elétrons (redução) (WELLER et al., 2017).

As semi-reações de oxidação e redução para os elementos genéricos A e B são descritas nas Equações 1 e 2.



A Equação 1 explica que o elemento A, inicialmente no estado sólido no eletrodo, se transforma no íon A^{n+} e libera n elétrons no eletrodo. A Equação 2 informa que o íon B^{m+} do eletrólito reduz para o estado sólido, causando a depósito do elemento B no eletrodo. Essa reação coleta m elétrons do eletrodo (CARDOSO, 2010).

Uma tensão surge entre o eletrodo e o eletrólito quando qualquer metal entra em

contato com o eletrólito (o gel condutor). Isso ocorre porque o elemento do eletrodo sofre oxidação e libera cátions no eletrólito. Como o eletrólito já possui ânions, que têm carga oposta, forma-se uma dupla camada elétrica na região, devido às forças coulumbianas (ADUR, 2008; WEBSTER, 2009). Após a estabilização da reação, surge uma diferença de potencial própria na região, chamada de potencial de meia célula, como é demonstrado na Figura 6.

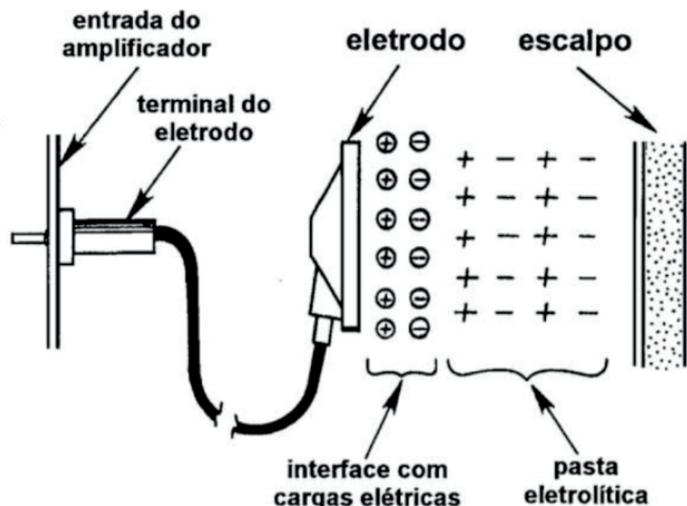


Figura 6. Dupla camada elétrica na interface eletrodo-escalpo formada por consequência das reações de oxirredução (TAVARES, 1997)

O eletrodo ideal deve possuir o mínimo de variação possível na diferença de potencial da interface eletrodo-escalpo (WEBSTER, 2009).

De acordo com o material do eletrodo, ele pode ser classificado como polarizável ou não polarizável (GRIMNES; MARTINSEN, 2015). Um eletrodo polarizável tem maior aglomerado de cargas elétricas na interface eletrodo-eletrólito, significando o aumento da capacitância na região, além da sua alta impedância (CARDOSO, 2010). Por outro lado, o eletrodo não polarizável, como o de Ag/AgCl por exemplo, possui baixa impedância, e menor capacitância, podendo ser utilizado para sinais de mais baixa frequência e menor amplitude. Apesar disso, os eletrodos não polarizáveis não podem ser utilizados por períodos maiores de tempo, por causa de sua toxicidade (GRIMNES; MARTINSEN, 2015).

Segundo Webster (2009), o eletrodo de Ag/AgCl (não polarizável) apresenta algumas vantagens na sua utilização, como o baixo ruído comparado a eletrodos metálicos e baixa resistência e capacitância na fronteira de contato eletrodo-eletrólito. Essas características definem o eletrodo de Ag/AgCl como apto para medições de baixa potência e baixa frequência, que é o caso do EEG.

Para realizar-se a medição do EEG, deve-se conectar os eletrodos a algum amplificador diferencial, para que ele multiplique a diferença de potencial entre os

eletrodos por um ganho a ser definido e o sinal possa ser convertido para digital na melhor resolução possível. Cardoso (2010) recomenda que o amplificador operacional utilizado para a aquisição do sinal tenha elevada impedância de entrada (diminuindo as correntes de polarização), baixa impedância de saída, alto ganho e alto CMRR. Essas características são encontradas, por exemplo, em amplificadores de instrumentação.

O amplificador de instrumentação é uma estrutura melhorada de amplificação de sinais, que utiliza dois AMPOP's no estágio de entrada e um AMPOP no estágio de saída (SEDRA; SMITH, 2015; HOROWITZ; HILL, 2015). O circuito mencionado é mostrado na Figura 8.

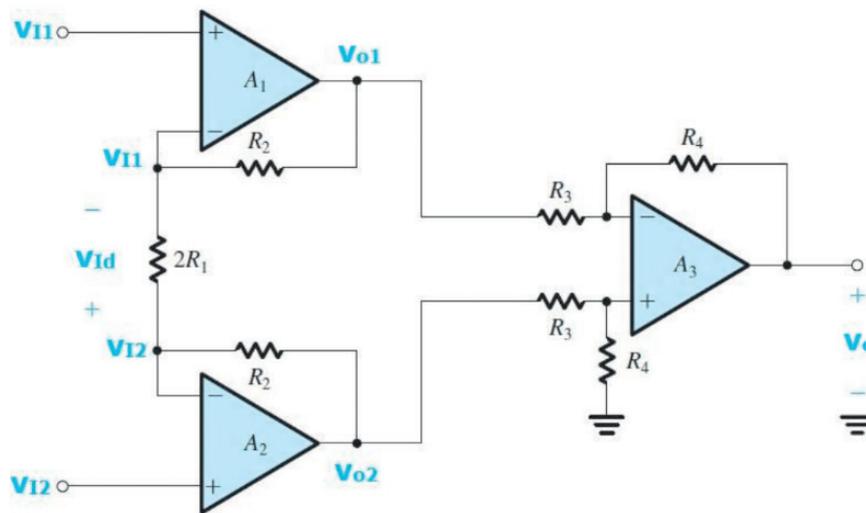


Figura 8. Amplificador de instrumentação (Adaptado de SEDRA; SMITH, 2015).

Seguindo o modelo ideal do AMPOP, as tensões nas entradas não inversoras de A_1 e A_2 são repassada para os terminais inversores. A corrente em cima do resistor $2R_1$ é dada pela Equação 3, e flui pelos resistores denominados R_2 .

$$i = \frac{v_{I2} - v_{I1}}{2R_1} \quad (3)$$

Realizando-se a lei das malhas, e chamando $v_{I2} - v_{I1} = v_{Id}$, tem-se que:

$$v_{o1} - v_{o2} + v_{Id} \cdot \frac{R_2}{2R_1} + v_{Id} + v_{Id} \cdot \frac{R_2}{2R_1} = 0 \quad (4)$$

$$v_{o2} - v_{o1} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (5)$$

Logo, como o amplificador do segundo estágio está em sua configuração subtratora, a tensão na saída v_o é facilmente obtida:

$$v_o = \frac{R_4}{R_3} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) v_{Id} \quad (6)$$

A grande vantagem do amplificador de instrumentação é que o primeiro estágio não amplifica as tensões de modo comum da entrada do circuito, e no segundo estágio, o modo comum é subtraído um do outro. Outro ponto interessante é que como pode ser visto na Equação 6 que variando-se o resistor $2R_1$, varia-se também o ganho diferencial do circuito para o valor desejado de acordo com a aplicação (SEDRA; SMITH, 2015).

O amplificador de ganho programável (PGA) também é uma opção para realizar essa etapa da aquisição dos dados, como no caso do ADS1299 (que será melhor aprofundado na seção metodologia), da Texas Instruments, que internamente possui amplificadores de instrumentação que têm resistência variável (INSTRUMENTS, 2012). Dessa maneira o amplificador de instrumentação com ganho programável possui as mesmas características descritas anteriormente, porém a seleção do ganho, essencial para a adequação da amplitude do tipo de onda medida no EEG, é feita através de bits enviados ao circuito integrado (CI) por meio de alguma comunicação serial como SPI ou I2C (HOROWITZ; HILL, 2015).

A rápida evolução na eletrônica digital, na redução de tamanho e velocidade de processamento, possibilitou a digitalização de praticamente todos os sinais analógicos para o tratamento desses dados de forma discreta, e os conversores analógicos para digital (ADC) são os responsáveis por fazer esse trabalho (HOROWITZ; HILL, 2015).

Após a leitura da onda cerebral, os sinais estão já amplificados pelo amplificador de ganho programável, então utiliza-se o ADC para converter esse sinal para bits, de maneira que se possa processar estes dados em computador ou microcontrolador.

Para o EEG, deve-se escolher o ADC pensando principalmente na resolução e na escala de entrada do conversor, devido a natureza de baixa amplitude do sinal. Alta velocidade de aquisição e de conversão não são especificações exigidas para sinais de eletroencefalograma, pela frequência dos sinais medidos ser normalmente menor que 150 Hz (CARDOSO, 2010).

Artefatos são sinais elétricos não desejados que aparecem na medição, porém que não são de origem cerebral e portanto devem ser minimizados. Na obtenção do EEG existem artefatos de origem técnica e artefatos de origem fisiológica (AZEVEDO, 2005).

Artefatos de origem técnica são aqueles devido a má projeção ou ao mal funcionamento dos equipamentos usados na aquisição do EEG, como por exemplo interferências eletromagnéticas de 60 Hz ou flutuação na impedância dos eletrodos. Esses problemas podem ser minimizados com a blindagem de cabos, com filtros analógicos ou digitais e com a aplicação adequada dos eletrodos em conjunto com gel condutor (AZEVEDO, 2005; CANTARELLI; JÚNIOR; JR, 2016).

Também existem os artefatos de origem fisiológica, que compreendem interferências vindas do próprio paciente, como por exemplo a pulsação arterial, a movimentação dos olhos e movimentos da parte superior do corpo. Esses artefatos podem ser minimizados instruindo o paciente sobre os procedimentos do exame (não mexer a cabeça, evitar

piscar e mexer os olhos) (AZEVEDO, 2005).

1.3 PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

Para a aquisição de sinais de baixa amplitude, é necessário o uso de técnicas que tratem o ruído presente. Para isso, existem métodos de remoção de ruídos, como a filtragem digital, que se resume em remover uma parcela do sinal medido que tenha corrompido o EEG, utilizando, por exemplo, passa baixa, para retirar frequências altas, passa alta, para retirar sinais DC, e rejeita faixa, principalmente para eliminação dos 60 Hz da rede elétrica (ADUR, 2008; AZEVEDO, 2005).

A duas principais formas de se filtrar sinais de EEG consistem em ou modificar a amplitude do sinal ou a sua fase (ROSA, 2009). Os filtros digitais, que recebem esse nome por serem implementados em software, são amplamente utilizados em aplicações de aquisição de sinal de EEG, ECG e EMG (ADUR, 2008; TAVARES, 1997; JUNIOR, 2004).

De acordo com Rosa (2009), os filtros digitais possuem vantagens quando comparados com o analógico, como a invariação a mudanças de temperatura, a utilização de um mesmo filtro repetidas vezes sem que se precise construir um mesmo hardware várias vezes, o fácil armazenamento de tanto os dados filtrados quando os não filtrados, o pouco espaço que os microcontroladores ocupam e sua velocidade de processamento.

Filtros digitais podem ser classificados como filtro de resposta ao impulso finita (FIR) ou filtro de resposta ao impulso infinita (IIR) (LATHI; GREEN, 2014). O primeiro deles é abordado a seguir.

O filtro FIR é representado pela Equação 7, onde:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k) \quad (7)$$

E sua função de transferência é dada por:

$$H(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)z^{-k} \quad (1.8)$$

onde $h(k)$ são os coeficientes do sistema à resposta impulso do sistema e N é a ordem do filtro.

O FIR é comumente utilizado devido sua facilidade de implementação e sua maior estabilidade quando comparada com filtros IIR (LATHI; GREEN, 2014). Além disso, ao contrário do IIR, filtros do tipo FIR tem resposta de fase linear. Por filtros IIR terem menor ordem, normalmente são a melhor escolha para soluções onde se necessita pouco processamento e resposta mais imediata. Por outro lado, quando não há necessidade de imediatismo ou limite máximo de processamento, filtros FIR são a melhor escolha, e por

isso será usado nesse trabalho (LATHI; GREEN, 2014; ROSA, 2009).

2 | METODOLOGIA DE PROJETO

Com o objetivo de baixar o custo do projeto e assim sua complexidade, recomenda-se:

- I. A medição das ondas alfa e beta, devido a menor complexidade que é necessária para forçar suas aparições através de estados de comportamento da pessoa;
- II. O uso de eletrodos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) devido a sua não polarizabilidade ser adequada para medição de sinais ruidosos e de baixa potência;
- III. O uso de posicionamento dos eletrodos de acordo com o método 10-20 de Hebert Jasper;
- IV. O uso de uma pasta condutora na região ao redor de cada eletrodo para reduzir ruídos e aumentar o contato de medição;
- V. O emprego de filtro ativo analógico passa-baixa (veja figura 9), que irá atenuar frequências acima de 60 Hz, pois a componente de 60 Hz normalmente aparece nos sinais medidos devido a interferência da rede elétrica. Segundo figura 9, a topologia do filtro é a rede Sallen-Key, com aproximação Butterworth, de ordem 2, que pode ser projetado com auxílio da ferramenta Filter Pro, da Texas Instruments. O circuito utiliza o ampop TL082, por ser um componente facilmente encontrado e por atender as especificações de baixo custo, além de resistores e capacitores de montagem em superfície

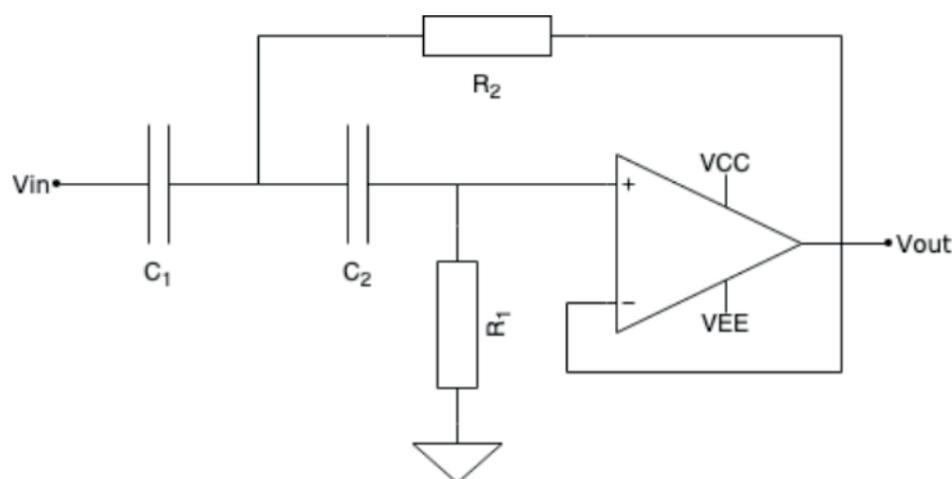


Figura 9. Filtro ativo passa-baixa *Sallen Key* de segunda ordem

- VI. O uso do conversor analógico/digital ADS1299, fabricado pela Texas Instruments, que é específico para medições de biopotencial e sinais de EEG. Nesta etapa, os valores medidos das ondas cerebrais devem ter um ganho programável

de escala adequada com a entrada de um microprocessador. É importante reforçar algumas características do ADS1299 a fim de ter uma boa utilização do dispositivo e garantir seu bom funcionamento. As principais características são mostradas na Tabela 3.

Especificação	Mínimo	Nominal	Máximo	Unidade
Resolução	-	24	-	bits
Alimentação Analógica	4.75	5	5.25	V
Alimentação Digital	1.8	1.8	3.6	V
Clock Externo	1.5	2.048	2.25	MHz
Velocidade Aquisição	250	-	160000	SPS
CMRR	-110	-120	-	dB
PSRR	-	96	-	dB

Tabela 3. Características do ADS1299.

- VII. O uso de um microprocessador de baixo custo, como é o caso do Arduino Uno. Este dispositivo possui as tensões internas de 5 e 3.3 V, facilitando a conversão analógico/digital. Assim, não é necessário o uso de clock externo, podendo ser usado o seu oscilador interno de 2.048 MHz;
- VIII. O uso da função de detecção de desconexão do ADS1299 (DC Lead-off e AC Lead-off), a fim de monitorar as conexões dos eletrodos com o passar do tempo, e mostrar quando o contato dos eletrodos estiver sendo ineficaz;
- IV. O uso da ferramenta MATLAB para o processamento dos sinais através do filtro de resposta finita ao impulso (FIR), atenuando ao máximo os componentes harmônicas geradas pela rede. Também, pode-se fazer o uso da transformada de Fourier rápida (FFT) para conferir se as componentes de maior amplitude das ondas lidas estão de acordo com as referências;
- X. O uso do software Altium Designer para projeto da placa de circuito impresso, seguindo as recomendações da Texas Instruments para a otimização do ADS1299. As partes digitais e analógicas devem ser separadas o máximo possível, evitando ruídos digitais nos sinais analógicos. O plano de terra deve ser projetado de maneira que cubra a maior parte dos espaços vazios e provenha retorno de baixa impedância para as correntes que fluem próximas dos sinais de EEG, reduzindo as chances de interferência eletromagnética (EMI). Além disso, capacitores são necessários entre as entradas analógicas diferenciais e também próximos aos pinos de alimentação do ADS1299, buscando redução de ruídos de alta frequência e estabilidade.

3 | DISCUSSÕES E CONCLUSÃO

A proposta deste trabalho deve servir como ponto de partida para reflexões do

projetista acerca do projeto em desenvolvimento.

É importante reforçar o fato que interferências nas medições ocorrerão, pois estas são feitas por cima dos cabelos. Lembrando que os cabelos devem ser afastados de forma que interfiram minimamente no contato de cada eletrodo. Além disso, como já mencionado, o problema do contato dos eletrodos deve ser mitigado com a utilização de uma pasta condutora e com a funcionalidade da detecção de desconexão do ADS1299 (circuito integrado proposto).

Buscando medir as ondas alfa, com frequência entre 8 e 13 Hz, recomenda-se fortemente que o voluntário fique com os olhos fechados em estado de relaxamento, a fim de que uma medição completa de alguns segundos possa ser realizada com sucesso. O mesmo ocorre para a onda beta, de frequência entre 15 e 80 Hz, mas neste caso o voluntário deve permanecer de olhos abertos sem movimentação corporal. A fim de não comprometer a aquisição deste tipo de sinal devido a presença de ruído de 60 Hz, recomenda-se fazer uma boa filtragem no sinal de modo que a amplitude do ruído seja pelo menos dez vezes menor do que a amplitude do sinal da atividade cerebral a ser estudada.

A título de comparação, as formas de onda medidas devem ser comparadas com uma forma de onda de EEG padrão (como por exemplo, aquela encontrada em banco de dados específicos na área). Cuidados devem ser tomados nesta comparação, pois haverá diferenças consideráveis entre os sinais medidos e os padrões, já que as ondas retiradas do banco de dados não são do mesmo voluntário. Uma solução seria realizar a medição no voluntário utilizando um equipamento de EEG clínicos, para fins de comparação. Deste modo, com uma análise na frequência, através da transformada de Fourier, respostas mais precisas podem ser geradas a respeito da confiabilidade da medição.

REFERÊNCIAS

ADUR, R. **Sistema de processamento de sinais biomédicos: módulo didático de eletroencefalograma**. Dissertação (Mestrado) — UFSC, Florianópolis, 2008.

AZEVEDO, A. P. **Estudos do sinal eletroencefalográfico (EEG) aplicado a interfaces cérebro computador com uma abordagem de reconhecimento de padrões**. Dissertação (Mestrado) — UFES, Vitória, 2005.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências : desvendando o sistema nervoso**. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2017. 974 p.

CANTARELLI, T. L.; JÚNIOR, J. J. A. M.; JR, S. L. S. **Fundamentos da medição do eeg: Uma introdução**. **Seminário de eletrônica e automação**, 2016. 2016.

CARDOSO, A. S. V. **Instrumentação e metodologias de medição de biopotenciais**. Tese (Doutorado) — UFMG, Minas Gerais, 2010.

COIMBRA, A. J. F. **Análise computadorizada de sinais bioelétricos**. Dissertação (Mestrado) — UFSC,

Florianópolis, 1994.

FERNANDES, J.; CASTRO, M. C. F. de. Estudo do ci ads1299 e aplicação na aquisição de eeg. **VII Simpósio de Iniciação Científica, Didática e de Ações Sociais da FEI**, 2017. 2017.

GOMES, M. da M. Bases fisiológicas do eletroencefalograma. **Revista Brasileira de Neurologia**, 2015. v. 51, n. 1, 2015.

GRIMNES, S.; MARTINSEN Ørjan G. **Bioimpedance bioelectricity basics**. 3. ed. [S.l.]: Academic Press, 2015. 563 p.

HALL, J. E.; GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017.

HOROWITZ, P.; HILL, W. **The art of electronics**. 3. ed. [S.l.]: Cambridge University Press, 2015. 1992 p.

INSTRUMENTS, T. **Datasheet: Low-Noise, 4-, 6-, 8-Channel, 24-Bit, analog-to-digital converter for EEG and biopotential measurements**. [S.l.: s.n.], 2012.

JUNIOR, A. L. D. S. Desenvolvimento de uma plataforma para coleta e processamento de sinais biomédicos. In: . [S.l.: s.n.], 2004.

LATHI, B. P.; GREEN, R. **Essentials of digital signal processing**. New York: Cambridge University Press, 2014. 748 p.

ÍNDICE REMISSIVO

A

Automação 10, 64, 94, 120, 133, 165, 204, 216, 256

C

Compulsória 1, 12

Confiabilidade 2, 18, 43, 45, 47, 94, 95, 133, 163, 166, 167, 173, 176

E

Eficiência energética 10, 242, 243, 244, 250, 252

Energética 10, 1, 2, 3, 8, 13, 37, 42, 43, 44, 45, 46, 48, 58, 59, 242, 243, 244, 250, 252, 253

G

Geração 1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10, 11, 12, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 28, 29, 31, 33, 34, 35, 36, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 53, 55, 56, 57, 59, 61, 64, 67, 83, 166, 167, 168, 173, 177, 243, 256

Geração distribuída 28, 31, 42, 45, 166, 173, 177

Grau 1, 4, 5, 10, 30, 32, 65, 66, 137, 162, 169, 170, 171, 172, 173, 175, 263

I

Ilhamento 149, 150, 161, 163, 164, 166, 167, 168, 169, 171, 172, 173, 174, 175, 176, 177

Impressão 3D 10, 204, 206

Intermitência 2, 8, 15, 16, 17, 31, 40, 43, 45, 47, 49, 50

J

Jateamento 204, 207, 212, 213, 217

M

Manta térmica 10, 242, 244, 246, 248, 249, 250, 251, 252, 253

Máquina injetora 242, 245, 246, 251

Matriz de energia elétrica brasileira 8, 1, 2

N

Novas fontes 2, 43, 49

O

Oferta 1, 3, 8, 9, 10, 16, 29, 44, 45, 48, 49, 50, 52, 53, 54, 57, 59, 167, 255

P

Paraconsistente 10, 166, 168, 169, 170, 171, 172, 173, 175, 176, 178

Pesquisa 7, 11, 6, 13, 37, 42, 44, 106, 120, 165, 204, 243, 244, 253, 254, 255, 256

Processamento 129, 130, 132, 133, 134, 137, 149, 150, 161, 163, 164, 165, 177, 243, 259, 261

Produtos 11, 44, 50, 206, 253, 254, 255, 256, 264, 265, 266

Proteção 9, 24, 29, 30, 34, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 116, 117, 118, 119, 120, 166, 167, 172, 177, 231, 241, 242, 244, 246, 248, 250, 251, 252

Proteção térmica 242, 244, 246, 248, 250, 251, 252

R

Rede neural 166, 169, 173, 175, 176, 219, 220, 223, 224

Regularização 1, 2, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 11, 12, 220, 225

Relé inteligente 10, 166, 168, 169, 171, 174, 175

S

Sazonalidade 1, 2, 5, 8, 9, 10, 29

Segurança 8, 5, 8, 9, 10, 12, 14, 15, 17, 18, 19, 21, 23, 25, 26, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 59, 88, 91, 92, 93, 94, 138, 166, 167, 171, 217, 231, 246

Sinais 11, 121, 122, 123, 126, 127, 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134, 136, 137, 148, 149, 150, 158, 159, 160, 161, 162, 163, 164, 165, 168, 169, 172, 174, 175, 214, 245

Supermercado 11, 254, 255, 256, 268

T

Térmica 10, 1, 4, 8, 10, 11, 12, 21, 23, 44, 46, 47, 48, 50, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 206, 230, 231, 232, 234, 242, 244, 246, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 253

Transformada de Fourier 149, 152

Transformada fracional de Fourier 9, 148, 149, 150, 157, 159, 161, 165

 **Atena**
Editora

2 0 2 0