



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 has a grid of pins on its sides and a central area with several smaller components. The background is a blurred electronic circuit board with various components like capacitors and resistors.

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: Profª Drª 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

Profª Drª 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

Profª Drª 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

Profª Drª Cristina Gaio – Universidade de Lisboa

Profª Drª 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

Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionele delle Figlie de Maria Ausiliatrice

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

Profª Drª Keyla Christina Almeida Portela – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso

Profª Drª Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins

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

Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte

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

Profª Drª Miranilde Oliveira Neves – Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia do Pará

Profª Drª Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa

Profª Drª Rita de Cássia da Silva Oliveira – Universidade Estadual de Ponta Grossa

Profª Drª Sandra Regina Gardacho Pietrobon – Universidade Estadual do Centro-Oeste

Profª Drª 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

Profª Drª 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 |

FONTES DE CORRENTE EM TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA MULTIFREQUENCIAL: ESTADO DA ARTE

Data de aceite: 01/06/2020

Lucas Cordeiro Butzke

Universidade do Estado de Santa Catarina, Dept.
Engenharia Elétrica, Joinville, SC
lucas.butzke@udesc.edu.br

Pedro Bertemes Filho

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

RESUMO: Fontes de corrente para tomografia de impedância elétrica demandam um projeto minucioso do circuito eletrônico para realizar uma reconstrução de imagem com a menor quantidade de erros possíveis, estas fontes são multifrequenciais e diferenciais. Esta revisão faz um levantamento desde necessidades de projeto, suas falhas e limites para duas topologias de fontes de corrente mais utilizadas na área, as fontes Howland e amplificadores de transcondutância. Caso o projeto possua recursos a melhor opção é utilizar os amplificadores de condutância pela superior performance, as fontes Howland são mais fáceis de elaborar e servem para rápida prototipagem, além disso, são bem menos custosas.

PALAVRAS-CHAVE: Fontes de Corrente Controladas por Tensão, Tomografia por impedância elétrica, Medição Multifrequencial.

ABSTRACT: Current sources for electrical impedance tomography require a detailed design of the electronic circuit to perform an image reconstruction with the least amount of errors possible, these sources are multifrequency and differential. This review clarifies most of the project needs, their flaws and limits based on two topologies of current sources most used in the area: the Howland sources and transconductance amplifiers. If the project has enough budget, then the best option is to use conductance amplifiers for superior performance. However, Howland sources are easier to develop, faster for prototyping and much less costly.

KEYWORDS: Voltage Controlled Current Source, Electrical Impedance tomography, Multifrequency Measurement.

1 | INTRODUÇÃO

Tomografia de impedância elétrica é um método clínico para reconstrução de imagens utilizando espectroscopia de impedância elétrica em tecidos biológicos realizando medições em múltiplos canais [1]. Consiste na injeção de corrente de alta frequência e baixa amplitude na seção desejada do tecido

biológico e medir simultaneamente a diferença de potencial entre as combinações dos eletrodos [2], chamado medição de impedância a quatro fios, onde os eletrodos que injetam a corrente e medem a tensão são independentes, de modo a melhorar a leitura de impedância.

Os elementos que formam um tomógrafo de impedância são uma fonte de corrente para realizar injeção de corrente na carga biológica, aquisição entre os eletrodos conectados ao tecido e, por fim, a multiplexação dos sinais de excitação biológico [3].

Para desenvolver um sistema de tomografia é preciso estudar o que foi feito em trabalhos anteriores de vários autores, para tomar conta das limitações e das tecnologias empregadas na elaboração. Este trabalho foca na revisão de duas topologias de fonte de corrente mais utilizadas em tomografia de impedância elétrica.

Bioimpedância elétrica possui variadas aplicações além de TIE, podendo avaliar massa corporal e até diagnosticar câncer [4]. Nesta área a topologia de fonte mais usada é a fonte de corrente controlada por tensão Howland, um circuito de funcionamento simples mas de complexo projeto para atender quesitos de alta performance, pois a fonte Howland possui limitações bem conhecidas e a utilização de componentes discretos torna inviável este circuito quando a frequência atingir poucas dezenas de MHz.

Uma alternativa a fonte Howland são os amplificadores de transcondutância (OTAs), que são circuitos integrados de fontes de corrente controlados por tensão e, portanto, com parâmetros mais precisos e com menores limitações em relação a Howland. Os ruídos e atrasos dos sinais na Howland causam redução da amplitude dos sinais devido a diminuição da impedância de saída da fonte de corrente [5], os OTAs podem ultrapassar outras fontes de corrente e manter grande impedância de saída mesmo em grandes frequências.

Para direcionar a corrente e medir as tensões nos eletrodos corretos, são utilizados multiplexadores. Um multiplexador ideal possui impedância zero quando acionado, impedância infinita quando desligado e nenhum atraso, características que não representam componentes fabricados. Circuitos integrados comerciais possuem internamente elementos parasitas que interferem na medição dos dados, como: correntes de fuga, resistências internas, capacitâncias parasitas e capacitâncias de *cross-talk* entre os canais do multiplexador [6].

Elementos parasitas adicionados as capacitâncias externas do circuito e devido aos cabos longos ligados aos eletrodos, introduzem maior tempo de transitório e ruídos nos dados coletados [7]. Juntamente com a excitação do tecido sistemas para mitigar os problemas dos componentes e conseguir um desempenho superior que não é possível sem eles.

Para se obter uma imagem reconstruída com os menores erros a fonte de corrente confiável é essencial. Manter impedância de saída alta, amplitude de corrente constante

e modo comum baixo devem ser os parâmetros para o projeto da fonte em toda a faixa de frequência utilizada.

Este é um sistema simples de entender o funcionamento mas possui grande complexidade de projeto do *hardware* eletrônico e também alto grau de dificuldade de processamento dos dados para reconstrução das imagens devido à matemática avançada das equações.

2 | FONTES DE CORRENTE

Desenvolvimento de um *hardware* eletrônico para uma fonte de corrente diferencial e multifrequencial para um tomógrafo de impedância elétrica possui muitas complicações. Esta seção abrange os problemas encontrados na área e as duas topologias de fonte mais empregadas na área, fontes Howland e OTAs.

Um problema de sistemas de TIE é o número de canais de medição, sendo necessários dispositivos que permitem a multiplexação entre estes canais, de modo os tecidos biológicos serem excitados em corrente e realizar a leitura em tensão. A introdução dessas chaves analógicas também acrescentam problemas ao dispositivo, problemas esses que interferem na resposta em frequência da fonte de corrente, a impedância de saída e os transientes na medições dos canais. é imprescindível levar em conta os problemas e colocar meios de transpor eles no projeto para atingir melhores resultados.

Um sistema eletrônico analógico possui elementos parasitas intrínsecos que são difíceis de serem retirados apenas com a escolha de melhores componentes e na elaboração das placas de circuito impresso. Um dos problemas é a capacitância parasita, ela traz fuga de corrente e diminui a resposta em frequência [6], os principais elementos dentro do *hardware* de um TIE que contem são a fonte de corrente, nos multiplexadores e nos cabos.

A adição um circuito compensador de energia reativa no sistema pode tornar o sistema funcional em toda a banda de frequência almejada, atuando em contrapartida com as capacitâncias parasitas [8]. Os compensadores são amplamente utilizados para fontes de corrente Howland, principalmente em TIE. Os circuitos se dividem basicamente em três topologias: geradores de impedância negativa [2], indutores ativos [6] e conversores de impedância [9], [10].

Outro problema comum em sistemas de bioimpedância e TIE são tensões de modo comum, que se originam de diversas formas, como por exemplo: devido a fonte de corrente desbalanceada, conexões dos eletrodos no corpo e a impedância do corpo para o terra do circuito[11]. Essas tensões trazem problemas as fontes de corrente e as medições de tensão, a imagem reconstruída depende da fidelidade dos sinais adquiridos e a realimentação do modo comum pode mitigar estes problemas [12].

Foi conseguido uma redução de modo comum em até 40 \$dB\$ em frequências até

10 kHz [12], enquanto que atualmente novos experimentos atingem 62 \$dB\$ de redução para tensões de modo comum e 31 \$dB\$ para correntes de modo comum de frequências de 50 kHz até 1 MHz [11].

A escolha de fazer excitação em corrente no tecido biológico provém maior segurança para o indivíduo analisado, caso a corrente for elevada o tecido pode ser carbonizado. A excitação em tensão pode causar aumento da impedância do tecido biológico no caso de se formarem coágulos de sangue na área que o eletrodo está, causando menor fluxo de corrente [4].

A maioria dos padrões internacionais, como a IEC 60601-1, limita a corrente a 100 uA rms para frequências de até 1 kHz e podendo chegar até uma corrente de 10 mA para frequências acima de 100 kHz . Utilizando o padrão imposto pelo NFPA (*National Fire Protection Association*), o máximo de corrente que pode ser injetada no corpo é de 5 mA em 50 kHz [13] e para frequência em 4 kHz a corrente máxima é de até 0,4 mA [14], dependendo do amplificador utilizado a corrente de polarização é de até 10 uA, sendo desprezível se comparado a norma.

2.1 Fonte Howland

A fonte Howland consiste em uma fonte de corrente controlada por tensão feita a partir de um amplificador operacional, a Figura 1 mostra a topologia da fonte Howland modificada, a fonte funciona a partir da relação (1).

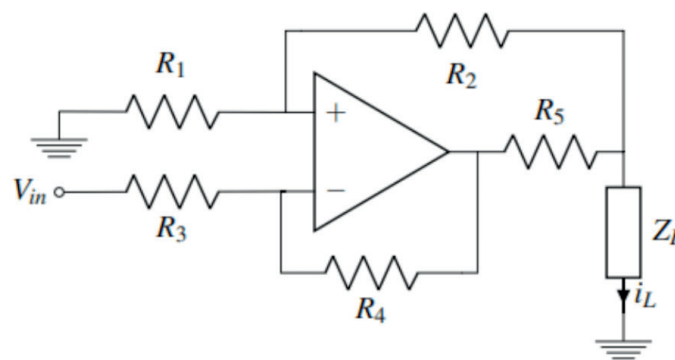


Figura 1: Fonte Howland Modificada.

$$\frac{R_2 + R_5}{R_1} = \frac{R_4}{R_3} \quad (1)$$

A função de transferência é dada em (2), é importante manter esta relação para a realimentação negativa sempre se sobrepôr a realimentação positiva para o circuito se manter estável[9], para o correto funcionamento deve-se fazer $R_2 = R_3 = R_4 = R$, manter , $R_5 = r \ll R$, e $R_1 = R + r$.

$$\frac{I_{\text{Out}}}{V_{\text{in}+} - V_{\text{in}-}} = \frac{1}{R_5} \frac{R_4}{R_3} = \frac{1}{R_5} \frac{1 - \beta_{\text{fb}}}{\beta_{\text{fb}}} \quad (2)$$

onde $\beta_{\text{fb}} = R_3 / (R_3 + R_4)$.

A relação das resistências é um fator importante para o correto funcionamento desta fonte de corrente e também para a impedância de saída, caso as resistências possuam incompatibilidade de impedâncias o desempenho será afetado pela relação da equação (3) [16]. Sendo T a tolerância dos resistores utilizados no circuito e β_{fb} o ganho de malha aberta do amplificador usado.

$$R_{\text{out}} = \frac{(R_1 + R_2) \parallel R_5}{1 - \beta_{\text{fb}}} \frac{(1 - T)^2}{\pm 4T} \quad (3)$$

A equação mostra a necessidade de escolher resistores com baixa tolerância, amplificadores operacionais com grande razão de realimentação e projetar com altos valores de resistores para aumentar a impedância de saída da fonte de corrente.

Existem muitas opções desenvolvidas para melhorar as características desta topologia, como: compensação de capacitância parasita [9], [17], fonte de corrente diferenciais [18], fonte Howland com realimentação com *buffer* [19] e compensação *lead-lag* [16].

A impedância de saída para a fonte Howland Simples chega até $3,3 \text{ M}\Omega$ em 200 kHz com a compensação *lead-lag* [16], com a fonte com configuração diferencial e com compensação o R_{out} pode chegar até $24,98 \text{ M}\Omega$ em 200 kHz.

Uma fonte de corrente para TIE deve ter uma saída diferencial que faça a excitação dos tecidos biológicos, sendo uma forma de se obter é utilizando duas fontes Howland espelhadas. A Figura 2 mostra a configuração da topologia. As fontes possuem defasamento de 180 entre elas [9], para isto este *design* deve ter uma entrada diferencial do sinal que se deseja injetar na carga e isto não é uma tarefa fácil de realizar.

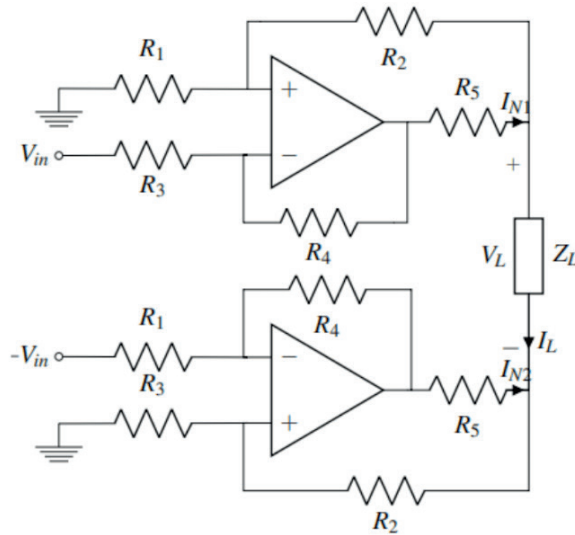


Figura 2: Fonte Howland Espelhada.

Na equação (4) a corrente de saída é calculada [25], a corrente de saída de cada lado desta fonte é dada por I_{N1} e I_{N2} e as respectivas impedâncias são Z_{N1} e Z_{N2} [1]. As impedâncias de saída de cada lado da Howland espelhada podem ser calculadas por (3).

$$I_L = \frac{I_{N1} \cdot Z_{N1} + I_{N2} \cdot Z_{N2}}{Z_L + Z_{N1} + Z_{N2}} \quad (4)$$

A cálculo da tensão diferencial aplicada na carga é dado em (5), caso a fonte possuir um desbalanço nas correntes de cada lado da fonte o modo comum aumenta na carga.

$$V_{\text{dif}} = \frac{(I_{N1} - I_{N2}) \cdot Z_{N1} \cdot Z_{N2} + (V_{N1} - V_{N2}) \cdot Z_L / 2}{Z_L + Z_{N1} + Z_{N2}} \quad (5)$$

A impedância de saída para a fonte Howland espelhada depende bastante das tolerâncias dos resistores e dos amplificadores operacionais utilizados, no melhor caso com resistências tolerâncias de 0,1% chega até 1,02 MΩ em 10 kHz [9]. Mais recentemente se chegou em 4,02 MΩ em 100 kHz até 185 kΩ em 1 MHz [8].

A fonte Howland com amplificador diferencial, Figura 3, é um método para uma saída diferencial de corrente com apenas um amplificador operacional diferencial, com isto são utilizados menos componentes e, por esta razão, é possível desenvolver um sistema menos suscetível a componentes parasitas.

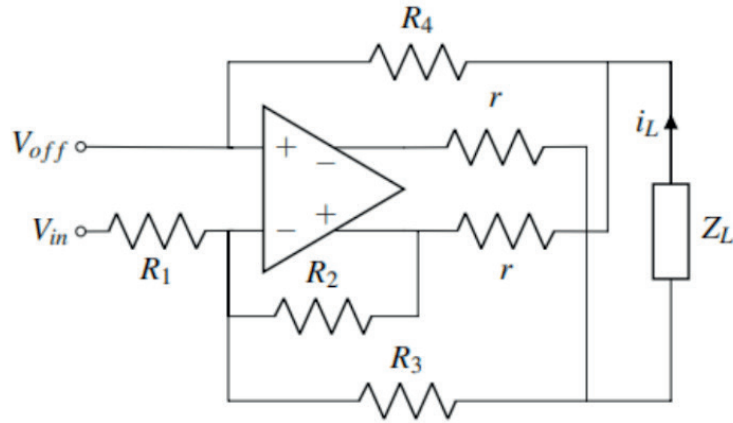


Figura 3: Fonte Howland com amplificador operacional diferencial.

O cálculo da corrente de saída da fonte é diferente das fontes anteriores, na equação (6) observa-se que as entradas diferenciais não são iguais, onde $R_2 = r + R_3$ e $R_3 = R_4$.

$$I_L = \frac{(R_2 + 2R_1)V_{off} - R_2V_{in}}{R_1r} \quad (6)$$

Equação para cálculo da tensão de saturação do amplificador diferencial para calcular a impedância máxima que a fonte suporta sem saturar a saída é dada pela equação (7) [20], sendo V_{sat} a tensão de alimentação do amplificador.

$$V_{amp} = I_{saída}r \left[1 + \frac{Z_L}{2r} \left(1 + \frac{r}{R_3} \right) \right] \leq V_{sat} \quad (7)$$

A impedância de saída da fonte Howland diferencial é de aproximadamente $1\text{ M}\Omega$ até 100 kHz e chega até aproximadamente $200\text{ k}\Omega$ em 1 MHz [20].

O desenvolvimento da topologia com a carga na realimentação do amplificador operacional foi pensada para aumentar a impedância de saída da fonte de corrente Howland [10]. A Figura 4 mostra como o circuito é implementado, uma fonte de corrente controlada por tensão (V/I) é colocada na entrada inversora de um amplificador operacional, na realimentação a carga estará fluando nesta configuração.

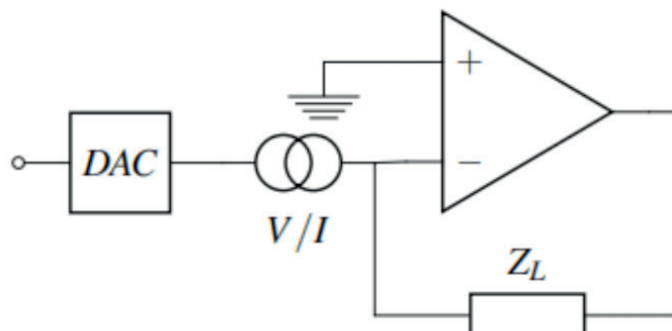


Figura 4: Fonte Howland com a carga na realimentação.

Esta topologia de circuito possui muitas variações possíveis, desde para aumentar a impedância de saída da fonte, diminuir o modo comum na carga e até diminuir a capacitância parasita. A fonte Howland com a carga na realimentação consegue atingir um ganho de transcondutância de $302,9 \mu S$ até $13,2 \text{ MHz}$ [10] e uma impedância de saída de $24,98 \text{ M}\Omega$ em 200 kHz [18].

2.2 Amplificadores de Transcondutância

Os amplificadores de transcondutância (OTAs) são fontes de corrente controladas por tensão em circuito integrados, com o circuito no encapsulamento já pronto tem superior desempenho que um circuito discreto como na fonte Howland. Os tipos de OTA apresentadas em trabalhos recentes são *current conveyor*, classe A e classe AB. Enquanto os de classe A e AB se referem a classe de amplificador na saída os *current conveyor* são implementados com estruturas translineares ou com pares diferenciais [21].

A Figura 5 mostra um OTA simétrico totalmente diferencial onde o bloco tracejado é a saída aperfeiçoada para minimizar afeitos de sobrecarga [22]. Para TIE uma topologia diferencial é desejável para retirar o tecido biológico de qualquer referência de tensão ou corrente do circuito e deixar flutuando.

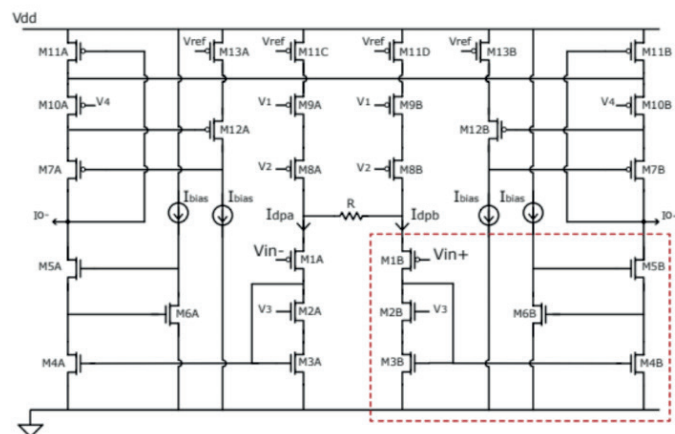


Figura 5: Arquitetura de um OTA simétrico totalmente diferencial [16].

Com este circuito simples de um OTA diferencial já apresenta um grande avanço na melhora da impedância de saída das fonte de corrente. A Figura 6 mostra que a impedância de saída do OTA pode ser de até $79 \text{ M}\Omega$ para baixas frequências e $324 \text{ k}\Omega$ em 1 MHz [22], outros OTAs chegam até $2,8 \text{ M}\Omega$ em 1 MHz [21].

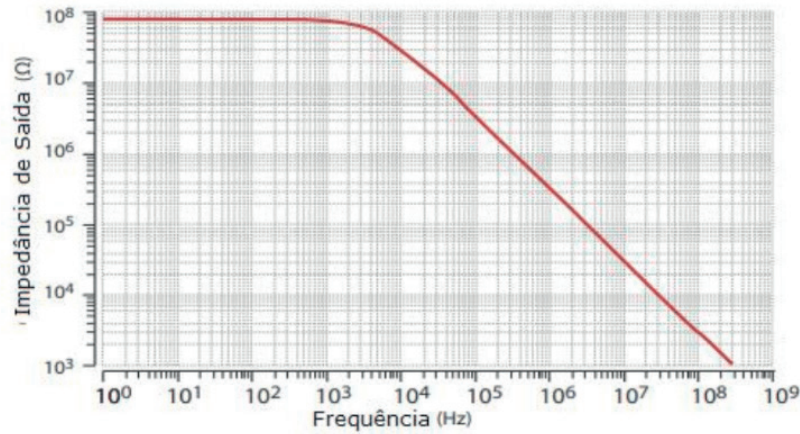


Figura 6: Impedância de saída para a topologia OTA da Figura 5 [16].

Com a configuração mista entre *current conveyor* e o classe AB é possível atingir impedâncias acima de 10 MΩ e 1 MΩ em 5kHz e 1 MHz, respectivamente [23]. As características dos OTAs dependem do projeto do circuito e variam a cada trabalho, mas são relativamente melhores do que as fontes Howland já citadas [24].

Grande parte dos trabalhos em bioimpedância projetam os próprios circuitos integrados customizados e não usam componentes comerciais [21], [22], [23]. Este método de excitação pode ser custoso e desperdiçar bastante tempo com apenas o projeto da fonte de corrente.

Uma solução implementar os OTAs pode ser o uso de Matrizes Analógicas Programáveis de Campo (MAPC), elas possibilitam projetar a fonte em um chip único e que não precisa ser retirado para mudar as características da fonte, apenas reprogramar [25].

3 | RESULTADOS E DISCUSSÕES

Uma comparação direta entre os diferentes tipos de OTAs e a fonte Howland espelhada foi feita por Bertemes [2], as figuras 7 e 8 detalham os resultados de cada topologia para corrente de saída e a impedância de saída, respectivamente.

Enquanto os OTAs tem a capacidade de manter amplitude de corrente constante em toda a banda de frequência, de DC até a frequência de corte, as fontes Howland contém capacitores na saída para filtrar tensões *offsets* do circuito. Caso um sistema almeje adquirir informações em maiores faixas de frequência os amplificadores de transcondutância são mais indicados para tal. A impedância de saída de duas topologias se apresentam superior a Howland, *current conveyor* (CCII) e Classe-AB.

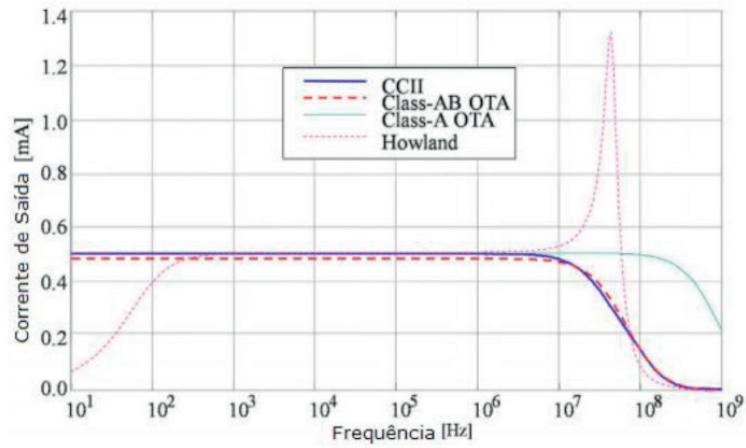


Figura 7: Comparação da saída de corrente entre as fontes de corrente [21].

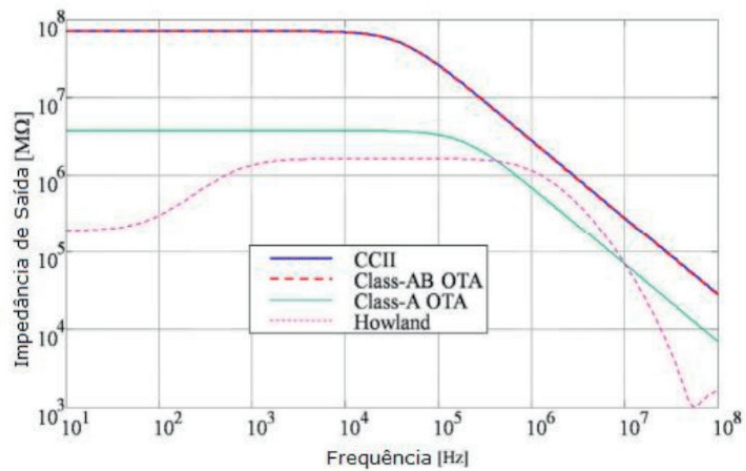


Figura 8: Comparação da impedância de saída entre as fontes de corrente [21].

Algo comum em fontes Howland é o aumento da amplitude da corrente de saída indicada na figura 7, próximo a frequência de corte a fonte apresenta um grande pico na amplitude e logo após diminui rapidamente. A reconstrução de imagem de tomografia depende da constância da aquisição dos dados e o quanto a fonte de corrente mantém a sua fidelidade ao longo de toda banda de frequência, caso contrário a reconstrução não possuirá capacidade de formar uma imagem próxima a do objeto medido.

As características da fonte Howland dependem dos componentes utilizados, da topologia e dos parâmetros dos amplificadores operacionais. Uma fonte de corrente para TIE necessita de multiplexadores e cabos longos, estes elementos introduzem componentes parasitas ao equipamento e pioram o desempenho dos circuitos. Com a adição de elementos para compensar componentes parasitas a fonte Howland pode ser aprimorada para atingir frequências maiores e diminuir erros de modo comum.

A introdução de elementos para compensação de capacitâncias parasitas são fundamentais para melhorar a impedância de saída das fontes de corrente para altas frequências e a realimentação de modo comum também é um ótimo método para melhorar as fontes de corrente com problemas de casamento de impedâncias. Na aquisição das

tensões ao longo dos canais a introdução de *buffers* pode ser uma solução, o aumento da impedância de entrada diminui a corrente nos multiplexadores e nos cabos, diminuindo perdas.

Desenvolver uma fonte de corrente para TIE é uma tarefa árdua e demanda muito tempo para projeto e *design* de placas de circuito, existem muitas opções de topologias diferentes para utilizar e muitas aplicações para escolher. A tabela 1 contém os resultados das fontes de corrente citadas, os dados variam entre os trabalhos devido a cada autor produzir sua própria topologia.

| Fontes de Corrente | Impedância de Saída | |
|----------------------------------|-----------------------|----------|
| | $R_{saída} (M\Omega)$ | f_{op} |
| Howland Modificada [23] | 3,3 $M\Omega$ | 200 kHz |
| Howland Espelhada [25] | 4,02 $M\Omega$ | 100 kHz |
| Howland Diferencial [19] | 200 $k\Omega$ | 1 MHz |
| Howland Carga Realimentação [12] | 24,98 $M\Omega$ | 200 kHz |
| OTA [2] | 2,8 $M\Omega$ | 1 MHz |

Tabela 1: Comparação das fontes de corrente apresentadas, sendo ($R_{saída}$) a impedância de saída e (f_{op}) a frequência de operação.

4 | CONCLUSÃO

Os resultados para os OTAs são superiores do que as fontes Howland pois eles são circuitos integrados e possuem maior controle dos parâmetros de fabricação, tendo maior controle sobre os parâmetros e possuindo melhor performance. Circuitos com componentes discretos dependem de mais etapas de processos de fabricação, como os valores dos resistores e da placa de circuito impresso, diminuindo sua eficácia.

Enquanto a fonte Howland é simples de se implementar e tem grande número de trabalhos publicados relacionados a TIE, os OTAs tendem a demandar projeto do circuito integrado. Uma solução para não fabricar circuitos integrados customizados seria usar MAPCs para projeto da fonte de corrente e ser de fácil implementação e posterior alteração. Usar OTAs comerciais é um caminho alternativo, utilizando os dados de projeto dos trabalhos de TIE deve-se conseguir um dispositivo similar.

REFERÊNCIAS

- [1] Pedro Bertemes-Filho, Alexandre Felipe, and Volney C Vincence. High accurate howland current source: Output constraints analysis. *Circuits and Systems*, 4(07):451, 2013.
- [2] Pedro Bertemes-Filho, Volney C Vincence, Marcio M Santos, and Ilson X Zanatta. Low power current sources for bioimpedance measurements: a comparison between howland and ota-based cmos circuits. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 3(1):66–73, 2019.

- [3] Pedro Bertemes Filho. *Tissue characterisation using an impedance spectroscopy probe*. PhD thesis, University of Sheffield, 2002.
- [4] Paco Bogónez-Franco, Lexa Nescolarde, Carolina Gálvez-Montón, Ramon Bragós, and Javier Rosell-Ferrer. An implantable bioimpedance monitor using 2.45 ghz band for telemetry. *Physiological measurement*, 34(1):1, 2012.
- [5] Dhouha Bouchaala, Olfa Kanoun, and Nabil Derbel. High accurate and wideband current excitation for bioimpedance health monitoring systems. *Measurement*, 79:339–348, 2016.
- [6] Joseph D Bronzino. *Biomedical engineering handbook*, volume 2. CRC press, 1999.
- [7] Brian H Brown. Electrical impedance tomography (eit): a review. *Journal of medical engineering & technology*, 27(3):97–108, 2003.
- [8] Ali Ghahary and John G Webster. Electrical safety for an electrical impedance tomograph. In *Images of the Twenty-First Century. Proceedings of the Annual International Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 461–462. IEEE, 1989.
- [9] Paul Horowitz and Winfield Hill. *The art of electronics*. Cambridge Univ. Press, 1989.
- [10] Achraf Lamlih, Philippe Freitas, Stephane David-Grignot, Jérémie Salles, Vincent Kerzérho, Fabien Soulier, Serge Bernard, Tristan Rouyer, and Sylvain Bonhommeau. Wideband fully differential current driver with optimized output impedance for bioimpedance measurements. In *2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, pages 1–5. IEEE, 2018.
- [11] Peter J Langlois, Yu Wu, Richard H Bayford, and Andreas Demosthenous. On the application of frequency selective common mode feedback for multifrequency eit. *Physiological measurement*, 36(6):1337, 2015.
- [12] Jinzhen Liu, Xiaoyan Qiao, Mengjun Wang, Weibo Zhang, Gang Li, and Ling Lin. The differential howland current source with high signal to noise ratio for bioimpedance measurement system. *Review of Scientific Instruments*, 85(5):055111, 2014.
- [13] Amin Mahnam, Hassan Yazdani, and Mohsen Mosayebi Samani. Comprehensive study of howland circuit with non-ideal components to design high performance current pumps. *Measurement*, 82:94–104, 2016.
- [14] Orjan G Martinsen and Sverre Grimnes. *Bioimpedance and bioelectricity basics*. Academic press, 2011.
- [15] KF Morcelles, VG Sirtoli, P Bertemes-Filho, and VC Vincence. Howland current source for high impedance load applications. *Review of Scientific Instruments*, 88(11):114705, 2017.
- [16] Nazanin Neshatvar, Peter Langlois, Richard Bayford, and Andreas Demosthenous. Analog integrated current drivers for bioimpedance applications: A review. *Sensors*, 19(4):756, 2019.
- [17] Javier Rosell and Pere Riu. Common-mode feedback in electrical impedance tomography. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 13(A):11, 1992.
- [18] Dan Sheehan and Matt Smith. Bandwidth, off isolation and crosstalk performance of the adg5xxa multiplexer series. *AN-250 Application Note, Analog Devices, Norwood, MA*.
- [19] Vinicius Sirtoli. Desenvolvimento de um medidor de bioimpedância rápido utilizando discrete interval binary sequences (dibs). *UDESC*, 2018.

- [20] V Grando Sirtoli, V Coelho Vincence, and Pedro Bertemes-Filho. Mirrored enhanced howland current source with feedback control. *Review of Scientific Instruments*, 90:024702, 2019.
- [21] Rodrigo Alecio Stiz, Pedro Bertemes, Airton Ramos, and Volney Coelho Vincence. Wide band howland bipolar current source using agc amplifier. *IEEE Latin America Transactions*, 7(5):514–518, 2009.
- [22] Hakan Töreyn, Sahil Shah, Sinan Hersek, Omer T Inan, and Jennifer Hasler. Proof-of-concept energy-efficient and real-time hemodynamic feature extraction from bioimpedance signals using a mixed-signal field programmable analog array. In *2017 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)*, pages 233–236. IEEE, 2017.
- [23] Aaron S Tucker, Robert M Fox, and Rosalind J Sadleir. Biocompatible, high precision, wideband, improved howland current source with lead-lag compensation. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 7(1):63–70, 2012.
- [24] Ali Zarafshani, Thomas Bach, Chris R Chatwin, Shanshan Tang, Liangzhong Xiang, and Bin Zheng. Conditioning electrical impedance mammography system. *Measurement*, 116:38–48, 2018.
- [25] Fu Zhang, Zhaosheng Teng, Haowen Zhong, Yuxiang Yang, Jianmin Li, and Jiangyan Sang. Wideband mirrored current source design based on differential difference amplifier for electrical bioimpedance spectroscopy. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 4(2):025032, 2018.

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