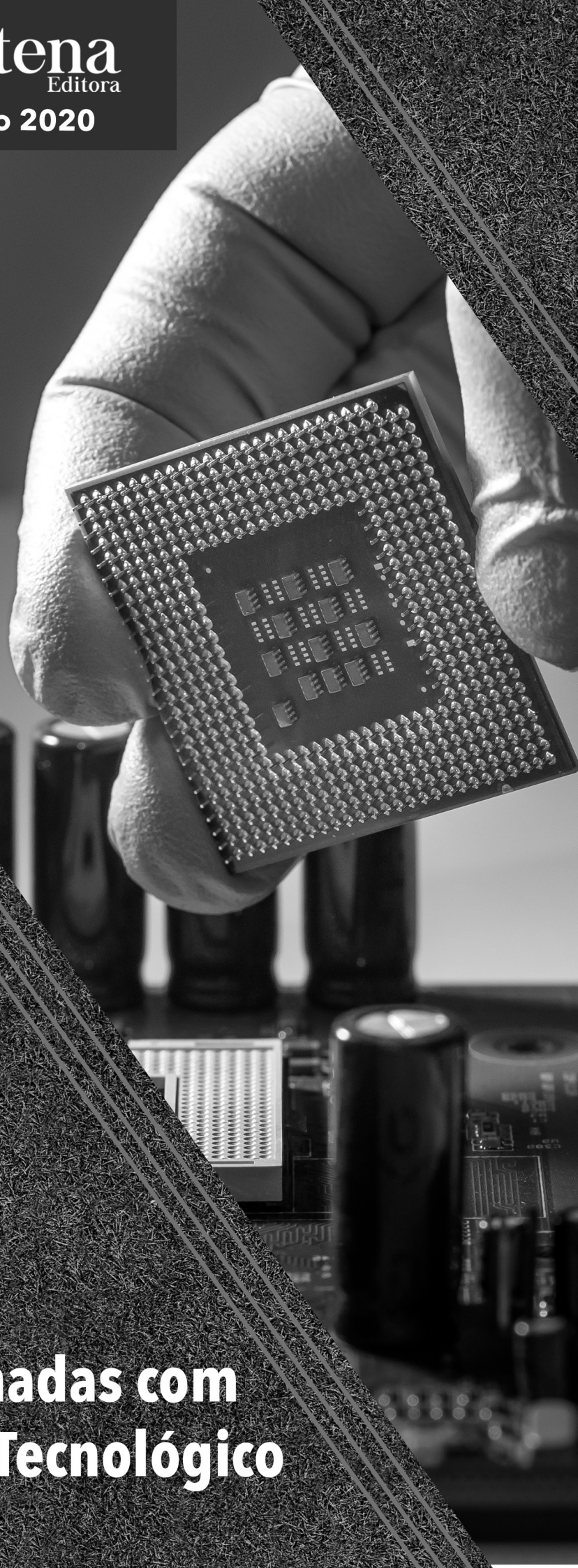


João Dallamuta
Henrique Ajuz Holzmann
Marcelo Henrique Granza
(Organizadores)

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

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**

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 1 / 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 978-65-5706-167-1 DOI 10.22533/at.ed.671200207</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
DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE PARA ESTUDO EM CONTROLE DE UM ROBÔ MÓVEL DE EQUILÍBRIO DINÂMICO	
Alex Sandro Garefa Guyllherme Emmanuel Tagliaferro de Queiroz Luis Antonio Bassora Flavio Eduardo Tapparo	
DOI 10.22533/at.ed.6712002071	
CAPÍTULO 2	17
ROBÔ PARA INSTALAÇÃO DE SINALIZADORES AVIFAUNA	
Bruno Monteiro Costa Máiquel Bruno de Andrade Rezende Waldir Alves Diniz Ricardo de Souza Marcelo Clécio Paula da Silva	
DOI 10.22533/at.ed.6712002072	
CAPÍTULO 3	26
PROSPECTOS PARA A EVOLUÇÃO DA INTERFACE HUMANO-COMPUTADOR EM CENTROS DE CONTROLE DE ENERGIA ELÉTRICA	
Luiz Corrêa Lima	
DOI 10.22533/at.ed.6712002073	
CAPÍTULO 4	40
PROJETO CANAÃ - IRRIGADOR AUTOMÁTICO PARA O AGRONEGÓCIO	
André Kroupa Eldon Moura Cláudio Matheus da Costa Comin Rogério Luis Spagnolo da Silva	
DOI 10.22533/at.ed.6712002074	
CAPÍTULO 5	54
PAINEL DE BORDO - UMA INÉDITA PLATAFORMA COMPUTACIONAL EM UTILIZAÇÃO NO NOVO CENTRO DE OPERAÇÃO DA CEMIG-D	
Tiago Vilela Menezes Bruno Henrique da Silva Carlos Jose de Andrade Huliton Paz de Oliveira Marco Aurélio da Silva Fereda Odimar José Bezerra Lima Rafael Carneiro Motta	
DOI 10.22533/at.ed.6712002075	
CAPÍTULO 6	69
PARADIGMAS DAS TECNOLOGIAS 5G NA AUTOMAÇÃO DE SISTEMAS VERTICAIS NA INDÚSTRIA 4.0	
Daniel Rodrigues Ferraz Izario João Luiz Brancalhona Filho Yuzo Iano Karine Mendes Siqueira Rodrigues Ferraz Izario	
DOI 10.22533/at.ed.6712002076	

CAPÍTULO 7	81
DATA REGENERATION 2R IN OPTICAL COMMUNICATION NETWORK BASED ON MACH-ZEHNDER INTERFEROMETER WITH ACOUSTIC-OPTICAL FILTER AND HIGHLY NON-LINEAR PHOTONIC CRYSTAL FIBER	
Fabio Barros de Sousa Fiterlinge Martins de Sousa Jorge Everaldo de Oliveira Elizabeth Rego Sabino Marcos Benedito Caldas Costa	
DOI 10.22533/at.ed.6712002077	
CAPÍTULO 8	95
PROJETO DE UMA ANTENA PATCH PLANAR UTILIZANDO A SUPER FÓRMULA DE GIELIS	
Elder Eldervitch Carneiro de Oliveira Pedro Carlos de Assis Júnior	
DOI 10.22533/at.ed.6712002078	
CAPÍTULO 9	108
UMA CONTRIBUIÇÃO NA AVALIAÇÃO DE MODELOS DE SATISFAÇÃO DO CLIENTE PARA OS SERVIÇOS DE COMUNICAÇÕES MÓVEIS COM EQUAÇÕES ESTRUTURAIS	
Gutembergue Soares da Silva André Pedro Fernandes Neto Fred Sizenando Rossiter Pinheiro Antonio Salvio de Abreu	
DOI 10.22533/at.ed.6712002079	
CAPÍTULO 10	130
ATAQUES E DESCOBERTA DE VULNERABILIDADES EM REDES CORPORATIVAS	
Roger Robson dos Santos Jackson Mallmann	
DOI 10.22533/at.ed.67120020710	
CAPÍTULO 11	139
MODELO MATEMÁTICO PARA CONSOLIDAÇÃO DE MÁQUINAS VIRTUAIS	
Alexandre Henrique Teixeira Dias Luiz Henrique Andrade Correia	
DOI 10.22533/at.ed.67120020711	
CAPÍTULO 12	151
CAPTURE THE FLAG: MÉTODO DE APRENDIZADO PARA A DISCIPLINA DE FORENSE COMPUTACIONAL EM UMA UNIVERSIDADE PÚBLICA	
Carlos Eduardo de Barros Santos Júnior Ana Clara Nobre Mendes Jhonattan Carlos Barbosa Cabral Juliana Barbosa dos Santos Erick de Oliveira Silva Pedro Henrique Rodrigues Emerick	
DOI 10.22533/at.ed.67120020712	
CAPÍTULO 13	157
A METODOLOGIA EPRI PARA AVALIAÇÃO DE RISCOS CIBERNÉTICOS NAS INFRAESTRUTURAS CRÍTICAS E SUA RELAÇÃO COM A NORMA IEC 62443-2-1	
Luiz Augusto Kawafune Campelo	

CAPÍTULO 14	170
ANÁLISE DA PERFORMANCE DO MRE E SEUS IMPACTOS COMERCIAIS – PROPOSTA DE REVISÃO DA REGULAÇÃO	
João Carlos Mello Leonardo Calabro Vinicius Ragazi David Daniela Souza Luiz Laércio Simões Machado Junior Renato Mendes	
DOI 10.22533/at.ed.67120020714	
CAPÍTULO 15	190
DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA INCLUSÃO EDUCACIONAL DE PESSOAS COM DEFICIÊNCIA MOTORA	
Felipe Massayuki Quiotoqui Italo Rodrigues da Silva	
DOI 10.22533/at.ed.67120020715	
CAPÍTULO 16	200
SISTEMAS IMUNOLÓGICOS ARTIFICIAIS APLICADOS AO DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA	
Gustavo da Silva Maciel Wagner Kenhiti Nakamura Júnior Luiz Francisco Granville Gonçalves Leonardo Plaster Silva Simone Silva Frutuoso de Souza Fábio Roberto Chavarette Fernando Parra dos Anjos Lima	
DOI 10.22533/at.ed.67120020716	
CAPÍTULO 17	213
AVALIAÇÃO DE TECNOLOGIAS NÃO INVASIVAS DE MEDIÇÃO DE GLICOSE EM HUMANOS	
Leanderson André Pedro Bertemes Filho	
DOI 10.22533/at.ed.67120020717	
CAPÍTULO 18	224
ENTENDIMENTO DOS CONTROLES E POSSÍVEIS CONFLITOS DE PRIVACIDADE NAS REDES SOCIAIS ONLINE	
Talita de Souza Costa Marbilia Possagnolo Sérgio Regina Marin	
DOI 10.22533/at.ed.67120020718	
CAPÍTULO 19	236
MODELAGEM DE PROBLEMA ELETROSTÁTICO UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS	
Julia Grasiela Busarello Wolff Pedro Bertemes Filho	
DOI 10.22533/at.ed.67120020719	

CAPÍTULO 20	252
SISTEMA DE MONITORAÇÃO DE CULTURA CELULAR <i>IN VITRO</i> VIA BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA: REGRAS DE PROJETO	
Kaue Felipe Morcelles	
Pedro Bertemes Filho	
DOI 10.22533/at.ed.67120020720	
SOBRE OS ORGANIZADORES.....	265
ÍNDICE REMISSIVO	266

SISTEMA DE MONITORAÇÃO DE CULTURA CELULAR IN VITRO VIA BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA: REGRAS DE PROJETO

Data de aceite: 01/06/2020

Kaue Felipe Morcelles

Universidade do Estado de Santa Catarina, Departamento de Engenharia Elétrica, Joinville

kaue.morcelles@udesc.edu.br

Pedro Bertemes Filho

Universidade do Estado de Santa Catarina, Departamento de Engenharia Elétrica, Joinville

RESUMO: Espectroscopia de impedância elétrica é uma técnica de caracterização de tecidos biológicos, e seus atrativos são o baixo custo, fácil implementação, portabilidade, eficiência, possibilidade de não-invasão e boa precisão. A técnica pode ser utilizada em inúmeras aplicações, entre elas o imageamento dinâmico do sistema pulmonar, detecção de câncer, avaliação não-invasiva de glicose e caracterização da massa corporal. Este trabalho foca na aplicação da bioimpedância na análise de culturas celulares, cujas principais vantagens são monitoramento contínuo em tempo real, manutenção da cultura intacta durante análise, estudo de diversas fases da cultura sem necessidade de experimentos paralelos, facilidade na operação, monitoramento remoto e introdução de parâmetros quantitativos confiáveis para avaliação, aumentando reprodutibilidade de resultados. Utilizando a técnica de bioimpedância, o usuário pode analisar o crescimento, comportamento, migração, adesão, constituição, saúde e diferenciação celular. Estes parâmetros são de extrema importância na área biomédica, tanto na academia quanto na indústria farmacêutica e cosmética. Diversos sistemas e técnicas de bioimpedância para culturas celulares foram propostos na literatura, onde a maioria é constituída por um sistema eletrônico de excitação, medição e processamento de sinais. Para esta aplicação, o sistema de medição é crítico, pois os níveis de tensão são muito baixos (entre micro e milivolts), necessitando, portanto de um circuito de alta precisão e um padrão de excitação adequado. Além disso, os eletrodos devem ser biocompatíveis, garantir adesão celular e possuir baixa impedância. Este trabalho tem como objetivo fornecer as principais diretrizes para projeto e implementação de um sistema de bioimpedância para monitoramento em culturas celulares, capaz de suportar diversas técnicas e padrões de excitação. O capítulo discute os diversos estágios que compõem o sistema analógico e

digital, além da caracterização do sinal a ser medido.

PALAVRAS CHAVE: Bioimpedância Elétrica, Culturas Celulares, Regras de Projeto

ABSTRACT: Electrical impedance spectroscopy is a technique for characterizing biological tissues, and its attractions are low cost, easy implementation, portability, efficiency, possibility of non-invasion and good precision. The technique can be used in numerous applications, including dynamic imaging of the pulmonary system, cancer detection, non-invasive glucose assessment and characterization of body mass. This work focuses on the application of bioimpedance in the analysis of cell cultures, whose main advantages are continuous monitoring in real time, maintenance of the culture intact during analysis, study of different phases of the culture without the need for parallel experiments, ease of operation, remote monitoring and introduction of reliable quantitative parameters for evaluation and increasing reproducibility of results. By bioimpedance technique, the user can analyze growth, behavior, migration, adhesion, constitution, health and cell differentiation. These parameters are extremely important in the biomedical area, both in academia and in the pharmaceutical and cosmetic industry. Several bioimpedance systems and techniques for cell cultures have been proposed in the literature, where most of them consist of an electronic system for excitation, measurement and signal processing. For this application, the measurement system is critical, as the voltage levels are very low (between micro and millivolts), therefore requiring a high precision circuit and an adequate excitation pattern. In addition, the electrodes must be biocompatible, guarantee cell adhesion and have low impedance. This work aims to provide the main guidelines for the design and implementation of a bioimpedance system for monitoring cell cultures, capable of supporting various techniques and excitation patterns. The chapter discusses the various stages that make up the analog and digital system, in addition to the characterization of the signal to be measured.

KEYWORDS: Electrical Bioimpedance, Cell Cultures, Project Rules.

1 | INTRODUÇÃO

O cultivo de células de mamíferos *in vitro* é de vital importância para a biomedicina, pois através de culturas celulares é possível analisar o comportamento de órgãos e tecidos em diversos contextos, à nível celular e com maior controle do ambiente (temperatura, pressão, pH) (FRESHNEY, 2011). Para realizar experimentos em culturas, é preciso analisar o seu estado biológico em diversos pontos no tempo. Os protocolos de análise atuais são geralmente baseados na utilização de pigmentos e microscopia ótica. Porém, a análise via microscópio é normalmente destrutiva para o cultivo, devido uso de protocolos invasivos (FRESHNEY, 2011). Portanto, este campo de pesquisa carece de técnicas que sejam capazes de analisar o estado da cultura celular em tempo real e de maneira não-invasiva.

A medição de bioimpedância elétrica é uma técnica que utiliza sinais eletromagnéticos

para caracterizar a constituição e estrutura de um material biológico utilizando informação sobre sua condutividade e permissividade elétrica (GRIMNES; MARTINSEN, 2008). No contexto de culturas celulares, a bioimpedância é capaz de analisar atividade, estrutura, crescimento e adesão celular em cultura ao substrato, podendo monitorar de forma contínua e remota a saúde das células e reação a estímulos externos sem necessidade de interferência química ou mecânica no experimento, podendo assim minimizar tempo, recursos e aumentar reprodutibilidade dos resultados (GIAEVER; KEESE, 1986; HUERTAS, Gloria *et al.*, 2013). Normalmente as medições de bioimpedância para análise de constituição são tomadas em várias frequências, sendo nestes casos chamadas de Espectroscopia por Impedância Elétrica (EIS) (GRIMNES; MARTINSEN, 2008).

Dispositivos comerciais para monitoramento de cultura celular via bioimpedância utilizam a técnica chamada Sensoriamento de Impedância Elétrica de Célula-Substrato (do inglês ECIS[®], criado pela empresa *Applied Biophysics*). ECIS consiste na análise de impedância multifrequencial sentida por um microeletrodo, normalmente feito de ouro e inserido na base de uma placa de cultura celular, em relação a um eletrodo de referência quando uma corrente elétrica é aplicada. Com o crescimento da cultura, o eletrodo é recoberto por células e a impedância medida é alterada, sendo esta variação uma função da área coberta e da constituição e adesão celular (GIAEVER; KEESE, 1986). Através de um modelo elétrico da interface entre eletrodo e célula/substrato previamente estimado, a impedância obtida é convertida em características biológicas para análise pelo usuário. Como a medição é bipolar, o modelo deve ser modificado para cada tipo de material utilizado nos eletrodos e no meio de cultura, dificultando utilização de materiais com propriedades temporalmente variantes (como sal de polianilina, que modifica gradualmente sua condutividade em pH fisiológico (BALINT; CASSIDY; CARTMELL, 2014). Entretanto, ECIS não é a única forma de se realizar monitoramento de células via bioimpedância. De fato, qualquer técnica que empregue EIS nos eletrodos na cultura pode ser utilizada, se baseada em um modelo adequado e um protocolo seguro. Uma alternativa é a utilização de medições tripolares e tetrapolares, que torna a medição independente do eletrodo (GRIMNES; MARTINSEN, 2008), bio-osciladores, que podem simplificar e acelerar o processo de medição (HUERTAS, Gloria *et al.*, 2013) the oscillator parameters (frequency, amplitude, phase, etc., e imageamento via tomografia por impedância elétrica (EIT), que pode gerar mais informações sobre a distribuição das células no substrato através do mapeamento de condutividade e permissividade na cultura celular (LINDERHOLM *et al.*, 2008).

Este capítulo, portanto, tem como objetivo fornecer as principais diretrizes de projeto para sistemas de medição de bioimpedância aplicados em culturas celulares. São abordados neste capítulo: caracterização do sinal elétrico esperado para a aplicação, diferentes fontes de corrente para o circuito de excitação, particularidades do sistema de medição de tensão, efeitos do estágio de comutação, pré-processamento e processamento digital do

sinal, interface gráfica para apresentação dos resultados de medição e recomendações para testes de simulação e bancada.

2 | METODOLOGIA DE PROJETO

O equipamento genérico de medição de bioimpedância é composto pelo circuito de excitação, que injeta corrente elétrica na amostra, pelo circuito de instrumentação, que mede os sinais de tensão resultantes, pelo estágio de comutação, que realiza o chaveamento entre diferentes eletrodos, pelo circuito de condicionamento e, por fim, pelo sistema de processamento de sinais. Para que este sistema seja bem projetado, porém, é necessário realizar a caracterização do sinal, que dará os requisitos de projeto para cada bloco do equipamento.

2.1 Caracterização do sinal

Para caracterização dos sinais a serem medidos é necessário obter informação sobre o nível de corrente, nível de tensão e impedância da amostra. Por exemplo, Gianever e Keese (1986) aplicaram um sinal de corrente de $1 \mu\text{A}$ para medição de bioimpedância. Huertas *et al* (2015) sugere uma faixa segura de 1 a $20 \mu\text{A}$ de corrente de excitação, e avisa que o modelo de circuito proposto no trabalho funciona até 100 mV de tensão na amostra.

Diversos trabalhos descreveram as impedâncias medidas por sistemas ECIS, que devem considerar a impedância de eletrodo somada com a impedância da camada celular. Como estes valores variam com a aplicação, deve-se projetar o instrumento de forma a atender o maior número possível de casos. As curvas de impedância em função da frequência (veja Figura 1) descrevem os valores absolutos para uma aplicação com células do tipo HUVEC (endoteliais da veia umbilical), além do comportamento dispersivo da amostra, utilizando diversos tamanhos de eletrodos (ABDUR RAHMAN; PRICE; BHANSALI, 2007). Na configuração, recomenda-se o uso de dois eletrodos de mesmo tamanho para excitação e medição, e, portanto, a impedância medida consiste na soma das duas impedâncias de interface. Para uma situação equivalente, com o mesmo tamanho de eletrodo e mesmo tipo de célula, porém utilizando um eletrodo de medição e um de referência com área muito maior, como proposto por Gianever e Keese (1986), espera-se que a impedância seja aproximadamente metade das apresentadas por Rahman, Price e Bhansali (2007). As curvas da Figura 1 são utilizadas com referência para guiar o sistema de aquisição. A escolha dá-se pela descrição detalhada (em módulo e fase) da impedância ECIS de um grupo celular tipicamente utilizado em culturas, mostrando também o comportamento dispersivo na faixa de frequência de interesse. Além disso, os valores absolutos e relativos estão na mesma ordem de grandeza de resultados, utilizando

diferentes grupos celulares, apresentados por outros autores (DAZA, Paula *et al.*, 2013; GIAEVER; KEESE, 1986; SZULCEK *et al.*, 2014; TRAN; BAEK; MIN, 2016; YUFERA, A *et al.*, 2011).

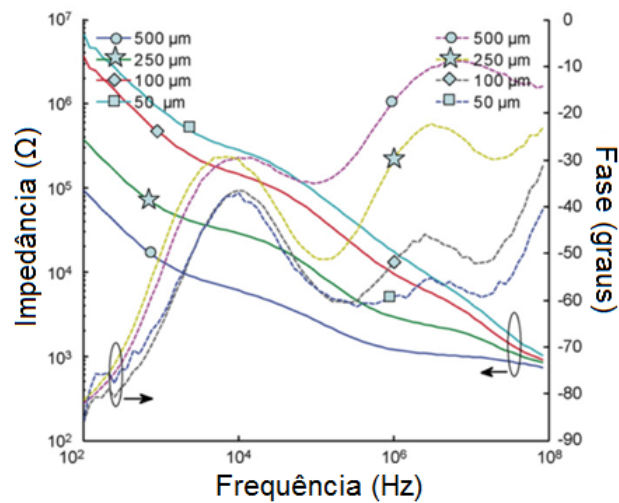


Figura 1: Impedância utilizando HUVEC com vários tamanhos de eletrodos (ABDUR RAHMAN; PRICE; BHANSALI, 2007)conductive gel used in electrocardiography (ECG)

2.2 Excitação e instrumentação analógica

Para este tipo de sistema de monitoramento, o circuito de excitação elétrica deve ser capaz de aplicar uma corrente mínima de 1 μA , com precisão e baixo ruído, e limitar, no máximo, a 10 μA (50% do valor máximo sugerido por (HUERTAS, Gloria *et al.*, 2015). Para alcançar estes objetivos, pode-se utilizar diferentes tipos de fonte de corrente: fonte *Howland* Modificada (HM), que oferece bom controle do sinal aplicado e flexibilidade na forma de onda; fonte HM seguida por um *buffer* de corrente (HMB), que possibilita alta impedância e excursão de saída da HM comum (MORCELLES *et al.*, 2017a); amplificadores de transcondutância (OTA), que permitem menores variações paramétricas durante implementação; fonte de tensão em série com um resistor de controle (TR), utilizada por (GIAEVER; KEESE, 1986) e em grande parte de outras aplicações ECIS, que possibilita implementação simplificada; ou o circuito do bio-oscilador proposto por (HUERTAS, Gloria *et al.*, 2015), que injeta um sinal autossustentado. Caso seja desejado um sistema modular (para acomodar diversos tipos de fontes de corrente no mesmo dispositivo), algumas precauções extra devem ser consideradas. Os conectores utilizados para ligar o módulo de excitação à placa de interface devem possuir baixa capacitância parasita, a fim de manter o bom funcionamento das fontes de corrente.

É esperado que os excitadores utilizados no projeto sejam simulados e testados em bancada para verificação da performance. Os principais parâmetros a serem considerados em projeto e avaliação dos circuitos são: transcondutância (em termos de módulo e banda), erro de corrente máximo em toda a banda de frequências ($erro_{MHz}$), impedância

de saída Z_{out} e linearidade. A Equação 1 corresponde à transcondutância da *HM* e *HMB* com tensão na entrada não-inversora da fonte. As Equações 2 e 3 descrevem impedância de saída e carga máxima para a fonte *HM*, enquanto as equações 4 e 5 correspondem aos mesmos parâmetros para a fonte *HMB* (MORCELLES *et al.*, 2017b; TUCKER; FOX; SADLEIR, 2013). As variáveis R_1 , R_{2A} , R_{2B} , R_3 e R_4 correspondem aos resistores das fontes *HM* e *HMB*, conforme a Figura 2, enquanto $A_o(s)$ e $A_{o2}(s)$ são os ganhos de malha aberta dos Amplificadores Operacionais (*AMPOP*). V_{SAT} é a tensão de saturação dos *AMPOPs*, $CMRR$ e C_{in} são a rejeição de modo comum do amplificador A_o e a capacitância de entrada do amplificador A_{o2} , respectivamente. Por fim, I_{out} é a corrente de saída das fontes e R_L representa a carga. Estas equações não consideram descasamento entre os resistores, que podem ser calibrados na placa para minimizar assimetria.

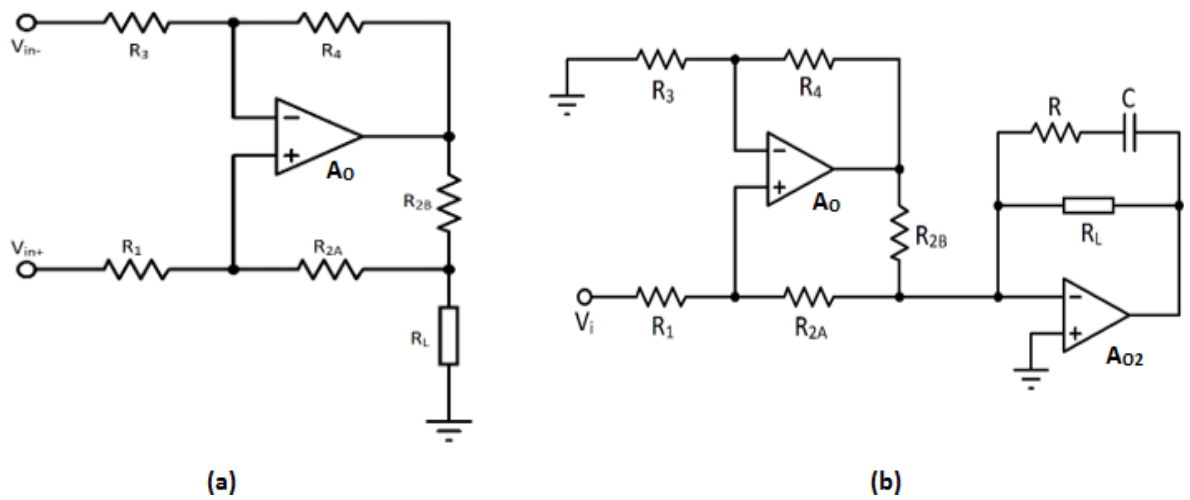


Figura 2: Fonte de corrente Howland Modificada (a) e Howland Modificada seguida de *buffer* de corrente (b).

$$G^+_{HM} = G^+_{HMB} = \frac{R_{2A} + R_{2B}}{R_1 R_{2B}} \frac{1}{1 + \frac{R_4/R_3}{2\pi f H} + 1} \quad (1)$$

$$Z_{out,MF} = (R_{2B} // (R_{2A} + R_1)) \frac{1 + A_o(s) \frac{R_3}{R_3 + R_4}}{1 + \frac{A_o(s) \frac{R_3}{R_3 + R_4}}{CMRR(s)}} \quad (2)$$

$$Z_{máx,MF} = \frac{\frac{V_{sat}}{I_{out}} - R_{2B}}{1 + \frac{R_{2B}}{R_1 + R_{2A}}} \quad (3)$$

$$Z_{out,MFB} = \left(\frac{Z_{out,MF}}{s C_{in} Z_{out,MF} + 1} \right) (1 + A_{o2}(s)) \quad (4)$$

$$Z_{máx,MFB} = \min \left[\frac{V_{sat}}{I_{out}} \left(1 + \frac{1}{A_{o2}(s)} \right), \frac{\frac{V_{sat}}{I_{out}} - R_{2B}}{1 + \frac{R_{2B}}{R_1 + R_{2A}}} (1 + A_{o2}(s)) \right] \quad (5)$$

Nota-se que a transcondutância independe da carga. Isto, em conjunto com a alta impedância de saída, caracterizam por completo uma fonte de corrente linear, capaz de manter a amplitude da corrente de saída constante, mesmo com diferentes cargas.

As equações 6 e 7 descrevem a transcondutância e impedância de saída da fonte TR , que podem ser obtidas através de simples análise de circuito, considerando uma fonte de corrente equivalente de I , onde R_S é o resistor série com a fonte de tensão de entrada. É possível notar que a impedância de saída é limitada pelo valor da transcondutância: quanto maior a corrente que se deseja, menor é a impedância de saída. Porém, como a aplicação exige uma baixa corrente de $1 \mu\text{A}$, a impedância de saída pode facilmente ultrapassar $1 \text{ M}\Omega$ (máximo de $3,3 \text{ M}\Omega$ considerando I de um conversor D/A com máximo de $3,3 \text{ V}$), utilizando apenas um simples resistor como topologia.

$$G_{TF} = \frac{1}{R_S} \quad (6)$$

$$Z_{out,TF} = R_S \quad (7)$$

Os parâmetros do *OTA* dependem totalmente do componente integrado que será utilizado, que ainda será definido, sendo o projeto restrito à escolha do melhor modelo do fabricante. Já o bio-oscilador, por não ser um excitador convencional, não pode ser avaliado em termos de impedância de saída ou transcondutância, portanto os parâmetros verificados neste caso devem ser a frequência e amplitude centrais do sinal medido, e a sensibilidade dos dois parâmetros à impedância da amostra, baseando-se no trabalho de (HUERTAS, Gloria *et al.*, 2015). Por se tratar de uma técnica recente, a relação entre impedância e amplitude/frequência de oscilação é não-linear e não ainda não foi modelada por uma equação direta e generalizada. Porém, a influência entre impedância e sinal de oscilação para um caso específico é apresentada em (MALDONADO, A. *et al.*, 2017).

Na maioria dos casos, o circuito de medição de tensão consiste em um amplificador de instrumentação, podendo ou não ser antecipado por *buffers* para aumentar impedância de entrada. Porém, certos excitadores, como no caso do bio-oscilador, necessitam apenas de amplificadores simples. Independentemente da topologia utilizada, o estágio de medição deve fornecer uma entrada adequada para o estágio de condicionamento, considerando que a tensão nos eletrodos pode estar na faixa de 100 a 3 mV , por exemplo (dada a curva do eletrodo de $500 \mu\text{m}$ na Figura 1 e excitação de $1 \mu\text{A}$). Assim, o estágio de medição deve operar com alto ganho e baixo ruído. Como a entrada deste circuito pode estar em paralelo com a carga (ver Figura 3), capacitância de entrada deve ser baixa, para evitar fuga de corrente pelas capacitâncias parasitas. A impedância de saída efetiva para o sistema, neste caso, pode ser descrita pela Equação 8, onde C_p é a capacitância parasita introduzida pelo estágio de medição e Z_{out} é a impedância de saída da fonte de corrente, considerando um componente de medição com entrada *FET*.

$$Z_{out,ef} = Z_{out} // \frac{1}{sC_p} \quad (8)$$

A fim de medir a corrente na carga, recomenda-se o uso de um amplificador de transimpedância (*TIA*) em série com a amostra, realizando conversão em tensão com apenas um estágio. Isto possibilita maior excursão e banda. Isto porque a impedância de entrada do amplificador de transimpedância, independente de seu ganho, é muito baixa (idealmente zero). Portanto, a influência do *TIA* no funcionamento do circuito é menor que utilizando um resistor *shunt*. Os critérios de baixo ruído e alto ganho também valem para este estágio, pois a corrente a ser medida é de apenas 1 μA , por exemplo.

A Figura 3 mostra o esquema de um circuito proposto para excitação e medição, considerando o caso em que se utilize a fonte HM para excitação, amplificador de instrumentação integrado para medição de tensão e *TIA* para medição de corrente. A rede de comutação é explicada na seção seguinte.

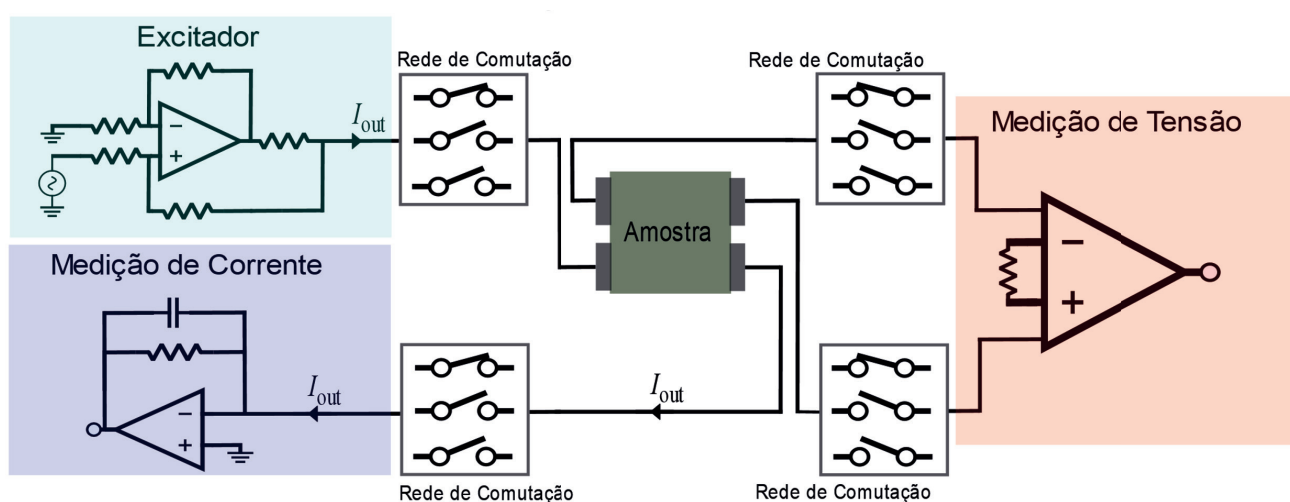


Figura 3: Sistema de excitação e medição utilizando fonte HM, amplificador de instrumentação e *TIA*.

2.3 Condicionamento de sinal e comutação

O alto ganho dos módulos de medição é importante para reduzir o ruído total introduzido pelo sistema, porém ainda não é o suficiente para aproveitar toda a excursão do conversor analógico digital (A/D). Assim, posterior aos módulos de medição de tensão e corrente, devem ser implementados amplificadores de ganho controlado (AGC). Isto permite que o valor da tensão medida seja ajustado de maneira dinâmica, para que a resolução máxima do A/D seja utilizada em todas as medições. Para ajuste preciso e contínuo do ganho, é necessário um estágio de detecção de pico que informará ao sistema a amplitude do sinal em tempo real. Este bloco pode ser implementado de maneira digital.

Além disso, recomenda-se utilizar compensações para adequar o sinal ao conversor A/D. Como a corrente de excitação na carga deve ser alternada, um ajuste de *offset* no sinal lido é necessário, pois depende da alimentação do microcontrolador a ser utilizado (por exemplo, 0 a 3,3 V). Este ajuste deve ser feito nos últimos estágios analógicos de medição, para considerar todos os níveis *offsets* do circuito, através dos conversores

digital-analógicos (D/A) do microcontrolador. Sendo esta correção implementada de maneira digital, ela pode ser alterada constantemente para corrigir desvios de temperatura. O ajuste de *offset* também deve ser implementado no circuito de excitação, com intuito de eliminar o sinal DC oriundo do conversor D/A que gera o sinal aplicado na amostra.

Sistemas ECIS normalmente utilizam vários poços de cultura celular durante um único experimento. Por isso, uma rede de chaveamento do sinal aplicado e medido deve ser implementada para que todos os poços sejam monitorados pelo sistema de aquisição (como mostrado na Figura 3). Para tanto, faz-se necessário o uso de multiplexadores analógicos posteriores ao circuito de excitação e anteriores ao circuito de medição, a fim de obter flexibilidade nas configurações de eletrodo (configuração bipolar, tripolar ou tetrapolar). Caso os poços sejam monitorados um por vez, faz-se necessário a construção de uma lógica de seleção via microcontrolador. Como a dinâmica da cultura celular é relativamente lenta, velocidade de chaveamento não é fator determinante para a escolha dos multiplexadores. Porém, para evitar fugas de corrente de excitação e quedas de tensão na medição, a capacitância paralela e resistência série dos canais devem ser baixas. Além disso, o *cross-talk* deve ser reduzido, para garantir isolamento entre os poços. Por fim, a banda de operação analógica do multiplexador deve ser suficiente para não atenuar o sinal em altas frequências.

Para evitar que frequências mais altas que a condição de *Nyquist* e ruído eletromagnético alcancem o conversor A/D, um filtro anti-recobrimento de ao menos segunda ordem deve ser implementado como último estágio do circuito, podendo ser um circuito *Sallen-Key* de segunda ordem (para suficiente atenuação das interferências) seguido de um filtro RC série, para fornecer as correntes de alta frequência necessárias para o A/D (requeridos em topologias SAR, por exemplo).

2.4 Circuito de processamento digital e automação

O circuito de processamento digital deve ser responsável por realizar as conversões A/D, D/A, gerar os sinais de excitação, coordenar a comutação entre poços, implementar as compensações de *offset*, realizar detecção de pico e controlar de maneira dinâmica o ganho do AGC. A fim de reduzir a necessidade de computação externa, também é possível implementar operações matemáticas complexas com os sinais medidos, como filtragens, transformadas rápidas de Fourier (FFT) e amplificação *lock-in* digital (GRIMNES; MARTINSEN, 2008). Um exemplo para isso é o uso da DSP STM32F303ZE embebido na plataforma NÚCLEO-144. Esta plataforma conta com uma taxa de amostragem de 5 MSPS, conversão analógica digital SAR de 12 bits, diversos periféricos e protocolos de comunicação integrados na placa.

A cultura de células requer que o equipamento opere dentro de uma incubadora, isolado do ambiente exterior para obter condições atmosféricas adequadas para cultivo

celular (GIAEVER; KEESE, 1986). Assim, é importante que o instrumento possa ser acessado e controlado de maneira remota, através de um módulo *Wi-Fi*, ou com número reduzido de cabos de controle. A placa de desenvolvimento NUCLEO-144, usado como exemplo, permite a inserção deste tipo de módulo.

2.5 Interface gráfica e controle de usuário

A fim de que o usuário possa analisar os dados de forma visual e operar o instrumento de maneira remota através de um computador, recomenda-se a implementação de uma interface útil e amigável. Nela, é possível analisar gráficos de impedância e qualidade do sinal em tempo real, além de selecionar o poço monitorado, frequência, tipo e amplitude do sinal de excitação, e implementar rotinas de calibração dos diversos estágios de medição da circuitaria analógica. Dado que a linguagem de programação deva ser preferivelmente amigável, recomenda-se o uso de *Python*, por seu alto nível, livre acesso e fácil implementação na área de interfaces e processamento de sinais, através dos pacotes PyQt e ScyPy, respectivamente.

2.6 Simulações

Para fim de validação inicial dos circuitos analógicos, recomenda-se o uso do *software* de simulação PSPICE, da plataforma ORCAD. Nesta etapa, pode-se incluir a maior quantidade possível de não-idealidades previstas nos circuitos, a fim de obter uma previsão fiel dos resultados experimentais. As fontes de excitação devem ser simuladas em termos de impedância de saída, transcondutância, linearidade e erro de corrente de saída utilizando um fantoma RC com as características apresentadas na seção 1.1. Para obter fidelidade com o circuito completo, estes parâmetros devem ser avaliados com o sistema de comutação e medição inseridos no circuito, para contabilizar suas componentes parasitas no desempenho. Além disso, o circuito de medição deve ser avaliado pela banda, ganho, ruído, linearidade, tensões de *offset* e erro máximo de saída. Também, é importante simular as configurações para calibração e conseqüente redução destes erros durante uma futura implementação. O circuito como um todo também deve ser analisado em termos de robustez e variações com temperatura, utilizando também análises de Monte Carlo. Para maior fidelidade com o circuito real, recomenda-se o uso de modelos de alto nível fornecidos pelos fabricantes.

2.7 Proposta de validação experimental

Nesta etapa, cada módulo do equipamento deve ser testado separadamente para avaliar seu desempenho. Os resultados devem ser processados a fim de contabilizar a precisão e exatidão total do instrumento. Para os circuitos analógicos, os mesmos parâmetros avaliados em simulação devem ser considerados nos testes experimentais. Nos testes da circuitaria digital, recomenda-se realizar as medições por meio de um

osciloscópio digital de captura de dados nos ensaios práticos.

O equipamento proposto deve ser analisado, primeiramente, utilizando-se um fantoma RC, baseado nos dados da seção 1.1 e nas simulações (seção 1.6). O objetivo deste teste é obter a acurácia do equipamento na medição de impedância do fantoma em comparação com outras técnicas da literatura. Como fonte de referência padronizada, recomenda-se o uso de um analisador de impedância comercial.

3 | DISCUSSÕES E CONCLUSÃO

Prevê-se que as principais dificuldades a serem encontradas neste projeto sejam as limitações dos componentes integrados. Isto porque os erros de medição inerentes destes circuitos são difíceis de serem minimizados por circuitaria externa. Assim, enfoque maior deve ser dado em topologias de circuito que ofereçam robustez e possibilidade de ajustes externos. Além disso, o microcontrolador da placa de desenvolvimento deve ser utilizado para implementar rotinas de calibração constantes, a fim de reduzir estes problemas.

Espera-se que, ao final deste capítulo, o leitor seja capaz de entender e aplicar os principais passos de projeto para um sistema de aquisição de dados para monitoramento de culturas celulares em tempo real e não-invasivo. Acredita-se que a criação de novos equipamentos desenvolvidos na área gerará possibilidades para novas pesquisas envolvendo engenharia de tecidos, comportamento e constituição celular, biocompatibilidade de produtos químicos, tratamento e diagnósticos de doenças, e interação de tecidos vivos com campos eletromagnéticos.

REFERÊNCIAS

ABDUR RAHMAN, A. R.; PRICE, D. T.; BHANSALI, S. Effect of electrode geometry on the impedance evaluation of tissue and cell culture. **Sensors and Actuators, B: Chemical**, 2007. v. 127, n. 1, p. 89–96.

BALINT, R.; CASSIDY, N. J.; CARTMELL, S. H. Conductive polymers: Towards a smart biomaterial for tissue engineering. **Acta Biomaterialia**, 2014. v. 10, n. 6, p. 2341–2353. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2014.02.015>>.

DAZA, Paula *et al.* Monitoring living cell assays with bio-impedance sensors. **Sensors and Actuators, B: Chemical**, 2013. v. 176, p. 605–610.

FRESHNEY, R. I. **Culture of Animal Cells: A Manual of Basic Technique and Specialized Applications: Sixth Edition**. [S.l.]: [s.n.], 2011.

GIAEVER, I.; KEESE, C. R. Use of Electric Fields to Monitor the Dynamical Aspect of Cell Behavior in Tissue Culture. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, 1986. v. BME-33, n. 2, p. 242–247.

GRIMNES, S.; MARTINSEN, Ø. G. **Bioimpedance and bioelectricity basics**. [S.l.]: Academic, 2008.

HUERTAS, Gloria *et al.* Oscillation-Based Test applied to cell culture monitoring. **Proceedings of IEEE Sensors**, 2013. v. 1, p. 2–5.

_____. *et al.* The bio-oscillator: A circuit for cell-culture assays. **IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs**, 2015. v. 62, n. 2, p. 164–168.

LINDERHOLM, P. *et al.* Cell culture imaging using microimpedance tomography. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2008. v. 55, n. 1, p. 138–146.

MALDONADO, A. *et al.* Monitoring tissue evolution on electrodes with bio-impedance test. **2016 Conference on Design of Circuits and Integrated Systems, DCIS 2016 - Proceedings**, 2017. p. 213–218.

MORCELLES, K. F. *et al.* Howland current source for high impedance load applications. **Review of Scientific Instruments**, nov. 2017a. v. 88, n. 11, p. 114705. Disponível em: <<http://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.5005330>>.

_____ *et al.* Howland current source for high impedance load applications. **Review of Scientific Instruments**, nov. 2017b. v. 88, n. 11, p. 114705.

SZULCEK, R. *et al.* Electric Cell-substrate Impedance Sensing for the Quantification of Endothelial Proliferation, Barrier Function, and Motility Video Link. **J. Vis. Exp**, 2014. n. 8510. Disponível em: <www.jove.com>.

TRAN, T. B.; BAEK, C.; MIN, J. Electric cell-substrate impedance sensing (ecis) with microelectrode arrays for investigation of cancer Cell - Fibroblasts interaction. **PLoS ONE**, 2016.

TUCKER, A. S.; FOX, R. M.; SADLEIR, R. J. Biocompatible, high precision, wideband, improved howland current source with lead-lag compensation. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, 2013. v. 7, n. 1, p. 63–70.

YUFERA, A *et al.* Cell Biometrics Based on Bio-Impedance Measurements. **Advanced Biometric Technologies**, 2011. n. August 2011, p. 343–366. Disponível em: <<http://www.intechopen.com/books/advanced-biometric-technologies/cell-biometrics-based-onbio-impedance-measurements>>.

SOBRE OS ORGANIZADORES

JOÃO DALLAMUTA - Professor da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Graduação em Engenharia de Telecomunicações pela UFPR. MBA em Gestão pela FAE Business School, Mestre em engenharia elétrica pela UEL. Doutorando em Engenharia Espacial pelo INPE. Trabalha com os temas: Gestão da Inovação, Inteligência de Mercado e Planejamento de Missões Espaciais.

HENRIQUE AJUZ HOLZMANN - Professor da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Graduação em Tecnologia em Fabricação Mecânica e Engenharia Mecânica pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Mestre em Engenharia de Produção pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná Doutorando em Engenharia e Ciência do Materiais pela Universidade Estadual de Ponta Grossa. Trabalha com os temas: Revestimentos resistentes a corrosão, Soldagem e Caracterização de revestimentos soldados.

MARCELO HENRIQUE GRANZA - Professor assistente da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Engenheiro Eletrônico. Mestre em Engenharia Elétrica pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná e Doutorando em Engenharia Elétrica. Trabalha com os temas: conversores estáticos com alto fator de potência, acionamento e controle de motores e geradores elétricos de indução.

ÍNDICE REMISSIVO

SÍMBOLOS

5G 69, 70, 71, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 95, 96

A

Antenas de microfita 95, 96, 107

Ataques de rede 130

Automação 2, 40, 59, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 79, 80, 159, 163, 167, 168, 260

C

Chave 2, 17, 26, 37, 40, 54, 69, 74, 75, 82, 96, 108, 130, 139, 151, 157, 170, 190, 201, 213, 216, 224, 236, 253

Computação 95, 129, 139, 140, 141, 152, 153, 156, 190, 192, 198, 200, 211, 260

Comunicação 1, 4, 5, 14, 22, 23, 24, 28, 36, 57, 69, 70, 71, 74, 76, 77, 81, 95, 96, 97, 99, 102, 106, 111, 112, 121, 122, 124, 130, 132, 133, 226, 260

Controle 1, 2, 3, 4, 5, 9, 15, 16, 23, 24, 26, 27, 29, 32, 33, 34, 36, 38, 40, 41, 47, 49, 50, 51, 52, 54, 55, 58, 64, 65, 73, 75, 77, 133, 158, 159, 163, 165, 166, 167, 168, 225, 227, 228, 234, 253, 256, 261, 264

CyberSegurança 130

D

Desempenho 4, 34, 57, 58, 68, 69, 75, 82, 95, 99, 106, 109, 112, 113, 114, 117, 120, 122, 123, 125, 139, 142, 144, 145, 149, 153, 170, 171, 172, 174, 175, 176, 188, 202, 203, 209, 215, 261

Dinâmico 1, 2, 3, 4, 5, 6, 15, 252

E

Equação polar 96, 97, 98, 99

Equilíbrio 1, 2, 3, 4, 5, 142, 171, 172, 173, 175

F

Fauna 17, 18, 25

Filtro de Kalman 1, 2, 5, 10, 12, 14, 15

I

Indicadores 18, 37, 55, 69, 76, 77, 117, 141, 199

Informação 27, 28, 29, 32, 36, 58, 62, 67, 77, 111, 121, 130, 131, 133, 135, 151, 152, 153, 154, 156, 193, 199, 210, 222, 224, 225, 227, 235, 254, 255

Irrigação 40, 41, 45, 46, 47, 50, 52, 53

L

LQR 1, 2, 5, 10, 13, 14, 15

M

Máquinas virtuais 139, 141, 142, 143, 144

Migração 139, 141, 142, 143, 144, 145, 148, 252

N

Nuvem 139, 140, 141, 142, 145

O

Osmose 40, 41, 43, 44, 45, 49, 51, 52

P

Pentest 130, 134, 135, 137

Programação linear inteira mista
139

Proteção 17, 134, 135, 172, 173, 179, 187

R

Redes corporativas 130, 131

Robô 1, 3, 4, 5, 6, 9, 15, 17, 18, 21, 22, 23, 24

S

Segurança 21, 22, 24, 25, 30, 34, 60, 64, 72, 73, 75, 130, 131, 132, 133, 135, 137, 151, 152, 153,
156, 158, 159, 160, 161, 164, 167, 168, 175, 177, 188, 193, 211, 235

Sem fio 41, 70, 71, 79, 95, 96, 97, 99, 102, 106

Simulink 1, 2, 3, 4, 5, 14, 15, 16

Sinalizador avifauna 17, 18

Sistemas verticais 69, 70

Super fórmula de Gielis 95, 96

T

Topologia distribuída 69, 77

 **Atena**
Editora

2 0 2 0