

Impactos das Tecnologias nas Ciências Biológicas e da Saúde 2

Christiane Trevisan Slivinski
(Organizadora)



Atena
Editora

Ano 2019

Christiane Trevisan Slivinski
(Organizadora)

Impactos das Tecnologias nas Ciências Biológicas e da Saúde 2

Atena Editora
2019

2019 by Atena Editora

Copyright © da Atena Editora

Editora Chefe: Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

Diagramação e Edição de Arte: Geraldo Alves e Natália Sandrini

Revisão: Os autores

Conselho Editorial

- Prof. Dr. Alan Mario Zuffo – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Álvaro Augusto de Borba Barreto – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília
Profª Drª Cristina Gaio – Universidade de Lisboa
Prof. Dr. Constantino Ribeiro de Oliveira Junior – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná
Prof. Dr. Darllan Collins da Cunha e Silva – Universidade Estadual Paulista
Profª Drª Deusilene Souza Vieira Dall’Acqua – Universidade Federal de Rondônia
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná
Profª Drª Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionele delle Figlie de Maria Ausiliatrice
Profª Drª Juliane Sant’Ana Bento – Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense
Prof. Dr. Jorge González Aguilera – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Profª Drª Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Profª Drª Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista
Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)

134 Impactos das tecnologias nas ciências biológicas e da saúde 2
[recurso eletrônico] / Organizadora Christiane Trevisan Slivinski. –
Ponta Grossa (PR): Atena Editora, 2019. – (Impactos das
Tecnologias nas Ciências Biológicas e da Saúde; v. 2)

Formato: PDF

Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader

Modo de acesso: World Wide Web

Inclui bibliografia

ISBN 978-85-7247-038-4

DOI 10.22533/at.ed.384191601

1. Ciências biológicas. 2. Saúde. 3. Tecnologia. I. Slivinski,
Christiane Trevisan.

CDD 620.8

Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores.

2019

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.

www.atenaeditora.com.br

APRESENTAÇÃO

A tecnologia está ganhando cada dia mais espaço na vida das pessoas e em tudo que as cerca. Compreende-se por tecnologia todo o conhecimento técnico e científico e sua aplicação utilizando ferramentas, processos e materiais que foram criados e podem ser utilizados a partir deste conhecimento. Quando, para o desenvolvimento da tecnologia estão envolvidos sistemas biológicos, seres vivos ou seus metabólitos, passa-se a trabalhar em uma área fundamental da ciência, a Biotecnologia.

Toda produção de conhecimento em Biotecnologia envolve áreas como Biologia, Química, Engenharia, Bioquímica, Biologia Molecular, Engenharia Bioquímica, Química Industrial, entre outras, impactando diretamente no desenvolvimento das Ciências Biológicas e da Saúde. A aplicação dos resultados obtidos nos estudos em Biotecnologia está permitindo um aumento gradativo nos avanços relacionados a qualidade de vida da população, preservação da saúde e bem estar.

Neste ebook é possível identificar vários destes aspectos, onde a produção científica realizada por pesquisadores das grandes academias possuem a proposta de aplicações que podem contribuir para um melhor aproveitamento dos recursos que a natureza nos oferece, bem como encontrar novas soluções para problemas relacionados à manutenção da vida em equilíbrio.

No volume 2 são apresentados artigos relacionados a Bioquímica, Tecnologia em Saúde e as Engenharias. Inicialmente é discutida a produção e ação de biocompostos tais como ácido hialurônico, enzimas fúngicas, asparaginase, lipase, biossurfactantes, xilanase e eritritol. Em seguida são apresentados aspectos relacionados a análise do mobiliário hospitalar, uso de oxigenoterapia hospitalar, engenharia clínica, e novos equipamentos utilizados para diagnóstico. Também são apresentados artigos que trabalham com a tecnologia da informação no desenvolvimento de sistemas e equipamentos para o tratamento dos pacientes.

No volume 3 estão apresentados estudos relacionados a Biologia Molecular envolvendo a leptospirose e diabetes melitus. Também foram investigados alguns impactos da tecnologia no estudo da microcefalia, agregação plaquetária, bem como melhorias no atendimento nas clínicas e farmácias da atenção básica em saúde.

Em seguida discute-se a respeito da utilização de extratos vegetais e fúngicos na farmacologia e preservação do meio ambiente. Finalmente são questionados conceitos envolvendo Educação em Saúde, onde são propostos novos materiais didáticos para o ensino de Bioquímica, Biologia, polinização de plantas, prevenção em saúde e educação continuada.

Christiane Trevisan Slivinski

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
ÁCIDO HIALURÔNICO MICROBIANO: PRODUÇÃO E APLICAÇÕES	
Hanny Cristina Braga Pereira Duffeck Nicole Caldas Pan Maria Antonia Pedrine Colabone Celligoi	
DOI 10.22533/at.ed.3841916011	
CAPÍTULO 2	15
AVALIAÇÃO DA PRODUÇÃO DE ENZIMAS HIDROLÍTICAS DE FUNGOS ISOLADOS DE <i>EUTERPE PRECATORIA</i> MART.	
Bárbara Nunes Batista Rosiane Rodrigues Matias Ana Milena Gómez Sepúlveda Rafael Lopes e Oliveira Patrícia Melchionna Albuquerque	
DOI 10.22533/at.ed.3841916012	
CAPÍTULO 3	26
DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS IDEAIS DE CULTIVO DE <i>STREPTOMYCES PARVULUS</i> UFPEDA 3408 PARA PRODUÇÃO DA ENZIMA L- ASPARAGINASE	
Glêzia Renata da Silva Lacerda Islan D'Eric Gonçalves da Silva Luiz Eduardo Felix de Albuquerque Wanda Juliana Lopes e Silva Suellen Emilliany Feitosa Machado Silene Carneiro do Nascimento Gláucia Manoella de Souza Lima	
DOI 10.22533/at.ed.3841916013	
CAPÍTULO 4	36
IMOBILIZAÇÃO DE LIPASE DE <i>Botryosphaeria ribis</i> EC-01 EM RESÍDUO TÊXTIL	
Jéssica Borges de Oliveira Rafael Block Samulewski Josana Maria Messias Aline Thaís Bruni Aneli M. Barbosa-Dekker Robert F. H. Dekker Milena Martins Andrade	
DOI 10.22533/at.ed.3841916014	
CAPÍTULO 5	42
IMOBILIZAÇÃO DE LIPASES EM ZEÓLITA A OBTIDAS A PARTIR DA CINZA DE BIOMASSA DA BANANEIRA	
Orlando Baron Eduardo Radovanovic Silvia Luciana Favaro Murilo Pereira Moisés Nadia Krieger Alessandra Machado Baron	
DOI 10.22533/at.ed.3841916015	

CAPÍTULO 6 48

PRODUÇÃO DE BIOSSURFACTANTES A PARTIR DE FUNGOS ENDOFÍTICOS ISOLADOS DA ESPÉCIE AMAZÔNICA *MYRCIA GUIANENSIS* E SUA TOLERÂNCIA AO ENDOSULFAN

Ana Milena Gómez Sepúlveda
Sergio Duvoisin Junior
Patrícia Melchionna Albuquerque

DOI 10.22533/at.ed.3841916016

CAPÍTULO 7 60

PRODUÇÃO E EXTRAÇÃO DE LIPASES DE *Penicillium corylophilum*

Lucas Marcondes Camargo
Ricardo de Sousa Rodrigues
Michael da Conceição de Castro
Josiane Geraldelo da Silva
Patrícia Salomão Garcia
Milena Martins Andrade
Alessandra Machado Baron

DOI 10.22533/at.ed.3841916017

CAPÍTULO 8 66

SELEÇÃO DE FUNGOS ENDOFÍTICOS ISOLADOS DE *MYRCIA GUIANENSIS* PRODUTORES DE XILANASE

Rosiane Rodrigues Matias
Ana Milena Gómez Sepúlveda
Bárbara Nunes Batista
Juliana Mesquita Vidal Martínez de Lucena
Patrícia Melchionna Albuquerque

DOI 10.22533/at.ed.3841916018

CAPÍTULO 9 75

UTILIZAÇÃO DE RESÍDUO MILHOCINA COMO FONTE DE VITAMINAS E NITROGÊNIO ORGÂNICO NA PRODUÇÃO DE ERITRITOL POR *Yarrowia lipolytica*

Luana Vieira da Silva
Maria Alice Zarur Coelho
Priscilla Filomena Fonseca Amaral
Patrick Fickers

DOI 10.22533/at.ed.3841916019

CAPÍTULO 10 84

ANÁLISE DE MOBILIÁRIO HOSPITALAR COM INCIDÊNCIA EM EVENTOS ADVERSOS

Lígia Reis Nóbrega
Selma Terezinha Milagre

DOI 10.22533/at.ed.38419160110

CAPÍTULO 11 88

ANÁLISE DO PROCESSO TECNOLÓGICO EM SAÚDE NO SERVIÇO DE OXIGENOTERAPIA DOMICILIAR

Bruno Pires Bastos
Renato Garcia Ojeda

DOI 10.22533/at.ed.38419160111

CAPÍTULO 12 98

CARACTERIZAÇÃO DA PRODUÇÃO CIENTÍFICA RECENTE SOBRE A ODONTOLOGIA HOSPITALAR NO BRASIL: UMA REVISÃO INTEGRATIVA

Wagner Couto Assis
Adriano Santos Sousa Oliveira
Danilo Lyrio de Oliveira
Ismar Eduardo Martins Filho
Alba Benemerita Alves Vilela

DOI 10.22533/at.ed.38419160112

CAPÍTULO 13 111

CARACTERIZAÇÃO DE PACIENTES COM ÚLCERA DE PÉ DIABÉTICO ATENDIDOS EM HOSPITAIS DA REDE PÚBLICA DE SÃO LUÍS MARANHÃO

Kezia Cristina Batista dos Santos
Tamires Barradas Cavalcante
Patrícia Amorim Danda
Gabriela Sellen Campos Ribeiro
Adrielly Haiany Coimbra Feitosa

DOI 10.22533/at.ed.38419160113

CAPÍTULO 14 123

APLICAÇÃO DE RTOS NA CRIAÇÃO DE DISPOSITIVO ELETROMÉDICO PARA AVALIAÇÃO DO BLOQUEIO NEUROMUSCULAR INTRAOPERATÓRIO

Matheus Leitzke Pinto
Gustavo Ott
Mauricio Campelo Tavares

DOI 10.22533/at.ed.38419160114

CAPÍTULO 15 138

ATUAÇÃO DO SETOR DE ENGENHARIA CLÍNICA: UM ESTUDO DE CASO NO HOSPITAL UNIVERSITÁRIO ONOFRE LOPES

Camila Beatriz Souza de Medeiros
Taline dos Santos Nóbrega
Beatriz Stransky

DOI 10.22533/at.ed.38419160115

CAPÍTULO 16 147

AUTOMAÇÃO DE BAIXO CUSTO PARA UMA CADEIRA DE RODAS

Samuel Roberto Marcondes
Aline Camile Stelf

DOI 10.22533/at.ed.38419160116

CAPÍTULO 17 154

CLASSIFICAÇÃO DE EEG COM REDES NEURAIS ARTIFICIAIS UTILIZANDO ALGORITMOS DE TREINAMENTO DO TIPO *EXTREME LEARNING MACHINE E BACK-PROPAGATION*

Tatiana Saldanha Tavares
Francisco Assis de Oliveira Nascimento
Cristiano Jacques Miosso

DOI 10.22533/at.ed.38419160117

CAPÍTULO 18	163
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA WEB PARA GESTÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES	
Antonio Domingues Neto José Felício da Silva	
DOI 10.22533/at.ed.38419160118	
CAPÍTULO 19	172
DETECÇÃO DE ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL ISQUÊMICO AGUDO/SUBAGUDO BASEADA NA POSIÇÃO VENTRICULAR	
Cecília Burle de Aguiar Walisson da Silva Soares Severino Aires Araújo Neto Carlos Danilo Miranda Regis	
DOI 10.22533/at.ed.38419160119	
CAPÍTULO 20	185
DETECÇÃO DE MELANOMA UTILIZANDO DESCRITORES DE HARALICK	
Marília Gabriela Alves Rodrigues Santos Marina de Oliveira Alencar Walisson da Silva Soares Cecília Burle Aguiar Carlos Danilo Miranda Regis	
DOI 10.22533/at.ed.38419160120	
CAPÍTULO 21	194
HUMAN KNEE SIMULATION USING MULTILAYER PERCEPTRON ARTIFICIAL NEURAL NETWORK	
Ithallo Junior Alves Guimarães Roberto Aguiar Lima Vera Regina Fernandes da Silva Marães Lourdes Mattos Brasil	
DOI 10.22533/at.ed.38419160121	
CAPÍTULO 22	201
INFLUÊNCIA DO FILTRO DE <i>WIENER</i> NO REALCE DE CONTRASTE DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS USANDO FUNÇÃO SIGMOID	
Michele Fúlvia Angelo Thalita Villaron Lima Talita Conte Granado Ana Claudia Patrocínio	
DOI 10.22533/at.ed.38419160122	
CAPÍTULO 23	212
MODELAGEM E IMPLEMENTAÇÃO DE BANCO DE DADOS PARA O GERENCIAMENTO DE PROPOSTAS EM INOVAÇÃO TECNOLÓGICA EM SAÚDE	
Lígia Reis Nóbrega Adriano de Oliveira Andrade Selma Terezinha Milagre	
DOI 10.22533/at.ed.38419160123	

CAPÍTULO 24 219

DETECÇÃO DE RESPOSTAS AUDITIVAS EM REGIME PERMANENTE USANDO COERÊNCIA MÚLTIPLA: OBTENÇÃO DE CONJUNTO ÓTIMO DE ELETRODOS PARA APLICAÇÃO ONLINE

Felipe Antunes
Glaucia de Moraes Silva
Brenda Ferreira da Silva Eloi
Leonardo Bonato Felix

DOI 10.22533/at.ed.38419160124

CAPÍTULO 25 227

PRÓTESE DE MEMBRO INFERIOR EM FIBRA DE CARBONO PARA USO COTIDIANO E LEVES EXERCÍCIOS

César Nunes Giracca
Tiago Moreno Volkmer

DOI 10.22533/at.ed.38419160125

CAPÍTULO 26 238

RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE DE PRÓTONS, UTILIZANDO A TRANSFORMADA INVERSA DE RADON, BASEADA EM IMAGENS GERADAS POR SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Fabrcio Loreni da Silva Cerutti
Gabriela Hoff
Marcelo Victor Wüst Zibetti
Hugo Reuters Schelin
Valeriy Viktorovich Denyak
Sergei Anatolyevich Paschuk
Ivan Evseev
Leonardo Zanin
Ediney Milhoretto

DOI 10.22533/at.ed.38419160126

CAPÍTULO 27 246

REVITALIZAÇÃO DE PROCESSADORAS AUTOMÁTICAS KODAK M35 X-OMAT PROX PROCESSOR

Fabricio Loreni da Silva Cerutti
Jesiel Ricardo dos Reis
Oseas Santos Junior
Juliana do Carmo Badelli
Andressa Caron Brey
Jorge Luis Correia da Silva
Marcelo Zibetti

DOI 10.22533/at.ed.38419160127

CAPÍTULO 28 253

SIMULADOR MATERNO FETAL

Rodrigo Lopes Rezer
Marcelo Antunes Marciano
Anderson Alves dos Santos

DOI 10.22533/at.ed.38419160128

CAPÍTULO 29 262

UTILIZAÇÃO DE FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS (CAE) NA OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESES DE MÃO.

Francisco Gilfran Alves Milfont

Luiz Arturo Gómez Malagón

DOI 10.22533/at.ed.38419160129

SOBRE A ORGANIZADORA..... 271

APLICAÇÃO DE RTOS NA CRIAÇÃO DE DISPOSITIVO ELETROMÉDICO PARA AVALIAÇÃO DO BLOQUEIO NEUROMUSCULAR INTRAOPERATÓRIO

Matheus Leitzke Pinto

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina (IFSC)
Chapecó – Santa Catarina

Gustavo Ott

Contronic Sistemas Automáticos Ltda.
Pelotas – Rio Grande do Sul

Mauricio Campelo Tavares

Contronic Sistemas Automáticos Ltda.
Pelotas – Rio Grande do Sul

RESUMO: Um Sistema Operacional de Tempo Real (*Real-Time Operating System* - RTOS) é uma ferramenta que auxilia no gerenciamento dos recursos do *hardware* e na organização geral de *softwares* embarcados, possibilitando que o programador dedique maior atenção à aplicação alvo. A motivação deste trabalho foi o desenvolvimento de um dispositivo eletromédico sob esta ótica, com uso de um RTOS livre de custos. Projetado em torno de um microcontrolador com núcleo ARM Cortex M0+, o dispositivo consiste em um analisador de bloqueio neuromuscular para uso intraoperatório, utilizando o princípio da aceleromiografia. Testes de validação conduzidos em bancada evidenciaram atendimento ao desempenho essencial esperado do protótipo. O uso dos recursos inerentes do RTOS permitiu obter um *software* organizado, compreensível e

passível de evolução com baixo esforço de adaptação quando comparado com metodologias tradicionais de programação em microcontroladores.

PALAVRAS-CHAVE: RTOS, *software* embarcado, microcontrolador, aceleromiografia, bloqueio neuromuscular.

ABSTRACT: A Real-Time Operating System (RTOS) is a software tool that assists in the management of *hardware* resources and microprocessor applications in general, enabling the programmer to give attention to the target application. This work aimed the development of an electro-medical device under this optics, using a free RTOS. Designed around an ARM Cortex M0+ microcontroller, the device consists of a neuromuscular blocking analyzer for intraoperative use, according to acceleromyography principle. Bench validation tests were conducted and showed agreement to expected essential performance. Exploring the inherent resources in the RTOS enabled to obtain an organized, understandable and low adaptation effort evolving software when compared with traditional programming methodologies in microcontrollers.

KEYWORDS: RTOS, embedded software, microcontroller, acceleromyography, neuromuscular blocking.

1 | INTRODUÇÃO

Os equipamentos eletromédicos que utilizam recursos computacionais podem ser enquadrados na categoria de sistema embarcado (MARWEDEL, 2011). Sob este prisma, muitas das características e restrições de um sistema embarcado passam a pertencer ao escopo do equipamento de uso médico projetado em torno de um microprocessador ou microcontrolador (*Microcontroller Unit* - MCU).

O presente trabalho teve como objetivo a criação de um protótipo de equipamento não invasivo para avaliação do índice de bloqueio neuromuscular (IBN) de paciente sob o efeito de anestesia geral. Foi empregada a técnica da aceleromiografia (MOGENSEN et al., 1988), quantificando o movimento do polegar em resposta à aplicação de um estímulo elétrico sobre o nervo motor correspondente. Durante a execução do projeto em questão, para o controle do *hardware* foi escolhido um MCU da família ARM de 32 bits, com núcleo do tipo Cortex M0+. O *hardware* foi projetado considerando uma possível expansão, com o objetivo de construir futuramente um dispositivo autônomo e portátil, com interface homem-máquina (IHM) incorporada. No tocante a *software*, o foco foi colocado na utilização de um sistema operacional de tempo real (*real-time operating system* - RTOS) em contraponto ao método convencional *baremetal*, codificando máquinas de estados sob um *superloop*. A motivação para esta abordagem foi a busca por flexibilidade, modularidade, previsibilidade, atendimento a tempo real nas tarefas críticas e facilidade de alteração futura no código (ANH; TAN, 2009; COOLING, 2013).

2 | CONCEITOS DE SISTEMAS EMBARCADOS E RTOS

Os sistemas embarcados são sistemas eletrônicos computacionais dedicados que apresentam funcionalidade restrita para atender uma tarefa específica em sistemas maiores, nos quais estão inseridos (MARWEDEL, 2011). Podem ser encontrados nas mais diversas aplicações, como no controle de veículos e aviões, eletrônica de consumo, sistemas de comunicação, equipamentos médicos e mesmo em entretenimento. A existência de diversos nichos de aplicação faz com que os componentes que constituem um sistema embarcado se diferenciem para atender as necessidades de cada projeto.

O *hardware* de um sistema embarcado é formado por sensores e atuadores, memórias, unidades de processamento e elementos de comunicação (MARWEDEL, 2011; NULL; LOBUR, 2011). Elencou-se como unidade de processamento um MCU, caracterizado por conter processador e periféricos em um mesmo chip. Sua capacidade de processamento é consideravelmente menor com relação aos processadores de uso geral contidos em computadores pessoais. Esse dispositivo é projetado com foco em determinismo, pequenas dimensões, baixo consumo de energia e baixo custo.

O desenvolvimento do *software* embarcado para uso em um MCU, denominado

firmware, é comumente feito utilizando linguagem de montagem (*assembly*) ou alguma linguagem de programação em mais alto nível, predominantemente C. Quando não se emprega um Sistema Operacional (SO) como parte do *firmware*, a técnica é denominada *baremetal*. Nesse caso, consiste na execução de um *loop* principal (*superloop*) que contém chamadas condicionais a funções que realizam as operações desejadas. Quando ocorrem eventos, interrupções de *hardware* ou *software*, rotinas de tratamento de interrupção são invocadas para realizar as ações necessárias. A modelagem desses sistemas geralmente é feita através do uso de máquinas de estados (WHITE, 2011).

No uso de SO objetiva-se tornar mais conveniente a programação do sistema e mais eficiente a utilização do *hardware* (OLIVEIRA; CARISSIMI; TOSCANI, 2009). No projeto de sistemas embarcados, por serem sistemas reativos (MARWEDEL, 2011), existe interesse em atender demandas do ambiente dentro de um período pré-determinado de tempo. O atendimento de tais requisitos requer cuidado na gerência dos recursos do sistema, que são tomados na implementação de RTOSes. Em um RTOS a atenção é dedicada ao comportamento temporal, ou seja, são SOs cujos serviços são definidos não somente em termos funcionais mas também em termos temporais (FARINES; DA SILVA FRAGA; DE OLIVEIRA, 2000).

A maioria das aplicações embarcadas são do tipo *soft real-time* (FARINES; DA SILVAFRAGA; DE OLIVEIRA, 2000) e, nesse caso, a preocupação do projetista resume-se a escolher um RTOS com boas propriedades temporais, além de outros fatores como modularidade, serviços de gerência dos recursos de *hardware* e comunicação de tarefas que facilitem o desenvolvimento do sistema. Nesse cenário a abordagem com RTOS é tão mais interessante quanto maior se tornar o projeto, sendo igualmente atrativa quando o desenvolvimento é compartilhado por dois ou mais programadores. Em *baremetal* o controle do sistema pode se tornar uma tarefa penosa após uma simples modificação: por exemplo, o tempo dispendido na execução de um módulo extra, eventualmente inserido no *firmware*, pode interferir no desempenho global do sistema. Portanto, uma forma de tornar o desenvolvimento desses sistemas algo mais modular e controlável consiste na adoção de um RTOS. Este provê um *framework* de *software* que ajuda a estruturar todo o código do sistema. Os programadores tornam-se mais produtivos, já que o código é dividido em módulos que podem ser criados e testados separadamente. Outro benefício decorrente do uso de RTOS é a portabilidade com a adição de *device drivers* (FARINES; DA SILVA FRAGA; DE OLIVEIRA, 2000).

Entretanto, somente a aplicação de testes de escalonabilidade ou o uso do escalonamento Executivo Cíclico são capazes de garantir o atendimento de requisitos temporais do tipo *hard* (FARINES; DA SILVA FRAGA; DE OLIVEIRA, 2000).

3 | AVALIAÇÃO DO BLOQUEIO NEUROMUSCULAR

A realização de cirurgia com o paciente em nível de bloqueio neuromuscular adequado apresenta interesse social e econômico, pois permite reduzir a morbimortalidade, além dos custos associados com o tempo e procedimentos especializados despendidos nas salas de recuperação e centros de terapia intensiva. Para realizar tais intentos são necessários meios objetivos para monitoração do paciente e determinação quantitativa do nível de bloqueio, o que se materializa na forma de um índice calculado periodicamente antes, durante e após o procedimento, até que o paciente consiga respirar por seus próprios meios.

Por serem estimuláveis eletricamente, é possível enviar pulsos elétricos para células nervosas ligadas a um músculo e, com isso, causar movimento. Este fenômeno é chamado de transmissão neuromuscular (TNM) e pode ser desencadeado com auxílio de um estimulador neuromuscular elétrico (*neuromuscular electrical stimulator* - NMES), cuja corrente de saída atinge o nervo através de eletrodos dispostos em seu trajeto anatômico. A ação do músculo estimulado dessa forma é chamada resposta motora evocada (MOGENSEN et al., 1988). Foi projetado um NMES que excita o nervo ulnar, responsável pela contração de músculos da mão que flexionam o polegar, visando criar uma resposta motora evocada (PADMAJA; MANTHA, 2002). É fundamental que um NMES gere correntes que ativem consistentemente todos os neurônios de um nervo, induzindo graus idênticos de despolarização das fibras nervosas no decorrer do tempo. A TNM através dos nervos pode ser bloqueada com o uso de drogas de bloqueio neuromuscular (BNM) ou relaxantes musculares. Há complicações e efeitos indesejáveis no uso inadequado de BNM (LOCKS et al., 2015), portanto é necessário o controle no seu uso durante práticas cirúrgicas. Considera-se o registro da resposta evocada em músculos específicos, através de um NMES nos nervos inervados nos mesmos, a melhor maneira de se avaliar o IBN em um paciente (PADMAJA; MANTHA, 2002). Através do uso de certos padrões de estímulo, é possível obter uma resposta evocada em forma de movimento e relacioná-la com o grau de BNM em função de suas características. O TOF (*Train-Of-Four*) é o padrão de monitoração da TNM mais utilizado na avaliação de BNM (PADMAJA; MANTHA, 2002). Consiste na emissão de quatro estímulos de corrente supra máximas com duração de 0,1 ms a 0,2 ms cada um, a intervalos de 0,5 segundos, o que corresponde a uma frequência de 2 Hz. A representação do estímulo TOF é mostrada na Figura 3.1. É possível observar de forma intuitiva o funcionamento das respostas motoras evocadas do paciente por estímulo TOF na Figura 3.2.

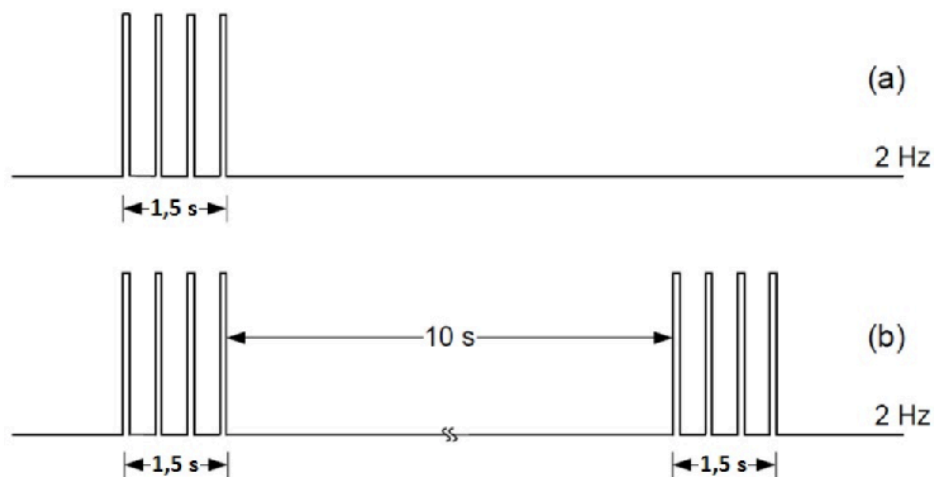


Figura 3.1 – Representação do protocolo TOF. Estímulo único (a) e janelas periódicas de estímulo (b).

Essas respostas são analisadas no momento da aplicação do TOF. A razão da quarta resposta (T4) para a primeira (T1) de um trem de pulsos estima o IBN. Esta relação T4/T1 ou índice TOF, comumente referenciada em valores percentuais, é inversamente proporcional ao IBN naquele momento.

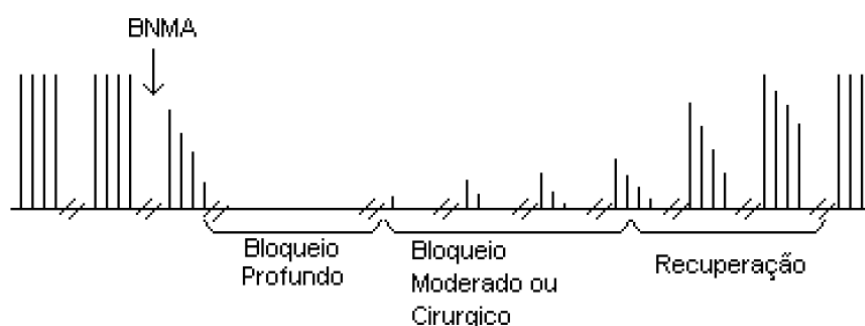


Figura 3.2 – Respostas características do protocolo TOF para os estados de bloqueio profundo, bloqueio moderado e recuperação após a aplicação de bloqueador neuromuscular a despolarizante (BNMA).

Para a avaliação prática da resposta motora evocada é registrada a força de contração do músculo do polegar do paciente em função das estimulações do TOF, método conhecido como miografia. O método miográfico escolhido foi a aceleromiografia (AMG) que mede a resposta evocada motora de um músculo por meio de sua aceleração (MOGENSEN et al., 1988), correlacionando com a primeira lei de Newton. O dispositivo empregado para medição de aceleração foi um acelerômetro microeletromecânico (*Micro-Electro-Mechanical Systems* - MEMS) afixado ao polegar do paciente.

4 | PROTÓTIPO DO DISPOSITIVO

Na Figura 4.1 está representado o diagrama de blocos do sistema, contendo o dispositivo desenvolvido e componentes externos com os quais interage: um

computador pessoal (PC) que desempenha as funções de interface homem-máquina (IHM) e o paciente que receberá o bloqueador neuromuscular, ao qual serão afixados os eletrodos de estimulação elétrica e o acelerômetro.

Sem o objetivo de constituir um produto acabado, o protótipo foi montado como prova de conceito. É importante destacar que nesta fase do trabalho não houve realização de testes clínicos, ficando o escopo restrito ao desenvolvimento e avaliação funcional do dispositivo com os meios disponíveis em bancada. Na Figura 4.2 estão presentes: (A) a placa de prototipação contendo o MCU, sobreposta por um *shield* de interconexão, (B) placa do acelerômetro, (C) NMES, (D) bateria de 9 V e (E) carga resistiva. Esses componentes serão descritos a seguir.

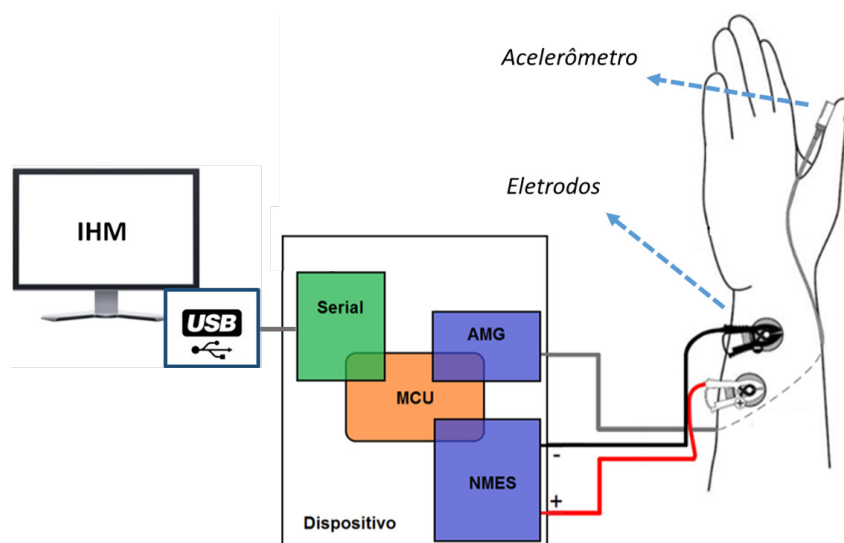


Figura 4.1 - Diagrama de blocos do dispositivo

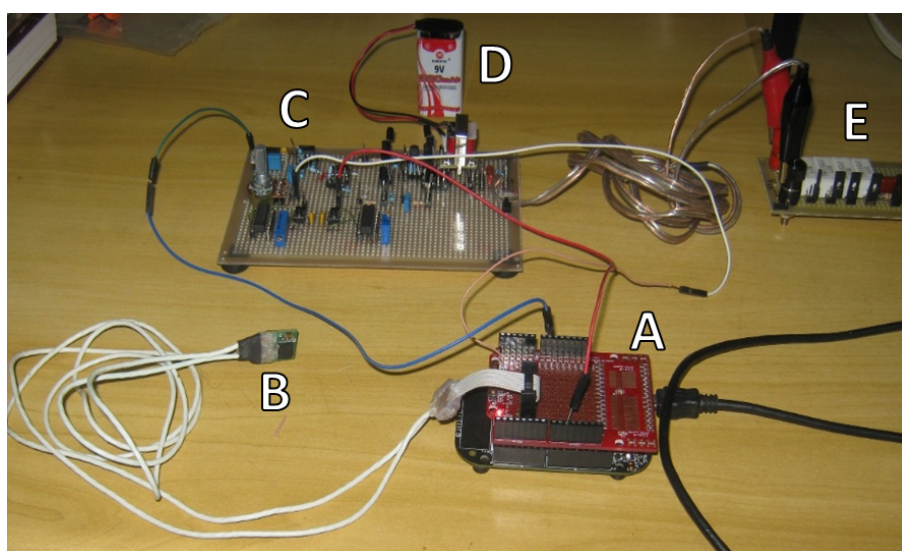


Figura 4.2 - Protótipo do dispositivo.

4.1 Microcontrolador e RTOS

O MCU é o componente do *hardware* que atua como gerenciador do dispositivo, executando o RTOS e as tarefas programadas, incluindo a geração dos estímulos

elétricos, a aquisição e o condicionamento das amostras obtidas do acelerômetro. Para esta função elegeu-se o MCU Kinetis MKL25Z128VLH4 (KL25Z) da NXP, um ARM Cortex-M0+ adequado para aplicações alimentadas com baterias. Este MCU suporta variados sistemas operacionais, com destaque para *FreeRTOS* e MQX. O *FreeRTOS* fornece serviços para criação e destruição de tarefas, escalonador de prioridades *preemptivo*, mecanismos de exclusão mútua e compartilhamento de recursos de *hardware* entre tarefas. Escrito em linguagem C com código aberto, é portátil para mais de 30 arquiteturas e consome pouca memória (FREERTOS, 2018). O MQX é fornecido pela NXP para uso em seus MCUs e oferece recursos adicionais, ao custo de ocupar mais memória e apresentar curva de aprendizado mais longa. Por critério de simplicidade foi escolhido o *FreeRTOS*, sendo decorrente a necessidade de estudo da sua API (*Application Programming Interface*), dos meios de integração com o MCU escolhido e das técnicas de programação concorrente e de tempo real. As tarefas periódicas desenvolvidas para a execução pelo *FreeRTOS*, da mais prioritária à menos prioritária são: inicialização, NMES, AMG_Aq e AMG_Env, Serial_Env e Serial_Rec. A tarefa inicialização é criada apenas para esperar um pacote de inicialização do PC, sendo em seguida destruída. As demais tarefas serão descritas com mais detalhes nas subseções.

O método de escalonamento empregado é o Executivo Cíclico (FARINES; DA SILVA FRAGA; DE OLIVEIRA, 2000) definindo-se relações de precedência entre as tarefas por meio de chamadas de sistema para suspensão e reativação das mesmas, sendo a escala criada em tempo de projeto (*offline*) e apresentada na Figura 4.3. As tarefas Serial_Rec e Serial_Env são tarefas aperiódicas, pois tratam eventos aperiódicos de envio/recepção de dados pela interface serial. Contudo, as tarefas AMG_Env e Serial_Env foram modeladas como uma única tarefa para escala, pois para o protótipo ambas sempre irão executar sequencialmente com o intuito de enviar as amostras de aceleração para o PC, sendo o tempo de computação (FARINES; DA SILVA FRAGA; DE OLIVEIRA, 2000) calculado sobre seu total. Por ter uma prioridade inferior com relação às demais tarefas, a execução de Serial_Rec não interfere na escala criada. As folgas geradas garantem intervalos suficientes para o atendimento ao evento aperiódico, mas sem garantias. Para a medição do tempo de computação foram colocadas funções no início e fim das tarefas (ver Figura 4.4) que acionam pinos de GPIO (*General Purpose Input-Output*), permitindo mensurar via osciloscópio. Não sendo utilizadas funções que gerem indeterminismo, esses valores puderam ser obtidos com um número reduzido de testes.

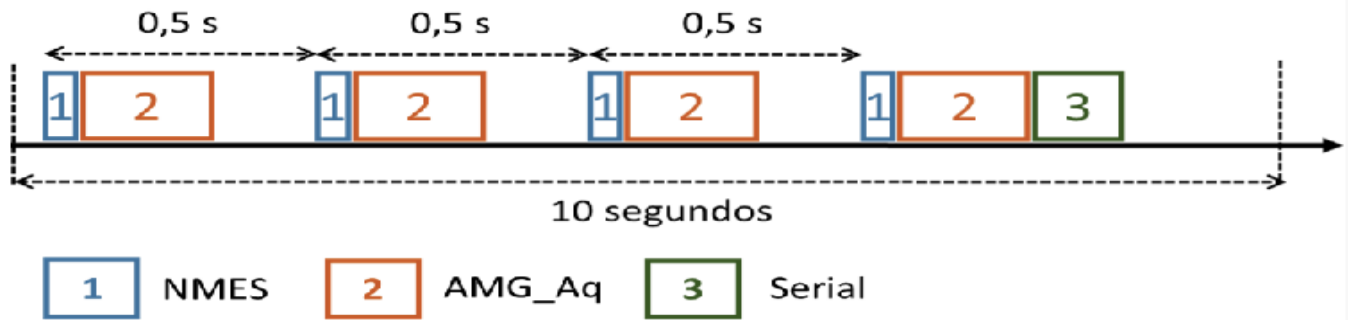


Figura 4.3 – Escala das tarefas criadas. As legendas indicam o tempo de computação das tarefas NMES (210 μ s), AMG_Aq (300 ms) e Serial (100 ms).

```

task ()
{
    [...] /*Inicialização da tarefa*/

    /*Laço de execução da tarefa*/
    loop () {
        GPIO_Escreve(pino, ALTO);
        [...] /*Instruções de execução da tarefa*/
        GPIO_Escreve(pino, BAIXO);
    }
    [...]
}

```

Figura 4.4 – Localização das instruções de GPIO em uma tarefa, para medição do tempo de computação.

As ligações entre o MCU e os demais dispositivos do protótipo foram facilitadas pela arquitetura da placa de desenvolvimento FRDM-KL25Z, Revisão E.

4.2 Estimulador Elétrico Neuromuscular (NMES)

O NMES é composto pelos periféricos de GPIO e conversor digital-analógico (DAC) do MCU e uma etapa analógica composta por um conversor tensão-corrente e circuito de realimentação, cujo diagrama de blocos é apresentado na Figura 4.5. Cada instância da tarefa de NMES no MCU é responsável pela geração de um pulso de corrente. O circuito de chaveamento transistorizado é acionado por um GPIO, pela duração correspondente a um pulso TOF. A amplitude dos pulsos é determinada por um amplificador controlado pela tensão gerada pelo DAC do MCU, chamada V_{DAC} . Com resolução de 12 bits, é possível gerar pulsos de corrente precisos nos eletrodos.

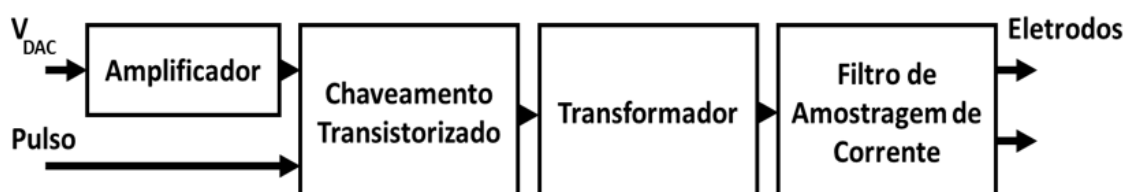


Figura 4.5 – Diagrama de blocos do *hardware* específico para NMES.

Um resistor de prova de $10\ \Omega$ (*shunt resistor*) está associado em série com o terminal negativo do estimulador, para amostragem da corrente efetiva. Na alimentação do circuito foi usada uma bateria de 9 V e capacidade de 320 mA/h. Para simular a impedância característica da pele humana foi desenvolvido um circuito simulador de carga, padrão AAMI NS4:1986, com opções de $500\ \Omega$ e $1\ k\Omega$.

4.3 Aceleromiógrafo

O aceleromiógrafo é composto pelo periférico de comunicação I²C do MCU e por um acelerômetro fixado ao polegar do paciente, conforme descrito. Foi escolhido um acelerômetro digital com comunicação I²C, modelo LIS03LV02DQ da *STMicroelectronics*.

Para que seja possível obter o vetor de aceleração do polegar no espaço tridimensional é necessário relacionar os valores obtidos dos três eixos do acelerômetro através de fórmula da aceleração resultante (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2008). Alguns cuidados foram tomados:

- número de bits suficiente para a representação da aceleração resultante;
- filtragem digital da componente de aceleração da gravidade nas medições;
- tempo de estabilização das leituras amostradas devido à ação de filtragem.

A tarefa AMG_Aq tem a função de amostrar a resposta evocada através de cada pulso do NMES na forma de dados do acelerômetro e realizar a conversão dos valores digitais dos eixos em aceleração real do movimento do polegar, independentemente de sua posição espacial. Cada janela de reação do paciente é grande o suficiente para que a tarefa execute após a tarefa NMES. No fim da geração dos pulsos, as amostras de AMG são enviadas ao PC através da tarefa Serial (AMG_Env + Serial_Env).

4.4 Serial

A Serial é o subsistema responsável pela comunicação entre o dispositivo e o PC, formado pelo periférico UART do MCU e conversor UART/USB presente na placa FRDM-KL25Z. Cada mensagem enviada é genericamente denominada “pacote” (Figura 4.6), contendo um conjunto de *bytes* com informações específicas. Os pacotes são divididos em três partes, sendo elas:

- Código de cabeçalho: indica o tipo de pacote ao receptor e o que esperar no resto do pacote.
- *Payload*: conjunto variável de bytes - quando presente contém dados, comandos ou ambos.
- CRC8: Quando houver *payload*, o último byte do pacote é o código de “Cyclic Redundancy Check 8” relativo ao *payload*, permitindo validar os dados no receptor (SOBOLEWSKI, 2003).



Figura 4.6 – Seções de um pacote.

O protocolo de comunicação é bidirecional *full-duplex*, controlado por *handshake* em *software*. O dispositivo emissor do pacote (PC ou MCU) espera, com *timeout*, pela confirmação de recepção pela contraparte. No *setup* desenvolvido o cabo USB também provê a alimentação elétrica para os circuitos lógicos do dispositivo.

As tarefas do RTOS relacionadas com o subsistema são `Serial_Env`, `AMG_Env` e `Serial_Rec`. A primeira tem o objetivo de ser um *gatekeeper* (CURTIS, 2011), para controle no acesso ao barramento serial para envio, evitando assim condições de corrida (OLIVEIRA; CARISSIMI; TOSCANI, 2009). Qualquer tarefa inserida no sistema não terá acesso direto ao *hardware* serial, mas deverá realizar uma chamada de sistema para enviar seus dados dentro de uma estrutura do tipo FIFO (*First-In, First-Out*) (OLIVEIRA; CARISSIMI; TOSCANI, 2009). Quando tomar a vez do processador, a tarefa `Serial_Env` irá retirar os itens e enviá-los à interface. A tarefa `AMG_Env` tem a única função de converter as amostras do acelerômetro em pacotes e realizar a chamada de sistema para envio.

A tarefa aperiódica de recepção serial espera pela liberação de um semáforo binário (OLIVEIRA; CARISSIMI; TOSCANI, 2009) por um evento gerado pelo módulo UART do KL25Z que indica a recepção de um byte no seu *buffer* de entrada. Quando isso ocorre o primeiro byte recebido é avaliado como um código de cabeçalho. Se o código for reconhecido e não contiver *payload*, o MCU envia o mesmo código como reconhecimento para o PC; se o código for reconhecido e contiver *payload*, espera pelo restante dos dados e realiza a validação pelo CRC8.

Se a checagem resultar em erro ou o comando não for reconhecido, um código de erro é enviado. Se o pacote for válido será executada a ação associada ao código contido no primeiro byte.

4.5 Interface Homem-Máquina (IHM)

O programa que executa no PC foi desenvolvido na IDE *Microsoft Visual Studio* 2008, com a linguagem C# e o *.NET framework*. O programa contém três gráficos que descrevem características dos movimentos do polegar. Na Figura 4.7 é apresentada a janela com os gráficos.

O gráfico superior esquerdo evidencia quatro janelas de amostras da aceleração do dedo do paciente correspondentes aos períodos dos quatro pulsos elétricos aplicados pelo estimulador. O gráfico permanece estático até o próximo trem de pulsos. É definida no *software* uma aceleração de limiar, abaixo da qual as amostras são consideradas nulas. Definiu-se esse limiar em 0,12 g, de forma a filtrar possíveis

movimentos não correlacionados aos estímulos. O gráfico à direita contém quatro barras, correspondentes às médias das amostras de aceleração geradas após cada pulso elétrico, normalizadas em relação ao primeiro pulso. Quando esse pulso for nulo, as quatro barras terão amplitude zero. Quando houver qualquer sinal de aceleração válido no primeiro pulso, a barra correspondente terá amplitude 100. Quando a média das outras amostras for maior que a primeira, as amplitudes aparecerão como 100 no gráfico. O gráfico inferior sumariza o índice TOF pelo tempo, começando a partir da comunicação com o dispositivo. O IBN é apresentado através do valor do percentual TOF a cada instante e mostrado à direita do gráfico. O painel à direita contém botões para comunicação com o dispositivo.

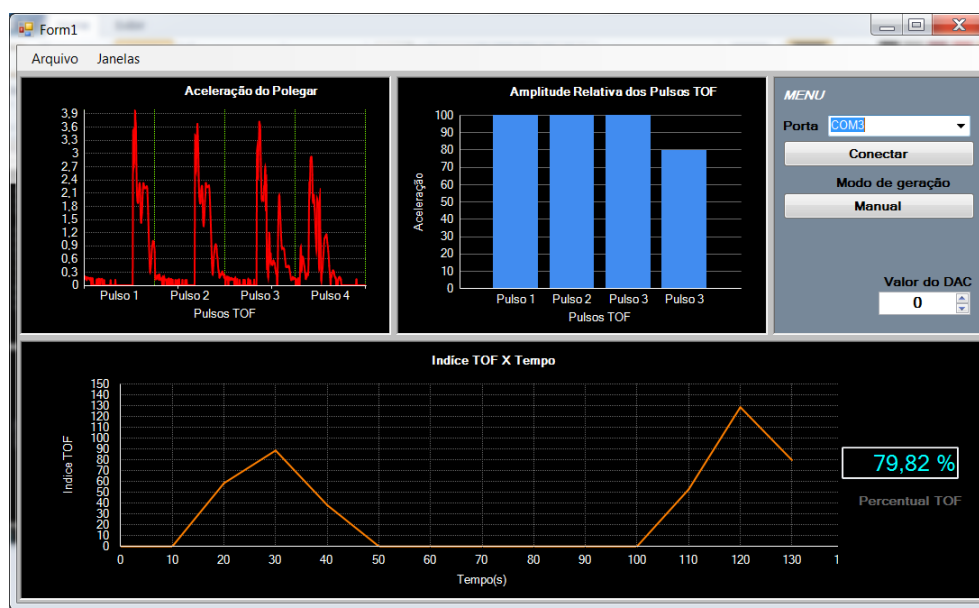


Figura 4.7 – Interface do **software** de visualização gráfica.

A operação ocorre em modo contínuo, sendo os TOFs gerados pelo dispositivo, ou em modo manual, quando nenhum estímulo TOF será gerado até ser solicitado pelo PC. Quando isto ocorrer, o dispositivo deve gerar um estímulo TOF no mesmo instante. Os pacotes de amostras são enviados ao PC seguindo o mesmo protocolo do modo contínuo.

5 | RESULTADOS

5.1 Teste do NMES

A validação do sistema de estimulação neuromuscular foi feita em duas etapas: verificação da duração correta entre os pulsos TOF, gerados pelos pinos de GPIO e DAC; medição da corrente de saída, circulante sobre a carga AAMI nas posições de 500 Ω e 1 k Ω , para várias intensidades da tensão V_{DAC} . Foi utilizado um osciloscópio digital Meastech GDS-2202 calibrado com rastreabilidade à RBC. A frequência dos

pulsos medida em ambos os canais é de 2,00 Hz, conforme recomendado no padrão TOF (PADMAJA; MANTHA, 2002). Na Figura 5.2 é detalhado um dos quatro pulsos do TOF, cuja duração nominal é de 200 μ s. A duração do pulso no canal 2 é de 203,2 μ s porque o *software* aciona o DAC antes do início do pulso efetivo e desliga a saída do DAC logo após a geração do pulso. O pulso que efetivamente comanda o estimulador elétrico é representado no canal 1, dura 198,0 μ s e representa o comando da tarefa do RTOS sobre o pino GPIO mostrado na Figura 4.5.

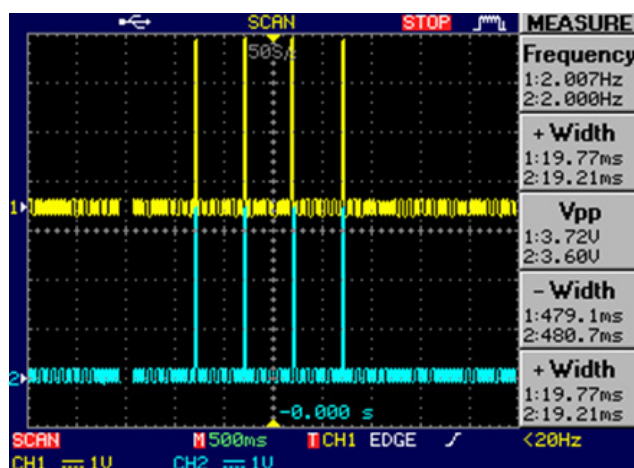


Figura 5.1 - Amostra dos pulsos de GPIO (canal 1) e DAC (canal 2) para análise da geração do estímulo TOF.

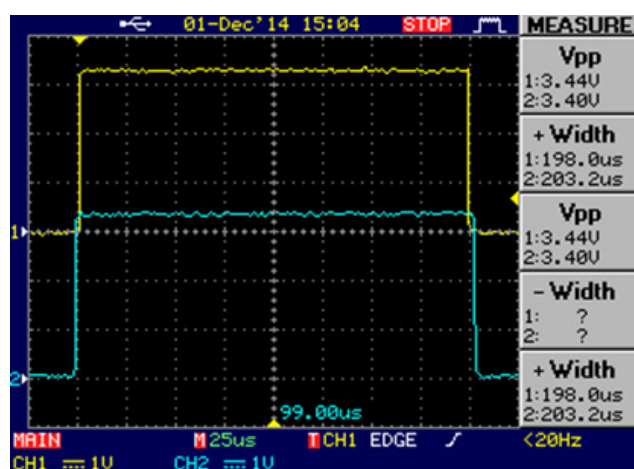


Figura 5.2 - Duração efetiva dos pulsos gerados para comando do estimulador elétrico via tarefa do RTOS.

5.2 Teste do AMG

A validação do sistema de AMG ocorreu através de simulação da situação real de uso. O teste com o acelerômetro consistiu na avaliação da aquisição das amostras dos eixos e posterior cálculo da aceleração resultante. Com o auxílio do circuito depurador contido na placa FRDM-KL25Z e do depurador de *software* contido na IDE Visual Studio, foram analisadas as sequências de amostras geradas pela tarefa de aceleromiografia. Foi arbitrado um protocolo que simula a utilização clínica: i) polegar não responsivo aos pulsos elétricos; ii) polegar respondendo com igual aceleração

a cada pulso elétrico; iii) polegar respondendo com aceleração menor a cada um dos quatro pulsos do TOF. Os dados obtidos foram qualitativamente coerentes com os movimentos realizados segundo o protocolo. Sendo o IBN definido pela relação percentual entre as acelerações obtidas nos quatro pulsos do TOF, não é necessária calibração absoluta das acelerações, nem que seja estabelecida correlação entre a escala de medição e as condições neuromusculares de cada paciente.

Os gráficos exibidos na IHM foram validados por meio de comparação direta entre os valores contidos nos *buffers* de amostras presentes na RAM do MCU e os valores exibidos na tela do computador.

5.3 Validação do cálculo do IBN

Tratando-se de um cálculo percentual básico, a validação da tarefa de cálculo do IBN foi realizada comparando os valores fornecidos na IHM com valores calculados manualmente, utilizando séries de amostras de aceleração obtidas através da execução do protocolo clínico simulado já descrito.

6 | DISCUSSÃO

Alguns projetistas que criam dispositivos com MCU costumam questionar a adoção de RTOS. Afirmam que aplicações simples, que demandam uma quantidade baixa de tarefas, com pouca complexidade e interdependência, não justificam seu uso. Isto decorre do fato de que o método difundido nos ambientes acadêmicos e industriais no Brasil é o *baremetal*. Alguns desenvolvedores alegam não utilizar porque simplesmente não precisam (EETIMES, 2017). Aparentes desvantagens de usar um RTOS em sistemas embarcados de pequeno porte são a curva de aprendizado e a sensação de “perda de controle” relatada pelos programadores à moda antiga, acostumados a escalonar estaticamente as tarefas da aplicação, geralmente na forma de uma ou mais máquinas de estados (WHITE, 2011). Apesar disso, pode-se avaliar por esse trabalho que ainda assim é possível o escalonamento estático com RTOS, mantendo algumas de suas vantagens. Pondera-se que a adoção de RTOS não deve ser indiscriminada, porém é recomendável e potencialmente recompensadora nos seguintes casos: i) o sistema embarcado será modificado em algum momento futuro, com adição de novos blocos de *hardware* ou novas funções; ii) o sistema embarcado utiliza MCU único e contém vários blocos funcionais que precisam ser executados em tempo real, com baixa tolerância a latências; iii) os próximos projetos utilizarão MCUs de maior porte, com mais periféricos e/ou sistema de interrupções mais complexo; iv) o projetista de *software* precisa criar sistemas embarcados com desempenho e *time-to-market* competitivos.

Outro aspecto que causa resistência à adoção de RTOS é a necessidade de verificação e validação dos *softwares* embarcados em equipamentos eletromédicos, requisitada pelas normas técnicas vigentes. Nestes casos é importante avaliar a

viabilidade de uso do *SafeRTOS*, uma versão do *FreeRTOS* validada para uso em saúde que utiliza basicamente a mesma API. Além disso, cabe salientar que apesar do escalonamento das tarefas críticas ter sido pensado e projetado para a concepção de um sistema *hard real-time*, diversos detalhes de construção devem ser considerados, tais como aspectos referentes sobre o *hardware* empregado (AXER et al., 2014). O MCU KL25Z, apesar de apresentar boas características de determinismo, contém um núcleo que não foi projetado especificamente para aplicações de *hard real-time*. Em contrapartida, as folgas entre os períodos de ativação garantem uma boa margem de determinismo na execução das tarefas.

No presente trabalho foi defendida a adoção de RTOS justamente em busca das vantagens citadas. Está entre os objetivos futuros o aperfeiçoamento do dispositivo nos seguintes pontos: alimentação por baterias recarregáveis, implicando na adição de um *chip fuel gauge* (I²C); medição da corrente efetiva que circula pelos eletrodos (ADC); incorporação da IHM (I²C/SPI/GPIO); adição de memória SD (SPI) para armazenar o índice IBN durante os procedimentos clínicos; comunicação *Bluetooth* (UART/SPI). Cada um desses módulos necessitará de tarefas específicas, com novos acessos ao *hardware* e com diferentes prioridades, que serão executadas pelo mesmo MCU. O uso de RTOS tornará mais simples a inserção desses aperfeiçoamentos, visto que não será preciso reformular toda a implementação de *software*.

Por fim, foi escolhido o método de escalonamento Executivo Cíclico, pois foi considerado o mais adequado para o conjunto de tarefas corrente. Entretanto, métodos de escalonamento dinâmicos como *Deadline Monotonic* (FARINES; DA SILVA FRAGA; DE OLIVEIRA, 2000) podem ser empregados se algumas modificações forem realizadas. Por exemplo, as tarefas NMES e AMG_Aq poderiam ser agrupadas em uma única tarefa, com tempo de computação igual à soma dos tempos de computação das mesmas e período igual à 10 s, ao custo de adição de ociosidade do processador. Nesse caso, a escala poderia ser criada *online* (FARINES; DA SILVA FRAGA; DE OLIVEIRA, 2000).

7 | CONCLUSÃO

O dispositivo projetado desempenhou suas funções de acordo com as especificações encontradas na literatura, considerado o ambiente e condições restritas nas quais foi testado. A temporização dos pulsos TOF e dos intervalos foi gerada corretamente e a aceleração do polegar pôde ser mensurada utilizando o protocolo clínico simulado.

Com o objetivo de tornar o *software* mais controlável, abstrato e modificável, foi adotado um RTOS para concepção e construção do sistema, em detrimento à abordagem convencional *baremetal*. Utilizar as funções de temporização e escalonamento de tarefas do *kernel* do *FreeRTOS* foi útil para controlar a execução da aplicação com

maior facilidade. Tarefas de menor prioridade puderam ser inseridas para execução apenas nos momentos oportunos, sem interferir na execução das tarefas de maior prioridade.

REFERÊNCIAS

ANH, Tran Nguyen Bao; TAN, Su-Lim. Real-time operating systems for small microcontrollers. **IEEE micro**, v. 29, n. 5, p. 30–45, 2009.

AXER, Philip et al. Building timing predictable embedded systems. **ACM Transactions on Embedded Computing Systems (TECS)**, v. 13, n. 4, 2014.

COOLING, J. **Real-Time Operating Systems**. 1. ed. [s.l.] : Lindentree Associates, 2013.

CURTIS, Keith E. **Embedded Multitasking**. Burlington: Elsevier, 2011.

EETIMES. **2017 Embedded Markets Study**, 2017. Disponível em: <<https://m.eet.com/media/1246048/2017-embedded-market-study.pdf>>. Acesso em: 14 ago. 2018.

FARINES, Jean-Marie; DA SILVA FRAGA, Joni; DE OLIVEIRA, Rômulo Silva. **Sistemas de Tempo Real**. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2000. Disponível em: <<http://www.romulosilvadeoliveira.eng.br/livro-tr.pdf>>. Acesso em: 14 ago. 2018.

FREERTOS. **FreeRTOS**. 2018. Disponível em: <<https://www.freertos.org/>>. Acesso em: 16 ago. 2018.

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. **Fundamentos de Física Volume 1: Mecânica**. 8. ed. Rio de Janeiro: LTC-Livros Técnicos e Científicos, 2008.

LOCKS, Giovani de Figueiredo et al. Uso de bloqueadores neuromusculares no Brasil. **Brazilian Journal of Anesthesiology**, v. 65, n. 5, p. 319–325, 2015.

MARWEDEL, Peter. **Embedded System Design**. Dordrecht: Springer, 2011.

MOGENSEN, J. Viby et al. Measurement of acceleration: a new method of monitoring neuromuscular function. **Acta anaesthesiologica scandinavica**, v. 32, n. 1, p. 45–48, 1988.

NULL, Linda; LOBUR, Julia. **Princípios Básicos de Arquitetura e Organização de Computadores**. Porto Alegre: BOOKMAN, 2011.

OLIVEIRA, Rômulo S.; CARISSIMI, Alexandre S.; TOSCANI, Simão S. **Sistemas Operacionais-Vol. 11: Série Livros Didáticos Informática UFRGS**. Porto Alegre: Bookman Editora, 2009.

PADMAJA, D.; MANTHA, Srinivas. Monitoring of neuromuscular junction. **Indian J Anaesth**, v. 46, n. 4, p. 279–288, 2002.

SOBOLEWSKI, John S. Cyclic redundancy check. In: **Encyclopedia of Computer Science**. [s.l.] : John Wiley and Sons Ltd., 2003. p. 476–479.

WHITE, Elecia. **Making Embedded Systems: Design Patterns for Great Software**. Sebastopol: “O’Reilly Media, Inc.”, 2011.

SOBRE A ORGANIZADORA

CHRISTIANE TREVISAN SLIVINSKI Possui Graduação em Licenciatura em Ciências Biológicas pela Universidade Estadual de Ponta Grossa (2000), Mestrado em Ciência e Tecnologia de Alimentos pela Universidade Estadual de Ponta Grossa (2007) e Doutorado em Ciências - Bioquímica pela Universidade Federal do Paraná (2012). Tem experiência na área de Bioquímica, com ênfase em Biotecnologia, atuando principalmente nos seguintes temas: inibição enzimática; fermentação em estado sólido; produção, caracterização bioquímica e purificação de proteínas (enzimas); e uso de resíduo agroindustrial para produção de biomoléculas (biossurfactantes). É professora na Universidade Estadual de Ponta Grossa nas disciplinas de Bioquímica e Química Geral desde 2006, lecionando para os cursos de Bacharelado e Licenciatura em Ciências Biológicas, Farmácia, Educação Física, Enfermagem, Odontologia, Química, Zootecnia, Agronomia, Engenharia de Alimentos. Também leciona no Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais – CESCAGE desde 2012 para os cursos de Fisioterapia, Odontologia, Farmácia, Nutrição, Enfermagem e Agronomia, nas disciplinas de Bioquímica, Fisiologia, Biomorfologia, Genética, Metodologia Científica, Microbiologia de Alimentos, Nutrição Normal, Trabalho de Conclusão de Curso e Tecnologia de Produtos Agropecuários. Leciona nas Faculdades UNOPAR desde 2015 para o curso de Enfermagem nas disciplinas de Ciências Celulares e Moleculares, Microbiologia e Imunologia.

Agência Brasileira do ISBN

ISBN 978-85-7247-038-4



9 788572 470384