



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ**  
**CENTRO DE TECNOLOGIA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA**  
**MESTRADO ACADÊMICO EM ENGENHARIA DE TELEINFORMÁTICA**

**MÁRIO WILSON PAIVA PEREIRA**

**ARQUITETURA DE HARDWARE PARA MONITOR DE UTI SEGUNDO PADRÃO**  
**IEEE 1451: UMA PROVA DE CONCEITO**

**FORTALEZA**

**2017**

MÁRIO WILSON PAIVA PEREIRA

ARQUITETURA DE HARDWARE PARA MONITOR DE UTI SEGUNDO PADRÃO IEEE  
1451: UMA PROVA DE CONCEITO

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Acadêmico em Engenharia de Teleinformática do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática do Centro de Tecnologia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Engenharia de Teleinformática. Área de Concentração: Sinais e Sistemas

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Cortez

FORTALEZA

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação  
Universidade Federal do Ceará  
Biblioteca Universitária  
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

---

- P493a Pereira, Mário Wilson Paiva.  
Arquitetura de hardware para monitor de UTI segundo padrão IEEE 1451 : uma prova de conceito /  
Mário Wilson Paiva Pereira. – 2017.  
124 f. : il. color.
- Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Ceará, Centro de Tecnologia, Programa de Pós-  
Graduação em Engenharia de Teleinformática, Fortaleza, 2017.  
Orientação: Prof. Dr. Paulo César Cortez.
1. Sistemas Embarcados. 2. Monitor de UTI. 3. Sensores Inteligentes. 4. Instrumentação Biomédica. I.  
Título.

CDD 621.38

---

MÁRIO WILSON PAIVA PEREIRA

ARQUITETURA DE HARDWARE PARA MONITOR DE UTI SEGUNDO PADRÃO IEEE  
1451: UMA PROVA DE CONCEITO

Dissertação apresentada ao Curso do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática do Centro de Tecnologia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Engenharia de Teleinformática. Área de concentração: Sinais e sistemas.

Aprovada em: 28/07/2017.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Paulo César Cortez (Orientador)  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Giovanni Cordeiro Barroso  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Tarcisio Ferreira Maciel  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Jarbas Aryel Nunes da Silveira  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Auzuir Ripardo de Alexandria  
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Ceará (IFCE)

---

Prof. Dr. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira  
Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ)

Este trabalho é dedicado à Deus e à minha família, que sempre me deram incondicional apoio.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, toda honra e glória, pois todas as coisas contribuem juntamente para o bem daqueles que amam a Deus.

À minha esposa Andrezza Alves Dias, pelo incondicional apoio, amor e compreensão ao longo desta jornada e ao nosso filho Miguel Wilson Paiva Dias, renovação de amor em nossas vidas.

Aos meus familiares Francisco Wilson Pereira (pai), Maria Eugênia Bezerra de Paiva (mãe) e Nívea Maria Paiva Pereira (irmã), pelo amor, apoio e dedicação investidos durante a minha vida.

Ao Prof. Dr. Paulo César Cortez, pelos ensinamentos, motivação, paciência e tempo dedicado ao longo deste trabalho.

Aos professores que marcaram minha trajetória, Prof. Helano de Sousa Castro, Prof. Jarbas Aryel Nunes da Silveira, Prof. Ricardo Jardel Nunes da Silveira, Prof. Alexandre Moreira de Moraes (Sobral), Prof. Francisco Ivan de Oliveira e Prof. Alexandre Augusto da Penha Coelho.

Aos amigos que a vida me deu ao longo dos nove anos que trabalhei no Laboratório de Engenharia de Sistemas de Computação (LESC), em especial, Eng. Vanilson Pinheiro Leite, Eng. Caio César Leite Ramos, Prof. Marcelo Araújo Lima, Eng. Jilseph Lopes da Silva, Eng. Frederico Rhae Maciel Leal, Pedro Batista de Moraes Neto, Marivaldo Mendonça Ribeiro Júnior, Andréa Rabelo Gomes e Maria de Fátima Sousa Braga (Dona Fátima).

Ao companheiro de pesquisa Dennys Simião, aluno de graduação em Engenharia de Computação, que muito contribuiu para a realização deste trabalho.

Ao Laboratório de Engenharia de Sistemas de Computação (LESC), Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Ceará (IFCE) e Universidade Federal do Ceará (UFC) pelos recursos investidos para a participação de eventos, infraestrutura e materiais disponibilizados.

“Se não puder destacar-se pelo talento, vença pelo esforço.”

(Dave Weinbaum)

## RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma arquitetura de *hardware* para monitores de UTI combinando etapas do projeto de sistemas embarcados, instrumentação biomédica, sensores inteligentes e o protocolo IEEE 1451. A metodologia empregada define requisitos operacionais, decomposição do sistema em módulos, definição da arquitetura e implementação utilizando plataformas de desenvolvimento comerciais. Todo o processo é baseado em normas e protocolos de órgãos nacionais e internacionais procurando projetar o sistema dentro das restrições de um produto e validar o conceito por meio de protótipos em placas de circuito impresso. A arquitetura proposta estabelece uma rede de sensores biomédicos inteligentes, denominados STIM, controlados por um elemento central, denominado NCAP. A utilização desta arquitetura proporciona sensores modulares, autoconfiguráveis, de fácil manutenção, *plug and play*, com interface de comunicação e dados padronizados. O trabalho também descreve o processo de criação de folhas de dados eletrônicas dos STIMs, denominadas TEDS, que contêm as características de operação de cada sensor inteligente.

**Palavras-chave:** Sistemas Embarcados; Monitor de UTI; Sensores Inteligentes; Instrumentação Biomédica.



## ABSTRACT

This work presents the development of a hardware architecture for ICU monitors, combining design stages of embedded systems, biomedical instrumentation, intelligent sensors and the IEEE 1451 protocol. The method used defines operational requirements, system decomposition into modules, architecture definition and implementation using commercial development platforms. The entire process is based on national and international standards and protocols, seeking to design the system within the constraints of a product and validate the concept through printed circuit board prototypes. The proposed architecture establishes a network of intelligent biomedical sensors, called STIM, controlled by a central node, called NCAP. The use of this architecture provides modular, self-configuring, easy-to-maintain, plug and play sensors with standardized communication and data interface. The work also describes the process of creating electronic data sheets of the STIMs, called TEDS, which contain the operation characteristics of each smart sensor.

**Keywords:** Embedded Systems; ICU monitor; Smart Sensors; Biomedical instrumentation.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Monitor de UTI adquirido para estudo, modelo MEC-1000; (a) Parte externa; (b) Parte interna. . . . .	23
Figura 2 – Exemplo de monitor com partes modulares encontrado em Anvisa (2017), modelo DX2021, fabricante Dixtal. . . . .	23
Figura 3 – Imagem de monitor monitor de UTI modular. . . . .	25
Figura 4 – Sistema Generalizado de Instrumentação Médica. . . . .	28
Figura 5 – Sistema Generalizado de Instrumentação Médica. . . . .	29
Figura 6 – Eletrodos e o sinal do ECG: (a) Derivações bipolares de Einthoven; (b) Registro do sinal típico do eletrocardiograma. . . . .	30
Figura 7 – Características do sinal do ECG: (a) Intervalo entre dois complexos QRS; (b) Faixas de frequência para aplicações de eletrocardiografia. . . . .	31
Figura 8 – Diagrama de blocos de um esfigmomanômetro automático. . . . .	32
Figura 9 – Posicionamento dos sensores: (a) De fluxo nasal; (b) Da cinta de expansão torácica. . . . .	33
Figura 10 – Ponta de prova e absorção de luz. . . . .	34
Figura 11 – Posicionamento de um sensor de temperatura nas extremidades do corpo. . . . .	35
Figura 12 – Diagrama do família do padrão IEEE 1451. . . . .	36
Figura 13 – Modelo do padrão IEEE 1451.2. . . . .	39
Figura 14 – Arquitetura de integração e estrutura interna dos instrumentos em um só equipamento. . . . .	45
Figura 15 – Modelo do padrão IEEE 1451. . . . .	47
Figura 16 – Componentes de <i>hardware</i> e <i>software</i> para os instrumentos conforme o protocolo IEEE 1451. . . . .	48
Figura 17 – Componentes de <i>hardware</i> e <i>software</i> do bloco de controle do equipamento conforme o padrão IEEE 1451. . . . .	49
Figura 18 – Arquitetura do equipamento Monitor de UTI conforme padrão IEEE 1451. . . . .	50
Figura 19 – Kit e-Health Sensor Shield V2.0. . . . .	52
Figura 20 – Monitor de pressão arterial não invasiva de pulso HEM6111 da OMRON. . . . .	53
Figura 21 – Fonte de energia de parede e bateria utilizadas. . . . .	54
Figura 22 – Arduino UNO e especificações. . . . .	54

Figura 23 – Arduino Mega 2560 e especificações. . . . .	55
Figura 24 – Dispositivos de interface com usuário. . . . .	56
Figura 25 – Formato do TEDS para cada STIM, conforme IEEE 1451.0 . . . . .	64
Figura 26 – Estados de operação do STIM. . . . .	65
Figura 27 – Ciclo de leitura de TEDS do NCAP no STIM. . . . .	66
Figura 28 – Ciclo de leitura de dados do NCAP no STIM. . . . .	66
Figura 29 – Diagrama de Blocos dos módulos transdutores. . . . .	68
Figura 30 – Diagrama em camadas do <i>firmware</i> dos módulos transdutores. . . . .	70
Figura 31 – Componentes do NCAP para controlar os STIMs. . . . .	71
Figura 32 – Fluxograma da aplicação de integração dos módulos. . . . .	73
Figura 33 – Diagrama em camadas do <i>software</i> do NCAP. . . . .	74
Figura 34 – Saída de dados gráfica do eletrocardiograma numa escala numérica de 0 a 299. . . . .	76
Figura 35 – Saída de dados gráfica do sensor de frequência respiratória com escala numérica de 0 a 299. . . . .	76
Figura 36 – Saída de dados do sensor de oximetria e batimentos cardíacos. . . . .	77
Figura 37 – Saída de dados da temperatura corporal. . . . .	77
Figura 38 – Saída de dados do módulo de pressão arterial não invasiva. . . . .	78
Figura 39 – <i>Layout</i> criado para a monitoramento dos parâmetros no <i>display</i> TFT- LCD 2.2". . . . .	80
Figura 40 – Alimentação do sistema, conectada à fonte de parede ou conectada à bateria. . . . .	80
Figura 41 – Mapeamento de memória dos <i>TEDS</i> de cada <i>STIM</i> . . . . .	81
Figura 42 – Trecho de programa para gravação dos TEDS em memória EEPROM do microcontrolador ATMEGA328P. . . . .	82
Figura 43 – Ciclo de inicialização do <i>STIM</i> IEEE1451.2 TEMP_Sensor . . . . .	82
Figura 44 – Ciclo de inicialização do <i>STIM</i> IEEE1451.2 TEMP_Sensor. . . . .	83
Figura 45 – Ciclo de leitura de dados do sensor STIM IEEE1451.2 TEMP_Sensor. . . . .	83
Figura 46 – Integração do módulo NCAP com os módulos STIM. . . . .	84
Figura 47 – Tela do monitor exibindo parâmetros numéricos e gráfico: (a) ECG e (b) FR. . . . .	85
Figura 48 – Tela do monitor exibindo octetos dos TEDS do STIM IEEE1451.2 ECG_Sensor: (a) <i>MetaTEDS</i> e (b) <i>UserNameTEDS</i> . . . . .	85

Figura 49 – Consumo dos recursos de memória na etapa de validação do processamento do sinal biomédico. . . . .	86
Figura 50 – Consumo dos recursos de memória nos módulos STIM. . . . .	86
Figura 51 – Consumo dos recursos de memória no módulo NCAP. . . . .	87
Figura 52 – Exemplo de comunicação entre STIM e NCAP. . . . .	109
Figura 53 – Comandos para NCAP solicitar o TEDS especificado no comando. . . .	110
Figura 54 – Comandos para STIM enviar resposta com o TEDS solicitado. . . . .	110
Figura 55 – Resposta com os dados do canal de transdução, valor das medidas do sensor. . . . .	111
Figura 56 – Resposta do STIM a um comando do NCAP (ACK ou NACK). . . . .	111
Figura 57 – Comandos do STIM para enviar identificador do(s) <i>Transducer Channel</i>	111
Figura 58 – Comandos para NCAP habilitar operação do canal <i>Transducer Channel</i> solicitado. . . . .	112
Figura 59 – Comandos para NCAP finalizar envio de dados do transdutor. . . . .	112
Figura 60 – Comandos para habilitar o envio dos dados do transdutor. . . . .	113
Figura 61 – Esquema elétrico do STIM IEEE1451.2 ECG_Sensor. . . . .	114
Figura 62 – Esquema elétrico do STIM IEEE1451.2 FR_Sensor. . . . .	115
Figura 63 – Esquema elétrico do STIM IEEE1451.2 OXI_Sensor e IEEE1451.2 PNI_Sensor, circuitos similares. . . . .	116
Figura 64 – Esquema elétrico do STIM IEEE1451.2 TEMP_Sensor. . . . .	117
Figura 65 – Placa de circuito impresso do STIM IEEE1451.2 ECG_Sensor. . . . .	118
Figura 66 – Placa de circuito impresso do STIM IEEE1451.2 FR_Sensor. . . . .	118
Figura 67 – Placas de circuito impresso dos STIM IEEE1451.2 OXI_Sensor e IEEE1451.2 PNI_Sensor, são similares. . . . .	119
Figura 68 – Placa de circuito impresso do STIM IEEE1451.2 TEMP_Sensor. . . . .	119
Figura 69 – Lista de materiais dos módulos transdutores prototipados. . . . .	120
Figura 70 – Códigos de acesso para comandos e mensagens. . . . .	122
Figura 71 – Tabela das funções para TIM em modo de operação. . . . .	122
Figura 72 – Formato do TEDS, IEEE 1451.0 . . . . .	123
Figura 73 – TEDS do IEEE 1451.0. . . . .	124

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Principais informações armazenadas no <i>Meta TEDS</i> , número de canais de cada STIMs . . . . .	59
Tabela 2 – Valor que identifica os canais de transdução, <i>ChanType</i> . . . . .	60
Tabela 3 – Classes e funções de comando implementadas . . . . .	64
Tabela 4 – Classificação dos comandos elencados nos ciclos de leitura de dados e do TEDS . . . . .	67
Tabela 5 – Configurações de pinagem para os módulos transdutores . . . . .	69
Tabela 6 – Unidades de medida e formato de exibição dos dados no <i>display</i> TFT 2.2". . . . .	79
Tabela 7 – Tempo de inicialização e resposta para os comandos de leitura do STIM. . . . .	87
Tabela 8 – Tempo de resposta para exibição de dados no <i>display</i> TFT-LCD. . . . .	87
Tabela 9 – <i>Meta TEDS</i> para STIM ECG. . . . .	97
Tabela 10 – <i>Transducer Channel TEDS</i> para STIM ECG. . . . .	97
Tabela 11 – <i>User's Transducers Name TEDS</i> para STIM ECG. . . . .	98
Tabela 12 – <i>PHY TEDS</i> para STIM ECG. . . . .	98
Tabela 13 – <i>Meta TEDS</i> para STIM Frequência Respiratória (FR). . . . .	99
Tabela 14 – <i>Transducer Channel TEDS</i> para STIM Frequência Respiratório (FR). . . . .	99
Tabela 15 – <i>User's Transducers Name TEDS</i> para STIM Frequência Respiratória. . . . .	100
Tabela 16 – <i>PHY TEDS</i> para STIM Frequência Respiratória. . . . .	100
Tabela 17 – <i>Meta TEDS</i> para STIM Oxímetro (SpO <sub>2</sub> / bpm). . . . .	101
Tabela 18 – <i>Transducer Channel TEDS</i> para STIM Oxímetro - SPO <sub>2</sub> . . . . .	101
Tabela 19 – <i>Transducer Channel TEDS</i> para STIM Oxímetro - BPM. . . . .	102
Tabela 20 – <i>User's Transducers Name TEDS</i> para STIM Oxímetro. . . . .	102
Tabela 21 – <i>PHY TEDS</i> para STIM Oxímetro. . . . .	103
Tabela 22 – <i>Meta TEDS</i> para STIM Pressão Arterial (PNI). . . . .	104
Tabela 23 – <i>Transducer Channel TEDS</i> para STIM PNI - Pressão Sistólica. . . . .	104
Tabela 24 – <i>Transducer Channel TEDS</i> para STIM PNI - Pressão Diastólica. . . . .	105
Tabela 25 – <i>Transducer Channel TEDS</i> para STIM PNI - Frequência Cardíaca. . . . .	105
Tabela 26 – <i>User's Transducers Name TEDS</i> para STIM PNI . . . . .	106
Tabela 27 – <i>PHY TEDS</i> para STIM Pressão Arterial Não Invasiva. . . . .	106
Tabela 28 – <i>Meta TEDS</i> para STIM Temperatura Corporal. . . . .	107

Tabela 29 – <i>Transducer Channel TEDS</i> para STIM Temperatura Corporal. . . . .	107
Tabela 30 – <i>User’s Transducers Name TEDS</i> para STIM Temperatura. . . . .	108
Tabela 31 – <i>PHY TEDS</i> para STIM Temperatura. . . . .	108
Tabela 32 – Cabeçalho de identificação do TEDS. . . . .	124

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	Conversor analógico digital
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
API	<i>Application Programming Interface</i>
ASCII	<i>American Standard Code for Information Interchange</i>
ASIC	<i>Application Specific Integrated Circuit</i>
A/D	Analógico-Digital
IDE	<i>Integrated Design Enviroment</i>
BMD	<i>Business Management Division</i>
BT	<i>Bluetooth</i>
CAN	<i>Controller Area Network</i>
DC	<i>Direct Current</i>
DMC	<i>Distribuited Measurement and Control</i>
ECG	Eletrocardiograma
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FR	Frequência respiratória
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
ICSP	<i>In-circuit serial programming</i>
OXI	Oximetria
PC	Computador pessoal ( <i>Personal Computer</i> )
PCI	Placa de circuito impresso
PNI	Pressão Arterial Não Invasiva

RS232	Padrão de protocolo para troca serial de dados binário número 232
RS485	Padrão de protocolo para troca serial de dados binário número 485
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SPO2	Saturação de oxigênio no sangue
TEMP	Temperatura
UART	<i>Universal asynchronous receiver/transmitter</i>
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
WiFi	<i>Wireless Fidelity</i>
ZigBee	<i>Ad Hoc Wireless Network Technology</i>



## LISTA DE SÍMBOLOS

mv	milivolt
s	microsegundos
°C	grau Celsius
Hz	<i>Hertz</i>

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO . . . . .	21
1.1	Objetivos . . . . .	24
1.2	Produção científica . . . . .	26
1.3	Organização da dissertação . . . . .	26
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA . . . . .	27
2.1	Instrumentação Médica . . . . .	27
2.1.1	<i>Processo de Desenvolvimento de um Instrumento Médico . .</i>	28
2.2	Cardioscopia . . . . .	29
2.3	Pressão Arterial . . . . .	31
2.4	Frequência Respiratória . . . . .	32
2.5	Oximetria . . . . .	34
2.6	Temperatura Corporal . . . . .	34
2.7	Protocolo IEEE 1451 . . . . .	35
2.7.1	<i>Estrutura do protocolo IEEE 1451 . . . . .</i>	36
2.7.2	<i>Padrão IEEE 1451.0 . . . . .</i>	37
2.7.3	<i>Padrão IEEE 1451.1 . . . . .</i>	38
2.7.4	<i>Padrão IEEE 1451.2 . . . . .</i>	39
2.8	Revisão bibliográfica . . . . .	39
2.9	Resumo do capítulo . . . . .	43
3	MATERIAIS E MÉTODOS . . . . .	44
3.1	Projeto da arquitetura do monitor de UTI . . . . .	44
3.1.1	<i>Integração dos instrumentos de medição . . . . .</i>	44
3.1.2	<i>Modelagem da arquitetura para o padrão IEEE 1451 . . . . .</i>	46
3.2	Prova de conceito . . . . .	51
3.2.1	<i>Materiais Utilizados . . . . .</i>	52
3.2.1.1	<i>Kit e-Health Sensor Shield V2.0 . . . . .</i>	52
3.2.1.2	<i>Monitor de pressão arterial não invasivo . . . . .</i>	53
3.2.1.3	<i>Fontes de energia . . . . .</i>	53
3.2.1.4	<i>Plataforma de desenvolvimento Arduino Uno . . . . .</i>	54
3.2.1.5	<i>Plataforma de desenvolvimento Arduino MEGA 2560 . . . . .</i>	55
3.2.1.6	<i>Dispositivos de interface com usuário . . . . .</i>	55

3.2.2	<i>Ambiente de desenvolvimento</i> . . . . .	56
3.3	Implementação da prova de conceito . . . . .	56
3.3.1	<i>Processamento dos sinais</i> . . . . .	57
3.3.2	<i>Implementação do hardware e firmware IEEE 1451</i> . . . . .	58
3.3.3	<i>Monitor de UTI</i> . . . . .	70
3.3.4	<i>Hardware do NCAP</i> . . . . .	71
3.3.5	<i>Software do NCAP</i> . . . . .	72
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES . . . . .	75
4.1	Resultados . . . . .	75
4.1.1	<i>Validação do circuito de alimentação fonte/bateria</i> . . . . .	79
4.1.2	<i>Tempo de inicialização e resposta para os comandos de leitura do STIM</i> . . . . .	84
4.2	Discussões dos resultados . . . . .	85
4.2.1	<i>Módulos STIM</i> . . . . .	87
4.2.2	<i>Protocolo IEEE 1451</i> . . . . .	89
4.2.3	<i>Módulo NCAP</i> . . . . .	90
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS . . . . .	91
	REFERÊNCIAS . . . . .	93
	APÊNDICE A – TABELAS DOS TEDS DO STIM ECG . . . . .	97
	APÊNDICE B – TABELAS DOS TEDS DO STIM FREQUÊN- CIA RESPIRATÓRIA . . . . .	99
	APÊNDICE C – TABELAS DOS TEDS DO STIM OXÍME- TRO . . . . .	101
	APÊNDICE D – TABELAS DOS TEDS DO STIM PRES- SÃO ARTERIAL NÃO INVASIVA . . . . .	104
	APÊNDICE E – TABELAS DOS TEDS DO STIM TEMPE- RATURA . . . . .	107
	APÊNDICE F – COMANDOS ESPECIFICADOS PARA IM- PLEMENTAÇÃO DOS PROGRAMAS . . . . .	109
	APÊNDICE G – ESQUEMA ELÉTRICO DAS PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO DOS MÓDULOS STIM . . . . .	114

APÊNDICE H – LAYOUT DAS PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO DOS MÓDULOS STIM . . . . .	118
APÊNDICE I – LISTA DE COMPRA DE MATERIAIS DOS MÓDULOS STIM . . . . .	120
ANEXO A – CÓDIGOS DE ACESSO PARA COMANDOS E MENSAGENS . . . . .	122
ANEXO B – DESCRIÇÃO DA ESTRUTURA DAS FOLHAS DE DADOS ELETRÔNICAS TEDS . . . . .	123

# 1 INTRODUÇÃO

A instrumentação biomédica compreende os equipamentos elétricos, eletrônicos e mecânicos destinados ao diagnóstico, tratamento ou monitoração de pacientes, sob supervisão médica, que estabelecem contato físico com os mesmos (WEBSTER, 2009). Os instrumentos biomédicos podem ser utilizados para auxiliar na monitoração do estado fisiológico do paciente através de medições dos seus sinais biológicos.

Há pouco tempo, o termo instrumento biomédico representava instrumentos manuais simples utilizados por médicos para observar pacientes, examinar órgãos, fazer medidas simples, ou ministrar medicamentos. Estes pequenos instrumentos, tais como estetoscópios, termômetros, depressores de língua e algumas ferramentas cirúrgicas cabiam tipicamente na bolsa de mão de um médico.

O desenvolvimento de sistemas computacionais em sintonia com o conhecimento médico, possibilitou a construção de equipamentos que têm se mostrado importantes quanto à identificação de doenças e seus tratamentos. O uso destes equipamentos está presente em diversas formas, desde simples exames laboratoriais a exames de elevada complexidade, como equipamentos de tomografia e de ultrassonografia (WEBSTER, 2009).

Os sistemas biomédicos estão evoluindo, com uso de novas tecnologias, as quais propiciam grandes volumes de dados na aquisição e no processamento dos sinais biomédicos. O projeto de circuitos integrados para aplicações específicas (ASICs) tem aumentado e melhorado a qualidade de sensores promovendo uma instrumentação inteligente, cada vez mais automatizada e embarcada, desde instrumentos portáteis até unidades de terapia intensiva de grandes hospitais.

A Unidade de Terapia Intensiva (UTI) é a unidade hospitalar destinada ao atendimento de pacientes graves ou de risco que dispõe de assistência médica e de enfermagem ininterruptas, com equipamentos específicos próprios, recursos humanos especializados e que tem acesso a outras tecnologias destinadas a diagnóstico e terapêutica (ANVISA, 2010).

O Monitor de UTI é um exemplo de equipamento biomédico que pode agregar vários instrumentos de medição empregando processos automatizados de monitoramento ininterrupto dos sinais vitais de um paciente. Os equipamentos e materiais de monitoração

contínua comuns a qualquer unidade de terapia intensiva são: frequência respiratória, oximetria de pulso, frequência cardíaca, cardioscopia, temperatura e pressão arterial não-invasiva (ANVISA, 2010).

Com a evolução da tecnologia, alguns monitores de UTI receberam várias características de sistemas embarcados tornando-se portáteis, com maior capacidade de armazenamento e processamento de dados, autonomia de fonte de energia da rede elétrica por horas de monitoramento e conectividade à internet.

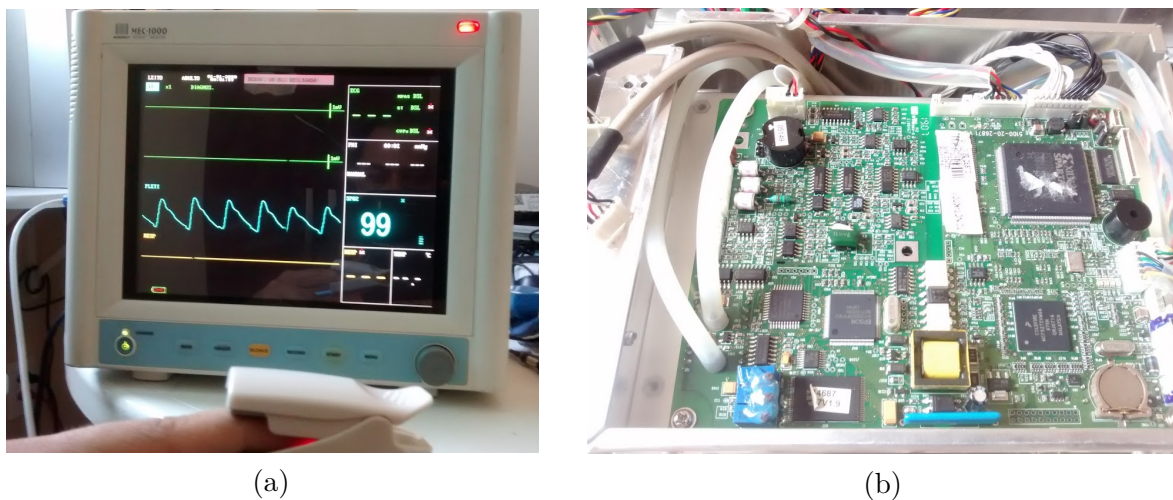
A integração de novos recursos ao monitor de UTI aumenta a complexidade do equipamento. Além disso, Nuez (2014) confirma que equipamentos deste nicho são compostos de soluções privadas, abertas somente para grandes empresas ou mediante especificação de pesquisa que se pretende fazer junto ao fabricante, o que dificulta a manutenção e o reparo.

Nepomuceno (2002) afirma que o parque instalado no Brasil de equipamentos médico-hospitalares em operação é estimado em US\$ 6 bilhões, representando dispêndios anuais de manutenção de US\$ 450 milhões (3,5% do Orçamento da União para a Saúde). Os equipamentos inoperantes ou operantes precários por falta de assistência técnica somam US\$2 bilhões, ou seja, 30% de todo o parque. Já Anahp (2015) mostra que as despesas com manutenção e assistência técnica foram as que apresentaram crescimento mais expressivo entre os anos de 2013 e 2014, sendo de 15,6%.

Estas dificuldades foram confirmadas quando da aquisição de um monitor de UTI para estudo e compreensão do seu funcionamento. O alto grau de integração dos componentes em uma só placa de circuito impresso, apresentado na Figura 1, dificultou a identificação dos circuitos relacionados a cada sinal biomédico medido e o entendimento das características técnicas do equipamento e, conseqüentemente, qualquer atividade de manutenção ou reparo do aparelho.

A motivação para esta dissertação é propor uma arquitetura de monitor de UTI que seja modular, na qual haja interoperabilidade entre módulos de diferentes fabricantes, que proporcione fácil identificação e substituição de peças defeituosas, que possa ser melhorada com a simples troca de módulos, evitando o descarte de um monitor de UTI em função de defeito pontual, propondo como correção ao problema, a substituição do referido módulo defeituoso, diminuindo o *downtime*.

Figura 1 – Monitor de UTI adquirido para estudo, modelo MEC-1000; (a) Parte externa; (b) Parte interna.

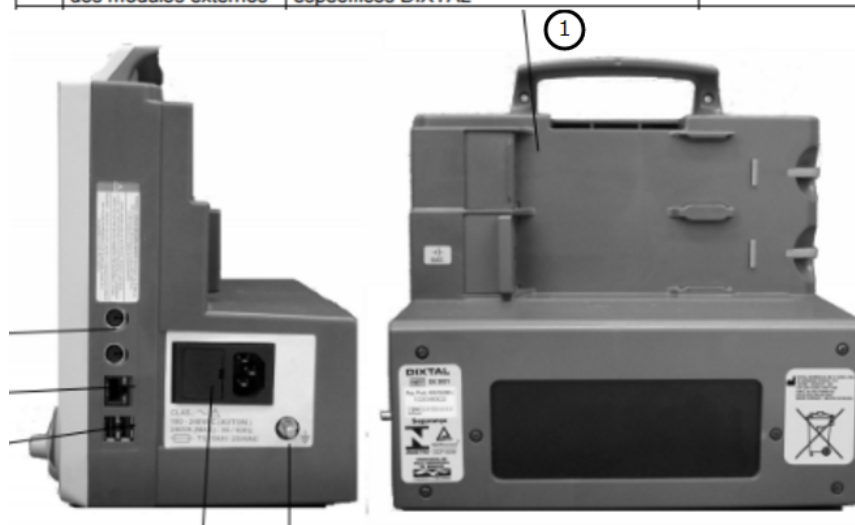


Fonte: Autoria própria.

Alguns monitores de UTI já possuem características similares, segundo pesquisa em Anvisa (2017), mas a solução é restrita aos módulos do fabricante e não há interoperabilidade com outros fabricantes, conforme a Figura 2. Por isso, pesquisou-se padrões internacionais que propiciassem o desenvolvimento de um monitor de UTI modularizado onde os módulos utilizariam interfaces de comunicação e APIs padronizadas.

Figura 2 – Exemplo de monitor com partes modulares encontrado em Anvisa (2017), modelo DX2021, fabricante Dixtal.

Nº	DESCRIÇÃO CONECTOR	REQUISITOS DE SEGURANÇA E DETALHES	PADRÃO CONECTOR
1	Trios para conexão dos módulos externos	Podem apenas ser usados com módulos específicos DIXTAL	Padrão DIXTAL



Fonte: (DIXTAL, 2017).

O padrão que atendeu as demandas levantadas foi o conjunto de protocolos IEEE 1451, *Standards for Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators*, família de padrões que define e descreve interfaces para conexão de transdutores (sensores e atuadores) à microprocessadores, sistemas de instrumentação e controle e outros sistemas dotados de transdutores, de forma independente da rede de comunicação (SONG; LEE, 2008).

De forma sucinta, o padrão IEEE 1451 é dividido em dois módulos: o NCAP, que corresponde ao sistema de controle da rede de transdutores, o qual é definido pela norma IEEE 1451.1 e o TIM, que corresponde aos transdutores da rede, o qual é descrito de acordo com a interface de comunicação com o NCAP. (SANTOS FILHO, 2012).

Aplicando-se os conceitos do protocolo IEEE 1451 aos requisitos propostos para o monitor de UTI modularizado, pode-se modelar a arquitetura de um equipamento similar a Figura 3, onde a rede de transdutores, TIM, é composta pelos dispositivos que realizam a aquisição dos parâmetros fisiológicos.

O microprocessador e os dispositivos de interface com o usuário formam o NCAP, que controla a operação do sistema. Dessa forma os TIMs de diferentes fabricantes de sensores podem conectar-se e operar com NCAPs de um fornecedor de rede de sensores específico através de uma interface padronizada pelo protocolo IEEE 1451.

A arquitetura proposta é validada através da prototipação de módulos sensores biomédicos TIMs e da implementação de um NCAP baseado em kits de desenvolvimento de baixo custo. Todas as etapas de aplicação do protocolo IEEE 1451 foram seguidas resultando na integração dos módulos, formando o monitor de UTI, em que os resultados funcionais e não funcionais foram analisados.

## 1.1 Objetivos

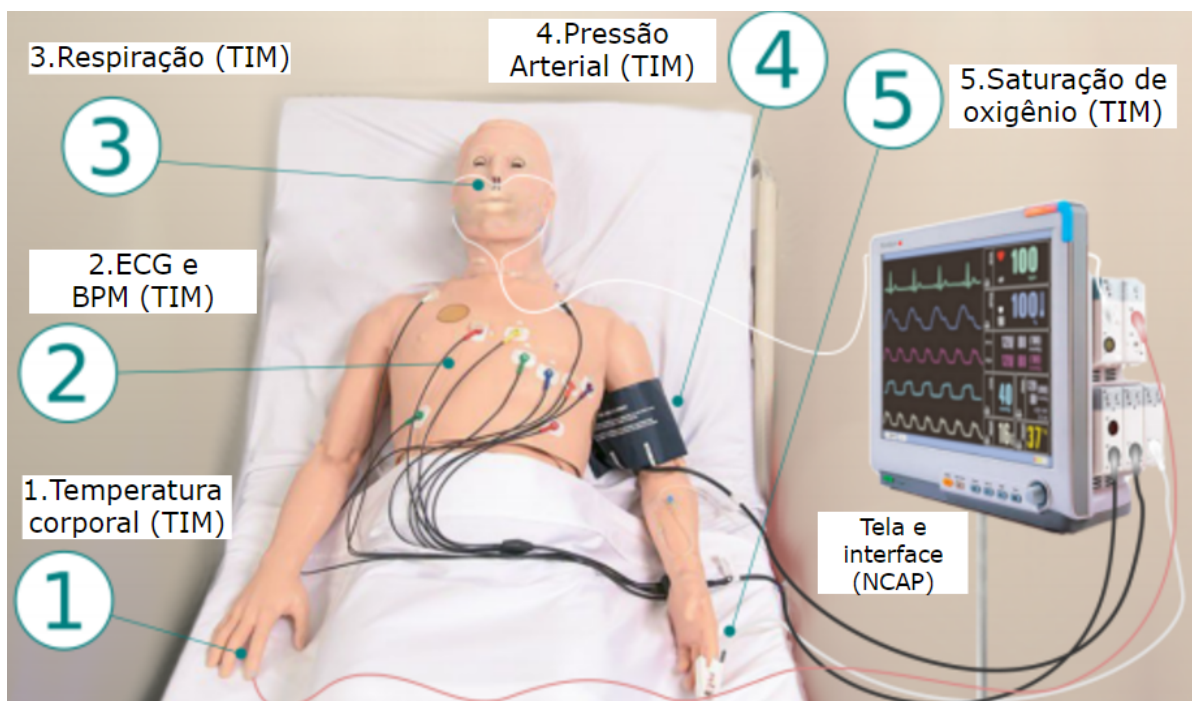
O objetivo geral dessa dissertação é propor uma arquitetura de *hardware* para monitor de UTI, baseado nos protocolos IEEE 1451, criando módulos sensores inteligentes utilizando plataformas de desenvolvimento comerciais.

Durante o desenvolvimento desta dissertação outros objetivos específicos são alcançados:

- I. análise dos equipamentos que compõem um monitor de UTI e especificação de seus



Figura 3 – Imagem de monitor de UTI modular.



Fonte: Autoria própria.

componentes em diagrama de blocos;

- II. modelo de arquitetura de *hardware* para monitor de UTI segundo o protocolo IEEE 1451;
- III. aquisição e validação de kits de desenvolvimento para aplicações biomédicas;
- IV. proposição de cinco módulos de sensores biomédicos inteligentes com funcionalidade auto-descritíveis, *plug-and-play* em consonância com o protocolo IEEE 1451;
- V. descrição de módulos sensores através de folhas de dados eletrônicas e seus formatos de dados;
- VI. implementação de um nó central de processamento, NCAP, baseado em kit de desenvolvimento comercial; e
- VII. integração dos módulos para desenvolver uma aplicação de monitor de UTI.

## 1.2 Produção científica

Como resultado dos métodos estudados e implementados, foi gerado até o momento o seguinte trabalho científico:

- I. PEREIRA, M. W. P. et al. Arquitetura de *hardware* para monitor de UTI empregando mecanismos de tolerância a falhas. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Foz do Iguaçu-PR, Out. 2016.

## 1.3 Organização da dissertação

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos. O segundo capítulo apresenta a fundamentação teórica de instrumentação médica, processamento de sinais biomédicos e sensores inteligentes, padrão IEEE 1451, além de revisão bibliográfica. O terceiro capítulo apresenta a metodologia adotada para o desenvolvimento desta dissertação, inicialmente a modelagem da arquitetura de *hardware* para monitor de UTI, combinando o sistema generalizado de instrumentação biomédica ao conjunto de protocolos IEEE 1451, *Standard to Smart Sensors*, e, posteriormente, a implementação da prova de conceito, descrevendo todas as etapas de desenvolvimento até a integração dos módulos TIM com o NCAP . O quarto capítulo apresenta os resultados e, por fim, no quinto capítulo são apresentadas as conclusões, contribuições e as perspectivas de trabalhos futuros.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste Capítulo são descritos alguns fundamentos da área de processamento de sinais biomédicos, características dos equipamentos que compõe um monitor de UTI e o protocolo IEEE 1451. Também é apresentada uma revisão bibliográfica discorrendo sobre contribuições das principais referências desta dissertação.

### 2.1 Instrumentação Médica

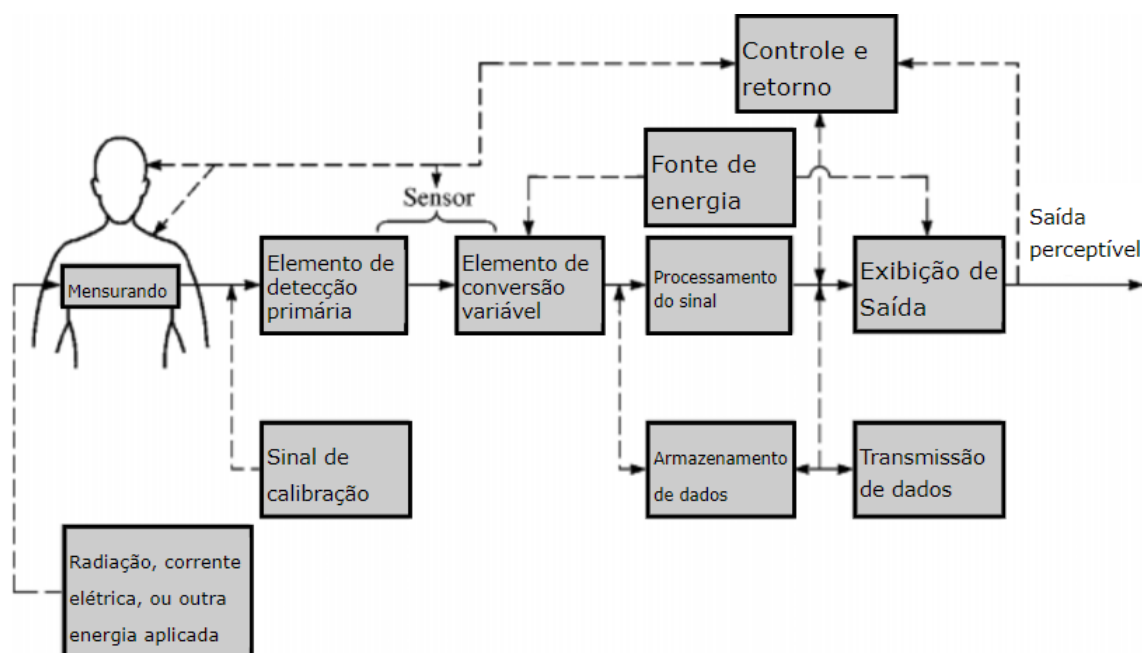
Um instrumento é um dispositivo de determinação do valor de uma grandeza ou variável. Instrumentos biomédicos são designados como equipamentos elétricos, eletrônicos, mecânicos destinados ao diagnóstico, tratamento ou monitoração de pacientes, sob supervisão médica, que estabelecem contato físico com os mesmos, ou seja, estes são utilizados para:

- i. Melhorar o entendimento do funcionamento de sistemas biológicos (investigações clínicas);
- ii. Monitoração do estado fisiológico de pacientes (UTI / Recuperação);
- iii. Controle de um processo biológico em geral (terapia: R-X, Bisturi elétrico).

O sistema generalizado de instrumentação médica, Figura 4, propõe técnicas de medição por inferência, baseadas na obtenção da relação matemática ou estatística da quantidade biológica com a quantidade medida, em que o sinal é processado e exibido de forma que um ser humano possa perceber a informação (WEBSTER, 2009).

O bloco Mensurando define a quantidade física, propriedade ou condição que o sistema mede. O bloco Elemento de detecção primária representa o elemento que converte uma medida física para um sinal elétrico. O bloco Elemento de conversão variável especifica o princípio de medição que condiciona o sinal elétrico através de etapas de filtragem e amplificação. O bloco Controle e retorno corresponde aos dispositivos de interface com o usuário para controlar e indicar o estado de operação do instrumento. O bloco Processamento do sinal realiza o processo de conversão do sinal analógico para digital, o controle e retorno das leituras do sensor e acionamento do atuador, além do envio de dados para armazenamento, transmissão e exibição. O bloco Fonte de energia especifica

Figura 4 – Sistema Generalizado de Instrumentação Médica.



Fonte: Adaptado de (WEBSTER, 2009).

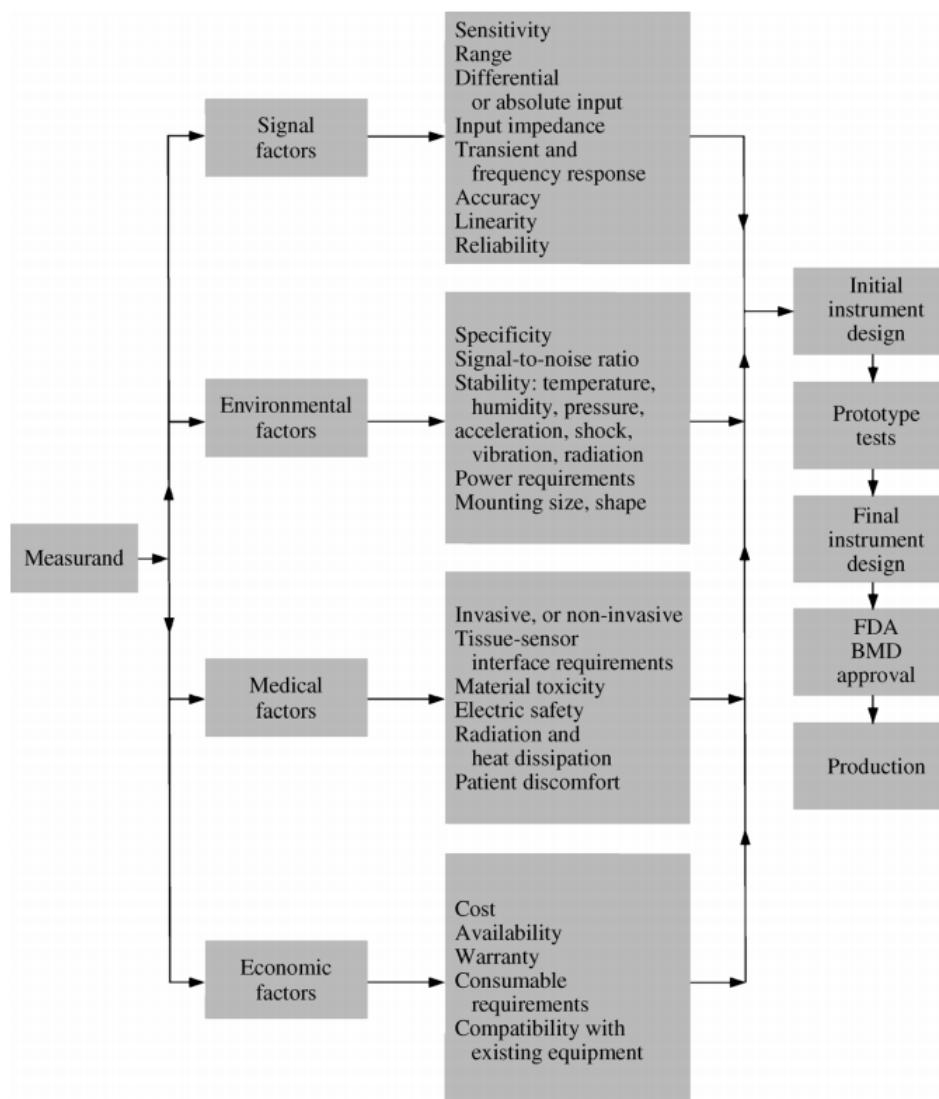
a fonte de energia proveniente da rede elétrica ou de bateria recarregável, é composto por circuitos reguladores de tensão que alimentam os demais blocos do instrumento. O bloco Radiação, corrente elétrica, ou outra energia aplicada indica os dispositivos que atuam no mensurando aplicando alguma forma de energia para auxiliar o processo de medição do sensor. O bloco Sinal de calibração corresponde ao sinal inserido na entrada do sensor para testar a precisão do processo de medição do instrumento. O bloco Armazenamento de dados, corresponde ao componente que armazena dados do sinal processado. O bloco Transmissão de dados corresponde ao componente que transmite os dados do sinal processado. O bloco Exibição de saída define o formato de exibição compreensível para a interpretação do usuário.

### 2.1.1 Processo de Desenvolvimento de um Instrumento Médico

Muitos fatores afetam o desenvolvimento de um instrumento médico; impondo restrições ao projeto. Mesmo assim, alguns fatores gerais podem ser especificados como os fatores sinal, ambiente, médico e econômico, os quais são incorporados no início do processo de desenvolvimento do instrumento. Após a especificação destes fatores na forma de requisitos, o processo de desenvolvimento evolui até a criação de protótipos para testes, etapa que pode ser repetida até se alcançar as especificações funcionais e não funcionais do

projeto, resultando em uma versão final do instrumento, a qual deve passar pela aprovação de órgãos reguladores de saúde e comerciais como FDA, ANVISA ou BMD para finalmente ser produzido e comercializado, conforme detalha a Figura 5.

Figura 5 – Sistema Generalizado de Instrumentação Médica.



Fonte: (WEBSTER, 2009).

## 2.2 Cardioscopia

A cardioscopia é realizada com a utilização de um cardioscópio, aparelho de uma tela na qual podem ser representados, graficamente, a ação e os ruídos do coração (DICIO, 2017).

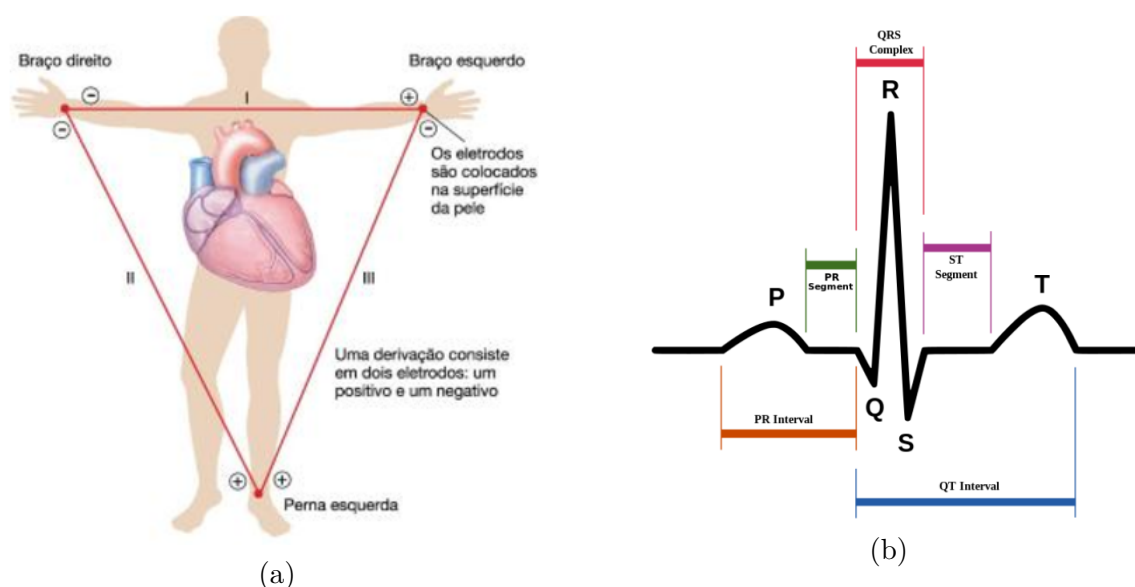
Funcionalmente similar ao eletrocardiograma (ECG) de três vias, este aparelho exhibe uma derivação do sinal elétrico do coração através de três eletrodos conectados ao

mensurando, sendo utilizado em monitorização prolongada. O ECG é formado pela onda P, pelo complexo QRS e pelas ondas T e U (BURGHARDT, 2011).

Os valores normais das tensões registradas e características do ECG dependem da maneira na qual os eletrodos foram dispostos na superfície do corpo. Willem Einthoven propôs o primeiro sistema de derivações em 1924, que se baseia na utilização de três eixos de projeção no plano frontal do corpo, formando assim um triângulo equilátero conhecido como o triângulo de Einthoven (SANCHES; MOFFA, 2010).

As posições dos eletrodos na Figura 6 são definidas pelos pontos RA (abreviatura de *Rigth Arm*, em português, braço direito), LA (*Left Arm*, braço esquerdo) e LL (*Left Leg*, perna esquerda) (BURGHARDT, 2011).

Figura 6 – Eletrodos e o sinal do ECG: (a) Derivações bipolares de Einthoven; (b) Registro do sinal típico do eletrocardiograma.



Fonte: (FERRAZ, 2011).

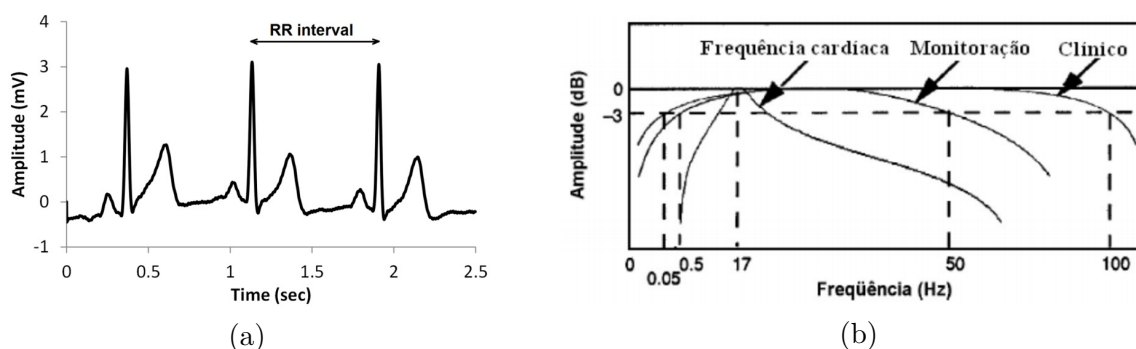
O registro dos sinais do ECG depende da disposição dos eletrodos na superfície do corpo. Nos registros não invasivos, as tensões do complexo QRS são da ordem de 1 mV entre a linha de base e o pico da onda R. A onda P possui tensões entre 0,1 e 0,3 mV; a onda T, tensões entre 0,2 e 0,3 mV (SANCHES; MOFFA, 2010).

Dependendo da aplicação desejada, é necessária uma largura de banda distinta na aquisição do sinal. Para fins clínicos é usada a faixa de frequência entre 0,05 e 250 Hz, conforme WEBSTER (2009), mas Cromwell, Weibell e Pfeiffer (1980) afirma que para

aplicações de monitoração, a faixa de frequência entre 0,5 e 50 Hz é suficiente. A frequência cardíaca (FC) é determinada em uma faixa centrada em 17 Hz conforme o intervalo de tempo entre dois picos R da onda QRS da Figura 7 e calculada pela Equação 2.1.

$$FC = \frac{1500}{RRinterval} \quad (2.1)$$

Figura 7 – Características do sinal do ECG: (a) Intervalo entre dois complexos QRS; (b) Faixas de frequência para aplicações de eletrocardiografia.



Fonte: (CROMWELL; WEIBELL; PFEIFFER, 1980).

### 2.3 Pressão Arterial

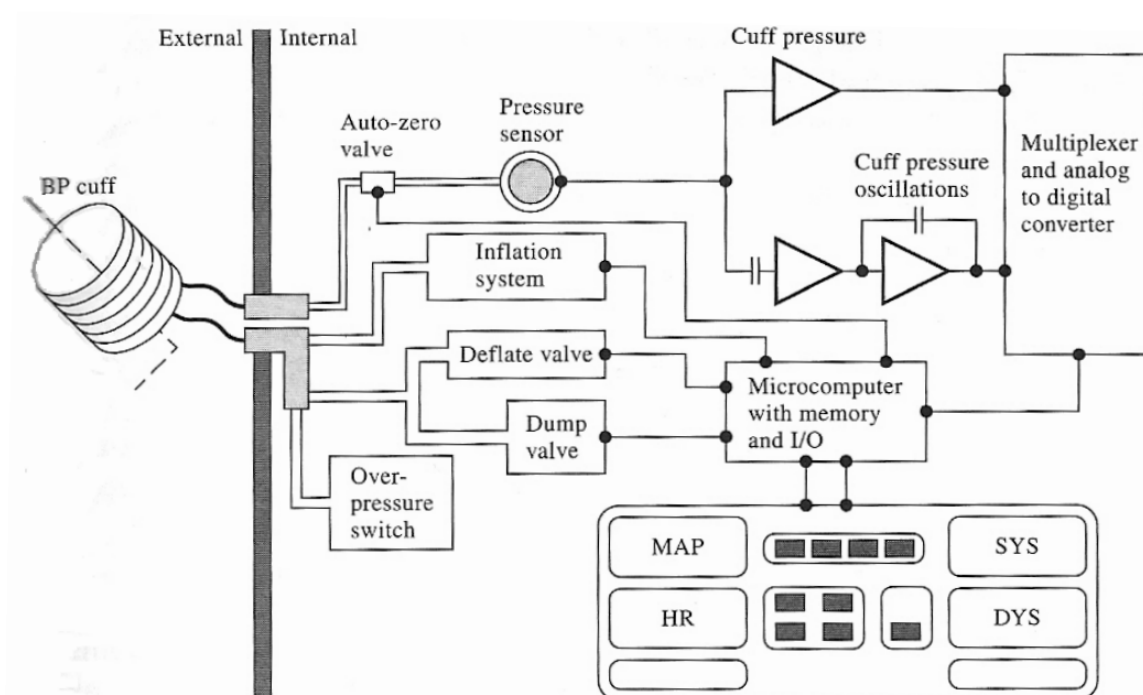
A pressão sanguínea é a força exercida pelo sangue sobre as paredes dos vasos ou sobre as paredes de uma cavidade cardíaca. A pressão sanguínea resulta da atividade do coração como bomba, de tal forma que a sua medição é importante para monitorar o estado do sistema cardiovascular. A pressão sanguínea pode ser medida em artérias (pressão arterial), veias (pressão venosa) ou nas cavidades cardíacas, por exemplo, durante sessões de cateterismo cardíaco. A unidade padrão de medida da pressão arterial é milímetros de mercúrio (mmHg).

Para efetuar as medidas de pressão no sistema cardiovascular há dois métodos: um invasivo e um não invasivo. O método invasivo, também denominado direto, consiste na inserção de cateter em uma artéria, o qual ligado a um transdutor, possibilita a determinação da pressão intra-arterial. O método não invasivo, também denominado indireto, faz uso de um esfigmomanômetro e pode ser automatizado, mas não fornece um traçado contínuo da pressão, permitindo medir apenas as pressões sistólica e diastólica. É menos preciso do que o método direto e a aferição não ser repetida em intervalos curtos.

Outra desvantagem é a dificuldade de medir valores baixos de pressão.

Para os esfigmomanômetros semiautomáticos e automáticos o princípio de funcionamento é baseado no processo de medida manual. Nos equipamentos semi-automáticos, insufla-se o manguito de borracha e, a partir daí, o equipamento faz a deflação e os demais passos da medição, automaticamente, sem a intervenção do operador. Nos esfigmomanômetros automáticos até o processo de insuflar o manguito é feito sem a intervenção do operador. Tais equipamentos estão se tornando cada vez mais confiáveis e a sua aceitação para monitorar a pressão arterial de forma intermitente nas unidades de terapia intensiva é cada vez maior, sobretudo porque é menos traumático do que o método direto (CARVALHO, 2008). Um diagrama de blocos para esfigmomanômetro automático é exibido na Figura 8.

Figura 8 – Diagrama de blocos de um esfigmomanômetro automático.



Fonte: (WEBSTER, 2009).

## 2.4 Frequência Respiratória

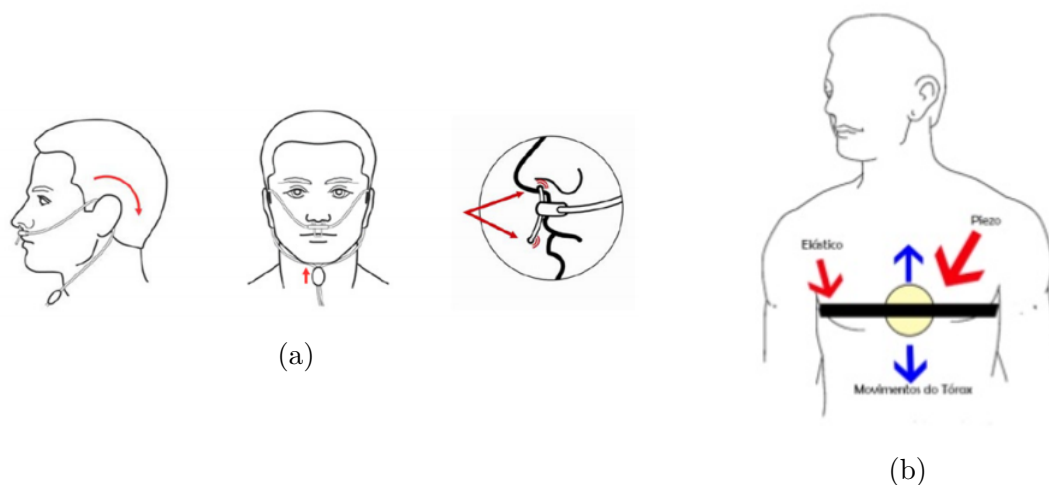
O sistema respiratório é responsável pela troca de gases no sistema circulatório com o meio ambiente. Também é o responsável por nosso olfato, por filtrar o ar que inspiramos, por aquecer e umedecer o ar inspirado, pela retirada de água e calor do organismo e



também pela produção de sons. Segundo Morillo et al. (2010), a taxa respiratória durante o fluxo respiratório normal é de 6 a 30 ciclos por minuto. O que corresponde a uma faixa de frequência de 0,1Hz a 0,5Hz.

A frequência respiratória pode ser monitorada com os seguintes sensores: cânula nasal e cinta de expansão torácica. Estes dispositivos possibilitam medir a taxa de respiração de um paciente em necessidade de ajuda respiratória. A cânula nasal é constituída por um fio flexível, que se encaixa por trás das orelhas, e um conjunto de dois pinos, que são colocados nas narinas, nos quais é medida a taxa de respiração. A cânula permite que o transdutor termopar seja colocado na posição ideal para detectar com exatidão as alterações térmicas de fluxo de ar nas vias nasais, bem como a temperatura do ar nasal, conforme a Figura 9 (NUEZ, 2014).

Figura 9 – Posicionamento dos sensores: (a) De fluxo nasal; (b) Da cinta de expansão torácica.



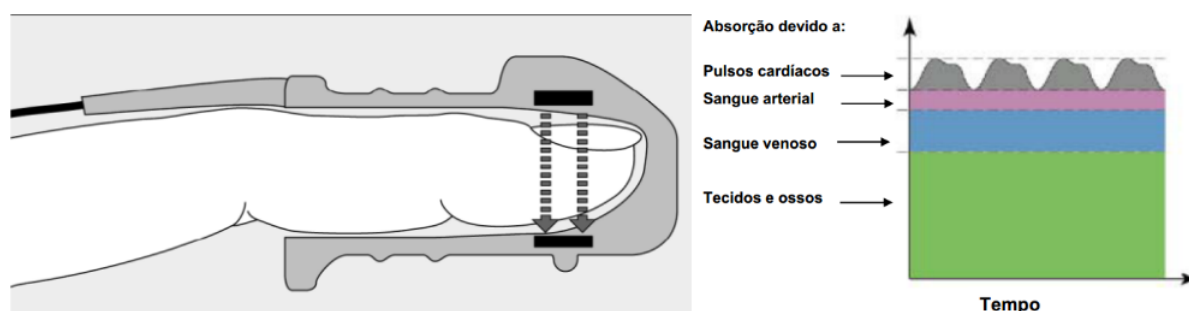
Fonte: (a)(NUEZ, 2014); (b) (TAKAHASHI, 2015).

A cinta de expansão torácica consiste de um sensor para identificar o momento de inspiração e expiração torácica. O piezoresistor da Figura 9 converte movimentos de respiração peitorais ou abdominais em uma pequena tensão que fornece uma indicação clara e confiável em formas de ondas de respiração, além de fornecer uma medida qualitativa do esforço respiratório (TAKAHASHI, 2015).

## 2.5 Oximetria

O oxímetro de pulso é um instrumento médico utilizado para monitorar a oxigenação no sangue dos pacientes medindo o nível de oxigênio e a frequência cardíaca. É composto de uma ponta de prova eletrônica em que é colocada sobre uma parte periférica do corpo como o dedo ou a orelha. Dentro da ponta de prova são utilizados dois diodos emissores de luz (LED), um no espectro visível vermelho (660 nm) e o outro no espectro infravermelho (940 nm), e um fotoreceptor (fotodiodo). A Figura 10 ilustra a ponta de prova de oximetria e as faixas de absorção de luz.

Figura 10 – Ponta de prova e absorção de luz.



Fonte: (PHILIPS, 2017).

A grandeza que exprime o grau de oxigenação da hemoglobina presente na corrente sanguínea é denominada de Saturação de Oxigênio, frequentemente referida como  $SaO_2$  ou  $SpO_2$ , é definida como a razão entre a concentração de hemoglobina oxigenada ( $HbO_2$ ) e a Hemoglobina total presente no sangue que pode ser determinada por:

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \quad (2.2)$$

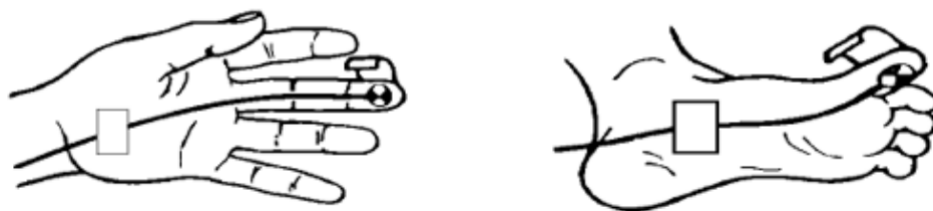
## 2.6 Temperatura Corporal

Os seres humanos, sob condições fisiológicas normais, mantêm uma temperatura constante ao redor do corpo  $36,6 \text{ }^\circ\text{C}$  permanecendo dentro de limites graças a um número de mecanismos que favorecem o equilíbrio térmico.

Em geral a temperatura oral é um bom indicador da temperatura do interior do corpo e, normalmente, fica entre  $36$  e  $37,8 \text{ }^\circ\text{C}$ . A temperatura retal é de cerca de  $0,3-0,6$

°C acima da bucal. Este controle é preferível em crianças pequenas, doentes em estado grave e quando a aferição oral não é de confiança. A temperatura da pele, como na Figura 11, é menos representativa da temperatura interna e varia com o estado de vasoconstricção e a distância para os grandes vasos (NUEZ, 2014).

Figura 11 – Posicionamento de um sensor de temperatura nas extremidades do corpo.



Fonte: (NUEZ, 2014).

## 2.7 Protocolo IEEE 1451

O objetivo da família IEEE 1451 (*Standards for Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators*) é definir um conjunto comum de interfaces para conectar transdutores inteligentes a redes, sistemas e instrumentos, através das tecnologias de comunicação emergentes (SONG; LEE, 2008).

Segundo Song e Lee (2008) os objetivos e especificidades da norma IEEE 1451 podem ser sintetizados pelos seguintes pontos:

- i. desenvolver interfaces de transdutores independentes de rede e fabricante;
- ii. permitir que transdutores sejam substituídos ou movidos com o mínimo de trabalho;
- iii. eliminar etapas de configuração manual sujeita a erros;
- iv. promover modelos genéricos para dados, controle, temporização, configuração e calibração de transdutores;
- v. desenvolver uma documentação eletrônica no transdutor, que permita ao sensor se identificar em uma rede. Para isso se utiliza o TEDS, que pode documentar informações de localização, dia de calibração, relatos de reparos e dados de manutenção;
- vi. possibilitar conexão *plug and play*, a permitir uma interface de comunicação para transdutores separados fisicamente; e

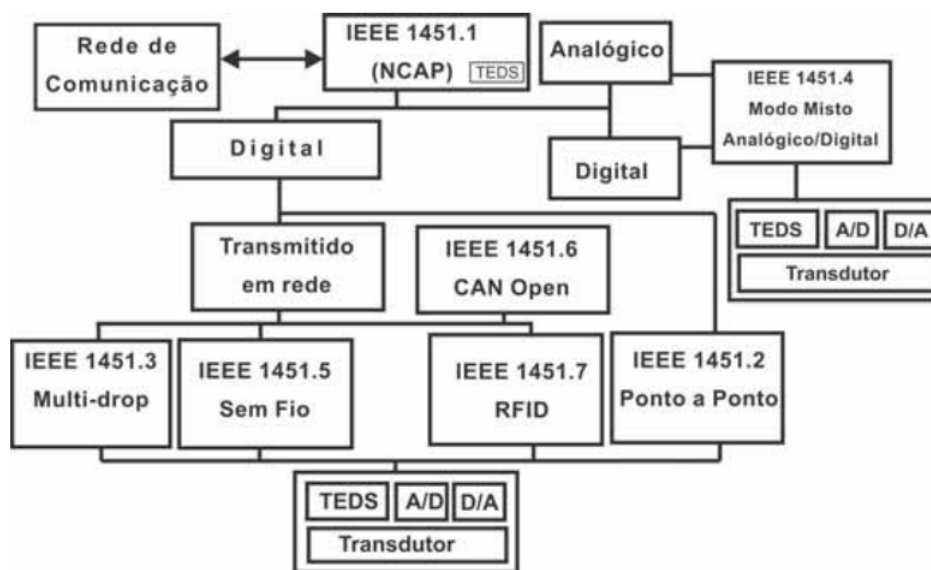
vii. facilitar o suporte a múltiplas redes.

Todas essas características apresentadas são especificadas e padronizadas nos protocolos que compõe a família IEEE 1451. Neste trabalho serão seguidas as normas IEEE 1451.0, IEEE 1451.1 e IEEE 1451.2.

### 2.7.1 Estrutura do protocolo IEEE 1451

Em 1993, ano do início do desenvolvimento das normas IEEE 1451, o trabalho de criar uma interface comum para transdutores inteligentes foi separado em grupos. Cada grupo se encarregou de desenvolver e propor as normas específicas que, posteriormente, constituiriam a família do protocolo IEEE 1451. Com o tempo esses grupos se estabeleceram e ao passo das publicações, o protocolo se constituiu até o modelo atual apresentado na Figura 12 (SANTOS FILHO, 2012).

Figura 12 – Diagrama do família do padrão IEEE 1451.



Fonte: (SANTOS FILHO, 2012)

No padrão IEEE 1451.0, a norma define um conjunto de APIs (*Application Programming Interfaces*) que caracterizam comandos, operações e padrões de TEDS. Sua funcionalidade independe da camada física para comunicação entre transdutores e módulos de processamentos.

O padrão IEEE 1451.1 define um modelo comum que descreve o comportamento de transdutores inteligentes, desde as medições até a transmissão de dados.

Já o padrão IEEE 1451.2 define uma conexão ponto a ponto entre transdutores e o NCAP. A norma original contemplava apenas a interface TII, baseada na camada de comunicação SPI acrescida de linhas de controle, de fluxo e de temporização. Nas propostas atuais as interfaces foram ampliadas acrescentando as conexões RS-232, RS-485, UART e USB.

### **2.7.2 Padrão IEEE 1451.0**

A norma IEEE 1451.0, *Standard for a Smart Transducer interface for Sensors and Actuators - Common Functions, Communication Protocols, and Electronic Data Sheet (TEDS) Format*, cria uma lista de funções, protocolos e formatos comuns para facilitar a interoperabilidade entre todos os membros da família IEEE 1451 que utilizam interfaces digitais (IEEE, 2007). Em outras palavras, o objetivo do protocolo é atingir a interoperabilidade no nível de dados, quando múltiplos sensores com ou sem fio são conectados para formar o sistema (SONG; LEE, 2008).

O propósito do padrão é permitir aos fabricantes construir elementos interoperáveis dentro de sistemas de transdutores. Para realizar essa meta, a família de padrões IEEE 1451.0 define duas categorias de dispositivos: o TIM, que corresponde ao módulo que engloba os transdutores, o conversor analógico-digital, a interface de comunicação e a memória TEDS; e o NCAP, que conecta os usuários em rede a esses módulos de transdutores remotos (IEEE, 2007). A conexão entre TIMs e NCAP é realizada através de uma interface física especificada pela norma IEEE 1451.2.

A norma IEEE 1451.0 também define as APIs disponíveis entre os diferentes blocos do modelo, a estrutura das mensagens trocadas entre NCAP e o TIM, o formato do TEDS e sua forma de acesso, os modos de operação e transferência que podem ser disponibilizados pelo TIM, o conjunto de comandos, a descrição das funções que devem ser realizados por um TIM e os serviços providos ao NCAP.

Para o IEEE 1451.0 o conjunto formado pelos transdutores, os componentes de aquisição e processamento de sinais são chamados de *Transducer Channel*, o qual é associado a um número de identificação de 1 a 255, valor que serve para distinguir os diferentes sensores existentes no mesmo módulo TIM. Além disso, permite endereçar os comandos enviados pelo NCAP.

Os TEDS são padronizados pelo protocolo IEEE 1451.0. A principal característica desse padrão é a possibilidade de armazenar um conjunto de informações nos transdutores com o intuito de descrever um TIM ou um *Transducer Channel*; através de uma folha de dados eletrônica (*Datasheet*). Com essas informações é possível identificar e disponibilizar dados dos sensores de forma única e universal. Geralmente os TEDS são armazenados em memórias não-voláteis, como EEPROM ou FLASH, no mesmo circuito do sensor, mas também podem ser armazenadas em lugares distintos ao TIM, nesse caso são chamados TEDS virtuais.

Para a comunicação entre os *STIMs* e o *NCAP*, a norma IEEE 1451.0 determina mensagens com estruturas definidas passadas entre dispositivos através dos módulos de comunicação (TORRI, 2008). Três tipos de mensagens são definidas.

- i. *Command* - representados por comandos enviados pelo *NCAP* aos *STIMs*. Permitem a leitura e escrita de *TEDS* e de dados, além da configuração e controle dos módulos transdutores. Dentro da norma existem os comandos padrões e os definidos pelo próprio fabricante.;
- ii. *Command Reply* - respostas originadas nos *STIMs* com destino ao *NCAP*;
- iii. *TIM Initiated Message* - comandos que partem diretamente dos TIMs ao *NCAP*.

### 2.7.3 Padrão IEEE 1451.1

A norma IEEE 1451.1 – *Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Network Capable Application Processor (NCAP) Information Model* – tem como objetivo definir um modelo comum orientado a objeto de interface de *software* que gerencie a comunicação entre transdutores inteligentes e redes de acesso remoto de dados (SONG; LEE, 2008).

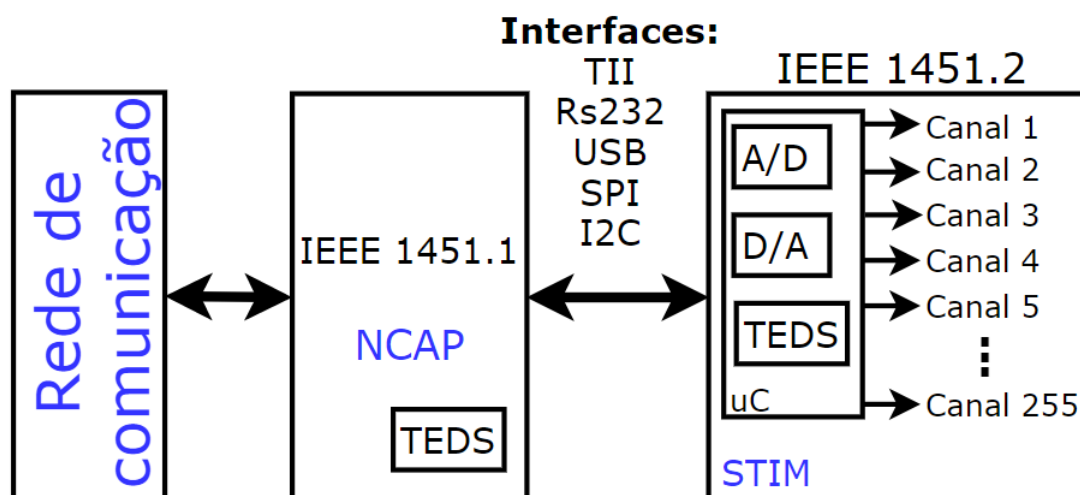
A especificação abstrai detalhes referentes à configuração da arquitetura que deve ser construída, isto é, independe da tecnologia empregada. Esta especificação é composta por três definições fundamentais: o *NCAP*, que estabelece a modelagem propriamente dita do sensor inteligente conectado a uma rede; o modelo de dados, que define a formatação dos dados fornecidos pelo sensor; e o modelo de comunicação, que especifica as arquiteturas de comunicação com as redes permitidas (IEEE, 2000).

### 2.7.4 Padrão IEEE 1451.2

A norma IEEE 1451.2, *Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Transducer to Microprocessor Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats*, define a arquitetura de interface para a comunicação digital entre um módulo de transdução inteligente, *Smart Transducers Interface Module* (STIM), e um processador de rede NCAP.

O STIM é um módulo que conecta um ou mais transdutores com a finalidade de garantir a capacidade *plug and play* à aplicação. Um STIM pode ter de 1 a 255 transdutores conectados a ele. Além disso, pode conter um circuito interno de condicionamento de sinal, como conversores A/D e D/A, uma memória não volátil para o armazenamento dos TEDS e lógica necessária para realizar a comunicação através de uma de suas interfaces padronizadas: TII, RS-232, SPI, I2C ou USB. As interfaces e um exemplo de configuração de *hardware* para o desenvolvimento do modelo de STIM é ilustrado na Figura 13.

Figura 13 – Modelo do padrão IEEE 1451.2.



Fonte: Adaptado de (SANTOS FILHO, 2012).

## 2.8 Revisão bibliográfica

Nesta subseção é apresentada uma descrição dos principais trabalhos correlacionados à temática desta dissertação.

O monitor de UTI é um sistema de monitoramento multiparamétrico de sinais vitais, classificado como um equipamento eletromédico de diagnóstico, em que ANVISA

(2010) define o conjunto mínimo de sinais biomédicos que devem ser monitorados para compor o equipamento. Já Inmetro (2017), na sessão Problemas de rastreamento de ensaios em equipamentos eletromédicos, conforme a norma NBR IEC 60601-2-49 - Monitores Multiparamétricos, constata-se que há um problema relacionado à falta de padrão nacional para este tipo de equipamento, visto que há vários formatos presentes no mercado. A solução apontada foi a comparação interlaboratorial como forma de avaliar os equipamentos para tentar-se criar um padrão.

O trabalho de Priya et al. (2013) propôs um sistema embarcado operando como monitor de UTI capaz de enviar dados por comunicação sem fio para acesso remoto. Segundo o autor, os equipamentos estão cada vez mais automatizados e inteligentes, o sistema foi desenvolvido para executar várias tarefas em um ambiente adverso. A máquina inteligente é composta por várias unidades: sensor de pressão, sensor de temperatura, ECG, LCD, módulo de comunicação sem fio e alarme, que operam de forma síncrona coordenados por um microcontrolador PIC16F877. Na conclusão do trabalho afirma-se que os sistemas de monitoramento de pacientes estão emergindo em resposta ao aumento das necessidades de saúde em virtude do envelhecimento da população.

De maneira similar, Payne e Harmah (2015) propuseram um sistema de monitoramento multiparamétrico de paciente por telemetria. Os sensores empregados no sistema foram temperatura, frequência cardíaca, pressão e ECG. Este sistema compôs uma rede de sensores *wireless* baseada nas tecnologias ZigBee e GSM que enviavam os dados coletados dos sensores para um segundo sistema composto por PC, display LCD e buzina, com o qual um profissional de saúde pôde acompanhar os parâmetros fisiológicos do paciente e ser alertado quando uma anomalia fosse detectada. A solução foi implementada utilizando o microcontrolador 8051. Os parâmetros de configuração puderam ser modificados à medida que a condição do paciente melhorava e o monitoramento remoto significativo da saúde do paciente era assegurado.

Um sistema de monitoramento também foi proposto por Nuez (2014), uma plataforma de sensores biomédicos (*e-Health*) destinada a ser um centro de diagnóstico médico de baixo custo funcionando como uma placa de expansão conectada à uma placa base que pode ser da família *Arduino* ou *Raspberry*. O sistema é capaz de medir dez parâmetros biomédicos e disponibiliza bibliotecas de *software* para as plataformas de desenvolvimento citadas. Segundo o autor, a licença de uso é pública (GPL) permitindo



a customização das peças de *hardware* e *software*, indo na contramão das práticas de licenças privadas e altos custos do mercado de Engenharia Biomédica. O trabalho proposto tornou-se produto, denominado *e-Health Platform Sensor 2.0*.

Outros trabalhos utilizaram o *e-Health Platform Sensor 2.0*, como Yakut, Solak e Bolat (2014) que mede dados fisiológicos do ECG associando a plataforma de sensores ao *Raspberry Pi*. Os dados processados do ECG permitem encontrar a frequência cardíaca e sua variabilidade, dados empregados no diagnóstico de algumas doenças vitais. Neste trabalho o sinal do ECG é processado pelo *software* Matlab instalado em um PC. Já o trabalho de Birbas, Petrellis e Gioulekas (2015) utiliza o *e-Health Platform Sensor 2.0* para propor um sistema de controle de baixo custo para monitoramento local e remoto da saúde. O autor evidencia que devido ao esquema de calibração dos sensores, o sistema de monitoramento da saúde não poderia conseguir uma certificação médica comercial. Técnicas para melhoria da exatidão das medições e prolongamento do tempo de vida do sistema, operando exclusivamente com bateria, foram especificadas.

Como a gama de sensores biomédicos é grande, a diversidade em seus parâmetros e interfaces de comunicação dificultam a integração destes em novos sistemas e até mesmo nos sistemas existentes. O trabalho de Dorrnoro et al. (2015) propôs um protótipo com interface padronizada para sensores usando o protocolo IEEE 1451, a fim de facilitar a integração de diferentes soluções nos ambientes de assistência a vida. O sistema foi composto por dois sensores um acelerômetro e um sensor de temperatura. Conforme os autores, o uso do protótipo contribuiu como um caminho para a integração da solução com outros sistemas, já que, sem a aplicação do padrão, o desenvolvedor deveria usar um *driver* específico e ajustar o código do aplicativo com a API do *driver* para poder adquirir os dados do sensor. A interface proprietária é transparente do ponto de vista da implementação. O desenvolvedor apenas precisa conhecer a interface definida pelo IEEE 1451 para acessar as informações do sensor, bem como os dados.

Outro trabalho que visa a padronização da interface de comunicação dos sensores biomédicos foi proposto por Becari (2012), que apresentou os resultados do desenvolvimento e a utilização do padrão IEEE 1451 em duas aplicações de engenharia biomédica, sensores inteligentes de eletrocardiograma e de eletrogoniômetro, respectivamente. O trabalho mostrou que o padrão IEEE 1451 é capaz de ser integrado a diferentes plataformas de *hardware*, sistemas operacionais e linguagens de programação, destacando a possibilidade

de interoperabilidade entre distintos sensores. O módulo de controle da aplicação (NCAP) dos sensores inteligentes foi implementado por um *software* executado em PC. Os módulos sensores foram implementados em microcontroladores de baixo custo com seus respectivos circuitos de condicionamento. A API e as mídias de comunicação foram desenvolvidas e descritas através de uma folha de dados eletrônica que continha as configurações de cada sensor inteligente.

Um sensor inteligente é denotado por características específicas de configuração e operação, possuindo linguagem de máquina descritiva, denominada TEDS, dados e controle digitais, além de amostragem, estado e controle de operação próprios. Desde o trabalho de Song (2008), redes de sensores inteligentes foram implementadas através dos protocolos IEEE 1451.0, revisado em 2007, e IEEE 1451.2, em que os nós sensores (STIM) se conectam ao nó central (NCAP) por meio de interfaces de comunicação populares como o RS232. Em outra publicação, Song e Lee (2008) elencam os benefícios que o emprego deste protocolo de padrões proporciona: identificação e documentação automática de sensores e atuadores a longo prazo, redução das chances de erro humano, fácil instalação, atualização e manutenção, além da capacidade *plug and play*, operando sem qualquer necessidade de mudança no *software* do sistema.

Rodrigues Da Silva e Santos Filho (2012) afirmam que o padrão IEEE 1451 tem um vasto campo de aplicação, podendo ser utilizado na medicina, em aparelhos domésticos, periféricos de computador, entre outros. Em seu trabalho, módulos STIM foram desenvolvidos com microcontroladores de baixo custo, ATmega8, comunicando-se com o nó de rede NCAP por meio de interface serial RS232. Foram implementados sensores e atuadores como: sensor de temperatura, motor de passo e ventiladores. Os TEDS foram gravados na memória interna do microcontrolador e os testes retornaram sucesso às requisições de dados realizadas em computadores que simulavam o nó central NCAP.

Já Rana, Bergmann e Trevathan (2012) compartilharam suas experiências no uso de TEDS para habilitar a funcionalidade *plug-and-play* em um nó sensor STIM de baixo custo. Os autores afirmam que esta característica está se tornando inevitável para fazer a configuração e reconfiguração de redes de sensores de forma flexível e econômica. Neste trabalho são descritos os detalhes da escrita do TEDS e como esta folha de dados eletrônica pode ser acessada através de um nó sensor implementado na plataforma Arduino UNO.

Um termistor, conectado ao microcontrolador ATmega328p, foi utilizado para monitorar a temperatura e enviar os dados para um *software* de comando através da interface de comunicação serial RS232, conforme o padrão IEEE 1451.2.

Um módulo transdutor STIM possui a capacidade de ler ou controlar vários sensores e atuadores, associando um canal de dados para cada. Desta forma não é necessário um microcontrolador para cada grandeza mensurada ou controlada. No trabalho de Sreejithlal et al. (2015), o módulo transdutor consiste de dois canais de sensores, um canal de leitura de temperatura e um canal de leitura de pressão. Detalhes do *hardware*, princípios de controle envolvidos e implementação de *software* para o STIM foram descritos. A implementação utilizou um microcontrolador Aduc847 conectado ao módulo de controle, NCAP, através de porta serial RS232. Um programa executado em PC simula o comportamento do NCAP a fim de validar o STIM. Salienta-se que apesar da aplicação ter foco no baixo custo, o microcontrolador utilizado possui conversor A/D sigma-delta de alta resolução, 24 bits, diferente de outros trabalhos elencados onde a resolução do conversor A/D é de 10 bits.

O módulo de controle da aplicação conectada a rede de dados, NCAP, geralmente é implementado por meio de um *software* executado em PC, mas em Santos (2010) e Santos Filho (2012) foram desenvolvidos nós de rede central utilizando o processador embarcado NIOS II, gravado em FPGA, em conformidade com o padrão IEEE 1451. Conforme os autores, existem várias abordagens para o desenvolvimento deste módulo com destaque para as que utilizam microcontroladores de baixo custo, implementado nesta dissertação, e/ou FPGA. Salienta-se que durante a pesquisa não foi encontrado nenhum trabalho que implementou um NCAP com microcontroladores comerciais.

## 2.9 Resumo do capítulo

Neste capítulo foram explanados alguns conceitos necessários para a compreensão do desenvolvimento desta dissertação. Foram apontados fundamentos do processamento de sinais biomédicos, o modelo de instrumentação biomédica, o protocolo IEEE 1451. Também foi apresentada uma revisão bibliográfica das principais referências adotadas ao longo deste trabalho.

## 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os métodos e as ferramentas utilizadas para o desenvolvimento desta dissertação, compostos pelos tópicos: Projeto da Arquitetura do Monitor de UTI, descrevendo os métodos para modelar a referida arquitetura segundo o padrão IEEE 1451; Prova de conceito, descrevendo os materiais utilizados e o processo de desenvolvimento para validação de um monitor de UTI, conforme arquitetura proposta nesta Dissertação.

### 3.1 Projeto da arquitetura do monitor de UTI

O projeto de criação de uma arquitetura de *hardware* para equipamento eletromédico dedicado ao monitoramento multiparamétrico de sinais vitais semelhantes aos empregados em monitor de UTI, segue o processo de desenvolvimento para instrumentos médicos, especificado no capítulo anterior na Figura 5, em que os fatores sinal medido, ambiental, médico e econômico compõe os requisitos que determinam o sensor a ser utilizado e conseqüentemente os equipamentos necessários para processamento do sinal. Conforme (ANVISA, 2010), um monitor de UTI deve permitir a monitorização contínua dos sinais vitais: cardioscopia, frequência cardíaca, frequência respiratória, oximetria de pulso, pressão arterial não-invasiva e temperatura.

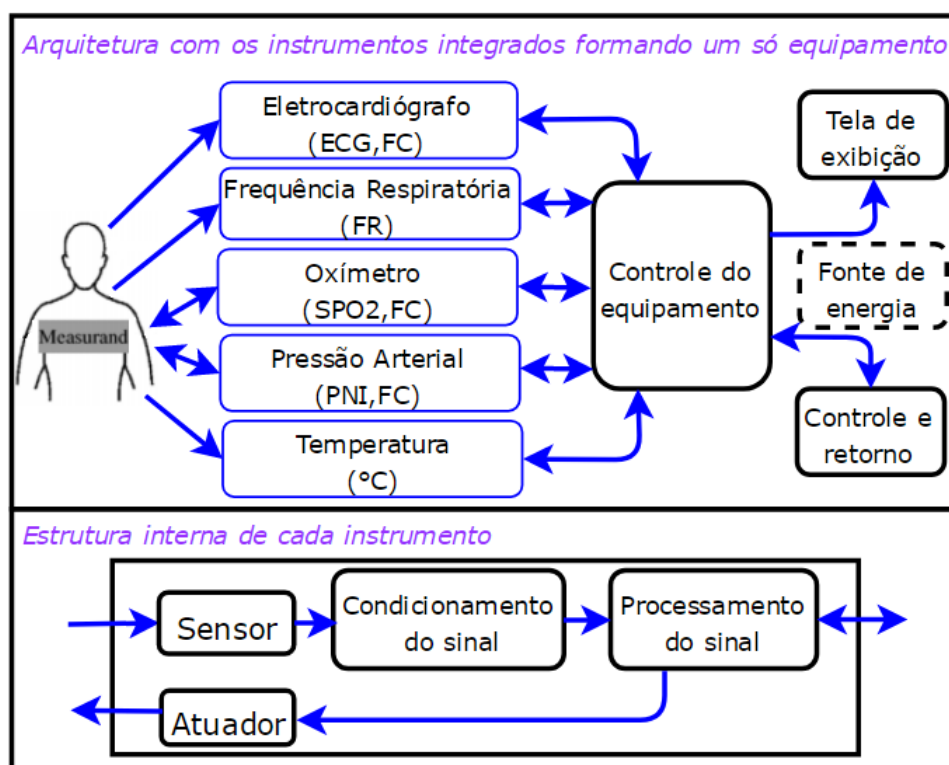
Cada um destes parâmetros vitais é medido por equipamentos individuais que podem ser integrados fisicamente para compor um monitor de UTI.

#### 3.1.1 *Integração dos instrumentos de medição*

Os equipamentos especificados na seção anterior são considerados instrumentos de medição individuais e comparados ao sistema generalizado de instrumentação médica, especificado na 4 do Capítulo 2. Apesar de medirem sinais biomédicos diferentes, cada instrumento individual possui uma estrutura interna similar aos demais, composta pelos blocos Sensor, Condicionamento do sinal, Processamento do sinal e Atuador, este último, facultativo ao tipo de sinal medido. Todos os instrumentos especificados por ANVISA (2010) foram integrados formando a arquitetura da Figura 14.

Os blocos que realizam a aquisição do sinal no Mensurando (Sensor e Atuador)

Figura 14 – Arquitetura de integração e estrutura interna dos instrumentos em um só equipamento.



Fonte: Autoria própria.

são específicos de cada instrumento, assim como os blocos de Condicionamento de sinal e Processamento de sinal, os quais são implementados conforme as características do sinal que se mede. Já os blocos Fonte de energia, Controle e retorno e Tela de exibição são compartilhados entre todos os instrumentos de medição. O bloco Fonte de energia fornece os níveis de tensão elétrica necessários para cada instrumento do modelo.

A integração de instrumentos que operam de forma individualizada e a unificação dos dispositivos de interface com o usuário, implica a criação de um novo bloco, o qual deve ter capacidade de processamento para controlar a comunicação entre os instrumentos e os blocos de interface com o usuário, denominado Controle do equipamento, cujas funcionalidades são:

- leitura dos dados processados pelos instrumentos de medição;
- envio de dados para apresentação no bloco Tela de exibição;
- execução dos eventos gerados pelo usuário através do bloco Controle e retorno; e

- retorno dos eventos gerados pelos instrumentos através do bloco Controle e retorno.

A arquitetura proposta corresponde a uma rede de sensores, formando uma topologia em estrela, em que o nó central, é o bloco Controle do equipamento em conjunto com os blocos Tela de exibição, Controle e retorno e Fonte de energia. Os nós periféricos da rede proposta são formados pelos cinco instrumentos de medição elencados.

A inclusão de um nó central, que controla a operação do equipamento, aumenta a complexidade da arquitetura, a quantidade de componentes de *hardware* e consequentemente a demanda por processamento e consumo de energia. Novas interfaces de comunicação são inseridas e precisam ser especificadas, assim como a estrutura do próprio bloco Controle do equipamento. Também fez-se necessário estabelecer a forma física e lógica como os blocos se comunicam e a arquitetura do *firmware* de controle de cada instrumento e do equipamento. Com o objetivo de propor uma arquitetura consistente para o equipamento descrito, deve-se adequá-la a especificação dos padrões internacionais existentes.

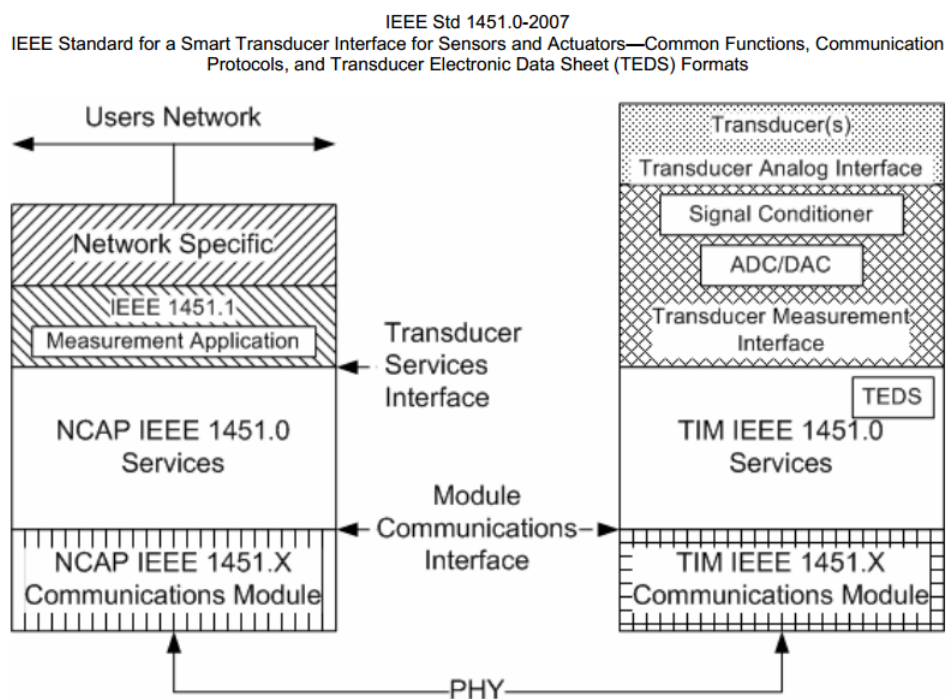
### 3.1.2 Modelagem da arquitetura para o padrão IEEE 1451

O *Institute of Electrical and Electronics Engineers* define, através do padrão 1451, um conjunto comum de funcionalidades, comandos e folhas de dados eletrônicas para conectar transdutores inteligentes (sensores e atuadores) a sistemas baseados em microprocessadores, instrumentos e redes de comunicação. Estas funcionalidades são independentes do meio físico de comunicação (1451.X) entre os transdutores inteligentes (*TIM*) e o nó central (NCAP) (SONG; LEE, 2008).

O padrão IEEE 1451 possibilita o desenvolvimento da arquitetura, especificando detalhes de operação e conexão entre os blocos, sendo possível fazer a associação dos transdutores inteligentes, TIMs, com os blocos dos instrumentos biomédicos e do processador de aplicação conectado à rede, NCAP, com o bloco Controle do equipamento descrito anteriormente. Para tal, o modelo da Figura 14 é comparado à estrutura do padrão IEEE 1451 da Figura 15.

Apesar da Figura 15 apresentar a arquitetura de ligação entre um só TIM e NCAP, o padrão IEEE 1451 permite a criação de uma rede de transdutores inteligentes conectados a um nó central NCAP, ou seja, vários blocos TIM podem se conectar a um só processador de aplicação, o qual coordena toda a comunicação entre os nós, semelhante ao proposto

Figura 15 – Modelo do padrão IEEE 1451.

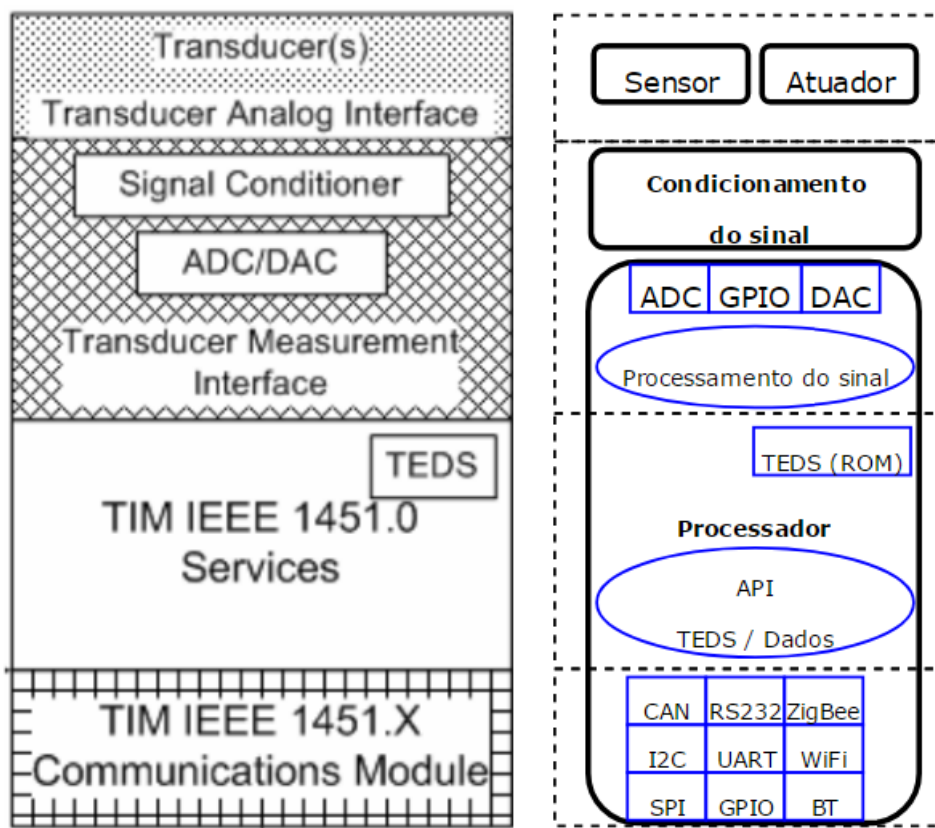


na Figura 14.

Para adequar o diagrama de blocos com os instrumentos integrados ao padrão IEEE 1451 são necessários alguns ajustes na estrutura interna de cada instrumento de medição a fim de associar os blocos internos às camadas da norma IEEE 1451 exibidas na Figura 16, onde as camadas do TIM são associadas com os componentes de *hardware* e *firmware* a serem implementados na arquitetura dos módulos biomédicos em desenvolvimento. A principal mudança é a inclusão de um módulo denominado TEDS, o qual contém uma folha de dados eletrônica que descreve as principais características do módulo transdutor. Este bloco está presente fisicamente no instrumento, geralmente gravado em memória interna ao processador.

Seguindo as especificações do protocolo IEEE 1451, é possível identificar os componentes de *hardware* para um instrumento de medição genérico. Os blocos Sensor, Atuador e Condicionamento do sinal são especificados para cada instrumento, no qual um processador, que pode ser desde um microcontrolador embarcado a um computador pessoal, implementa duas rotinas básicas de *firmware*, denominadas: Processamento do sinal e API IEEE 1451.0.

Figura 16 – Componentes de *hardware* e *software* para os instrumentos conforme o protocolo IEEE 1451.



Fonte: Autoria própria.

O processamento do sinal, controla as interfaces ADC, DAC e GPIO, além de executar algoritmos de conversão do sinal medido para dados digitais. Já a rotina de programação API IEEE 1451.0 segue as especificações do padrão, estabelecendo uma interface padronizada de comunicação com o NCAP.

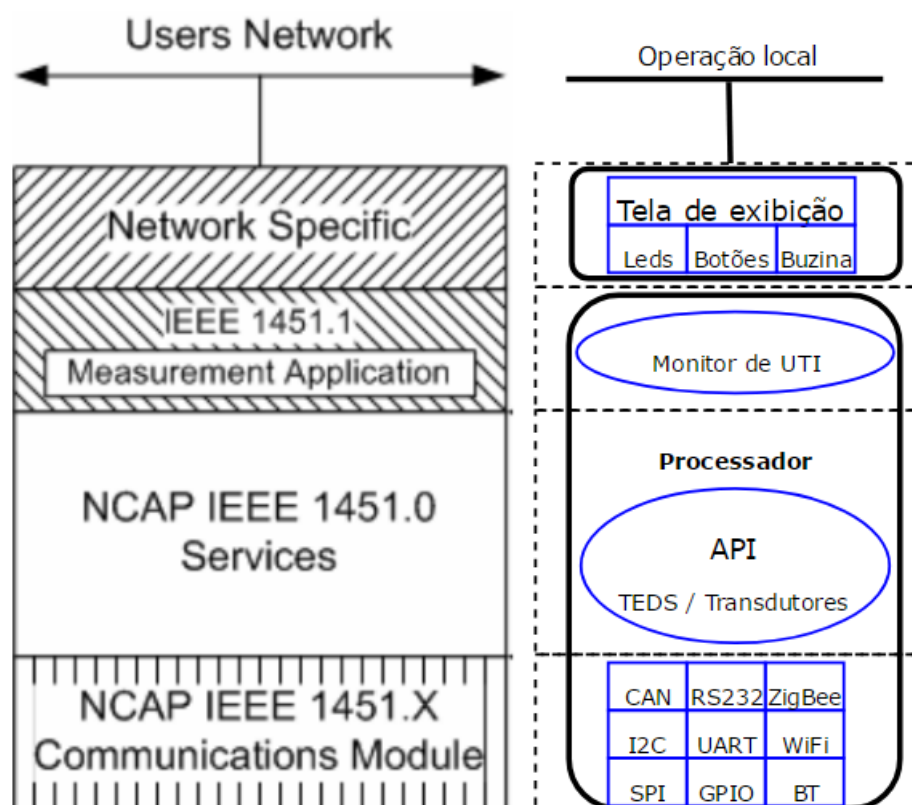
O módulo de comunicação é genérico, determinado de acordo com os recursos do processador e os requisitos da aplicação, e pode ser dividido em interfaces de comunicação sem fio: ZigBee, WiFi e BT; e interfaces de comunicação com fio: CAN, RS232, I2C, UART, SPI, GPIO. As configurações da interface de comunicação utilizada pelo módulo transdutor devem ser descritas pela folha de dados *PHY TEDS*, como explicado na seção Fundamentação Teórica.

O TEDS pode ser armazenado dentro do processador em uma memória não volátil (ROM). O procedimento para criação das folhas de dados que descrevem cada TIM segue as orientações do Anexo O - *TEDS implementation of a simple sensor* de IEEE (2007).



O bloco de Controle do equipamento é especificado para concentrar a comunicação com todos os instrumentos do monitor de UTI a fim de: controlar a leitura dos sensores, a exibição dos dados e a interação com o usuário. No padrão IEEE 1451, essas funcionalidades correspondem ao processador de aplicação conectado a rede, NCAP, o qual NIST (2016) afirma que pode ser um microcontrolador de 8-bits para controlar uma rede de dispositivos (*DeviceNet*), até um microprocessador de 32-bits para controlar uma rede *Ethernet*. O principal componente de *hardware* do NCAP é o processador, no qual são implementadas duas rotinas básicas de *software*: Monitor de UTI e API IEEE 1451.0.

Figura 17 – Componentes de *hardware* e *software* do bloco de controle do equipamento conforme o padrão IEEE 1451.



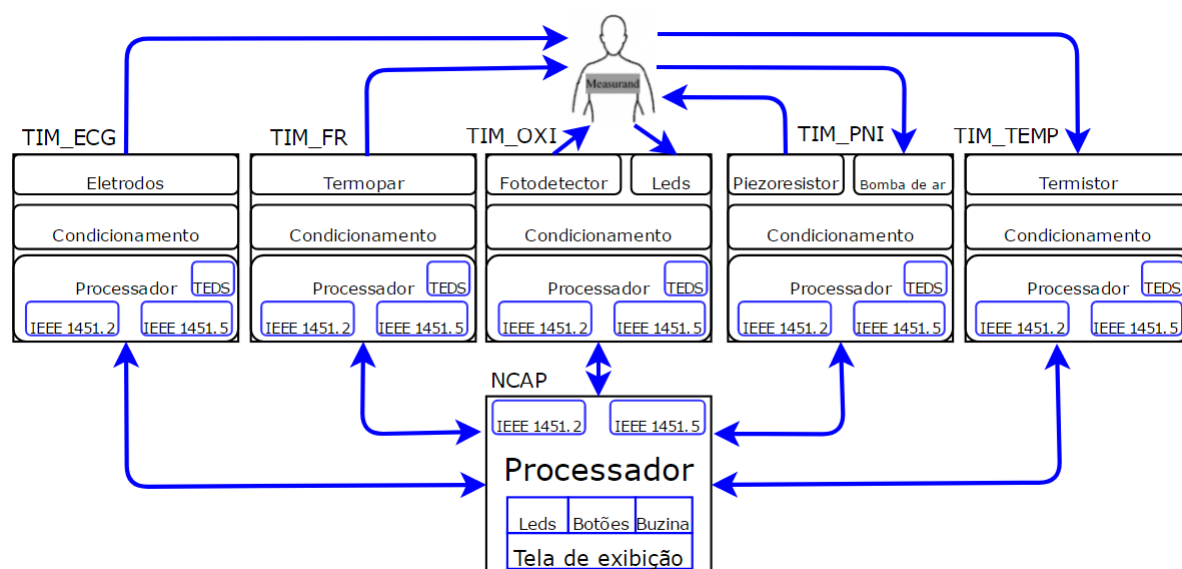
Fonte: Autoria própria.

A rotina Monitor de UTI corresponde ao *software* de aplicação que controla o funcionamento do equipamento. As funções definidas nesse grupo são responsáveis pela interação com o usuário por meio de botões, leds e buzina, além da apresentação dos dados na Tela de exibição que pode ser implementada em um display LCD. Por fim, a rotina de aplicação do equipamento utiliza os serviços da API IEEE 1451.0 para realizar as leituras dos dados dos sensores e das folhas de dados eletrônica TEDS.

As rotinas API IEEE 1451.0 são especificadas pela norma IEEE 1451.0 (IEEE, 2007) e consistem em mensagens de comando e resposta, que são enviadas através de um canal de comunicação para os transdutores conectados ao NCAP.

A arquitetura em conformidade com o padrão IEEE 1451 é exibida na Figura 18, onde os instrumentos avaliados separadamente são integrados, formando um equipamento de monitoramento multiparamétrico compatível com normas internacionais.

Figura 18 – Arquitetura do equipamento Monitor de UTI conforme padrão IEEE 1451.



Fonte: Autoria própria.

Os módulos de comunicação utilizados por NCAP e TIM devem ser iguais e seus parâmetros descritos pela folha de dados eletrônica *PHY TEDS* para que o canal de comunicação entre os módulos seja estabelecido. A arquitetura proposta corresponde a um equipamento que não faz utilização de nenhuma rede de dados, restringindo-se a operação local.

Os padrões IEEE 1451.2 (STIM) e IEEE 1451.5 (WTIM) são recomendados para utilização nos módulos transdutores inteligentes tendo em vista que as duas normas definem interfaces de comunicação digital entre TIM e NCAP, a primeira, comunicação com fio e a segunda, comunicação sem fio. Além disso, estes dois padrões não estabelecem nenhuma restrição aos sensores e atuadores presentes no módulo transdutor.

### 3.2 Prova de conceito

Após a elaboração da arquitetura do equipamento monitor de UTI, conforme o padrão IEEE 1451, partiu-se para a implementação a fim de validar o conceito desenvolvido, através de componentes eletrônicos e kits de desenvolvimento comerciais, buscando-se facilitar a aquisição e replicação da arquitetura proposta. Plataformas de desenvolvimento com recursos para rápida construção e portabilidade de código foram priorizadas, acelerando a criação dos protótipos e o desenvolvimento das APIs estabelecidas no padrão IEEE 1451.0 para os módulos STIM e NCAP.

Pesquisou-se no mercado componentes comerciais que pudessem ser adquiridos para testes de validação, circuitos de medição e ASICs para tratamento dos sinais biomédicos: cardioscopia ou eletrocardiograma, frequência cardíaca, frequência respiratória, pressão arterial não-invasiva, oximetria, temperatura corporal. Também pesquisou-se baterias recarregáveis, fonte de energia e kits de desenvolvimento para aplicações médicas.

Após a aquisição dos componentes, partiu-se para os testes de validação da leitura e processamento de cada sinal biomédico. Foram desenvolvidos pequenos programas para cada sensor, correspondendo às rotinas de Processamento do sinal especificadas na arquitetura.

Em seguida foram desenvolvidos os *Transducer Electronic Datasheets*, TEDS, de cada circuito de medição, descrevendo as suas características operacionais. Esse arquivo eletrônico foi armazenado na memória EEPROM do processador de cada TIM.

Com a gravação do TEDS e a validação dos circuitos de condicionamento e processamento do sinal, partiu-se para a criação dos protótipos de cada módulo transdutor, placas de circuito impresso foram criadas em conjunto com um *firmware*, composto por *drivers* e serviços do padrão IEEE 1451.0. A API que trata da comunicação com o NCAP foi validada. Modelos e arquiteturas com a estrutura do *firmware* foram especificadas.

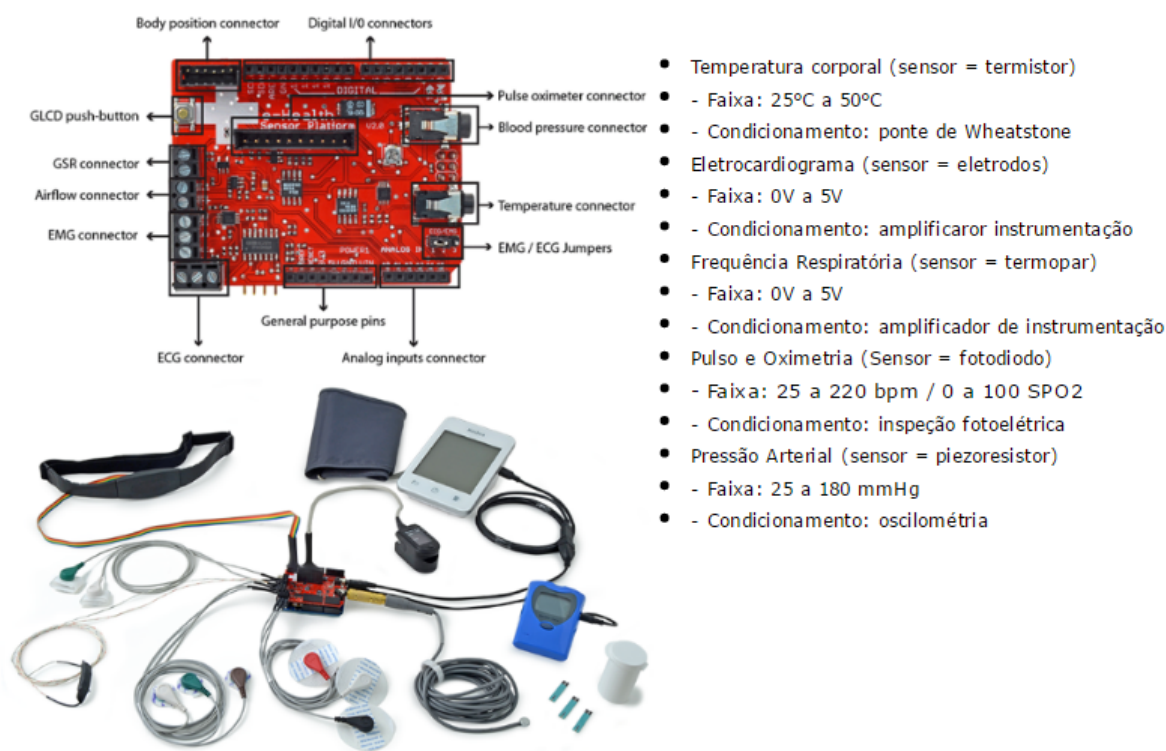
Após a validação do firmware de cada STIM, desenvolveu-se o programa de aplicação da rede de sensores biomédicos. Foram construídas rotinas para envio de comandos e recebimento de respostas, aqui denominadas API IEEE 1451.0. Por fim, todos os módulos sensores foram integrados formando um só programa de aplicação, denominado monitor de UTI, que coordena a comunicação com os módulos transdutores, a interação com o usuário e exibe os parâmetros em tela.

### 3.2.1 Materiais Utilizados

#### 3.2.1.1 Kit e-Health Sensor Shield V2.0

Vendido pela empresa Cooking Hacks, permite aos usuários das plataformas de desenvolvimento Arduino e Raspberry Pi realizar aplicações biomédicas onde o monitoramento do corpo é necessário, conforme dados contidos na Figura 19, o *shield* possui 10 sensores diferentes: pulso, oxigênio no sangue (SPO2), fluxo de ar (respiração), temperatura corporal, eletrocardiograma (ECG), glucômetro, resposta galvânica da pele (GSR transpiração), pressão arterial (esfigmomanômetro), posição do paciente (acelerômetro) e sensor de atividade elétrica do músculo/eletromiografia (EMG) (COOKINGHACKS, 2017).

Figura 19 – Kit e-Health Sensor Shield V2.0.



Fonte: (NUEZ, 2014).

Dentre os recursos do kit, somente o sensor de pressão arterial (esfigmomanômetro) não pôde ser adquirido devido a falta em estoque do vendedor. Do *kit e-Health Sensor Shield V2.0* foram utilizados os seguintes sensores para a validação da arquitetura proposta:

- i. pulso e oxigênio no sangue;


- ii. fluxo de ar;
- iii. temperatura corporal;
- iv. eletrocardiograma;

Os fabricantes disponibilizaram bibliotecas em C++, de código aberto, que ajudaram os na aquisição e processamento dos dados coletados pelos sensores e envio das informações através das interfaces de comunicação disponíveis. Também foram disponibilizados outros arquivos de auxílio como lista de materiais, esquema elétrico e posicionamento dos componentes na placa.

### 3.2.1.2 Monitor de pressão arterial não invasivo

Devido à ausência do sensor de pressão arterial no *Kit e-Health Sensor Platform*, para a medição deste parâmetro, foi utilizado um monitor de pressão arterial de pulso automático, modelo HEM-6111, fabricado pela empresa OMRON. A Figura 20 exibe o aparelho e as suas especificações.

Figura 20 – Monitor de pressão arterial não invasiva de pulso HEM6111 da OMRON.

	<p>Descrição do Produto</p> <p>Modelo</p> <p>Visor</p> <p>Método de Medição</p> <p>Intervalo de Medição</p> <p>Memória</p> <p>Precisão</p> <p>Inflação</p> <p>Deflação</p> <p>Fonte de alimentação</p>	<p>Monitor de Pressão Arterial de Pulso Automático</p> <p>HEM-6111</p> <p>Visor digital LCD</p> <p>Método oscilométrico</p> <p>Pressão: 0 mmHg a 299 mmHg</p> <p>Pulso: 40 a 180 batimentos/min.</p> <p>Memória para 30 medições</p> <p>Precisão da pressão: <math>\pm 3</math> mmHg</p> <p>Pulso: <math>\pm 5\%</math> da leitura</p> <p>Automático, por bomba elétrica</p> <p>Válvula de liberação de pressão automática</p> <p>2 pilhas "AAA" de 1.5V</p>
---	--	--

Fonte: (OMRON, 2017).

O aparelho mede a pressão arterial sistólica e diastólica, além da frequência cardíaca. O método oscilométrico é utilizado na medição dos parâmetros.

### 3.2.1.3 Fontes de energia

Para mitigar problemas de interferência provenientes do sistema elétrico, foi utilizada uma fonte de energia para aplicações médicas, modelo MW174KB1203F01, a

qual fornece uma saída de 12 V-5 A, com baixa oscilação e proteções contra curto circuito e sobrecorrente.

Especificou-se uma bateria recarregável, *Rhino 1050mAh 3S 11.1v 20C Lipoly Pack*, para o caso de operação do protótipo quando na ausência de tomada elétrica ou queda do sistema elétrico. Os recursos adotados são exibidos na Figura 21.

Figura 21 – Fonte de energia de parede e bateria utilizadas.

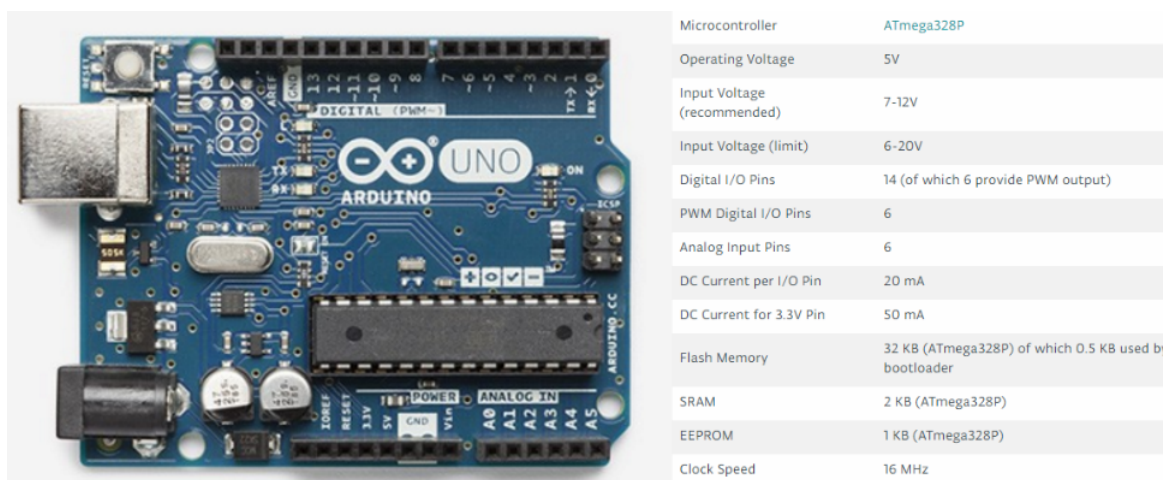


Fonte: Autoria própria.

### 3.2.1.4 Plataforma de desenvolvimento Arduino Uno

O Arduino UNO é uma plataforma de prototipagem eletrônica de *hardware* livre e de placa única projetada com um microcontrolador Atmel AVR Atmega328p, seu formato e características são exibidos na Figura 22.

Figura 22 – Arduino UNO e especificações.



Fonte: Autoria própria.

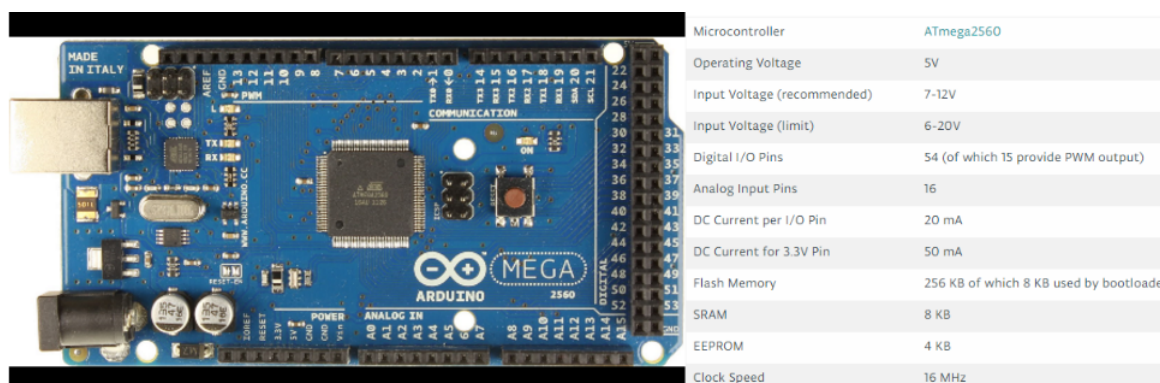
O Arduino UNO dispõe de tensões de 3,3 V com corrente máxima de 50 mA, fornece tensão de 5 V para alimentação, circuitos externos e também pinos de referência

ou terra. Possui pinos de entrada e saídas digitais (14 pinos), assim como pinos de entradas e saídas analógicas. Esses pinos operam até 5 V, onde cada pino pode fornecer ou receber uma corrente máxima de 40 mA. Possui 6 entradas, onde cada uma tem a resolução de 10 bits. Por padrão a referência do conversor A/D está ligada internamente a 5V, ou seja, quando a entrada analógica estiver com 5 V o valor da conversão analógica digital será 1023. As características listadas satisfazem as necessidades do sistema de medição proposto (ARDUINO, 2017).

### 3.2.1.5 Plataforma de desenvolvimento Arduino MEGA 2560

O Arduino Mega 2560 é uma placa baseada no microcontrolador ATmega 2560, com 54 pinos digitais de entrada e saída de dados, dos quais 15 podem ser utilizados como saídas PWM, 16 entradas analógicas, 4 UARTs (porta em hardware serial), um cristal oscilador de 16 MHz, uma conexão USB, conector de energia, um conector ICSP, botão de *reset*, sendo capaz de realizar até 16 milhões de instruções por segundo (16 MIPS). O kit e suas principais características são exibidos na Figura 23.

Figura 23 – Arduino Mega 2560 e especificações.



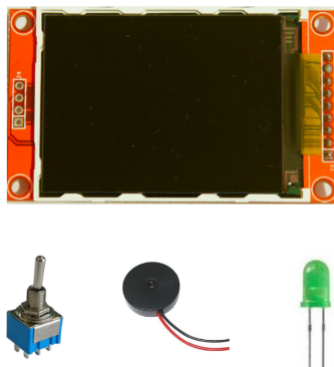
Fonte: Autoria própria.

### 3.2.1.6 Dispositivos de interface com usuário

Alguns componentes eletrônicos foram utilizados para implementar uma interface básica com o usuário, os quais são exibidos na Figura 24. Um display TFT LCD, 2,2 polegadas, exibe os gráficos e valores dos sinais paramétricos. Uma buzina indica, através de *beeps*, a identificação de um pulso ao longo do gráfico da cardiografia ou da frequência respiratória. Uma chave seleciona o modo de operação do monitor de UTI. Um *led*, indica

presença de fonte de energia.

Figura 24 – Dispositivos de interface com usuário.



Fonte: Autoria própria.

### 3.2.2 Ambiente de desenvolvimento

Para desenvolver a programação foi utilizado o software da Atmel Studio 6, que é uma plataforma de desenvolvimento integrado (IDP) para o desenvolvimento em microcontroladores Atmel AVR. Ele possui um ambiente simples facilitando o uso para escrever, compilar e depurar programas escritos em linguagens C/C++ ou Assembly. É um software de licença gratuita e é integrado com o software Framework Atmel (ASF), o qual disponibiliza uma grande biblioteca em seu código fonte. O Atmel Studio 6 é o software responsável pela compilação de programas na linguagem C/C++ e gravação do arquivo “.hex” nos microcontroladores Atmega238p e Atmega2560.

### 3.3 Implementação da prova de conceito

A validação da arquitetura consiste na criação de cinco protótipos de STIMs (*Smart Transducer Interface Modules*), conforme padrão IEEE 1451.0 e IEEE1451.2, cada um com seu respectivo TEDS gravado (*Transducerr Eletronic Data Sheet*). Um NCAP (*Network Capable Application Processor*), conectado a um display TFT-LCD, coordenou a leitura de cada STIM da rede e exibiu os dados coletados em tela similarmente a um equipamento multiparamétrico, monitor de UTI.

O método empregado nesta seção foi dividido em três partes, correspondentes às peças de *software* produzidas para implementar a arquitetura proposta:



- Processamento dos sinais: etapa de definição dos módulos sensores e da programação para leitura dos sinais biomédicos, faz parte do *firmware* contido no módulo transdutor;
- Implementação do *hardware* e *firmware* IEEE 1451: definição das interfaces de comunicação, configuração das folhas de dados TEDS, programação da máquina de estados que controla a comunicação entre TIM e NCAP, especificada pelos padrões IEEE 1451.0 e IEEE 1451.2; e
- Monitor de UTI: integração dos componentes de interação com o usuário, NCAP e STIMs, programação da aplicação monitor de UTI.

Ao longo do desenvolvimento foram utilizadas bibliotecas de software para programar as plataformas de desenvolvimento Arduino UNO e Arduino Mega 2560, escritas em linguagem de programação C/C++. A grande quantidade de desenvolvedores e programas permitiu otimizações para melhoria de desempenho da solução. As principais bibliotecas de *software* utilizadas ao longo do projeto foram:

- *eHealth.h*: biblioteca com rotinas de leitura dos sensores da plataforma *e-Health Platform Sensor*; e
- *Adafruit\_ILI9340.h*: biblioteca com rotinas para criação da interface gráfica da aplicação.

### 3.3.1 *Processamento dos sinais*

Cada conjunto composto por sensor e circuito de condicionamento foi compreendido como um módulo transdutor específico, com características únicas de operação (SOUZA, 2016).

Os circuitos dos sensores de eletrocardiograma, frequência cardíaca, oximetria, frequência respiratória e temperatura corporal foram validados utilizando o *shield e-Health Sensor Platform* conectado ao kit de desenvolvimento Arduino Uno.

Para a validação do sensor de pressão arterial foi utilizado o monitor de pressão arterial não invasiva HEM-6111 conectado à porta SPI e a dois pinos de GPIO do mesmo

kit de desenvolvimento Arduino Uno. A ligação entre os componentes se deu com fios elétricos soldados diretamente nos sinais do HEM-6111 e conectados ao Arduino.

Em seguida, validou-se o display TFT-LCD 2.2 através de conexão à porta SPI do kit de desenvolvimento Arduino Uno V1.0. Foi necessária a adição de divisores resistivos para ajuste da tensão de 5 V (Arduino) para 3,3 V (TFT-LCD).

Também validou-se o circuito de alimentação fonte/bateria através de montagem em matriz de contatos (*protoboard*), utilizando um simples circuito composto por diodos retificadores para evitar a interrupção de energia no caso de uma ausência na rede elétrica.

Nesta etapa, a qualidade, a precisão, a sensibilidade das medidas coletadas pelos sensores foram comparadas aos dados do *datasheet* dos componentes e validadas através da visualização dos dados em formato textual e/ou gráfico, de acordo com as características do módulo. Durante a validação utilizou-se o *software* Serial Oscilloscope v1.5 (LIMITED, 2017) instalado em PC conectado ao kit Arduino Uno.

### 3.3.2 Implementação do hardware e firmware IEEE 1451

Contempla as etapas de desenvolvimentos dos TEDS, do *hardware* e do *firmware* dos módulos transdutores.

As configurações dos TEDS para os sensores utilizados nesta dissertação, levando em consideração as características de seus circuitos, o modo de funcionamento, os tipos de dados e as interfaces de comunicação estão contidos no apêndice (Apêndice A-E). Semelhante aos trabalhos de Becari (2012), Garcia (2014), Rana, Bergmann e Trevathan (2012), Song e Lee (2008), IEEE (2007), os octetos atribuídos estão representados em hexadecimal.

A denominação atribuída a cada sensor do sistema modelado e o número de canais (sinais) de medição são apresentados na Tabela 1.

Seguindo as especificações de IEEE (2007), anexo O, foram implementados os TEDS de cada módulo sensor. Inicialmente foi criada uma folha de dados Meta TEDS para cada um dos cinco módulos definidos, composto dos seguintes campos:

- i. *TEDSID* - campo número 3, identificou o tipo de TEDS, 0x01;
- ii. *UUID* - campo número 4, identificou de forma única o *Smart Transducer Interface*

Módulo STIM	Número de canais	Sinais medidos
IEEE1451.2 ECG_Sensor	1	Eletrocardiograma
IEEE1451.2 FR_Sensor	1	Frequência Respiratória
IEEE1451.2 OXI_Sensor	2	Saturação de Oxigênio SPO2 (%) e Frequência cardíaca (bpm)
IEEE1451.2 PNI_Sensor	3	Pressão arterial sistólica (mmHg), Pressão arterial diastólica (mmHg) e Frequência cardíaca (bpm)
IEEE1451.2 TEMP_Sensor	1	Temperatura (°C)

Tabela 1 – Principais informações armazenadas no *Meta TEDS*, número de canais de cada STIMs

*Module*;

- iii. *OnHoldOff* - campo número 10, tempo para resposta de operação de falha;
- iv. *TestTime* - campo número 12, tempo para auto teste do módulo; e
- v. *MaxChan* - campo número 13, quantidade de canais implementados no STIM.

Os campos *OnHoldOff* e *TestTime* eram obrigatórios para a construção do *Meta TEDS*, mas essas características não foram utilizadas ao longo do desenvolvimento dos STIMs portanto receberam o valor 0x00 nas folhas de todos os módulos. O campo *UUID* também não foi configurado, recebendo valores 0x00. Já o campo *MaxChan* recebeu a quantidade de parâmetros fisiológicos medidos em cada módulo, de acordo com a Tabela 1.

Em seguida, foi implementado o *Transducer Channel TEDS* para cada STIM. Ressalta-se que alguns módulos sensores possuíam mais de um parâmetro fisiológico de medição, como IEEE1451 OXI\_Sensor, que media a saturação de oxigênio no sangue e a frequência cardíaca; e o IEEE1451 PNI\_Sensor, que mediu pressão arterial sistólica, pressão arterial diastólica e frequência cardíaca. Para cada parâmetro de medição construiu-se um TEDS específico, sendo assim, o STIM IEEE1451 OXI\_Sensor foi implementado com dois *Transducer Channel TEDS* em sua estrutura e o IEEE1451 PNI\_Sensor foi construído com três *Transducer Channel TEDS* em sua estrutura. Os demais módulos sensores possuem somente um *Transducer Channel TEDS*. Os campos codificados foram:

- i. *TEDSID* - campo número 3, identificou o do tipo de TEDS, 0x03;

- ii. *CalKey*- campo número 10, calibração do sensor;
- iii. *ChanType* - campo número 11, identificação do canal do *Transducer Channel TEDS*;
- iv. *LowLimit* - campo número 13, valor mínimo da unidade a ser medida;
- v. *HiLimit* - campo número 14, valor máximo da unidade a ser medida;
- vi. *SelfTest* - campo número 16, determinou o tempo limite a realização de autoteste;
- vii. *Sample* - campo número 18, composto por três subcampos (*Data Model*, *Data Model Length*, *Model Significant Bits*, determinou o formato, o tamanho e a quantidade de bits da amostragem do sinal;
- viii. *SPeriod* - campo número 23, configurou o período de amostragem do sinal;
- ix. *TestTime* - campo número 26, tempo para autoteste do canal de medição;
- x. *Sampling* - campo número 31, descreveu o tipo de amostragem; e
- xi. *DataXmit* - campo número 34, determinou o modo de transmissão de dados suportado pelo canal.

Para os campos *CalKey*, *SelfTest*, *TestTime* o valor atribuído foi 0x00, por estes parâmetros não serem empregados nos módulos em questão. No campo *ChanType* cada canal de medição possuiu um identificador único, possibilitando que qualquer sensor do sistema fosse acessado pelo NCAP através do valor desse item, a Tabela 2 exibiu os valores atribuídos para cada *Transducer Channel*.

Módulo STIM	Canal de transmissão	Valor do <i>ChanType</i>
IEEE1451.2 ECG	eletrocardiograma	0x1E
IEEE1451.2 FR	frequência respiratória	0x10
IEEE1451.2 OXI	saturação de oxigênio	0x30
IEEE1451.2 OXI	frequência cardíaca	0x3E
IEEE1451.2 PNI	pressão sistólica	0x40
IEEE1451.2 PNI	pressão diastólica	0x45
IEEE1451.2 PNI	frequência cardíaca	0x4E
IEEE1451.2 TEMP	temperatura corporal	0x2E

Tabela 2 – Valor que identifica os canais de transdução, *ChanType*.

Os campos *LowLimit* e *HiLimit* foram especificados com os valores mínimos e máximos de acordo com a característica de cada módulo sensor, levando em consideração, também, o formato de exibição dos dados no display LCD. Já o campo *SPeriod* foi codificado com o valor do período de amostragem de cada parâmetro fisiológico. Os demais campos identificaram como os dados de cada canal do STIM deviam ser amostrados e transmitidos para o processador de aplicação NCAP.

O terceiro TEDS implementado em cada STIM foi o *User's Transducers Name*, onde foram associados o nome de cada módulo, os quais correspondiam a coluna, Nome do Módulo, definida na Tabela 1. Os campos configurados foram:

- i. *TEDSID* - campo número 3, identificou o do tipo de TEDS, 0x0D;
- ii. *Format*- campo número 4, formato de representação do campo *TCName*; e
- iii. *TCName* - campo número 5, nome do STIM.

Para o campo *Format* foi utilizado o valor 0 para todos os módulos a fim de indicar que o campo seguinte, *TCName*, comportasse o nome dos STIMs em formato de texto, codificado no formato ASCII.

A especificação do *PHY TEDS* não é feita pela norma IEEE 1451.0 e sim pelas normas relativas à conexão física de comunicação, no caso IEEE 1451.2, a qual determina as configurações de meio físico (barramento, velocidade, técnicas de redundância, número de bits) para conectar os STIMs ao NCAP. O campo *PhysicalType* do *PHY TEDS* especifica a interface física de comunicação do transdutor. A norma prevê cinco possibilidades: o *Transducer Independent Interface* de 10 linhas de comunicação (TII10), formato original do *TII*, (*PhysicalType* = 0), RS232 (*PhysicalType* = 1), UART (*PhysicalType* = 2), SPI (*PhysicalType* = 3) e USB (*PhysicalType* = 4) (SONG, 2008). Atualmente a norma IEEE 1451.2 encontra-se em processo de revisão, especificando novas propostas de conectores e interfaces de comunicação para incrementar a usabilidade do padrão e suas aplicações (IEEE, 2012).

A descrição dos campos *PHY TEDS* pode ser vista a seguir. Esta baseou-se nos procedimentos adotados por Song e Lee (2008), Becari (2012), Fischer (2002).

- i. *TEDS ID* - identificou o tipo de TEDS, 0x0C;


- ii. *PhysicalType* - definiu o tipo de interface a ser utilizada na conexão entre STIM e NCA. Para este trabalho foi utilizado o barramento UART, devido a quantidade de sinais reduzida (Tx e Rx), por trabalhar de forma assíncrona e possibilitar uma conexão física dedicada entre as partes;
- iii. *MaxBPS* - máxima taxa de transmissão do canal, este campo foi especificado o valor de 1200 bits por segundo;
- iv. *MaxCDev* - número máximo de dispositivos conectados ao módulo. O campo recebeu o valor 0x01, pois só há um STIM por canal;
- v. *MaxRDev* - determinou a quantidade de dispositivos que operaram simultaneamente ao módulo, no caso o valor especificado foi 0x01;
- vi. *Encrypt* - indicou que a interface de comunicação não possuía criptografia, neste trabalho foi definido como 0x00, pois não utilizou-se deste recurso;
- vii. *EAuthent* - indicou que a interface de comunicação não possuía autenticação, neste trabalho foi definido como 0x00, pois não utilizou-se deste recurso;
- viii. *MinKeyL* - armazenou a menor chave de criptografia, neste caso o campo foi definido com 0x00, já que não utilizou-se este atributo;
- ix. *MaxKeyL* - armazenou a maior chave de criptografia, neste caso o campo foi definido com 0x00, já que não utilizou-se este atributo;
- x. *MaxSDU* - o máximo tamanho de comando (*Service Data Unit*) que foi transferido entre o módulo, este campo foi configurado como 255 bits;
- xi. *MinALat* - o mínimo período de latência, em nanosegundos, para realizar a primeira transmissão a um dispositivo, este campo foi configurado para meio segundo;
- xii. *MinTLLat* - o tempo para transmitir o menor pacote entre os nós, este campo foi configurado para o valor de 1s;
- xiii. *MaxXact* - a quantidade máxima de transações simultâneas no STIM, este campo foi configurado para o valor 0x01;
- xiv. *Battery* - como o módulo funcionou, prioritariamente, ligado a uma fonte externa e não a uma bateria, este campo foi configurado com o valor 0x00;

- xv. *RadioVer* - a versão do módulo foi configurada com o valor 0x01, correspondendo a V.1;
- xvi. *MaxRetry* - neste campo foi configurada a máxima quantidade de tentativas para envio de um comando. No caso após cinco tentativas há uma desconexão no canal de comunicação;
- xvii. *Baud* - configuração do *baudrate*, neste campo foi armazenado o valor 115200;
- xviii. *DataBits* - valor de número de bits por palavra, este campo foi configurado em 8 bits;
- xix. *Parity* - verificação de paridade, este campo foi configurado o valor 0x00, já que não se utilizou este atributo;
- xx. *Stopbits* - quantidade de bits de parada, este campo foi configurado com o valor 0x01;
- xxi. *Terminator* - bit de terminação, recebeu valor 0x00, este atributo não foi utilizado; e
- xxii. *Checksum* - valor calculado a partir da equação B.1.

A organização final dos TEDS de cada módulo STIM é exibida na Figura 25, percebe-se que a quantidade de blocos varia conforme o número de canais *Transducer Channel TEDS* implementados.

Uma vez especificados os TEDS, se faz necessária a definição de mensagens e comandos para a comunicação entre TIM e NCAP. Com exceção da primeira mensagem (*TIM Initiated Message*), toda a comunicação consiste em comandos *Command* e *Command Reply*. Desse modo, o NCAP faz uma requisição ao STIM, o qual retorna uma resposta.

Conforme Becari (2012), Garcia (2014), Rana, Bergmann e Trevathan (2012), Sreejithlal et al. (2015), Song e Lee (2008), IEEE (2007), comandos são divididos em duas categorias: padrão e definidos pelo usuário. Independente da categoria, o comando é composto por dois octetos, o mais significativo define a classe do comando e o menos significativo, chamado função do comando, identifica a ação específica do comando. Uma mensagem de comando consiste de destino (*TransducerChannel number*), única para cada canal em um STIM, classe de comando, função de comando, tamanho da mensagem e



<b>META TEDS</b> MaxChan = 1	<b>META TEDS</b> MaxChan = 1	<b>META TEDS</b> MaxChan = 2	<b>META TEDS</b> MaxChan = 3	<b>META TEDS</b> MaxChan = 1
<b>Transducer Channel TEDS</b> ECG ChanType = 0x1E	<b>Transducer Channel TEDS</b> FR ChanType = 0x10	<b>Transducer Channel TEDS</b> SPO2 ChanType = 0x30	<b>Transducer Channel TEDS</b> Sistólica ChanType = 0x40	<b>Transducer Channel TEDS</b> TEMP ChanType = 0x10
<b>User's Transducer Name</b> IEEE1451.0 ECG_sensor	<b>User's Transducer Name</b> IEEE1451.0 FR_sensor	<b>Transducer Channel TEDS</b> FC ChanType = 0x3E	<b>Transducer Channel TEDS</b> Diastólica ChanType = 0x45	<b>User's Transducer Name</b> IEEE1451.0 TEMP_sensor
<b>PHY TEDS</b> I2C	<b>PHY TEDS</b> RS232	<b>User's Transducer Name</b> IEEE1451.0 OXI_sensor	<b>Transducer Channel TEDS</b> FC ChanType = 0x4E	<b>PHY TEDS</b> RS232
		<b>PHY TEDS</b> RS232	<b>User's Transducer Name</b> IEEE1451.0 PNI_sensor	
			<b>PHY TEDS</b> RS232	

Figura 25 – Formato do TEDS para cada STIM, conforme IEEE 1451.0

octetos relacionados ao comando adotado (*offset*), geralmente, quatro bytes com o valor 0x00 0x00 0x00 0x00.

Dentre as várias opções especificadas no IEEE 1451.0, exibidas no Anexo A, foram implementadas as classes e funções de comando contidas na Tabela 3, visando a leitura e a escrita dos TEDS e dos *Transducer Channels* dos módulos transdutores conectados a um NCAP.

Descrição	Nome da Classe	Comando	Retorno
Solicitar TEDS	CommonCmd (ID=0x01)	Read TEDS (ID=0x02)	Sim
Solicitar canal	XdcrOperate (ID=0x03)	Read TransducerChannel (ID=0x01)	Sim
Capturar dado	XdcrOperate (ID=0x03)	Trigger (ID=0x03)	Sim
Parar captura	XdcrOperate (ID=0x03)	Abort Trigger (ID=0x04)	Sim

Tabela 3 – Classes e funções de comando implementadas

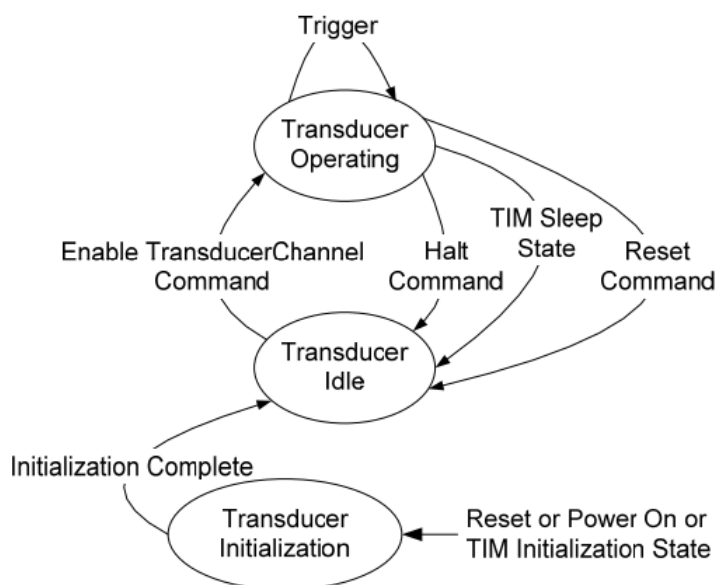
As mensagens de comando definidas neste trabalho foram utilizadas pelo NCAP para ler os TEDS e os *Transducer Channels* de cada módulo STIM, cabendo a este enviar mensagem de resposta com os dados solicitados. O único comando originado pelo STIM foi o comando *TIM Initiated Message*.

Uma operação de leitura, seja de dados ou de TEDS, exige um ciclo de mensagens *Command* e *Command Reply*. O sucesso da comunicação entre NCAP e STIM também



depende do estado de operação destes módulos. Os estados de operação para um módulo transdutor são exibidos na Figura 26.

Figura 26 – Estados de operação do STIM.

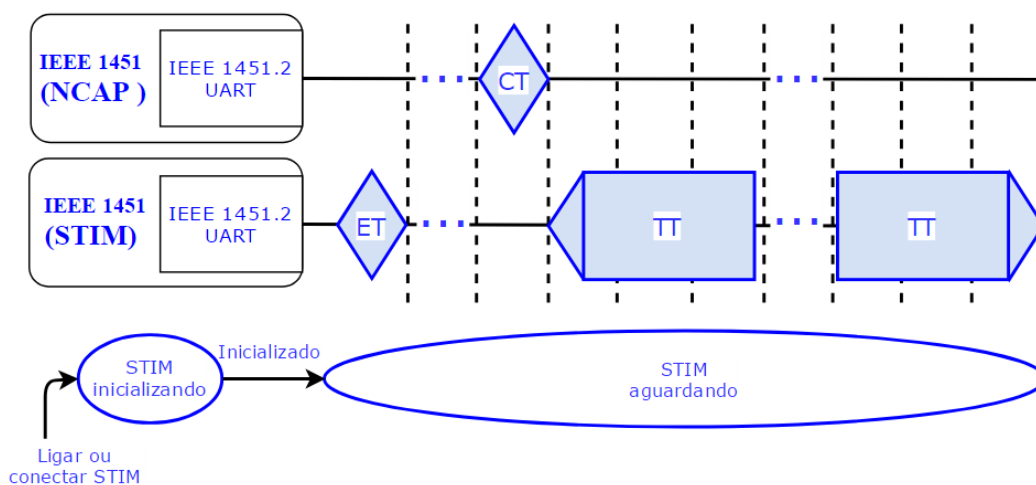


Fonte: (IEEE, 2007)

O estado de inicialização configura os registros, testa e calibra os sensores. No estado de aguardar (*Transducer Idle*), o STIM espera por comando do NCAP. Dependendo do tipo de comando, o transdutor pode migrar para o estado operar *Transducer Operating* ou permanecer no mesmo estado. Os comandos de leitura de TEDS só podem ser realizados com o módulo transdutor em estado de aguardar. A execução destes comandos não modifica o estado do STIM, conforme exibido na Figura 27, já os comandos de leitura de dados, modificam o estado do módulo transdutor para operar, onde um comando capturar (*Trigger*) solicita a aquisição e aguarda retorno dos dados do sensor. Dependendo da configuração dos campos de amostragem no TEDS do módulo transdutor, o sensor pode iniciar uma sequência de aquisições e envio de dados, ou pode fazer uma única aquisição e resposta, conforme a Figura 28. Para finalizar o processo de aquisição e envio de dados para o NCAP, utiliza-se o comando parar captura (Abort Trigger). Nesta trabalho os comandos de *Halt*, *Reset* e *Sleep* não foram utilizados e o comando parar captura, altera o estado do STIM de operar para aguardar.

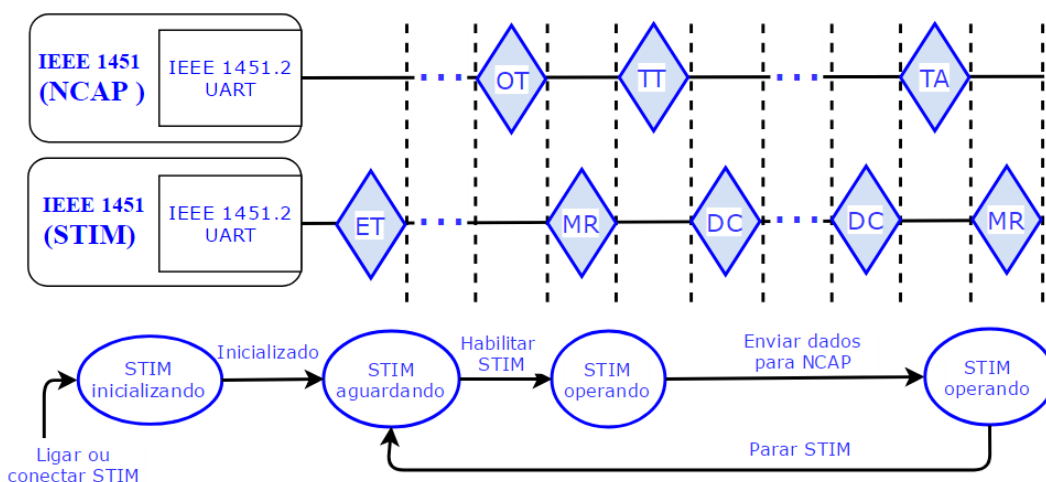
Os acrônimos e a descrição de cada comando utilizado ao longo dos ciclos exibidos são identificados na Tabela 4.

Figura 27 – Ciclo de leitura de TEDS do NCAP no STIM.



Fonte: Autoria própria.

Figura 28 – Ciclo de leitura de dados do NCAP no STIM.



Fonte: Autoria própria.

As trocas de mensagens entre NCAP e STIM, detalhando suas estruturas, foram demonstradas no Apêndice F, no qual também foram listados todos os bytes de comandos utilizados, separados pelo tipo de comando, conforme a Tabela 4.

Para a produção dos cinco protótipos de STIM (IEEE1451.0 ECG\_Sensor, IEEE1451.2 FR\_Sensor, IEEE1451.2 OXI\_Sensor, IEEE1451.2 PNI\_Sensor, IEEE 1451.2 TEMP\_Sensor), foram projetadas cinco placas de circuito impresso, os arquivos de manufatura encontram-se no Apêndice G, esquema elétrico, Apêndice H, layouts, e Apêndice I, lista de materiais.

O processo de prototipagem do *hardware* aplicado em cada PCI, baseou-se numa

Comando	Nome	Ação desencadeada
ET	Endereço do transdutor	STIM envia identificador do(s) <i>Transducer Channel</i>
CT	Operação do TEDS	NCAP solicita dados do TEDS especificado no comando.
TT	TEDS do transdutor	STIM envia resposta com o TEDS solicitado
OT	Operação do transdutor	NCAP habilita operação do canal <i>Transducer Channel</i> especificado no comando
MR	Mensagem de retorno	Resposta do STIM a um comando do NCAP (ACK ou NACK)
DC	Dados do canal	Envio de resposta com os dados capturados pelo STIM
TC	Transdutor capturar	NCAP solicita dados do transdutor
TA	Transdutor abortar	NCAP finaliza envio de dados do transdutor

Tabela 4 – Classificação dos comandos elencados nos ciclos de leitura de dados e do TEDS

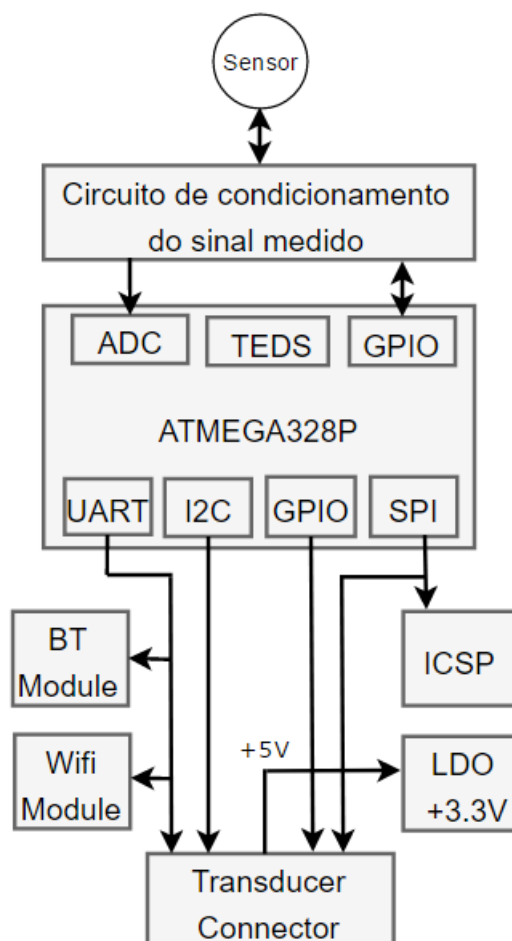
metodologia TOP-DOWN, proposta por Wolf (2008), composta das seguintes etapas:

- I. diagrama de blocos - definição dos recursos e relacionamento entre os circuitos elétricos;
- II. esquema elétrico - desenho dos circuitos de condicionamento de sinal, regulação de tensão, microcontrolador e conectores;
- III. lista de materiais - definição da lista de materiais a serem adquiridos;
- IV. compra de materiais - compra de componentes eletrônicos em distribuidores nacionais e internacionais e revendas locais;
- V. placa de circuito impresso - definição de tamanho da placa, posicionamento, roteamento e geração de arquivos de manufatura; e
- VI. prototipagem - confecção e montagem dos protótipos desenvolvidos.

Como os módulos possuíam estruturas similares, no que tange o microcontrolador e as interfaces de conexão do STIM, esses componentes foram replicados em cada placa, as principais diferenças entre os módulos estavam presentes nos circuitos de condicionamento do sinal e nos sensores, que são específicos para a medição de cada parâmetro biomédico.

Com isso, o diagrama de blocos da Figura 29 foi criado para representar a estrutura e a interação entre os componentes dos STIMs.

Figura 29 – Diagrama de Blocos dos módulos transdutores.



Fonte: Autoria própria.

Os blocos BT Module e Wifi Module disponibilizam conexão sem fio através das referidas interfaces, mas não foram implementados nestes trabalhos, destinando-se a trabalhos futuros. O bloco de programação serial em circuito (ICSP) possibilita a gravação do microcontrolador na própria placa. Também há um circuito de regulação de tensão LDO de +5 V para +3,3 V, caso esse último potencial de voltagem não seja disponibilizado pelo NCAP conectado e seja necessário em partes do circuito elétrico do módulo. Um conector para alimentação do STIM através de bateria externa foi incluso.

O bloco *Transducer Connector* foi composto por um conector do tipo barra de pinos, para conexão do STIM ao NCAP. A disposição dos sinais neste conector contemplou vários padrões de interface física do IEEE 1451.2: TII de 10 linhas de comunicação (*TII*

10-wire), UART, SPI, além de uma possível conexão via I2C. A Tabela 5 relaciona os pinos do esquema elétrico aos formatos disponibilizados pela norma (IEEE, 1997). Dependendo da interface, alguns pinos não foram utilizados. A duplicidade de níveis de alimentação permitiu que o STIM se comunicasse com NCAP e operasse com alimentação e níveis lógicos de +5V ou +3,3V. O sinal NSDET, presente em todas as interfaces, gerou uma interrupção de nível lógico baixo para indicar a presença de um STIM, gerando uma interrupção no sistema da aplicação, no qual existem rotinas de identificação, configuração e ativação do módulo transdutor identificado.

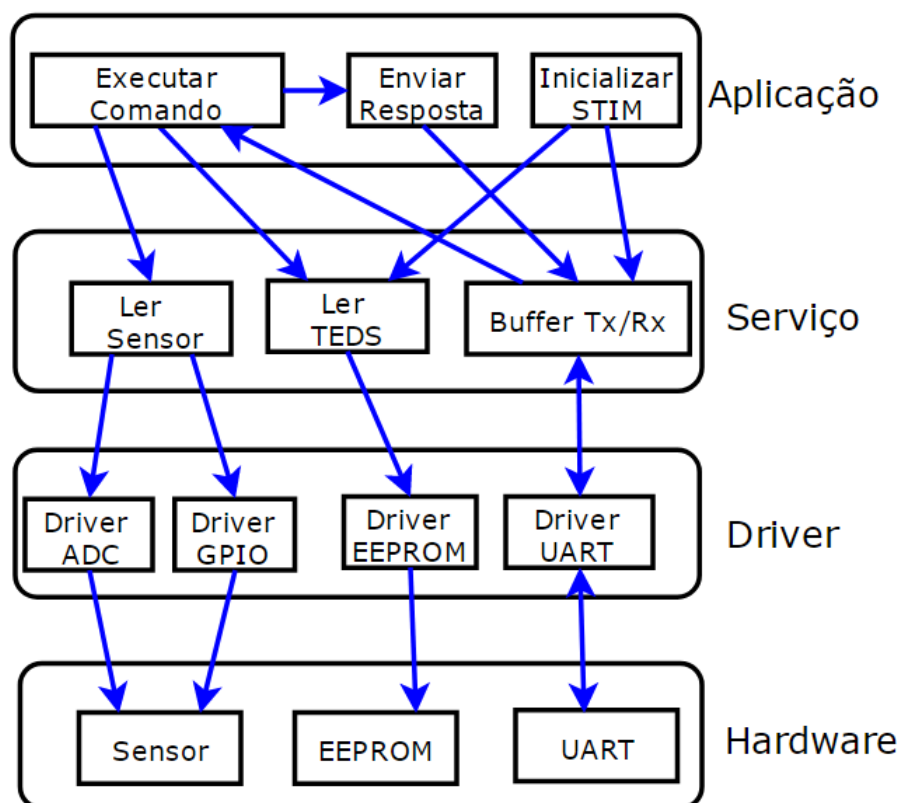
Pino	Nome	TII 10-wire	UART	SPI	I2C
1	+5 V	5 VDC	5 VDC	5 VDC	5 VDC
2	IO10/SS	NACK	-	SS	-
3	+3,3 V	-	3,3 VDC	3,3 VDC	3,3 VDC
4	IO11/MOSI	DIN	-	MOSI	-
5	GND	GROUND	GROUND	GROUND	GROUND
6	IO12/MISO	DOUT	-	MISO	-
7	NSDET	NSDET	NSDET	NSDET	NSDET
8	IO13/SCK	DCLK	-	CLK	-
9	IO0/RX	NTRIG	RX	-	-
10	AD4/SDA	NIOE	-	-	-
11	IO1/TX	NINT	TX	-	-
12	AD5/SCL	-	-	-	-

Tabela 5 – Configurações de pinagem para os módulos transdutores

O *firmware* desenvolvido para o funcionamento de cada STIM consistiu de uma pequena máquina de estados, similar a Figura 26, que controlou a operação do módulo, baseada nos dados hexadecimais que são recebidos através do canal de comunicação UART. Como o formato dos comandos foi especificado por IEEE (2007), os estados que determinaram a lógica de controle do STIM seguiram a Figura 26.

Grande parte da implementação do *firmware* utilizou os trabalhos de Fischer (2002), Sreejithlal et al. (2015), os quais exemplificam a construção do programa de controle do STIM através de códigos e diagramas.

Uma arquitetura em camadas foi desenvolvida para facilitar o reuso e a manutenção do código. Funções foram divididas em níveis de abstração com interfaces bem definidas. A partir do diagrama de uso dos módulos transdutores da Figura 30 foi possível especificar os módulos funcionais do *firmware* e o relacionamento entre estes.

Figura 30 – Diagrama em camadas do *firmware* dos módulos transdutores.

Fonte: Autoria própria.

### 3.3.3 Monitor de UTI

O desenvolvimento da aplicação Monitor de UTI consiste em parte do *software* que é executado pelo NCAP, o qual coordena a leitura de dados nos módulos transdutores conectados e a interação com o usuário exibindo os valores medidos e os TEDS solicitados. A outra parte do *software* embarcado no processador de aplicação corresponde à API IEEE 1451.0 descrita nas subsessões anteriores.

Como cada sinal tem uma taxa de atualização diferente, as medidas em formato gráfico demandam maior atualização, enquanto os sinais biomédicos que retornam números demandam menor atualização. Desta forma definiram-se algumas premissas para a aplicação de integração dos módulos:

- i. a exibição dos parâmetros em formato gráfico tem prioridade sobre a exibição dos parâmetros em formato numérico;
- ii. somente um formato gráfico é exibido ao longo do funcionamento do sistema: eletro-

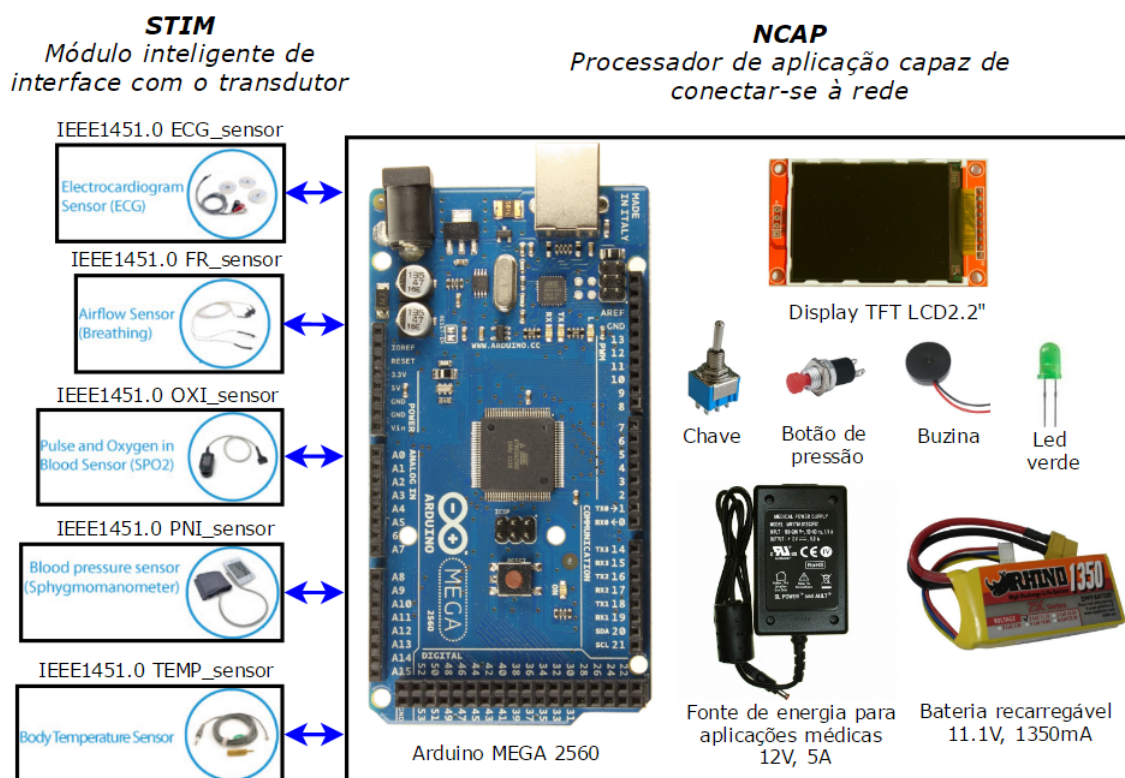
cardiograma ou frequência respiratória; e

- iii. os parâmetros em formato numérico são atualizados entre o final e o início de um quadro de tela.

### 3.3.4 Hardware do NCAP

O desenvolvimento do módulo NCAP utilizou a plataforma de desenvolvimento Arduino Mega 2560, similar aos módulos transdutores, mas com uma quantidade maior de memória, pinos e interfaces, tendo em vista que este é o nó central que coordena a aplicação, na qual é realizada a leitura dos transdutores e a atualização dos dados exibidos no display TFT. Cinco blocos *Transducer Connector* foram especificados, um para cada STIM. A relação do NCAP com os módulos sensores e os principais componentes de *hardware* foram definidas através da Figura 31.

Figura 31 – Componentes do NCAP para controlar os STIMs.



Fonte: Autoria própria.

O led verde e a buzina compuseram os dispositivos de sinalização ao usuário, indicando presença de energia e de batimentos cardíacos ou respiração, respectivamente. A chave de dois estados selecionou o modo de operação do aparelho:

- o modo de exibição apresentou informações dos TEDS conectados ao NCAP; e
- o modo de monitoração apresentou os dados dos sensores multiparamétricos de cada STIM.

A função do botão de pressão variou com o modo de operação do NCAP. No modo de exibição, alternava os TEDS a serem exibidos; no modo de aplicação, selecionava qual gráfico seria apresentado em tela, eletrocardiograma, simbolizado por (E) ou frequência respiratória, simbolizado por (R).

O NCAP foi alimentado pelas fontes de energia descritas no início deste. Reguladores de tensão presentes na plataforma de desenvolvimento Arduino Mega 2560 forneceram de alimentação de 5 V aos STIMs. Neste trabalho não foi incluso o circuito de recarga de bateria.

### 3.3.5 *Software do NCAP*

O software de aplicação constituiu-se de dois modos de operação e utilizou rotinas de interrupção para identificar os módulos que estavam conectados, através do sinal NSDET do bloco *Transducer Connector*. Duas formas de operação da aplicação Monitor de UTI são exibidas no fluxograma da Figura 32.

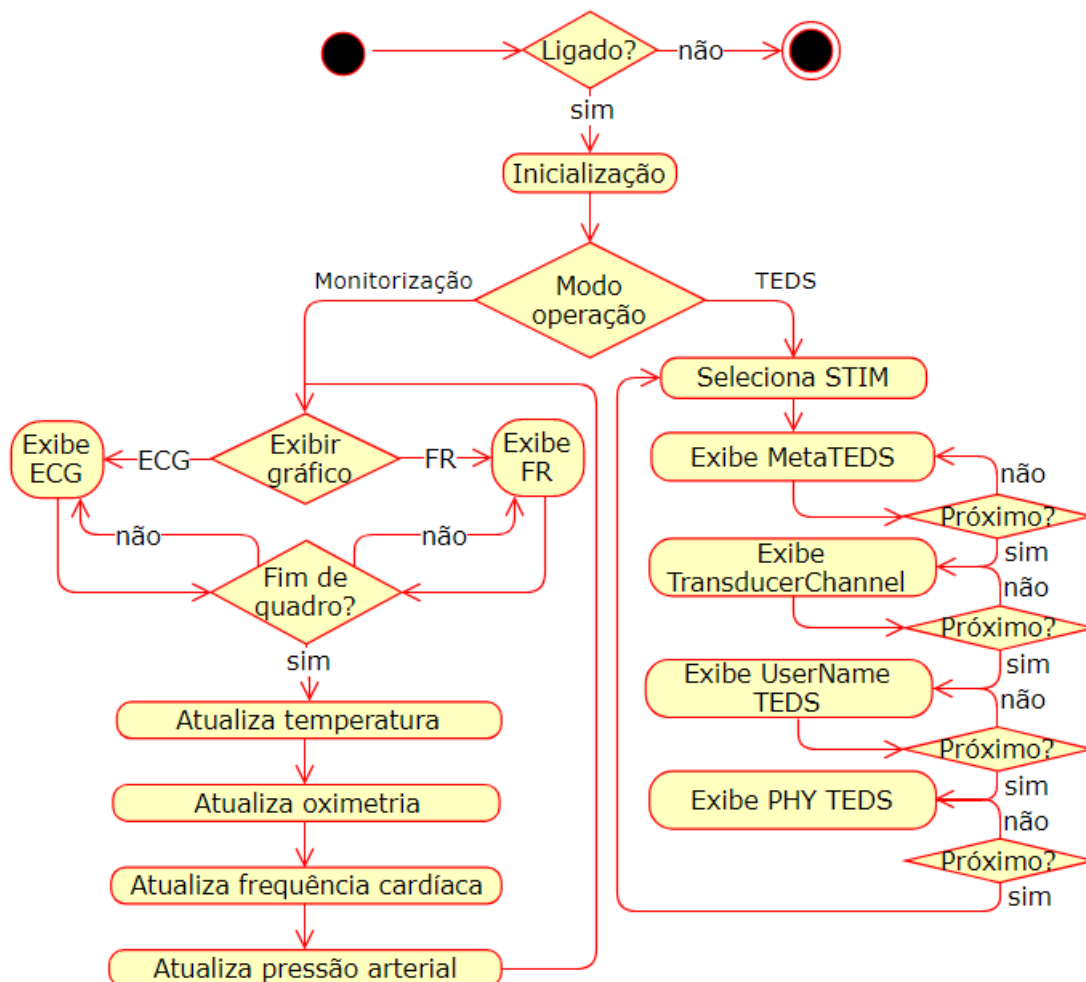
No modo de operação TEDS, o conteúdo das folhas de dados dos módulos transdutores conectados foram exibidos no display TFT. Cada vez que o botão era pressionado uma nova folha de dados era apresentada.

O modo de operação de monitorização exibiu os dados coletados nos STIMs em uma sequência pré-definida, em que eram realizadas 320 (quantidade de pontos horizontais) aquisições contínuas do sinal de eletrocardiograma ou frequência respiratória, dependendo da seleção do usuário, para preencher um quadro do display TFT. Após o preenchimento de um quadro, o NCAP enviava requisições de leitura de dados para os outros módulos transdutores e exibia os valores retornados no display TFT.

A aplicação de controle implementada no NCAP também foi modelada, como um diagrama em camadas, a fim de especificar as conexões entre os blocos dos diferentes níveis de abstração do *software*, conforme a Figura 33, em que o nó de controle da rede interfaceia com os módulos transdutores através da interface UART. A aplicação de controle também



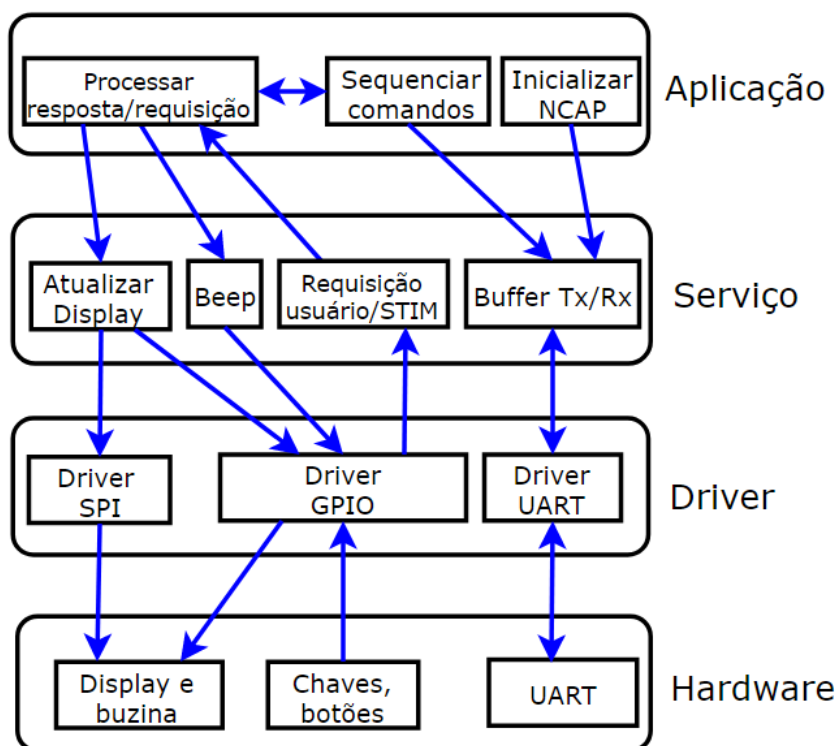
Figura 32 – Fluxograma da aplicação de integração dos módulos.



Fonte: Autoria própria.

interage com o usuário por meio do display TFT, buzina, chaves e botões de pressão. A camada de *drivers* controla a comunicação com os dispositivos do hardware e atende as demandas da camada de serviço, que executa pequenas operações solicitadas pela camada de aplicação, em que consta o controle da operação do Monitor de UTI, no bloco Sequenciar comandos. Este bloco contém uma máquina de estados que implementa o fluxograma da Figura 32. As interrupções geradas pela inserção de um STIM habilitam uma *flag*.

Figura 33 – Diagrama em camadas do *software* do NCAP.



Fonte: Autoria própria.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste Capítulo são apresentados os resultados obtidos ao longo do desenvolvimento da prova de conceito. Inicialmente, apresentam-se características funcionais de validação do processamento do sinal biomédico em cada módulo sensor, validação dos dispositivos de interação com o usuário e os resultados da aplicação monitor de UTI, com todos os parâmetros biomédicos sendo apresentados simultaneamente. Posteriormente são exibidos resultados de características não funcionais como, consumo de memória de cada módulo sensor, tempo de processamento e troca de mensagens. Por fim, são elencados outros resultados especificados ao longo dos apêndices.

### 4.1 Resultados

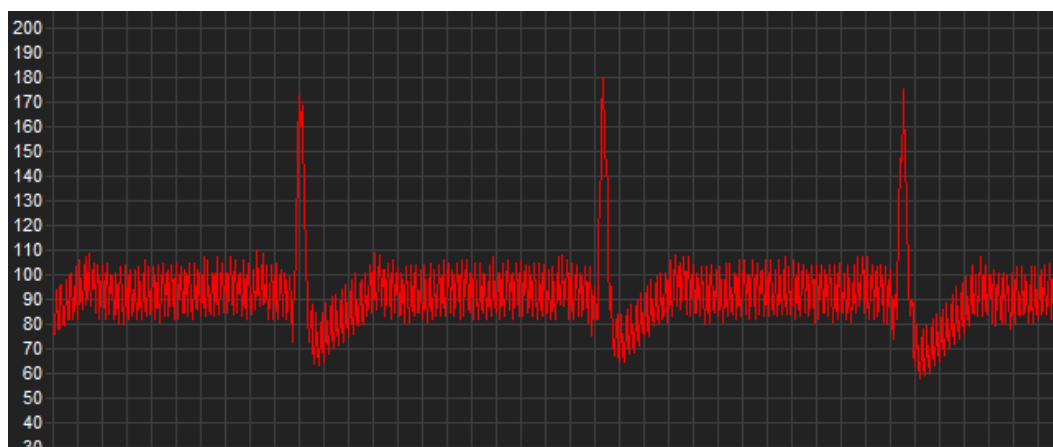
Nesta seção são apresentados os resultados obtidos durante o desenvolvimento da prova de conceito do monitor de UTI.

Para a validação dos sensores de eletrocardiograma e frequência respiratória, rotinas simples de programação foram utilizadas para realizar a conversão do sinal analógico para digital do pino A0 e A1 do microcontrolador, nos quais estavam conectados a saída do circuito de condicionamento de sinal do eletrocardiograma e frequência respiratória. Os programas basearam-se nos exemplos fornecidos pela biblioteca *e-Health.h*. As taxas de amostragem dos conversores analógicos digitais do microcontrolador foram modificadas para melhorar a qualidade do formato da onda capturado, 200 Hz, conforme Embarcados (2017).

A resolução de 10 bits do ADC do microcontrolador proporcionou uma faixa de saída de 0 a 1023, que foi reduzida, através de mudança de escala, para 0 a 299 afim de adequar a visualização do sinal ao *display* TFT 2.2", conforme as Figuras 34 e 35 demonstram.

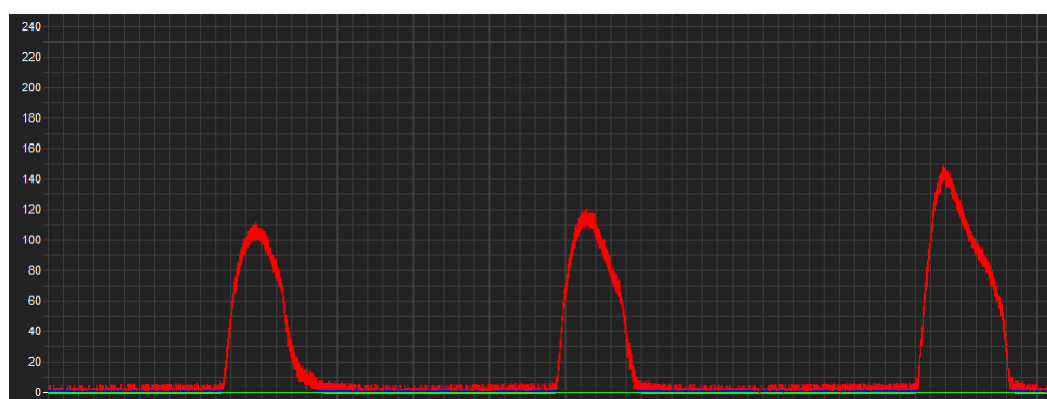
Para a validação do sensor de oximetria e batimentos cardíacos uma rotina simples de programação foi utilizada para realizar a leitura digital de um oxímetro conectado ao microcontrolador por meio de uma barra de pinos contendo 8 sinais digitais e dois sinais de alimentação,  $VCC = 3,3\text{ V}$  e GND. Além da leitura da saturação de oxigênio no sangue, o dispositivo também fornece a taxa de batimentos por minuto (BPM). O

Figura 34 – Saída de dados gráfica do eletrocardiograma numa escala numérica de 0 a 299.



Fonte: Autoria própria.

Figura 35 – Saída de dados gráfica do sensor de frequência respiratória com escala numérica de 0 a 299.



Fonte: Autoria própria.

programa baseou-se no exemplo fornecido pela biblioteca *e-Health.h*. Os valores obtidos são ilustrados na Figura 36.

A validação do sensor de frequência respiratória consistiu numa rotina simples de programação que foi utilizada para realizar a conversão do sinal analógico para digital do pino A1 do microcontrolador, no qual estava conectada a saída do circuito de condicionamento de sinal de frequência respiratória. O programa baseou-se no exemplo fornecido pela biblioteca *e-Health.h*. A taxa de amostragem do ADC do microcontrolador para melhorar a qualidade do formato da onda capturado, conforme Embarcados (2017).

O sensor de temperatura corporal foi validado com uma rotina simples de programação que foi utilizada para realizar a conversão do sinal analógico para digital do pino A3 do microcontrolador, no qual estava conectada a saída do circuito de condicionamento

Figura 36 – Saída de dados do sensor de oximetria e batimentos cardíacos.

```
PRbpm : 65      %SPo2 : 98
=====
PRbpm : 66      %SPo2 : 98
=====
PRbpm : 66      %SPo2 : 99
=====
PRbpm : 70      %SPo2 : 98
=====
PRbpm : 69      %SPo2 : 98
=====
```

Fonte: Autoria própria.

de sinal da temperatura corporal. O programa baseou-se no exemplo fornecido pela biblioteca *e-Health.h*, utilizando-se funções da biblioteca para transformar a resistência elétrica apresentada no sensor de temperatura em tensão elétrica, amostrá-la, condicioná-la e determinar o valor de temperatura por meio de tabelas de regressão matemática logarítmica. Os valores obtidos através do terminal serial do computador são exibidos na Figura 37.

Figura 37 – Saída de dados da temperatura corporal.

```
Temperature (*C): 36.49
Temperature (*C): 36.52
Temperature (*C): 36.40
Temperature (*C): 36.43
Temperature (*C): 36.40
Temperature (*C): 36.43
Temperature (*C): 36.43
Temperature (*C): 36.46
Temperature (*C): 36.31
Temperature (*C): 36.37
```

Fonte: Autoria própria.

O sensor de pressão arterial não invasivo foi validado após um estudo preliminar das funções disponibilizadas pela biblioteca *eHealth.h*, as quais auxiliaram na compreensão do funcionamento do monitor de pressão arterial não invasivo de pulso HEM6111, o qual foi utilizado para aquisição desta medida. Diferente dos outros testes de validação, este exigiu maior complexidade na conexão com o kit Arduino UNO e na elaboração do programa.

Foi necessário abrir o equipamento, avaliar seu funcionamento e conectar pinos do microcontrolador diretamente à memória EEPROM do HEM6111 para realizar a leitura das medições armazenadas. Também foram conectados pinos de GPIO para automatizar as medições, dispensando o acionamento dos botões. Dessa forma criou-se uma rotina de

programação que consistia em:

- I. acionar o botão START/STOP para executar uma nova medição de pressão arterial;
- II. aguardar 60 segundos;
- III. realizar leitura da memória EEPROM do aparelho;
- IV. localizar a posição de memória da última leitura executada;
- V. decodificar os valores de pressão arterial sistólica, pressão arterial diastólica e batimentos por minuto;
- VI. enviar os dados através do terminal serial para visualização.

Devido à diferença entre os domínios de tensão, o Arduino operando em 5 V e monitor de PNI operando em 3 V, foram montados divisores de tensão entre os sinais conectados.

O sensor foi inserido no pulso esquerdo do mensurando, conforme recomendação do manual, e o sistema foi testado quando conectado à porta USB do computador e alimentado pela fonte de energia conectada a rede elétrica. Os valores resultantes, Figura 38 foram obtidos através do algoritmo de leitura da pressão arterial e da frequência cardíaca.

Figura 38 – Saída de dados do módulo de pressão arterial não invasiva.

posicao memoria: 4	posicao memoria: 5	posicao memoria: 6	posicao memoria: 7
endereço: 92	endereço: 96	endereço: 9A	endereço: 9E
Frequencia cardiaca: 65	Frequencia cardiaca: 59	Frequencia cardiaca: 63	Frequencia cardiaca: 68
Pressao Sistolica: 108	Pressao Sistolica: 101	Pressao Sistolica: 105	Pressao Sistolica: 110
Pressao Diastolica: 59	Pressao Diastolica: 56	Pressao Diastolica: 56	Pressao Diastolica: 56

Fonte: Autoria própria.

O *display* TFT-LCD, inicialmente, foi ligado à placa Arduino Mega 2560 por cabos conectados às barras de pinos dos dois componentes. Devido à diferença nos domínios de tensão, *display* 3,3 V e Arduino Mega 5 V, uma matriz de contatos com divisores de tensão foi utilizada para converter os sinais do barramento SPI e três sinais GPIOs (CS, DC/RS, RESET) utilizados para controle da comunicação.

Uma rotina simples de programação foi utilizada para inserir linhas e textos no LCD. O programa criado na IDE *Atmel Studio* baseou-se nos exemplos fornecidos pela biblioteca *Adafruit\_ILI9340.h*, utilizando-se as funções disponibilizadas para exibir pontos contínuos na tela, um requisito da aplicação de monitorização. Em seguida, criou-se um *layout* de exibição dos dados dos módulos sensores, procurando imitar as disposições existentes nos equipamentos de mercado. Baseado nas características de cada módulo e nas rotinas de validação descritas, definiu-se a unidade e o formato de exibição de cada parâmetro do sistema de acordo com a Tabela 6.

Parâmetro	Unidade de medição	Formato de exibição no <i>display</i>
Eletrocardiograma	Volts	gráfico
Frequência cardíaca	bpm	numérico
Frequência respiratória	Volts	gráfico
Pressão diastólica	mmHg	numérico
Pressão sistólica	mmHg	numérico
Saturação de oxigênio	%	numérico
Temperatura	°C	numérico

Tabela 6 – Unidades de medida e formato de exibição dos dados no *display* TFT 2.2".

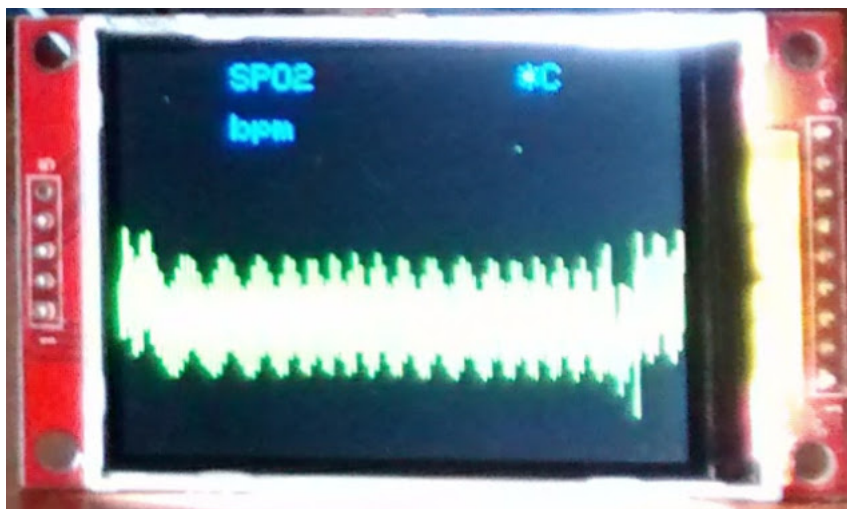
O formato criado para a aplicação é apresentado na Figura 39. Percebe-se que os valores numéricos estão dispostos na parte superior da tabela, com os números em tamanho maior que a unidade de medição, justamente para facilitar a visualização. O restante da tela é reservada para exibir as medições gráficas. Devido à pequena dimensão do *display*, a exibição dos gráficos do eletrocardiograma e da frequência respiratória são exclusivas, somente uma é exibida por vez, sendo selecionadas pelo usuário com um botão.

#### 4.1.1 Validação do circuito de alimentação fonte/bateria

A validação do circuito de alimentação com fonte de parede e bateria consistiu em um circuito que prioriza o uso da fonte de parede como o elemento primário de alimentação. No caso de ausência deste componente, a bateria LiPo alimenta o circuito, conforme Figura 40.

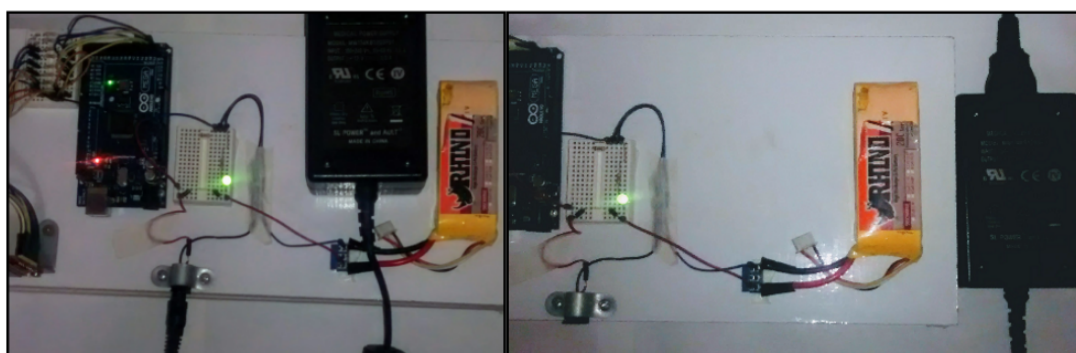
Embora a bateria seja recarregável, um circuito de recarga de bateria não foi implementado, sendo assim, o sistema tem uma autonomia quando opera somente com a bateria LiPo. Após reconectada à fonte de parede, a bateria deve ser substituída ou

Figura 39 – *Layout* criado para a monitoramento dos parâmetros no *display* TFT-LCD 2.2".



Fonte: Autoria própria.

Figura 40 – Alimentação do sistema, conectada à fonte de parede ou conectada à bateria.



Sistema alimentado por Fonte de parede

Sistema alimentado somente por bateria

Fonte: Autoria própria.

recarregada externamente.

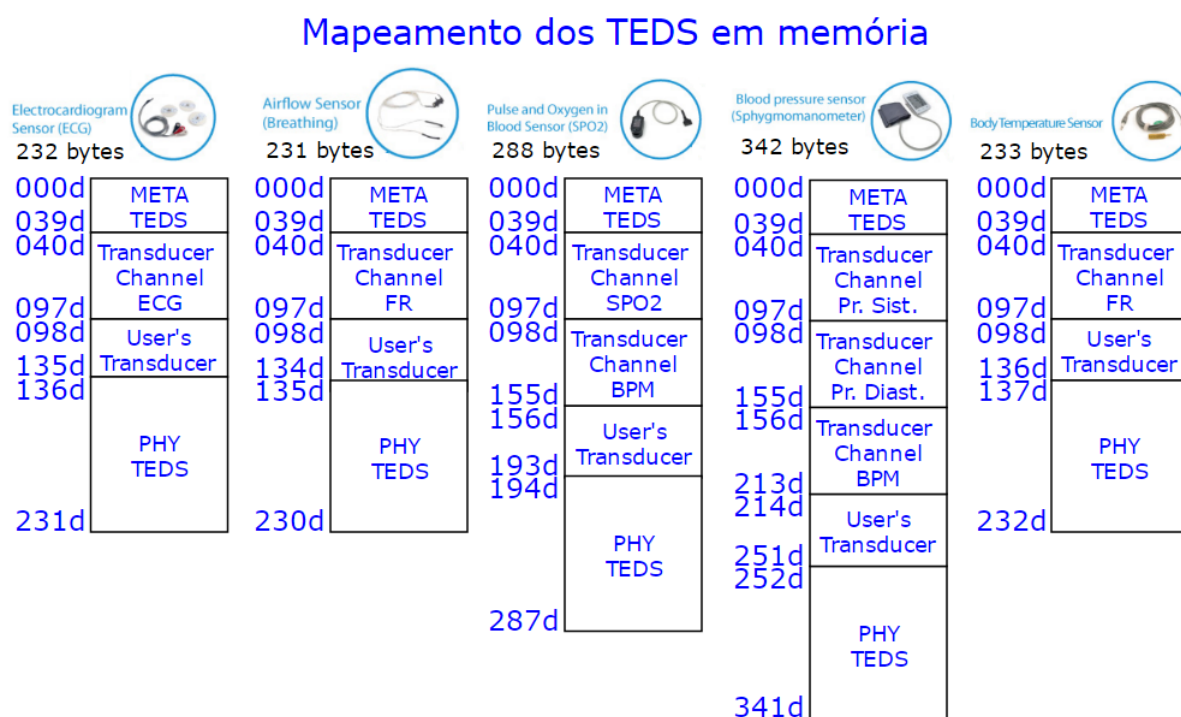
Uma das potencialidades dos sensores inteligentes é a capacidade de parametrização automática, aumentando a confiabilidade e a automação das medições do sistema.

Neste trabalho a gravação dos TEDS foi implementada com memória EEPROM interna ao microcontrolador ATmega328P, contido no kit de desenvolvimento Arduino Uno. Este dispositivo programável dispõe de 1024 bytes para armazenamento de memória não volátil, eletricamente programada e apagada. Tendo em vista que a folha de dados, uma vez gravada, não requer constantes atualizações, preferiu-se a gravação dos TEDS na memória EEPROM ao invés da memória FLASH, também disponível no microcontrolador. Cada teste de gravação armazenou na memória EEPROM do ATMEGA328P os quatro



TEDS para cada STIM, especificado na sessão anterior. O módulo transdutor com maior quantidade de bytes na folha de dados foi o IEEE1451.0 PNI\_Sensor e o de menor magnitude foi o IEEE1451.0 FR\_Sensor, o mapeamento de memória de cada conjunto de medição é apresentado na Figura 41.

Figura 41 – Mapeamento de memória dos TEDS de cada STIM.



Fonte: Autoria própria.

Todo o processo de especificação e gravação foi realizado manualmente, listando-se os bytes, um a um, de cada campo das folhas de dados e inserindo-os em vetores dentro de um programa desenvolvido para fazer a gravação dos TEDS de cada STIM, semelhante a Costa et al. (2011), Santos Filho et al. (2010), mas utilizando as ferramentas da plataforma Arduino. Parte do código, onde pode-se visualizar vetores hexadecimais associados a cada folha de dados é apresentado na Figura 42.

Os protótipos dos módulos sensores biomédicos foram conectados a um PC através da interface USB. Valendo-se da função *Terminal Console* do programa XCTU (2017) verificou-se os dados seriais enviados pelos STIMs e simulou-se o comportamento do NCAP, enviando pacotes de comandos, conforme os ciclos de leitura elaborados na Figura 27 e Figura 28.

Os resultados do ciclo de inicialização são exibidos na Figura 43, a leitura do TEDS

Figura 42 – Trecho de programa para gravação dos TEDS em memória EEPROM do microcontrolador ATMEGA328P.

```

char _MetaTEDS[] = (0x00,0x00,0x00,0x24,
    3, 4, 0x00, 0x01, 0x01, 0x01,
    4, 10, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
    0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
    0x00, 0x00,
    10, 4, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
    12, 4, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
    13, 2, 0x00, 0x01,
    0xFF, 0x95
);

char _TransducerChannelTEDS[] = (0x00, 0x00, 0x00, 0x3E,
    3, 4, 0x00, 0x03, 0x01, 0x01,
    10, 1, 0x00,
    11, 1, 0x1E,
    13, 4, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
    14, 4, 0x00, 0xDC, 0x00, 0x00,
    15, 4, 0x01, 0x00, 0x00, 0x00,
    16, 1, 0x01,
    18, 4, 0x05, 0x02, 0x00, 0x0A,
    23, 4, 0x3E, 0x03, 0x12, 0xEF,
    26, 4, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,
    31, 2, 0x08, 0x10,
    34, 1, 0x04,
    0xFF8, 0x48
);

char _UserTransducerNameTEDS[] = (0x00, 0x00, 0x00, 0x22,
    3, 0, 0x0C, 0x01, 0x01,
    4, 1, 0x00,
    5, 28, 0x49, 0x45, 0x45, 0x45, 0x31,
    0x34, 0x35, 0x31, 0x2E, 0x32, 0x20, 0x41,
    0xE3, 0xE3, 0xE5, 0xEC, 0xE5, 0x72, 0x6F,
    0xED, 0xE5, 0x74, 0xE5, 0x72, 0x5F, 0x53,
    0xE5, 0xE6, 0x73, 0xEF, 0x72, 0xE5, 0x54
);

char _PHYTEDS[] = ( 0x00, 0x00, 0x00, 0x58,
    3, 4, 0x02, 0x00, 0x01, 0x01,
    10, 1, 0x02,
    11, 4, 0x00, 0x00, 0x04, 0xB0,
    12, 2, 0x00, 0x01,
    13, 2, 0x00, 0x01,
    14, 2, 0x00, 0x00,
    15, 2, 0x00, 0x00,
    16, 2, 0x00, 0x00,
    17, 2, 0x00, 0x00,
    18, 2, 0x00, 0xFF,
    19, 4, 0x00, 0x00, 0x00, 0x05,
    20, 4, 0x00, 0x00, 0x00, 0x05,
    21, 1, 0x01,
    22, 1, 0x00,
    23, 2, 0x00, 0x01,
    24, 2, 0x00, 0x05,
    41, 4, 0x00, 0x01, 0xFF, 0x00,
    42, 1, 0x08,
    43, 1, 0x00,
    44, 1, 0x01,
    45, 0x01, 0x00,
    0xFF, 0x00
);

```

Fonte: Autoria própria.

é apresentada na Figura 44 e a leitura de dados do transdutor IEEE 1451.2 TEMP\_Sensor é exibida na Figura 45. Nestas figuras, os caracteres em azul correspondem aos comandos enviados pelo programa do PC (NCAP) para o módulo transdutor, enquanto os caracteres em vermelho equivalem aos comandos de resposta enviados pelo STIM.

Figura 43 – Ciclo de inicialização do *STIM* IEEE1451.2 TEMP\_Sensor

```

>>Modo Inicializar
Ponteiro Meta TEDS: 0
Tamanho Meta TEDS: 36
Ponteiro TransducerChannel: 40
Tamanho TransducerChannel: 54
ChanType: 2E
Ponteiro UserNameTEDS: 98
Tamanho UserNameTEDS: 35
TCName: IEEE1451.2 TEMP_Sensor
Ponteiro PHYTEDS: 137
Tamanho PHYTEDS: 88
>>Modo Inicializado:
>>Modo Aguardar

```

```

0A 3E 3E 4D 6F 64 6F 20 49 6E 69 63 69 61 6C 69 7A 61 72 20 0A 50 6F 6E 74 65 69 72 6F 20 4D 65
74 61 20 54 45 44 53 3A 20 30 0D 0A
54 61 6D 61 6E 68 6F 20 4D 65 74 61 20 54 45 44 53 3A 20 33 36 0D 0A
50 6F 6E 74 65 69 72 6F 20 54 72 61 6E 73 64 75 63 65 72 43 68 61 6E 6E 65 6C 3A 20 34 30 0D 0A
54 61 6D 61 6E 68 6F 20 54 72 61 6E 73 64 75 63 65 72 43 68 61 6E 6E 65 6C 3A 20 35 34 0D 0A
43 68 61 6E 54 79 70 65 3A 20 32 45 0D 0A
50 6F 6E 74 65 69 72 6F 20 55 73 65 72 4E 61 6D 65 54 45 44 53 3A 20 39 38 0D 0A
54 61 6D 61 6E 68 6F 20 55 73 65 72 4E 61 6D 65 54 45 44 53 3A 20 33 35 0D 0A
54 43 4E 61 6D 65 3A 20 49 45 45 45 31 34 35 31 2E 32 20 54 45 4D 50 5F 53 65 6E 73 6F 72 0D 0A
50 6F 6E 74 65 69 72 6F 20 50 48 59 54 45 44 53 3A 20 31 33 37 0D 0A
54 61 6D 61 6E 68 6F 20 50 48 59 54 45 44 53 3A 20 38 38 0A 3E 3E 4D 6F 64 6F 20 49 6E 69 63 69
61 6C 69 7A 61 64 6F 3A 20 20 0A 00 2E 01 02 00 04 00 00 00 00 0A 3E 3E 4D 6F 64 6F 20 41 67 75
61 72 64 61 72 20 0D 0A

```

Fonte: Autoria própria.

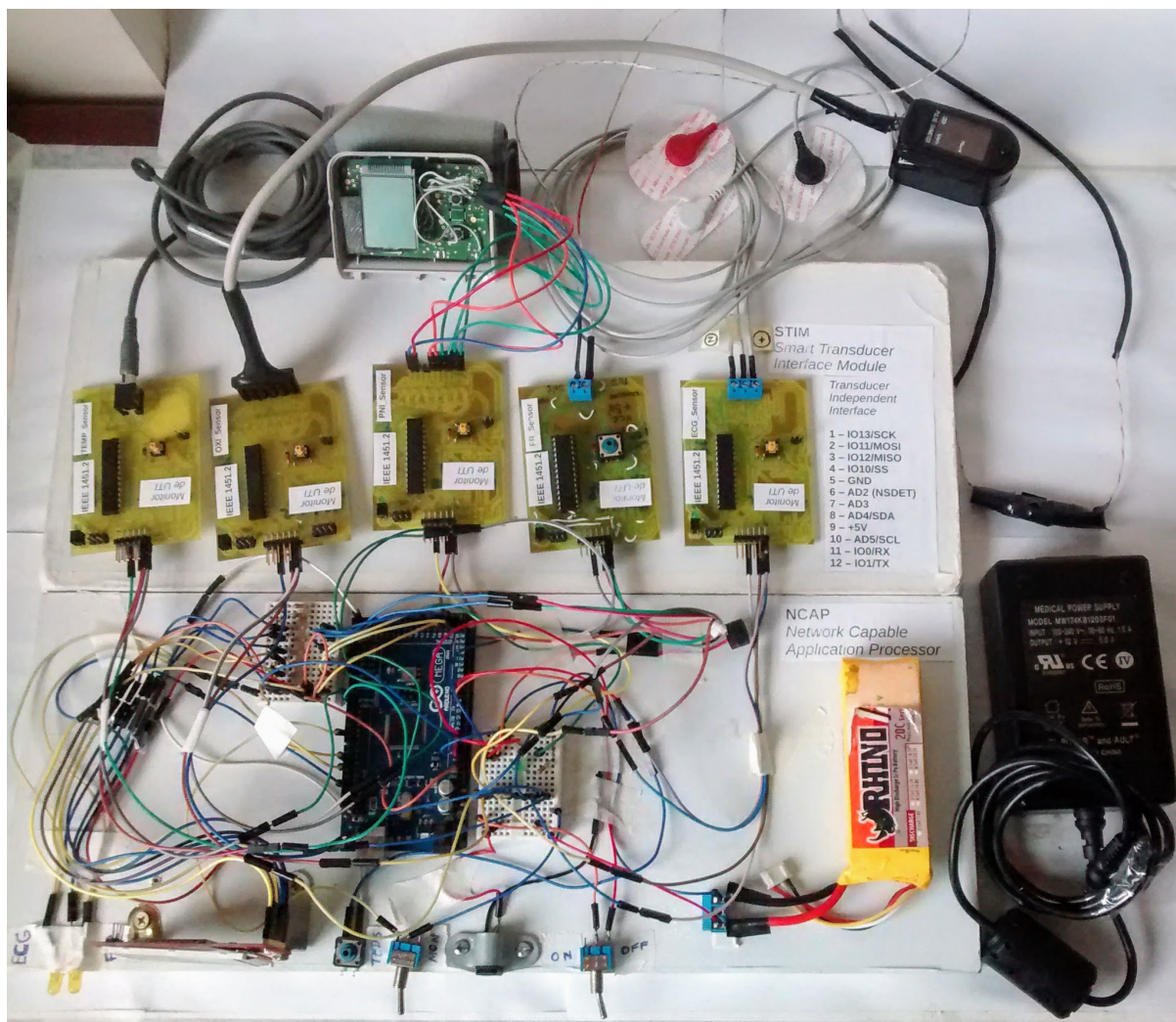
A integração dos módulos STIM com o NCAP é exibida na Figura 46.

A operação do monitor de UTI com o gráfico do eletrocardiograma e em outro momento o gráfico da frequência respiratória é apresentada na Figura 47.

A funcionalidade de leitura dos TEDS conectados ao NCAP foi implementada,



Figura 46 – Integração do módulo NCAP com os módulos STIM.



Fonte: Autoria própria.

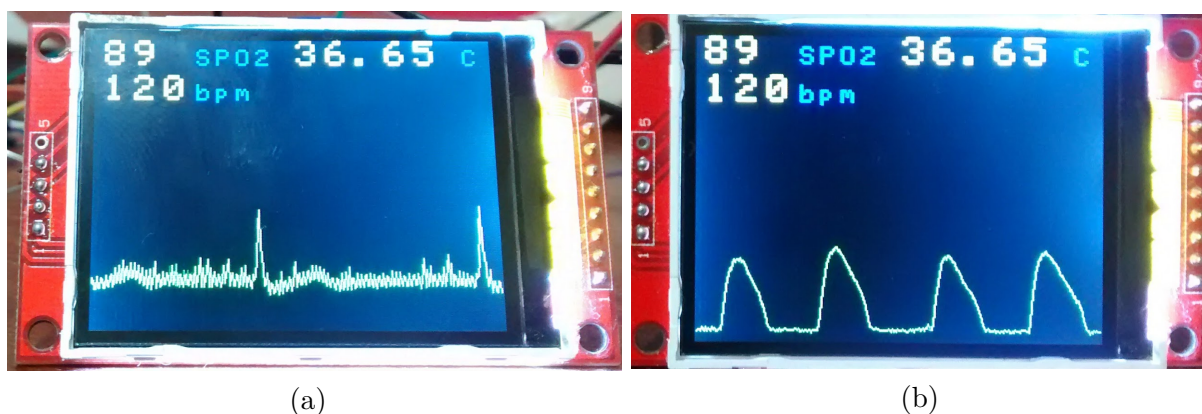
#### 4.1.2 Tempo de inicialização e resposta para os comandos de leitura do STIM

O tempo decorrido entre a recepção de um comando enviado pelo NCAP e o envio da resposta por parte do STIM é exibido na Tabela 7. Foram contabilizados os tempos médios para os ciclos de leitura de dados e TEDS.

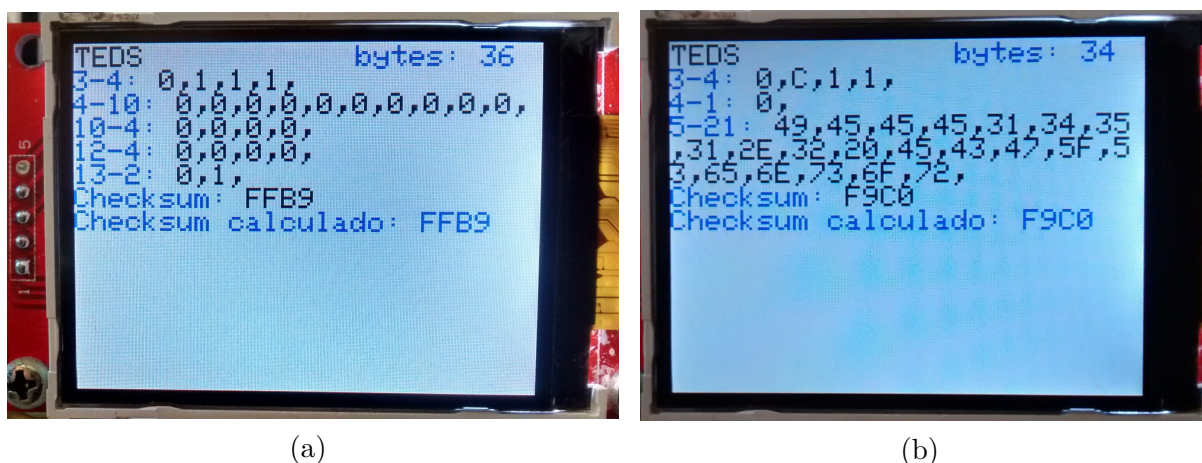
Do ponto de vista do *firmware*, foi utilizado um temporizador TIMER1 de 16 *bits* do microcontrolador ATmega328p para armazenar o tempo decorrido, ao final do comando o valor é exibido através do terminal serial conectado ao PC.

O tempo para apresentação dos dados no *display* TFT 2,2 corresponde ao tempo de comunicação do NCAP com o módulo STIM, o processamento dos dados enviados e o

Figura 47 – Tela do monitor exibindo parâmetros numéricos e gráfico: (a) ECG e (b) FR.



Fonte: Autoria própria.

Figura 48 – Tela do monitor exibindo octetos dos TEDS do STIM IEEE1451.2 ECG\_Sensor: (a) *MetaTEDS* e (b) *UserNameTEDS*.

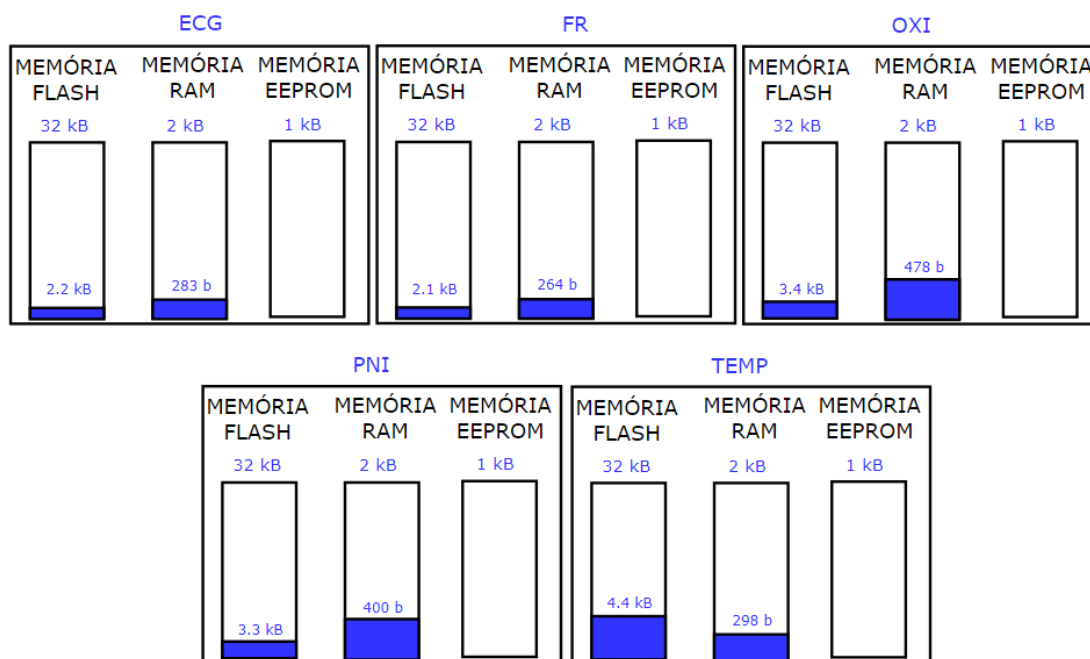
Fonte: Autoria própria.

tempo de envio dos dados para a tela de exibição. A Tabela 8 contém os dados coletados durante o desenvolvimento da aplicação monitor de UTI.

## 4.2 Discussões dos resultados

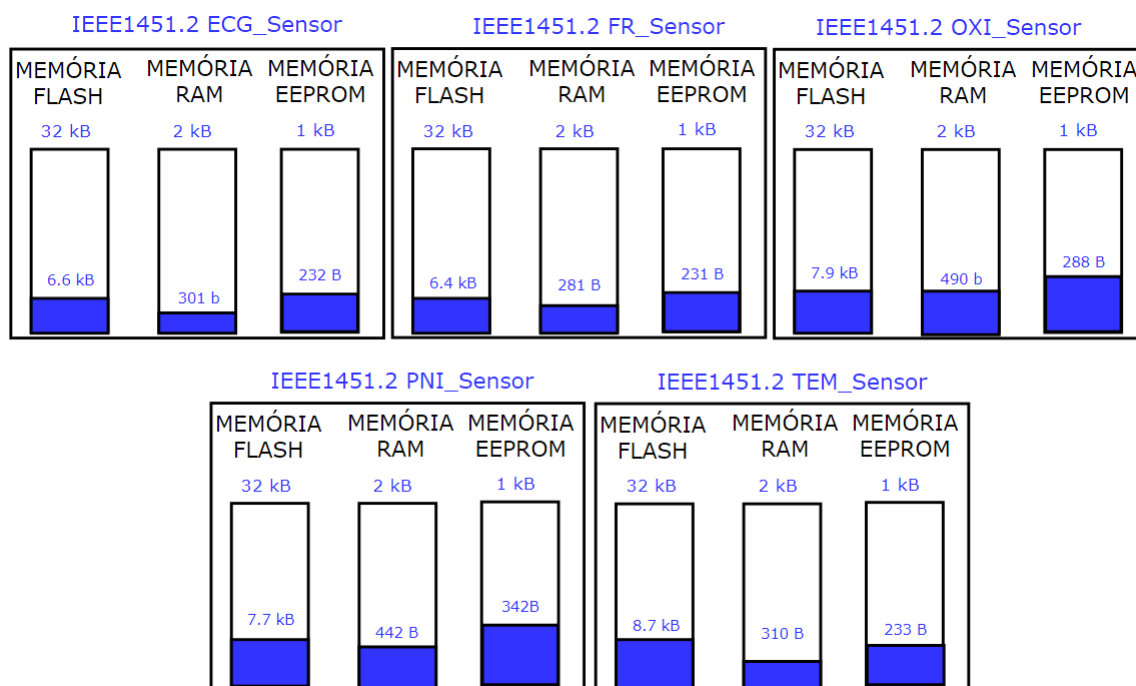
A partir da arquitetura projetada e dos resultados, realizou-se uma avaliação das partes que compõem o monitor de UTI: os cinco módulos sensores biomédicos propostos com interface de comunicação UART, a normatização dos dados dos sensores segundo o protocolo IEEE 1451 e a aplicação monitor de UTI do NCAP.

Figura 49 – Consumo dos recursos de memória na etapa de validação do processamento do sinal biomédico.



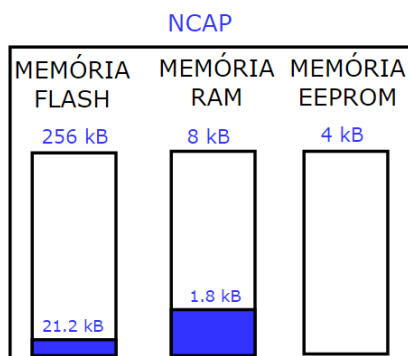
Fonte: Autoria própria.

Figura 50 – Consumo dos recursos de memória nos módulos STIM.



Fonte: Autoria própria.

Figura 51 – Consumo dos recursos de memória no módulo NCAP.



Fonte: Autoria própria.

Comandos	Tempo decorrido (s)
ET - Inicialização	216
CT+TT - TEDS do transdutor ( <i>MetaTEDS</i> )	444
CT+TT - TEDS do transdutor ( <i>Transducer Channel</i> )	616
CT+TT - TEDS do transdutor ( <i>User Name TEDS</i> )	428
CT+TT - TEDS do transdutor ( <i>PHY TEDS</i> )	2928
OT+MR - Operação do transdutor e retornar	56
TC+DC - Captura e envio dos dados do canal	780
TA+MR - Abortar e retornar	64

Tabela 7 – Tempo de inicialização e resposta para os comandos de leitura do STIM.

Período de amostragem (ms)	Tempo para exibir o quadro (s)	Pulsos do ECG	Pulsos do FR	Pontos/segundo
15,00	4,46	4	2	71
10,50	3,07	3	1	104
6,00	1,98	2	1	161
2,00	0,80	1	1	400

Tabela 8 – Tempo de resposta para exibição de dados no *display* TFT-LCD.

#### 4.2.1 Módulos STIM

A proposta de transformar os circuitos do kit *e-Health Sensor Platform* e o monitor de pressão arterial não invasivo HEM-6111 em módulos sensores inteligentes, apresentou êxito e comprovou que circuitos tradicionais de sensoriamento podem se tornar "inteligentes", auto-descritivos e modulares com a adoção da folha de dados eletrônica TEDS e da API de comunicação do protocolo IEEE 1451.

Pequenas modificações de *hardware* foram implementadas nos protótipos, dentre

elas troca de componentes da lista de compra de materiais e adição de diodos de proteção nas entradas dos sensores. Nenhuma alteração na exatidão das medidas foi identificada, ou seja, os valores medidos no circuito do kit e monitor de pressão foram iguais aos das medidas do circuito dos protótipos.

As rotinas de processamento de dados basicamente não foram alteradas, mas a implementação do STIM proporcionou o aumento no consumo de memória de dados (RAM), de programa (FLASH) e de EEPROM (TEDS) do microcontrolador de cada módulo. A média de aumento no consumo de memória de programa foi de 4,3 k bytes, com um aumento de pelo menos 100% do consumo de FLASH em todos os STIM. O consumo de memória RAM aumentou em média 15 bytes, nada substancial para o que já era utilizado, aumentando em torno de 5% do consumo de RAM. Já a memória EEPROM foi destinada ao armazenamento dos TEDS e, dentre os módulos sensores, variou entre 22% e 35% de consumo dos 1024 bytes disponíveis. Verificou-se que os recursos de memória para armazenamento do TEDS e operação da API do IEEE 1451 foi suficiente e que o foco da prova de conceito, em dispositivos de baixo custo, não prejudicou o funcionamento dos STIM.

Também foi avaliado o tempo de resposta dos sensores como forma de análise do desempenho da prova de conceito. O tempo de uma interação de leitura de TEDS variou entre 444 s e 2928 s, desde a recepção do comando até o envio dos dados. A variação do tempo se deve a diferença na quantidade de dados em cada TEDS. Já o ciclo de leitura de dados apresentou uma pequena variação temporal, do envio de comando de leitura de dados até a finalização do ciclo, com o comando aborta captura. O tempo médio de resposta foi de 850 s até o NCAP receber o primeiro dado, enquanto o tempo para abortar a operação de leitura de dados do transdutor foi de 64 s. Compreende-se que para a aplicação de monitoração de sinais biomédicos os tempos agregados em virtude do processamento e troca de mensagens da API IEEE 1451 não foram prejudiciais para a análise dos dados, estando dentro do período de amostragem dos sinais.

Se o tempo de resposta aos comandos precisar diminuir em virtude da aplicação que executa no NCAP, o *hardware* dos STIM comporta interfaces de comunicação mais rápidas, como SPI e I2C, que podem mitigar o tempo de troca de mensagens entre os módulos sensor e controle.



A lista de compra de materiais dos módulos STIM, em que se comprova o baixo custo dos componentes empregados é apresentada no Apêndice I. Os elementos sensores utilizados neste trabalho não foram contabilizados, pois foram adquiridos juntamente com o kit *e-Health Sensor Platform*.

#### 4.2.2 Protocolo IEEE 1451

A perspectiva do IEEE 1451 é possibilitar ao usuário final comprar transdutores e simplesmente através de uma conexão USB, Ethernet, Wifi, entre outras, ler ou controlar os valores dos sensores ou dos atuadores. Em outras palavras, a finalidade do IEEE 1451 é atender a um mercado que se fragmentou devido às inúmeras especificações ou normas geradas pelos fabricantes de transdutores ou barramentos. Tal fato impediu e ainda impede que se ampliem as aplicações de sensores em ambientes residenciais, industriais, agrícolas ou médicos (BECARI, 2012).

O presente trabalho propôs uma arquitetura e prova de conceito que ratificaram os benefícios da separação em módulos transdutores e módulo de controle. Durante seu desenvolvimento, algumas formas de automatizar o processo de especificação, geração e gravação dos TEDS foram estudadas e testadas:

- houve problemas de instalação do *software* proposto por Misra et al. (2015), os arquivos de instalação disponibilizados não foram suficientes, o processo de instalação termina inesperadamente;
- não havia recursos disponíveis para montar o ambiente de desenvolvimento requerido para o utilizar a solução recomendada por Garcia (2014);
- na proposta de Marcondes (2012), verificou-se que a empresa National Instruments só disponibilizara recursos para leitura e gravação de TEDS empregando a IEEE 1451.4; e
- em Tester et al. (2006), os arquivos de instalação do sistema desenvolvido não foram encontrados, somente o artigo que descrevia o *software*.

Nenhum dos trabalhos citados anteriormente foi de fato implementado, mas os conteúdos apresentados nos seus respectivos artigos contribuíram para compreender as etapas de construção dos TEDS.

A implementação da API de comunicação do padrão IEEE 1451.0 contribuiu para o desenvolvimento do *firmware* do STIM, especificando a troca de mensagens para leitura de dados e de TEDS.

### 4.2.3 Módulo NCAP

Após o desenvolvimento da API de comunicação do IEEE 1451 nos módulos STIM, a implementação destas no NCAP foi rápida. O programa desenvolvido integrou os módulos STIM validados, funcionou semelhante ao fluxograma exibido na Figura 32 e a cada atualização de parâmetro ou exibição de ponto no gráfico no *display*, um ciclo de comunicação, comando do NCAP, resposta do STIM foi realizado, como demonstrado anteriormente na Figura 52. No modo de operação de exibição dos TEDS, a mesma sequência de comunicação ocorreu, mas utilizando comandos diferentes.

Percebeu-se que os recursos de memória do microcontrolador ATmega2560 foram suficientes para comportar a aplicação, podendo suportar novas rotinas de código sem precisar de modificações. Ao longo dos testes, verificou-se que o aumento da frequência de amostragem, conforme a Tabela 8, gerava um prejuízo a qualidade do sinal gráfico exibido, pois o tempo entre as amostras do sinal diminuía a ponto de ser insuficiente para o NCAP, processar os dados recebidos do STIM e enviar ao *display* TFT-LCD. Sendo assim, o período mínimo de amostragem indicado para a operação do sistema foi estabelecido em 6 ms, o que resulta em uma frequência de amostragem de 166 Hz, valor adequado para realizar a amostragem dos sinais de todos os STIM. O sinal com maior taxa de amostragem, 100 Hz, foi o eletrocardiograma.

## 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

No presente trabalho de mestrado foi apresentado o desenvolvimento de uma arquitetura de *hardware* para monitor de UTI baseado no protocolo IEEE 1451, *Smart Transducer Interface Module*.

Concluiu-se que os kits de desenvolvimento utilizados possuíam recursos suficientes para o armazenamento de dados e de código nos módulos do sistema. Além disso, microcontroladores de uso geral apresentaram poder computacional suficiente para a operação funcional dos módulos STIM implementados..

Acerca do funcionamento do IEEE 1451, verificou-se que, de fato, há uma distinção entre o projeto do módulo sensor e do módulo de controle da rede de sensores, proporcionado pelas diferenças operacionais entre os módulos. Ainda que os TEDS sejam uma das principais características e vantagens da IEEE 1451, sua construção é um processo repetitivo e demorado, cabendo, quando não presentes em sensores que atendem a norma, serem montados pelo programador ou usuário do sistema. Dessa forma, torna-se importante a utilização de uma ferramenta que facilite processo de criação e edição dos TEDS.

A disposição dos sinais do protótipo, desenvolvida no bloco *Transducer Connector*, flexibilizou a conexão do STIM ao NCAP através das várias interfaces de comunicação especificadas pela norma IEEE 1451.2, como UART, RS232, SPI, I2C, TII-10.

Com poucos recursos de memória, um *firmware* pôde ser desenvolvido para implementar a máquina de estados que controlou a ordem de aquisição dos dados dos sensores biomédicos e a de exibição dos TEDS dos módulos STIMs.

Ressalta-se o caráter inovador desta dissertação ao desenvolver protótipos de módulos transdutores STIM para medição de frequência respiratória, oximetria e pressão arterial não invasiva, além de descrever a criação de uma aplicação para NCAP, executada em um sistema embarcado, com microcontrolador de 8 *bits*, tendo em vista que não encontrou-se trabalho equivalente na literatura pesquisada, as aplicações encontradas foram implementadas em PC ou FPGA.

As contribuições deste trabalho foram: a pesquisa e revisão bibliográfica dos trabalhos relacionados a monitores de UTI e da plataforma IEEE 1451; a modelagem de um equipamento monitor de UTI utilizando os padrões IEEE 1451.0 e IEEE 1451.2;

a prototipagem de cinco módulos STIM, em placas de circuito impresso, para medição dos sinais biomédicos de eletrocardiograma, frequência cardíaca, frequência respiratória, oximetria, pressão arterial não invasiva e temperatura corporal; a especificação *byte a byte* das folhas de dados TEDS obrigatórias para cada módulo STIM; o programa de gravação do TEDS na memória EEPROM do microcontrolador ATmega328p; a implementação de módulo NCAP em microcontrolador de baixo custo ATmega2560; o desenvolvimento da aplicação local para monitor de UTI, executada pelo NCAP; o desenvolvimento de um monitor de UTI de baixo custo baseado utilizando as especificações do protocolo IEEE 1451.

As possibilidades de desenvolvimento empregando o IEEE 1451 são inúmeras. A partir desta dissertação, trabalhos futuros podem ser desenvolvidos como:

- a implementação de rotinas de autoteste nos módulos STIM e NCAP, para que agreguem características de tolerância a falhas;
- o desenvolvimento de *software* para criação, edição e gravação de TEDS, como em Rossi, Rodrigues da Silva e Santos Filho (2014), a fim de evitar o trabalho de edição manual dos bytes;
- a transformação módulos dos sensores STIM em módulo *wireless* WTIM e integração com NCAP para criar um monitor de UTI sem fio;
- a implementação da TEDS de calibração em cada módulo;
- o estudo de autonomia de energia do monitor de UTI operando somente com bateria e proposta de circuito de recarga de bateria;
- a implementação de um NCAP com arquiteturas computacionais mais poderosas, a fim de conectar o monitor de UTI a sistemas de gerenciamento de dados em saúde;
- o desenvolvimento do *software* de aplicação monitor de UTI utilizando um sistema operacional de tempo real (RTOS); e
- validação clínica dos protótipos desenvolvidos.

## REFERÊNCIAS

ANAHP. *Observatório 2015*. 2015.

ANVISA. *Resolução de Diretoria Colegiada - RDC N7*. 2010. Disponível em: <[http://portal.anvisa.gov.br/documents/10181/2718376/RDC\\_07\\_2010\\_COMP.pdf/7041373a-6319-4251-9a03-0e96a72dad3b?version=1.0](http://portal.anvisa.gov.br/documents/10181/2718376/RDC_07_2010_COMP.pdf/7041373a-6319-4251-9a03-0e96a72dad3b?version=1.0)>. Acesso em: 16 mai. 2017.

ANVISA. *Tecnovigilância ANVISA*. 2017. Disponível em: <<http://portal.anvisa.gov.br/tecnovigilancia>>. Acesso em: 19 jun. 2017.

ARDUINO. *ARDUINO UNO REV3*. 2017. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>>. Acesso em: 22 jun. 2017.

BECARI, W. *Rede de Sensores para Engenharia Biomédica utilizando o Protocolo IEEE 1451*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo-Escola Politécnica - Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos, 2012.

BIRBAS, M.; PETRELLIS, N.; GIOULEKAS, F. **A Low Cost Sensor Controller for Health Monitoring**. In: IOP PUBLISHING. *Journal of Physics: Conference Series*. [S.l.], 2015. v. 637, n. 1, p. 012021.

BURGHARDT, C. *ECG Interpretation Made Incredibly Easy!* [S.l.]: Lippincott Williams and Wilkins, 2011.

CARVALHO, L. *Instrumentação Médico - Hospitalar*. [S.l.]: Manole, 2008.

COOKINGHACKS. *e-Health Sensor Platform v2.0*. 2017. Disponível em: <<https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical>>. Acesso em: 21 mai. 2017.

COSTA, M. N. da et al. **Building Smart Sensor Nodes according to IEEE 1451.3 Standard**. *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, IEEE, 2011.

CROMWELL, L.; WEIBELL, F. J.; PFEIFFER, E. A. *Biomedical instrumentation and measurements*. [S.l.]: Prentice Hall, 1980.

DICIO. *Significado de Cardióscópio*. 2017. Disponível em: <<https://www.dicio.com.br/cardioscopio/>>. Acesso em: 14 jun. 2017.

DIXTAL. *DX 2021 Monitor de Sinais Vitais Manual de Operação*. 2017. Disponível em: <[http://www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/REL/REL\[5164-4-2\].PDF](http://www4.anvisa.gov.br/base/visadoc/REL/REL[5164-4-2].PDF)>. Acesso em: 10 jul. 2017.

DORRONZORO, E. et al. **Design and implementation of a prototype with a standardized interface for transducers in ambient assisted living**. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 15, n. 2, p. 2999–3022, 2015.

EMBARCADOS. *Arduino UNO - Taxa de amostragem do conversor A/D*. 2017. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/arduino-taxa-de-amostragem-conversor-ad/>>. Acesso em: 22 mai. 2017.

- FERRAZ, A. *Fisiologia Cardiovascular (Eletrocardiograma)*. 2011. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAhPpwAJ/fisiologia-cardiovascular-eletrocardiograma>>. Acesso em: 25 jun. 2017.
- FISCHER, J. B. R. L. **The PICmicro MCU as an IEEE 1451.2 Compatible Smart Transducer Interface Module (STIM)**. In: MICROCHIP. *Microchip Design Guide - AN214*. [S.l.], 2002.
- GARCIA, W. L. C. *Teds-easy - descrição automática de transducer electronic data sheet*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual Paulista (UNESP) - Faculdade de Engenharia, 2014.
- IEEE. *IEEE1451.2 - IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators Transducer to Microprocessor Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats*. 1997.
- IEEE. *1451.1-1999 - IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators-Network Capable Application Processor (NCAP) Information Model*. 2000.
- IEEE. *IEEE1451.0 - IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators—Common Functions, Communication Protocols, and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats*. 2007.
- IEEE. *P1451.2/D20, Feb 2011 - IEEE Draft Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Serial Point-to-Point Interface*. 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6216332/>>. Acesso em: 03 jun. 2017.
- INMETRO. *Problemas de rastreabilidade de ensaios de ensaios em equipamentos em equipamentos eletromédicos*. 2017. Disponível em: <<http://www.inmetro.gov.br/laboratorios/docs/vlamir.pdf>>. Acesso em: 29 jun. 2017.
- LIMITED x-io T. *Serial Oscilloscope V1.5*. 2017. Disponível em: <<http://x-io.co.uk/serial-oscilloscope/>>. Acesso em: 22 mai. 2017.
- MARCONDES, A. *Desenvolvimento de protótipo de gravador de TEDS e de etiqueta eletrônica TEDS*. 2012. Trabalho de Conclusão de Curso.
- MISRA, P. et al. **An Interoperable Realization of Smart Cities with Plug and Play based Device Management**. *arXiv preprint arXiv:1503.00923*, 2015.
- MORILLO, D. S. et al. **An accelerometer-based device for sleep apnea screening**. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, IEEE, v. 14, n. 2, p. 491–499, 2010.
- NEPOMUCENO, L. X. *Técnicas de manutenção preditiva*. [S.l.]: E. Blucher, 2002.
- NIST. *Network Capable Application Processor (NCAP)*. 2016. Disponível em: <<https://www.nist.gov/el/intelligent-systems-division-73500/network-capable-application-processor-ncap>>. Acesso em: 09 jun. 2017.

- NUEZ, L. *e-Health Sensor Platform: Diseño e implementación de una plataforma sensorial biométrica para diagnóstico de pacientes en tiempo real y otras aplicaciones médicas*. 2014. Trabalho de Conclusão de Curso.
- OMRON. *Modelo HEM-6200 Manual de Instruções*. 2017. Disponível em: <<http://www.omronbrasil.com/uploads/attachment/d44b0f1f25af3119db72ef6f927ae87c490c7255HEM-6200-BR-8A-r3-pdf.pdf>>. Acesso em: 15 jul. 2017.
- PAYNE, E. K.; HARMAH, D. J. **Multi-parametric Telemetry Patient Monitoring System**. *International Journal of Scientific and Research Publications*, Volume5, Issue11, Citeseer, v. 272, p. 2250–315, 2015.
- PHILIPS. *Understanding Pulse Oximetry SpO2 Concepts*. 2017. Disponível em: <[http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/586262/586457/Understanding\\_Pulse\\_Oximetry.pdf](http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/586262/586457/Understanding_Pulse_Oximetry.pdf)>. Acesso em: 25 jun. 2017.
- PRIYA, M. et al. **Embedded based wireless ICU monitoring system**. *International Journal of Advances in Engineering Technology*, IAET Publishing Company, v. 6, n. 5, p. 2084, 2013.
- RANA, R.; BERGMANN, N.; TREVATHAN, J. **Towards Plug-and-Play Functionality in Low-Cost Sensor Network**. In: . [S.l.]: IEEE, 2012.
- RODRIGUES DA SILVA, A. C.; SANTOS FILHO, T. A. **Descrição de diferentes transducer interface module baseado na norma IEEE 1451**. *XIX Congresso Brasileiro de Automática, CBA 2012*, CBA, 2012.
- ROSSI, S. R.; RODRIGUES DA SILVA, A. C.; SANTOS FILHO, T. A. d. **IEEE 1451.2-based sensor system with JAVA-TEDS software Tool**. *International Journal of Computing*, CISJ, v. 8, n. 3, p. 6–13, 2014.
- SANCHES, P. C. R.; MOFFA, P. J. *Eletrocardiograma - Uma Abordagem Didtica*. [S.l.]: Roca - Brasil, 2010.
- SANTOS FILHO, T. A. d. *Desenvolvimento de um nó de rede com diferentes interfaces de acordo com o padrão IEEE 1451 utilizando o processador nios II e o sistema operacional embarcado uclinux*. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual Paulista (UNESP), 2012.
- SANTOS FILHO, T. A. d. et al. **Descrição dos TEDS para controle de motores de passo em conformidade com o padrão IEEE 1451**. *XVIII Congresso Brasileiro de Automática*, CBA, 2010.
- SANTOS, J. d. A. G. d. *Arquitetura Hardware/Software de um Núcleo NCAP Segundo o padrão IEEE 1451.1: Uma prova de conceito*. Dissertação (Mestrado) — Programa de Pós-graduação em Sistemas e Computação, Departamento de Informática e Matemática Aplicada, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2010.
- SONG, E. Y.; LEE, K. **Understanding IEEE1451-networked smart transducer interface standard**. In: IEEE. *IEEE Instrumentation Measurement Magazine*. [S.l.], 2008. v. 11, n. 2, p. 11–17.

SONG, K. B. L. E. Y. **Sensor Network based on IEEE 1451.0 and IEEE p1451.2-RS232**. 2008.

SOUZA, P. *Desenvolvimento de um subsistema non-real-time para o gerenciamento de dispositivos periféricos e desenvolvimento de interface gráficas*. Tese (Doutorado) — Instituto de Física, Universidade de São Paulo, 2016.

SREEJITHLAL, A. et al. **IEEE 1451.2 based Smart Sensor System using ADuc847**. *International Conference on Communication, Information Computing Technology (ICCICT)*, IEEE, 2015.

TAKAHASHI, A. D. H. G. E. **Cinta de expansão torácica utilizando Arduino aplicado na fisioterapia respiratória**. *VIII Simpósio de Engenharia Biomédica*, Universidade Federal de Uberlândia, 2015.

TESTER, S. N. C. et al. **An IEEE 1451 TEDS Compiler and Serial Network Compliance Tester**. 2006. Disponível em: <[https://eesensors.com/media/wysiwyg/docs-pdfs/ESP10\\_Compiler.pdf](https://eesensors.com/media/wysiwyg/docs-pdfs/ESP10_Compiler.pdf)>. Acesso em: 06 jun. 2017.

TORRI, L. B. **A norma IEEE 1451 aplicada a redes heterogêneas de sensores sem fio**. 2008. Trabalho de Conclusão de Curso.

WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation Application Designer*. [S.l.]: Wiley, 2009.

WOLF, W. H. *Computers as Components Principles of Embedded Computing System Design*. [S.l.]: Morgan Kauffman Publishers, 2008.

XCTU. **XCTU Next Generation Configuration Platform for XBee/RF Solutions**. 2017. Disponível em: <<https://www.digi.com/products/xbee-rf-solutions/xctu-software/xctu>>. Acesso em: 30 jun. 2017.

YAKUT, O.; SOLAK, S.; BOLAT, E. D. **Measuring ECG Signal Using e-Health Sensor Platform**. In: *International Conference on Chemistry, Biomedical and Environment Engineering (ICCBEE'14), Antalya, Türkiye*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 7–8.



## APÊNDICE A – TABELAS DOS TEDS DO STIM ECG

Meta TEDS - Smart Transducer ECG					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x24
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x01 0x01 0x01
4	<i>UUID</i>	Identificador único do TIM	10	UUID	0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00
10	<i>OnHoldOff</i>	Tempo para resposta de operação de falha	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
12	<i>TestTime</i>	Autoteste do módulo TIM	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
13	<i>MaxChan</i>	Quantidade de canais implementados no TIM	2	U16	0x00 0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFF 0xB9

Tabela 9 – *Meta TEDS* para STIM ECG.

Transducer Channel TEDS - Smart Transducer Eletrocardiograma					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x36
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
10	<i>CalKey</i>	Calibração do sensor. Para módulo sem calibração, atribui-se 0.	1	U8	0x00
11	<i>ChanType</i>	Identificação do canal do <i>TransducerChannel</i>	1	U8	0x1E
13	<i>LowLimit</i>	Valor mínimo da unidade a ser medida	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
14	<i>HiLimit</i>	Valor máximo da unidade a ser medida	4	F32	0x00 0x00 0x04 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0	1	U8	0x00
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: Data Model, Data Model Length, Model Significant Bits.	4	-	0x05 0x02 0x00 0x0A
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x3B 0x03 0x12 0x6F
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	2	U16	0x08 0x10
34	<i>DataXmit</i>	Modo de transmissão de dados suportado.	1	U8	0x04
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Transducer Channel TEDS	2	U16	0xFE 0x07

Tabela 10 – *Transducer Channel TEDS* para STIM ECG.

User's Transducers Name - Smart Transducer ECG					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x22
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x0C 0x01 0x01
4	<i>Format</i>	Define o formato de representação do TCName. O TCName descreve o nome do <i>TIM</i> de acordo com o padrão definido no formato.	1	U8	0x00
5	<i>TCName</i>	Nome do STIM	21	-	0x49 0x45 0x45 0x45 0x31 0x34 0x35 0x31 0x2E 0x32 0x20 0x45 0x43 0x47 0x5F 0x53 0x65 0x6E 0x73 0x6F 0x72
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xF9 0xC0

Tabela 11 – *User's Transducers Name TEDS* para STIM ECG.

PHY TEDS - Smart Transducer Eletrocardiograma					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x58
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x02 0x0D 0x01 0x01
10	<i>Serial</i>	Tipo de interface sedatabitsrial.	1	U8	0x02
11	<i>MaxBPS</i>	Máxima taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x04 0xB0
12	<i>MaxCDev</i>	Número máximo de dispositivos que podem trabalhar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
13	<i>MaxRDev</i>	Número de dispositivos que podem se registrar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
14	<i>Encrypt</i>	Criptografia da informação	2	U16	0x00 0x00
15	<i>Authent</i>	Suporte a autenticação	1	U8	0x00
16	<i>MinKeyL</i>	Menor chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
17	<i>MaxKeyL</i>	Máxima chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
18	<i>MaxSDU</i>	Maior palavra que pode ser transmitida	2	U16	0x00 0xFF
19	<i>MinALat</i>	Tempo mínimo para iniciar a primeira transmissão com um dispositivo desconectado	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x05
20	<i>MinTLAt</i>	Tempo para transmitir a menor palavra ,com taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x05
21	<i>MaxXact</i>	Número máximo de comandos incompletos na fila	1	U8	0x01
22	<i>Battery</i>	Conexão com bateria ou fonte externa	1	U8	0x00
23	<i>Version</i>	Versão do rádio	2	U16	0x00 0x00
24	<i>MaxRetry</i>	Número de tentativas para transmissão de comandos	2	U16	0x00 0x05
41	<i>Baud</i>	Taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x01 0xC2 0x00
42	<i>DataBits</i>	Bits transmitidos em uma palavra	1	U8	0x08
43	<i>Parity</i>	Paridade para verificação da integridade do dado	1	U8	0x00
44	<i>StopBit</i>	BIt de parada	1	U8	0x01
45	<i>Terminador</i>	Finalizador da frase	1	U8	0x00
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFA 0x17

Tabela 12 – *PHY TEDS* para STIM ECG.

## APÊNDICE B – TABELAS DOS TEDS DO *STIM* FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA

Meta TEDS - Smart Transducer Frequência Respiratória					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x24
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x01 0x01 0x01
4	<i>UUID</i>	Identificador único do TIM	10	UUID	0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00
10	<i>OnHoldOff</i>	Tempo para resposta de operação de falha	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
12	<i>TestTime</i>	Autoteste do módulo TIM	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
13	<i>MaxChan</i>	Quantidade de canais implementados no TIM	2	U16	0x00 0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFF 0x95

Tabela 13 – *Meta TEDS* para *STIM* Frequência Respiratória (FR).

Transducer Channel TEDS - Smart Transducer Frequência Respiratória					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x36
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
10	<i>CalKey</i>	Calibração do sensor. Para módulo sem calibração, atribui-se 0.	1	U8	0x00
11	<i>ChanType</i>	Identificação do canal do <i>TransducerChannel</i>	1	U8	0x10
13	<i>LowLimit</i>	Valor mínimo da unidade a ser medida	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
14	<i>HiLimit</i>	Valor máximo da unidade a ser medida	4	F32	0x00 0x00 0x04 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0	1	U8	0x00
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: Data Model, Data Model Length, Model Significant Bits.	4	-	0x05 0x02 0x00 0x0A
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x3D 0x4C 0xCC 0xCD
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	2	U16	0x08 0x10
34	<i>DataXmit</i>	Modo de transmissão de dados suportado.	1	U8	0x04
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Transducer Channel TEDS	2	U16	0xFC 0xA9

Tabela 14 – *Transducer Channel TEDS* para *STIM* Frequência Respiratório (FR).

User's Transducers Name - Smart Transducer Frequência Respiratória					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x21
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x0C 0x01 0x01
4	<i>Format</i>	Define o formato de representação do TCName. O TCName descreve o nome do <i>TIM</i> de acordo com o padrão definido no formato.	1	U8	0x00
5	<i>TCName</i>	Nome do STIM	20	-	0x49 0x45 0x45 0x45 0x31 0x34 0x35 0x31 0x2E 0x32 0x20 0x46 0x52 0x5F 0x53 0x65 0x6E 0x73 0x6F 0x72
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xF9 0xF8

Tabela 15 – *User's Transducers Name TEDS* para STIM Frequência Respiratória.

PHY TEDS - Smart Transducer Frequência Respiratória					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x58
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x02 0x0D 0x01 0x01
10	<i>Serial</i>	Tipo de interface serial.	1	U8	0x02
11	<i>MaxBPS</i>	Máxima taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x04 0xB0
12	<i>MaxCDev</i>	Número máximo de dispositivos que podem trabalhar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
13	<i>MaxRDev</i>	Número de dispositivos que podem se registrar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
14	<i>Encrypt</i>	Criptografia da informação	2	U16	0x00 0x00
15	<i>Authent</i>	Suporte a autenticação	1	U8	0x00
16	<i>MinKeyL</i>	Menor chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
17	<i>MaxKeyL</i>	Máxima chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
18	<i>MaxSDU</i>	Maior palavra que pode ser transmitida	2	U16	0x00 0xFF
19	<i>MinALat</i>	Tempo mínimo para iniciar a primeira transmissão com um dispositivo desconectado	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x05
20	<i>MinTLat</i>	Tempo para transmitir a menor palavra ,com taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x05
21	<i>MaxXact</i>	Número máximo de comandos incompletos na fila	1	U8	0x01
22	<i>Battery</i>	Conexão com bateria ou fonte externa	1	U8	0x00
23	<i>Version</i>	Versão do rádio	2	U16	0x00 0x00
24	<i>MaxRetry</i>	Número de tentativas para transmissão de comandos	2	U16	0x00 0x05
41	<i>Baud</i>	Taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x01 0xC2 0x00
42	<i>DataBits</i>	Bits transmitidos em uma palavra	1	U8	0x08
43	<i>Parity</i>	Paridade para verificação da integridade do dado	1	U8	0x00
44	<i>StopBit</i>	Bit de parada	1	U8	0x01
45	<i>Terminador</i>	Finalizador da frase	1	U8	0x00
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFA 0x17

Tabela 16 – *PHY TEDS* para STIM Frequência Respiratória.

## APÊNDICE C – TABELAS DOS TEDS DO STIM OXÍMETRO

Meta TEDS - Smart Transducer Oxímetro					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x24
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x01 0x01 0x01
4	<i>UUID</i>	Identificador único do TIM	10	UUID	0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00
10	<i>OnHoldOff</i>	Tempo para resposta de operação de falha	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
12	<i>TestTime</i>	Autoteste do módulo TIM	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
13	<i>MaxChan</i>	Quantidade de canais implementados no TIM	2	U16	0x00 0x02
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFF 0x94

Tabela 17 – *Meta TEDS* para STIM Oxímetro (SpO<sub>2</sub> / bpm).

Transducer Channel TEDS - Smart Transducer Oxímetro - SPO2					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x36
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
10	<i>CalKey</i>	Calibração do sensor. Para módulo sem calibração, atribui-se 0.	1	U8	0x00
11	<i>ChanType</i>	Identificação do canal do <i>TransducerChannel</i>	1	U8	0x30
13	<i>LowLimit</i>	Valor mínimo da unidade a ser medida	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
14	<i>HiLimit</i>	Valor máximo da unidade a ser medida	4	F32	0x42 0xC8 0x00 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0	1	U8	0x00
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: Data Model, Data Model Length, Model Significant Bits.	4	-	0x00 0x01 0x00 0x0A
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x3E 0x80 0x00 0x00
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	2	U16	0x10 0x10
34	<i>DataXmit</i>	Modo de transmissão de dados suportado.	1	U8	0x03
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Transducer Channel TEDS	2	U16	0xFC 0xE6

Tabela 18 – *Transducer Channel TEDS* para STIM Oxímetro - SPO<sub>2</sub>.

Transducer Channel TEDS - Smart Transducer Oxímetro - BPM					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x36
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
10	<i>CalKey</i>	Calibração do sensor. Para módulo sem calibração, atribui-se 0.	1	U8	0x00
11	<i>ChanType</i>	Identificação do canal do <i>TransducerChannel</i>	1	U8	0x3E
13	<i>LowLimit</i>	Valor mínimo da unidade a ser medida	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
14	<i>HiLimit</i>	Valor máximo da unidade a ser medida	4	F32	0x43 0x48 0x00 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0	1	U8	0x00
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: Data Model, Data Model Length, Model Significant Bits.	4	-	0x00 0x01 0x00 0x0A
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x3E 0x80 0x00 0x00
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	2	U16	0x10 0x10
34	<i>DataXmit</i>	Modo de transmissão de dados suportado.	1	U8	0x03
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Transducer Channel TEDS	2	U16	0xFD 0x57

Tabela 19 – *Transducer Channel TEDS* para STIM Oxímetro - BPM.

User's Transducers Name - Smart Transducer Oximetria					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x22
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x0C 0x01 0x01
4	<i>Format</i>	Define o formato de representação do TCName. O TCName descreve o nome do <i>TIM</i> de acordo com o padrão definido no formato.	1	U8	0x00
5	<i>TCName</i>	Nome do STIM	21	-	0x49 0x45 0x45 0x45 0x31 0x34 0x35 0x31 0x2E 0x32 0x20 0x4F 0x58 0x49 0x5F 0x53 0x65 0x6E 0x73 0x6F 0x72
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xF9 0x9F

Tabela 20 – *User's Transducers Name TEDS* para STIM Oxímetro.

PHY TEDS - Smart Transducer Oxímetro					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x58
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x02 0x0D 0x01 0x01
10	<i>Serial</i>	Tipo de interface serial.	1	U8	0x02
11	<i>MaxBPS</i>	Máxima taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x04 0xB0
12	<i>MaxCDev</i>	Número máximo de dispositivos que podem trabalhar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
13	<i>MaxRDev</i>	Número de dispositivos que podem se registrar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
14	<i>Encrypt</i>	Criptografia da informação	2	U16	0x00 0x00
15	<i>Authent</i>	Suporte a autenticação	1	U8	0x00
16	<i>MinKeyL</i>	Menor chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
17	<i>MaxKeyL</i>	Máxima chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
18	<i>MaxSDU</i>	Maior palavra que pode ser transmitida	2	U16	0x00 0xFF
19	<i>MinALat</i>	Tempo mínimo para iniciar a primeira transmissão com um dispositivo desconectado	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x05
20	<i>MinTLAt</i>	Tempo para transmitir a menor palavra ,com taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x05
21	<i>MaxXact</i>	Número máximo de comandos incompletos na fila	1	U8	0x01
22	<i>Battery</i>	Conexão com bateria ou fonte externa	1	U8	0x00
23	<i>Version</i>	Versão do rádio	2	U16	0x00 0x00
24	<i>MaxRetry</i>	Número de tentativas para transmissão de comandos	2	U16	0x00 0x05
41	<i>Baud</i>	Taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x01 0xC2 0x00
42	<i>DataBits</i>	Bits transmitidos em uma palavra	1	U8	0x08
43	<i>Parity</i>	Paridade para verificação da integridade do dado	1	U8	0x00
44	<i>StopBit</i>	Bit de parada	1	U8	0x01
45	<i>Terminador</i>	Finalizador da frase	1	U8	0x00
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFA 0x17

Tabela 21 – PHY TEDS para STIM Oxímetro.

## APÊNDICE D – TABELAS DOS TEDS DO STIM PRESSÃO ARTERIAL NÃO INVASIVA

Meta TEDS - Smart Transducer Pressão Arterial					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x24
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x01 0x01 0x01
4	<i>UUID</i>	Identificador único do TIM	10	UUID	0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00
10	<i>OnHoldOff</i>	Tempo para resposta de operação de falha	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
12	<i>TestTime</i>	Autoteste do módulo TIM	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
13	<i>MaxChan</i>	Quantidade de canais implementados no TIM	2	U16	0x00 0x03
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFF 0x93

Tabela 22 – *Meta TEDS* para STIM Pressão Arterial (PNI).

Transducer Channel TEDS - Smart Transducer PNI - Pressão Sistólica					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x36
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
10	<i>CalKey</i>	Calibração do sensor. Para módulo sem calibração, atribui-se 0.	1	U8	0x00
11	<i>ChanType</i>	Identificação do canal do <i>TransducerChannel</i>	1	U8	0x40
13	<i>LowLimit</i>	Valor mínimo da unidade a ser medida	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
14	<i>HiLimit</i>	Valor máximo da unidade a ser medida	4	F32	0x43 0x95 0x80 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0	1	U8	0x10
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: Data Model, Data Model Length, Model Significant Bits.	4	-	0x05 0x02 0x00 0x0A
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x43 0x96 0x00 0x00
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x41 0x20 0x00 0x00
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	2	U16	0x10 0x10
34	<i>DataXmit</i>	Modo de transmissão de dados suportado.	1	U8	0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Transducer Channel TEDS	2	U16	0xFB 0xF8

Tabela 23 – *Transducer Channel TEDS* para STIM PNI - Pressão Sistólica.



Transducer Channel TEDS - Smart Transducer PNI - Pressão Diastólica					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x36
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
10	<i>CalKey</i>	Calibração do sensor. Para módulo sem calibração, atribui-se 0.	1	U8	0x00
11	<i>ChanType</i>	Identificação do canal do <i>TransducerChannel</i>	1	U8	0x45
13	<i>LowLimit</i>	Valor mínimo da unidade a ser medida	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
14	<i>HiLimit</i>	Valor máximo da unidade a ser medida	4	F32	0x43 0x95 0x80 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0	1	U8	0x10
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: Data Model, Data Model Length, Model Significant Bits.	4	-	0x05 0x02 0x00 0x0A
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x43 0x96 0x00 0x00
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x41 0x20 0x00 0x00
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	2	U16	0x10 0x10
34	<i>DataXmit</i>	Modo de transmissão de dados suportado.	1	U8	0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Transducer Channel TEDS	2	U16	0xFB 0xF3

Tabela 24 – *Transducer Channel TEDS* para STIM PNI - Pressão Diastólica.

Transducer Channel TEDS - Smart Transducer PNI - Frequência Cardíaca					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x36
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
10	<i>CalKey</i>	Calibração do sensor. Para módulo sem calibração, atribui-se 0.	1	U8	0x00
11	<i>ChanType</i>	Identificação do canal do <i>TransducerChannel</i>	1	U8	0x4E
13	<i>LowLimit</i>	Valor mínimo da unidade a ser medida	4	F32	0x42 0x20 0x00 0x00
14	<i>HiLimit</i>	Valor máximo da unidade a ser medida	4	F32	0x43 0x34 0x00 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0	1	U8	0x10
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: Data Model, Data Model Length, Model Significant Bits.	4	-	0x00 0x01 0x00 0x0A
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x43 0x96 0x00 0x00
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x41 0x20 0x00 0x00
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	2	U16	0x10 0x10
34	<i>DataXmit</i>	Modo de transmissão de dados suportado.	1	U8	0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Transducer Channel TEDS	2	U16	0xFC 0x6F

Tabela 25 – *Transducer Channel TEDS* para STIM PNI - Frequência Cardíaca.

User's Transducers Name - Smart Transducer Pressão Arterial Não Invasiva					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x22
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x0C 0x01 0x01
4	<i>Format</i>	Define o formato de representação do TCName. O TCName descreve o nome do <i>TIM</i> de acordo com o padrão definido no formato.	1	U8	0x00
5	<i>TCName</i>	Nome do STIM	21	-	0x49 0x45 0x45 0x45 0x31 0x34 0x35 0x31 0x2E 0x32 0x20 0x50 0x4E 0x49 0x5F 0x53 0x65 0x6E 0x73 0x6F 0x72
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xF9 0xA8

Tabela 26 – *User's Transducers Name TEDS* para STIM PNI

PHY TEDS - Smart Transducer PNI					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x58
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x02 0x0D 0x01 0x01
10	<i>Serial</i>	Tipo de interface serial.	1	U8	0x02
11	<i>MaxBPS</i>	Máxima taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x04 0xB0
12	<i>MaxCDev</i>	Número máximo de dispositivos que podem trabalhar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
13	<i>MaxRDev</i>	Número de dispositivos que podem se registrar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
14	<i>Encrypt</i>	Criptografia da informação	2	U16	0x00 0x00
15	<i>Authent</i>	Suporte a autenticação	1	U8	0x00
16	<i>MinKeyL</i>	Menor chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
17	<i>MaxKeyL</i>	Máxima chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
18	<i>MaxSDU</i>	Maior palavra que pode ser transmitida	2	U16	0x00 0xFF
19	<i>MinALat</i>	Tempo mínimo para iniciar a primeira transmissão com um dispositivo desconectado	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x05
20	<i>MinTLAt</i>	Tempo para transmitir a menor palavra ,com taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x05
21	<i>MaxXact</i>	Número máximo de comandos incompletos na fila	1	U8	0x01
22	<i>Battery</i>	Conexão com bateria ou fonte externa	1	U8	0x00
23	<i>Version</i>	Versão do rádio	2	U16	0x00 0x00
24	<i>MaxRetry</i>	Número de tentativas para transmissão de comandos	2	U16	0x00 0x05
41	<i>Baud</i>	Taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x01 0xC2 0x00
42	<i>DataBits</i>	Bits transmitidos em uma palavra	1	U8	0x08
43	<i>Parity</i>	Paridade para verificação da integridade do dado	1	U8	0x00
44	<i>StopBit</i>	Bit de parada	1	U8	0x01
45	<i>Terminador</i>	Finalizador da frase	1	U8	0x00
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFA 0x17

Tabela 27 – *PHY TEDS* para STIM Pressão Arterial Não Invasiva.

## APÊNDICE E – TABELAS DOS TEDS DO STIM TEMPERATURA

Meta TEDS - Smart Transducer Temperatura Corporal					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x24
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x01 0x01 0x01
4	<i>UUID</i>	Identificador único do TIM	10	UUID	0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00
10	<i>OnHoldOff</i>	Tempo para resposta de operação de falha	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
12	<i>TestTime</i>	Autoteste do módulo TIM	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
13	<i>MaxChan</i>	Quantidade de canais implementados no TIM	2	U16	0x00 0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFF 0x95

Tabela 28 – *Meta TEDS* para STIM Temperatura Corporal.

Transducer Channel TEDS - Smart Transducer Temperatura Corporal					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x36
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
10	<i>CalKey</i>	Calibração do sensor. Para módulo sem calibração, atribui-se 0.	1	U8	0x00
11	<i>ChanType</i>	Identificação do canal do <i>TransducerChannel</i>	1	U8	0x2E
13	<i>LowLimit</i>	Valor mínimo da unidade a ser medida	4	F32	0x41 0xC8 0x00 0x00
14	<i>HiLimit</i>	Valor máximo da unidade a ser medida	4	F32	0x42 0x48 0x00 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0	1	U8	0x00
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: Data Model, Data Model Length, Model Significant Bits.	4	-	0x01 0x04 0x00 0x0A
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x40 0xA0 0x00 0x00
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	2	U16	0x10 0x10
34	<i>DataXmit</i>	Modo de transmissão de dados suportado.	1	U8	0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Transducer Channel TEDS	2	U16	0xFC 0x1F

Tabela 29 – *Transducer Channel TEDS* para STIM Temperatura Corporal.

User's Transducers Name - Smart Transducer Temperatura					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x23
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x00 0x0C 0x01 0x01
4	<i>Format</i>	Define o formato de representação do TCName. O TCName descreve o nome do <i>TIM</i> de acordo com o padrão definido no formato.	1	U8	0x00
5	<i>TCName</i>	Nome do STIM	22	-	0x49 0x45 0x45 0x45 0x31 0x34 0x35 0x31 0x2E 0x32 0x20 0x54 0x45 0x4D 0x50 0x5F 0x53 0x65 0x6E 0x73 0x6F 0x72
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xF9 0x58

Tabela 30 – *User's Transducers Name TEDS* para STIM Temperatura.

PHY TEDS - Smart Transducer Temperatura					
Número do campo	Nome	Descrição	Octetos	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
-	<i>Length</i>	Número de octetos para descrever o Meta TEDS	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x58
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do TEDS	4	U32	0x02 0x0D 0x01 0x01
10	<i>Serial</i>	Tipo de interface serial.	1	U8	0x02
11	<i>MaxBPS</i>	Máxima taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x98 0x96 0x80
12	<i>MaxCDev</i>	Número máximo de dispositivos que podem trabalhar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
13	<i>MaxRDev</i>	Número de dispositivos que podem seregistrar simultaneamente	2	U16	0x00 0x01
14	<i>Encrypt</i>	Criptografia da informação	2	U16	0x00 0x00
15	<i>Authent</i>	Suporte a autenticação	1	U8	0x00
16	<i>MinKeyL</i>	Menor chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
17	<i>MaxKeyL</i>	Máxima chave de segurança	2	U16	0x00 0x00
18	<i>MaxSDU</i>	Maior palavra que pode ser transmitida	2	U16	0x00 0xFF
19	<i>MinALat</i>	Tempo mínimo para iniciar a primeira transmissão com um dispositivo desconectado	4	U32	0x1D 0xCD 0x65 0x00
20	<i>MinTLAt</i>	Tempo para transmitir a menor palavra ,com taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x00 0x3E 0xE8
21	<i>MaxXact</i>	Número máximo de comandos incompletos na fila	1	U8	0x01
22	<i>Battery</i>	Conexão com bateria ou fonte externa	1	U8	0x00
23	<i>Version</i>	Versão do rádio	2	U16	0x00 0x00
24	<i>MaxRetry</i>	Número de tentativas para transmissão de comandos	2	U16	0x00 0x05
41	<i>Baud</i>	Taxa de transmissão de dados	4	U32	0x00 0x01 0xC2 0x00
42	<i>DataBits</i>	Bits transmitidos em uma palavra	1	U8	0x08
43	<i>Parity</i>	Paridade para verificação da integridade do dado	1	U8	0x00
44	<i>StopBit</i>	Bit de parada	1	U8	0x01
45	<i>Terminador</i>	Finalizador da frase	1	U8	0x00
-	<i>Checksum</i>	Soma dos octetos dentro da tabela Meta TEDS	2	U16	0xFA 0x17

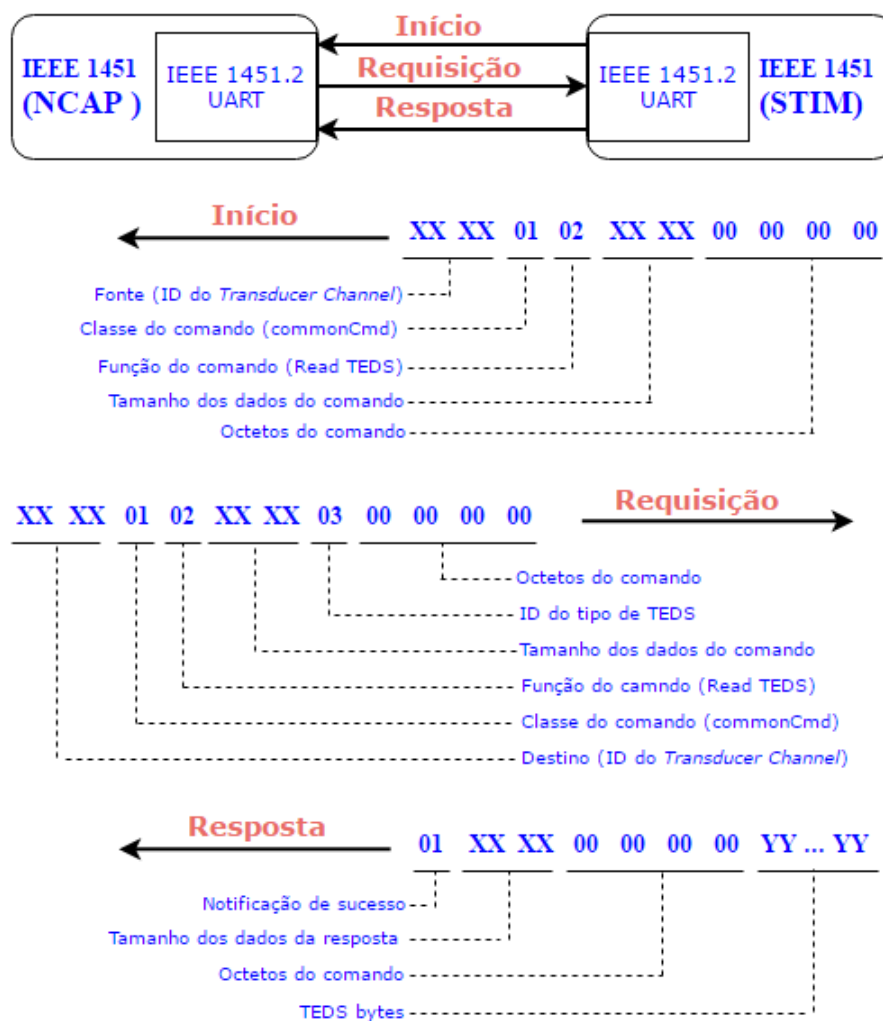
Tabela 31 – *PHY TEDS* para STIM Temperatura.

## APÊNDICE F – COMANDOS ESPECIFICADOS PARA IMPLEMENTAÇÃO DOS PROGRAMAS

A comunicação entre STIMs e NCAP consiste de mensagens de comando enviadas através da interface de física de comunicação especificada pelo padrão IEEE 1451.2, descrito pela folha de dados *PHY TEDS*.

Um módulo transdutor foi conectado ao nó central, envia um comando de inicialização com o endereço de seu canal de dados, posteriormente o NCAP faz uma requisição, solicitando as folhas de dados correspondentes a aquele módulo transdutor, por último, o STIM retorna a mensagem de resposta contendo os bytes dos respectivos TEDS, conforme a Figura 52.

Figura 52 – Exemplo de comunicação entre STIM e NCAP.



Fonte: Autoria própria.

Os acrônimos dos comandos da Figura 28 e Figura 27, foram especificados.

Figura 53 – Comandos para NCAP solicitar o TEDS especificado no comando.

CT - Operação comum transdutor																							
MetaTEDS								UserNameTEDS															
IEEE1451.2_ECG	00	1E	01	02	00	05	01	00	00	00	00	IEEE1451.2_ECG	00	1E	01	02	00	05	0C	00	00	00	00
IEEE1451.2_FR	00	10	01	02	00	05	01	00	00	00	00	IEEE1451.2_FR	00	10	01	02	00	05	0C	00	00	00	00
IEEE1451.2_OXI	00	30	01	02	00	05	01	00	00	00	00	IEEE1451.2_OXI	00	30	01	02	00	05	0C	00	00	00	00
IEEE 1451.2_OXI	00	3E	01	02	00	05	01	00	00	00	00	IEEE 1451.2_OXI	00	3E	01	02	00	05	0C	00	00	00	00
IEEE1451.2_PNI	00	40	01	02	00	05	01	00	00	00	00	IEEE1451.2_PNI	00	40	01	02	00	05	0C	00	00	00	00
IEEE1451.2_PNI	00	45	01	02	00	05	01	00	00	00	00	IEEE1451.2_PNI	00	45	01	02	00	05	0C	00	00	00	00
IEEE1451.2_PNI	00	4E	01	02	00	05	01	00	00	00	00	IEEE1451.2_PNI	00	4E	01	02	00	05	0C	00	00	00	00
IEEE1451.2_TEMP	00	2E	01	02	00	05	01	00	00	00	00	IEEE1451.2_TEMP	00	2E	01	02	00	05	0C	00	00	00	00
TransducerChannelTEDS								PHYTEDS															
IEEE1451.2_ECG	00	1E	01	02	00	05	03	00	00	00	00	IEEE1451.2_ECG	00	1E	01	02	00	05	0D	00	00	00	00
IEEE1451.2_FR	00	10	01	02	00	05	03	00	00	00	00	IEEE1451.2_FR	00	10	01	02	00	05	0D	00	00	00	00
IEEE1451.2_OXI	00	30	01	02	00	05	03	00	00	00	00	IEEE1451.2_OXI	00	30	01	02	00	05	0D	00	00	00	00
IEEE 1451.2_OXI	00	3E	01	02	00	05	03	00	00	00	00	IEEE 1451.2_OXI	00	3E	01	02	00	05	0D	00	00	00	00
IEEE1451.2_PNI	00	40	01	02	00	05	03	00	00	00	00	IEEE1451.2_PNI	00	40	01	02	00	05	0D	00	00	00	00
IEEE1451.2_PNI	00	45	01	02	00	05	03	00	00	00	00	IEEE1451.2_PNI	00	45	01	02	00	05	0D	00	00	00	00
IEEE1451.2_PNI	00	4E	01	02	00	05	03	00	00	00	00	IEEE1451.2_PNI	00	4E	01	02	00	05	0D	00	00	00	00
IEEE1451.2_TEMP	00	2E	01	02	00	05	03	00	00	00	00	IEEE1451.2_TEMP	00	2E	01	02	00	05	0D	00	00	00	00

Fonte: Autoria própria.

Figura 54 – Comandos para STIM enviar resposta com o TEDS solicitado.

TT - TEDS do Transdutor						
<b>RESPOSTA OK</b>	<b>01</b>	<b>XX</b>	<b>XX</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>YY ... YY</b>
<b>RESPOSTA FALHA</b>	<b>00</b>	<b>XX</b>	<b>XX</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>YY ... YY</b>

Fonte: Autoria própria.

Figura 55 – Resposta com os dados do canal de transdução, valor das medidas do sensor.

DC - Dados do canal de transdução							
<b>RESPOSTA OK</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>06</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00 YY ... YY</b>
<b>RESPOSTA FALHA</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>06</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00 YY ... YY</b>

Fonte: Autoria própria.

Figura 56 – Resposta do STIM a um comando do NCAP (ACK ou NACK).

MR - mensagem retorno							
<b>RESPOSTA OK</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>RESPOSTA FALHA</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>

Fonte: Autoria própria.

Figura 57 – Comandos do STIM para enviar identificador do(s) *Transducer Channel*

Comandos ET - Endereço do transdutor									
<b>IEEE1451.2_ECG</b>	<b>00</b>	<b>1E</b>	<b>01</b>	<b>02</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_FR</b>	<b>00</b>	<b>10</b>	<b>01</b>	<b>02</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_OXI</b>	<b>00</b>	<b>30</b>	<b>01</b>	<b>02</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE 1451.2_OXI</b>	<b>00</b>	<b>3E</b>	<b>01</b>	<b>02</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>40</b>	<b>01</b>	<b>02</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>45</b>	<b>01</b>	<b>02</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>4E</b>	<b>01</b>	<b>02</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_TEMP</b>	<b>00</b>	<b>2E</b>	<b>01</b>	<b>02</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>

Fonte: Autoria própria.

Figura 58 – Comandos para NCAP habilitar operação do canal *Transducer Channel* solicitado.

	<b>OT - Operação do canal do transdutor</b>									
<b>IEEE1451.2_ECG</b>	<b>00</b>	<b>1E</b>	<b>03</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_FR</b>	<b>00</b>	<b>10</b>	<b>03</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_OXI</b>	<b>00</b>	<b>30</b>	<b>03</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE 1451.2_OXI</b>	<b>00</b>	<b>3E</b>	<b>03</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>40</b>	<b>03</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>45</b>	<b>03</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>4E</b>	<b>03</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_TEMP</b>	<b>00</b>	<b>2E</b>	<b>03</b>	<b>01</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>

Fonte: Autoria própria.

Figura 59 – Comandos para NCAP finalizar envio de dados do transdutor.

	<b>TA - Transdutor abortar captura de dados</b>									
<b>IEEE1451.2_ECG</b>	<b>00</b>	<b>1E</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_FR</b>	<b>00</b>	<b>10</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_OXI</b>	<b>00</b>	<b>30</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE 1451.2_OXI</b>	<b>00</b>	<b>3E</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>40</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>45</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>4E</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_TEMP</b>	<b>00</b>	<b>2E</b>	<b>03</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>

Fonte: Autoria própria.



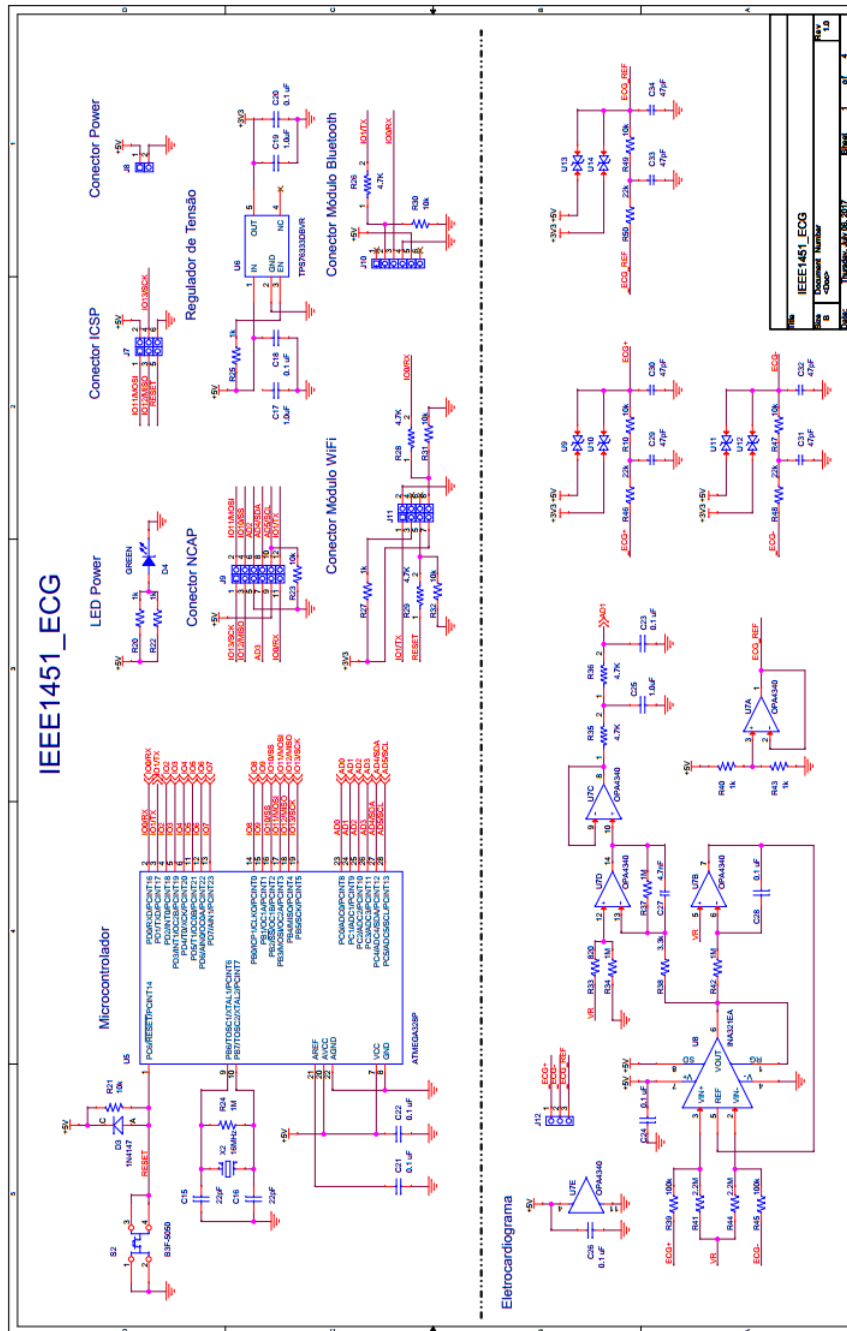
Figura 60 – Comandos para habilitar o envio dos dados do transdutor.

<b>TC - Transdutor capturar dados</b>										
<b>IEEE1451.2_ECG</b>	<b>00</b>	<b>1E</b>	<b>03</b>	<b>03</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_FR</b>	<b>00</b>	<b>10</b>	<b>03</b>	<b>03</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_OXI</b>	<b>00</b>	<b>30</b>	<b>03</b>	<b>03</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE 1451.2_OXI</b>	<b>00</b>	<b>3E</b>	<b>03</b>	<b>03</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>40</b>	<b>03</b>	<b>03</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>45</b>	<b>03</b>	<b>03</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_PNI</b>	<b>00</b>	<b>4E</b>	<b>03</b>	<b>03</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>
<b>IEEE1451.2_TEMP</b>	<b>00</b>	<b>2E</b>	<b>03</b>	<b>03</b>	<b>00</b>	<b>04</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>	<b>00</b>

Fonte: Autoria própria.

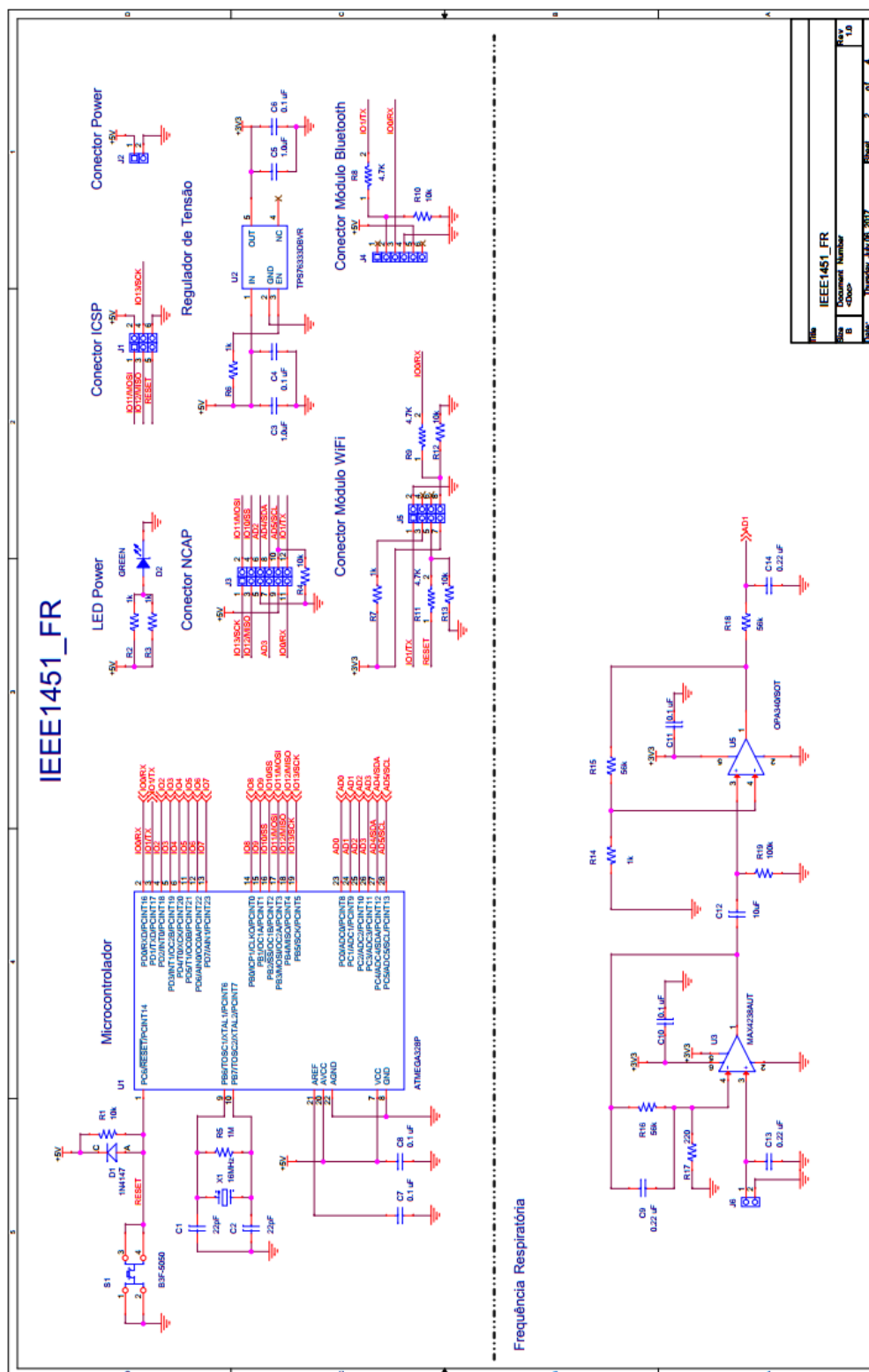
# APÊNDICE G – ESQUEMA ELÉTRICO DAS PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO DOS MÓDULOS STIM

Figura 61 – Esquema elétrico do STIM IEEE1451.2 ECG\_Sensor.



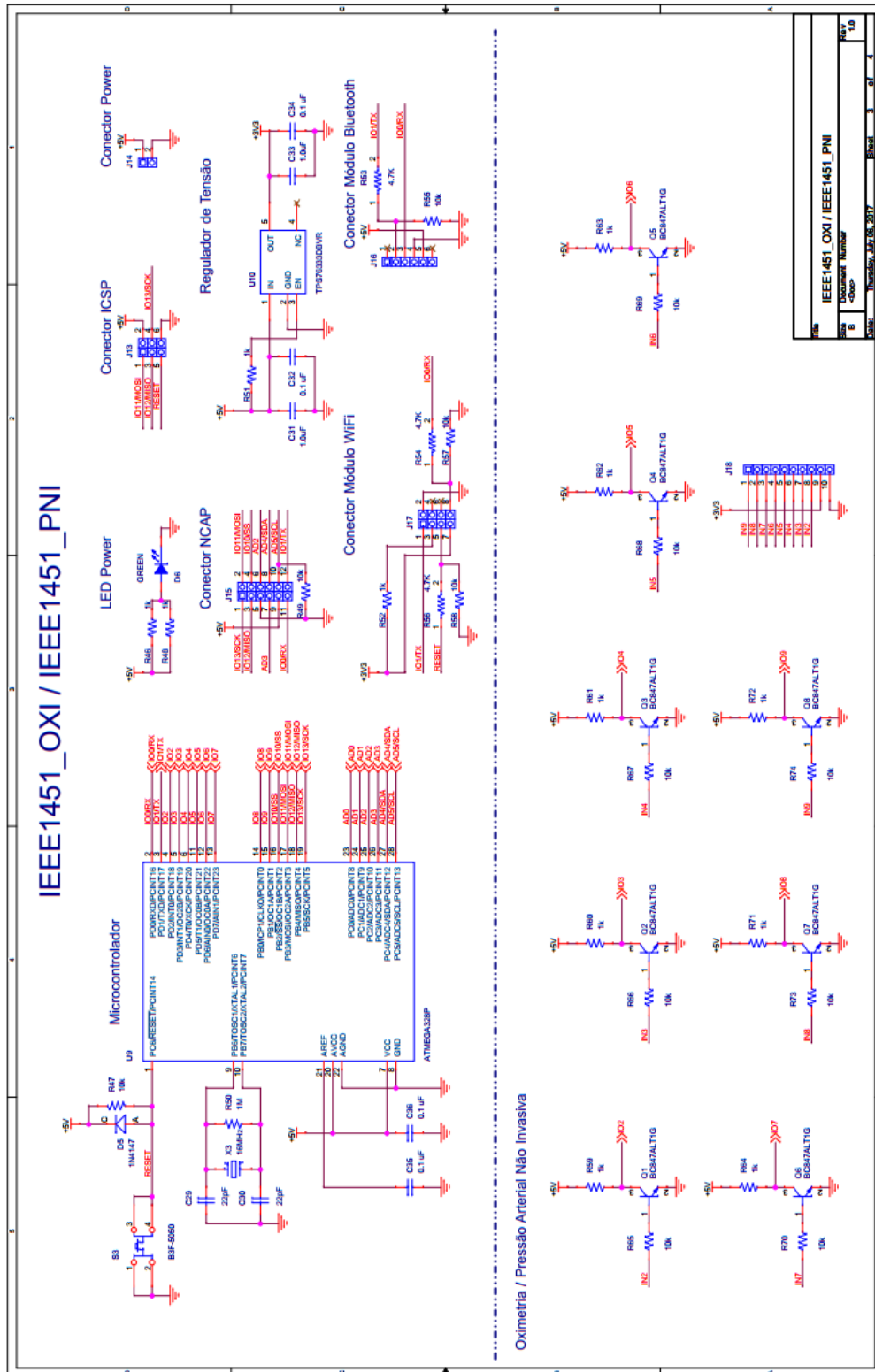
Fonte: Autoria própria.

Figura 62 – Esquema elétrico do STIM IEEE1451.2 FR\_Sensor.



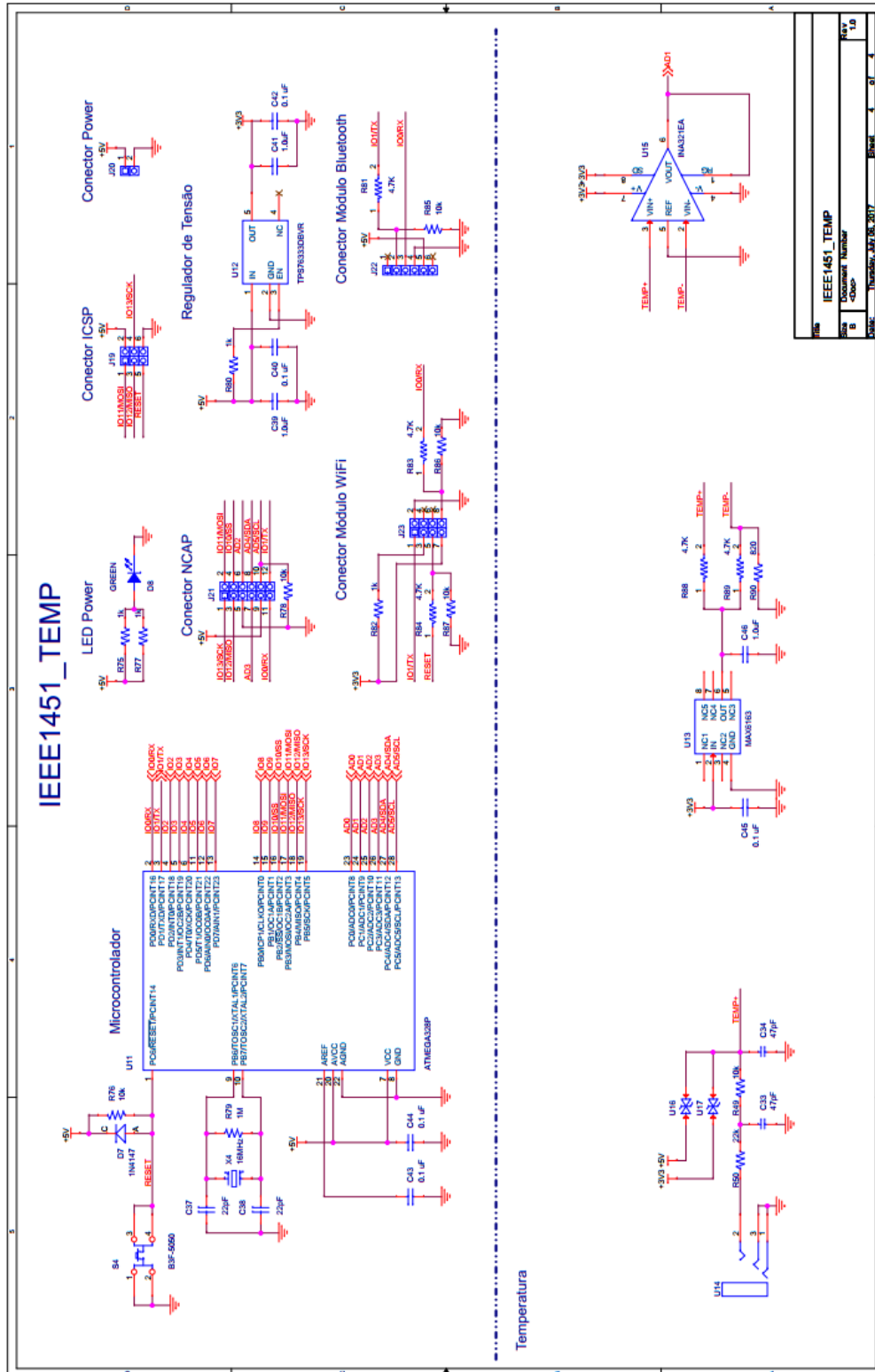
Fonte: Autoria própria.

Figura 63 – Esquema elétrico do STIM IEEE1451.2 OXI\_Sensor e IEEE1451.2 PNI\_Sensor, circuitos similares.



Fonte: Autoria própria.

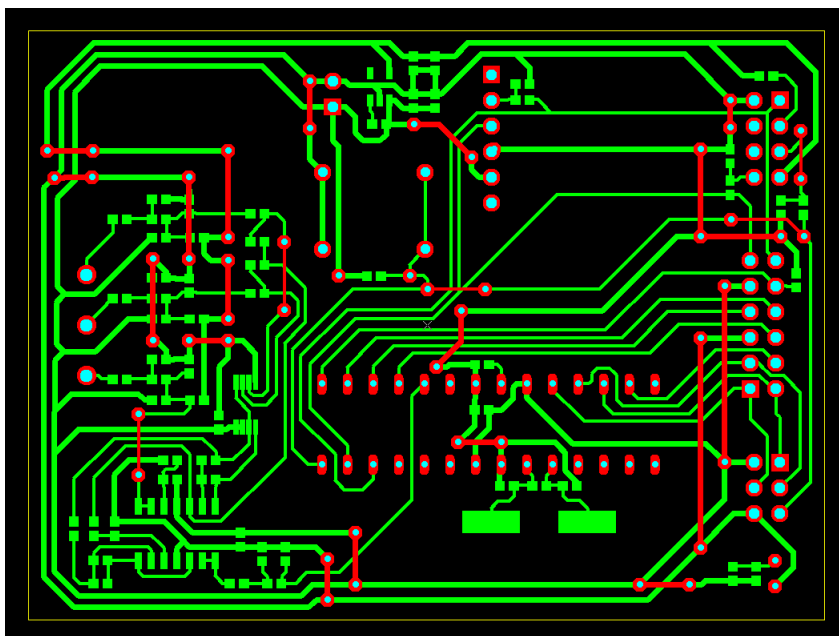
Figura 64 – Esquema elétrico do STIM IEEE1451.2 TEMP\_Sensor.



Fonte: Autoria própria.

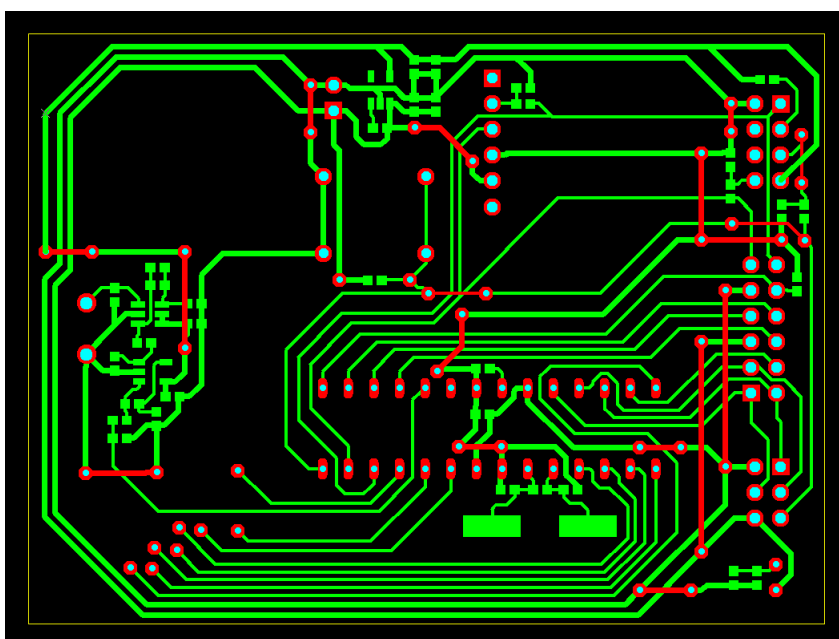
## APÊNDICE H – LAYOUT DAS PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO DOS MÓDULOS STIM

Figura 65 – Placa de circuito impresso do STIM IEEE1451.2 ECG\_Sensor.



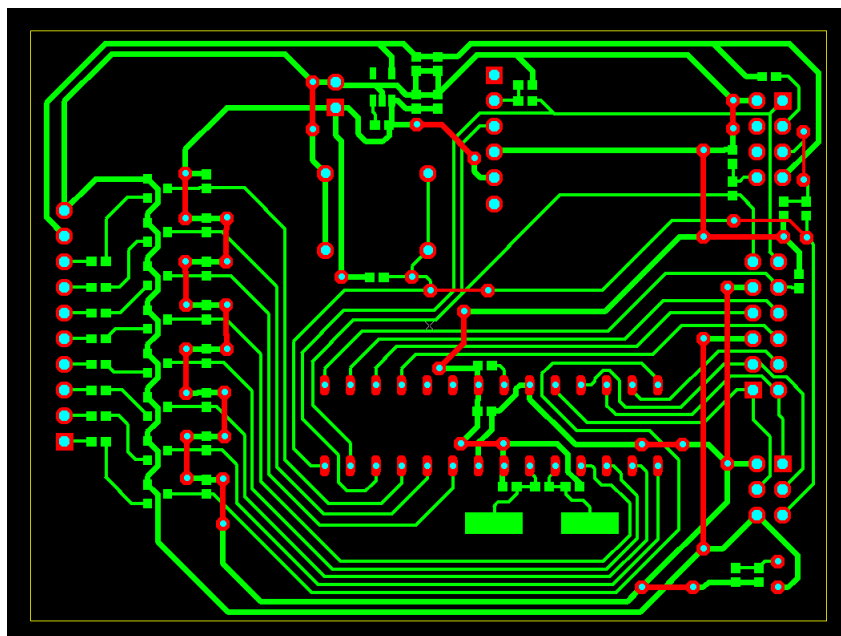
Fonte: Autoria própria.

Figura 66 – Placa de circuito impresso do STIM IEEE1451.2 FR\_Sensor.



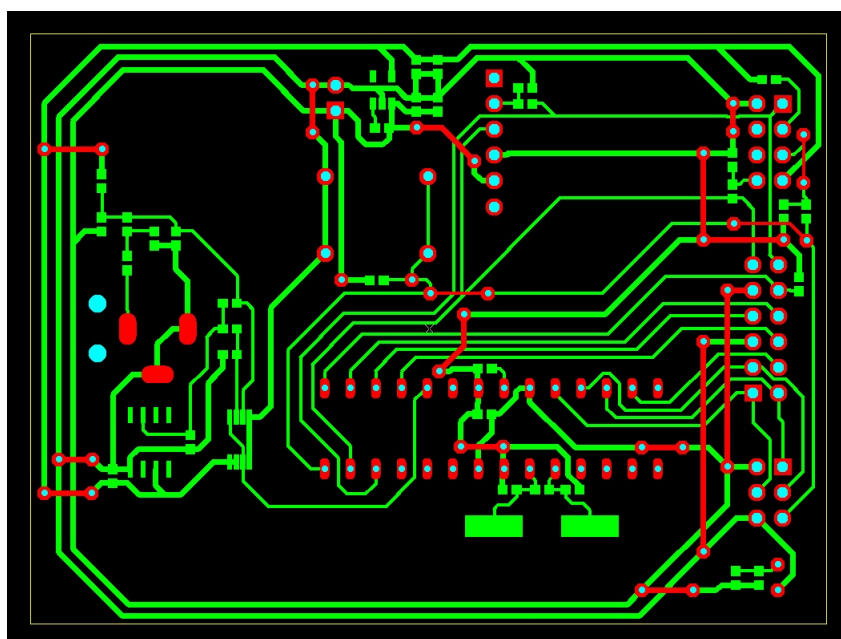
Fonte: Autoria própria.

Figura 67 – Placas de circuito impresso dos STIM IEEE1451.2 OXI\_Sensor e IEEE1451.2 PNI\_Sensor, são similares.



Fonte: Autoria própria.

Figura 68 – Placa de circuito impresso do STIM IEEE1451.2 TEMP\_Sensor.



Fonte: Autoria própria.

# APÊNDICE I – LISTA DE COMPRA DE MATERIAIS DOS MÓDULOS STIM

Figura 69 – Lista de materiais dos módulos transdutores prototipados.

#	Qnt	Part Referência	Value	Description	Manufacturer	Manufacturer PN
1	8	C1,C2,C15,C16,C29,C30,C37,C38	22pF	CAPACITOR, Ceramic, NPO, 22pF, 5%, 50V, SMD, 0603	TDK Corporation	C1608COG1H220J080AA
					Samsung Electro-Mechanics America, Inc	CL10C220JB8N9NNC
					Kemet	C0603C220J5GACTU
2	10	C3,C5,C17,C19,C25,C31,C33,C39,C41,C46	1.0uF	CAPACITOR, Ceramic, X7R, 1.0uF, 10%, 10V, SMD, 0603	TDK Corporation	CGJ3E2X7R1A105K
					Murata Electronics North America	GRM188R71A105KA61D
					Taiyo Yuden	LMK107B7105KA-T
					TDK Corporation	C1608X7R1A105K
3	23	C4,C6,C7,C8,C10,C11,C18,C20,C21,C22,C23,C24,C26,C28,C32,C34,C35,C36,C40,C42,C43,C44,C45	0.1 uF	CAPACITOR, Ceramic, X7R, 0.1uF, 10%, 50V, SMD, 0603	AVX	06035C104KAT2A
					AVX	06035C104KAT4A
					TDK Corporation	C1608X7R1H104K
					Yageo	CC0603KRX7R5BB104
					Kemet	C0603C104K5RACTU
					Murata	GRM188R71H104KA93D
					Taiyo Yuden	LMK107B7104KA-T
4	3	C9,C13,C14	0.22 uF	CAPACITOR, Ceramic, X5R, 0.22 uF, 10%, 10V, SMD, 0402	Murata	GRM155R61A224KE19B
					Murata	GRM155R61A224KE19D
					Yageo	CC0402KRX5R6BB224
					AVX Corporation	0402Z224KA12A
5	1	C12	10uF	CAPACITOR, Ceramic, X6S, 10uF, ±20%, 10V, SMD, 0603	TDK Corporation	C1608X6S1A106M80AC
					Samsung Electro-Mechanics America, Inc	CL10X106MP8N9NCC
					Murata Electronics North America	GRM188C81A106M73D
6	1	C27	4.7nF	Multilayer Ceramic Capacitors MLCC - SMD/SMT 4700pF 50volts 1%	Murata Electronics North America	GRM2165C1H472FA01D
7	8	C29,C30,C31,C32,C33,C33,C34,C34	47pF	CAP CER 4.7PF 50V COG/NPO 0603	Murata Electronics North America	GRM1885C1H472CA01D
8	4	D1,D3,D5,D7	1N4147	DIODE SMALL SIG 100V 0.15A 1206	Diodes Incorporated	1N4147
9	4	D2,D4,D6,D6	GREEN	Diode, LED, 20mA, Green, 2.8 V, SMD, 0805	Dialight	597-5311-402F
					Dialight	597-5311-407F
10	4	J1,J7,J13,J19	HDR 2X3 M	CONN HEADER 6POS .100 STR TIN	Amphenol FCI	67996-406HLF
11	4	J2,J8,J14,J20	HDR 1X2 M	CONN HEADER 2POS VERT TIN	Amphenol FCI	77311-118-02LF
12	4	J3,J9,J15,J21	HDR 2X6 M	CONN HEADER 12POS .100 R/A TIN	Amphenol FCI	68021-412HLF
13	4	J4,J10,J16,J22	HDR 1X6 F	CONN RCPT 6POS .100 SNG RG/W	Amphenol FCI	68685-308LF
14	4	J5,J11,J17,J23	HDR 2X4 F	CONN HEADER FEMALE 8PS .1" DL TIN	Sullins Connector Solutions	PPT042LFBN-RC
15	1	J6	CONN TERM 1X2 M	TERMINAL BLOCK 5MM 2POS PCB	On Shore Technology Inc.	ED500/20S
16	1	J12	CONN TERM 1X3 M	TERMINAL BLOCK 5MM 3POS PCB	On Shore Technology Inc.	ED500/30S
17	1	J18	HDR 1X10 M	CONN HEADER 10POS .100 STR TIN	Amphenol FCI	68000-410HLF
18	8	Q1,Q2,Q3,Q4,Q5,Q6,Q7,Q8	BC847ALT1G	Transistor, NPN, BC847ALT1G,SMD, SOT-23-3	ON Semiconductor	BC847ALT1G
19	32	R1,R4,R10,R10,R12,R13,R21,R23,R30,R31,R32,R47,R47,R49,R49,R55,R57,R58,R65,R66,R67,R68,R69,R70,R73,R74,R76,R76,R65,R66,R67	10k	RESISTOR, Thick Film, 10k, 1.0%, 1/10W, SMD, 0603	Vishay	CRCW060310K0FKEA
20	27	R2,R3,R6,R7,R14,R20,R22,R25,R27,R40,R43,R46,R48,R51,R52,R59,R60,R61,R62,R63,R64,R71,R72,R75,R77,R80,R82	1k	RESISTOR, Thick Film, 1k, 1.0%, 1/10W, SMD, 0603	Koa Speer	RK73H1JTTDD1001F
					Panasonic Electronic Components	ERJ-3EKF1001V
					Yageo	RC0603FR-071KL
					Stackpole Electronics Inc	RMC0603FT1K00
					Rohm Semiconductor	MCR03ERTF1001
					Rohm Semiconductor	KTR03E2PF1001
TE Connectivity	1622866-1					
21	7	R5,R24,R34,R37,R42,R50,R79	1M	RESISTOR, Thick Film, 1M, 1%, 1/10W, SMD, 0603	Yageo	RC0603FR-071ML
22	16	R8,R9,R11,R26,R28,R29,R35,R36,R53,R54,R56,R81,R83,R84,R88,R89	4.7K	RES, Thick Film, 4.7K, 1%, 1/10W, SMD, 0603	Panasonic	ERJ-3EKF4701V
23	3	R15,R16,R18	56k	RESISTOR, Thick Film, 56k, ±1%, 0.063W, 1/16W, SMD, 0402	Rohm Semiconductor	MCR01MRTF5602
					Yageo	RC0402FR-0756KL
					Panasonic Electronic Components	ERJ-2RFK5602X
24	1	R17	220	RES SMD 220 OHM 1% 1/10W 0603	Vishay Dale	CRCW040256K0FKED
					Bourns Inc.	CR0402-FX-5602GLF
25	3	R19,R39,R45	100k	RESISTOR, Thin Film, 100k, 1.0%, 0.1W, SMD, 0603	Yageo	RC0603FR-0720RL
					VISHAY	TNPF0603100KRFHEA
26	2	R33,R90	820	RES SMD 820 OHM 1% 1/10W 0603	Panasonic Electronic Components	ERJ-3EKF1003V
					Yageo	RC0603FR-07100KL
27	1	R38	3.3k	RESISTOR, Thick Film, 3.3k, ±5%, 0.063W, 1/16W, SMD, 0402	Yageo	RC0603FR-07820RL
					Yageo	RC0402JR-073K3L
28	2	R41,R44	2.2M	RES SMD 2.2M OHM 1% 1/10W 0603	Samsung Electro-Mechanics America, Inc	RC1005J332CS
					Yageo	RC0603FR-072M2L
29	4	R46,R48,R50,R50	22k	RES SMD 22K OHM 1% 1/10W 0603	Yageo	RC0603FR-0722KL
30	4	S1,S2,S3,S4	B3F-5050	SWITCH, Tact, SPST-NO, 4, PINS, PTH	Omron Electronics Inc-EMC Div	B3F-5050
31	4	U1,U5,U9,U11	ATMEGA328P	IC MCU 8BIT 32KB FLASH 28DIP	Microchip Technology	ATMEGA328-PU
32	4	U2,U6,U10,U12	TPS76333DBVR	IC REG LDO 3.3V 0.15A SOT23-5	Texas Instruments	TPS76333DBVR
33	1	U3	MAX4238AUT	IC OPAMP GP 1MHZ RRO SOT23-6	Maxim Integrated	MAX4238AUT-T
34	1	U5	OPA340/SOT	IC OP AMP GP 5.5MHZ RRO SOT23-5	Texas Instruments	OPA340NA/250
35	1	U7	OPA4340	IC OP AMP GP 5.5MHZ RRO 14SOIC	Texas Instruments	OPA4340UA/2K5
36	2	U8,U15	INA321EA	IC OPAMP INSTR 500KHZ RRO 8VSSOP	Texas Instruments	INA321EA/250
37	8	U9,U10,U11,U12,U13,U14,U16,U17	PGB1010603MR	TVS DIODE 24VWM 150V 0603	Littelfuse Inc.	PGB1010603MR
38	1	U13	MAX6163	IC VREF SERIES 3V 8SOIC	Maxim Integrated	MAX6163ESA+
39	1	U14	CONN JACK	CONN JACK AUDIO, 3PINS	-	-
40	4	X1,X2,X3,X4	16MHz	CRYSTAL 16.0000MHZ 18PF SMD	Abracon LLC	ABLS-16.000MHZB2.T

Fonte: Autoria própria.



Quisque facilisis auctor sapien. Pellentesque gravida hendrerit lectus. Mauris rutrum sodales sapien. Fusce hendrerit sem vel lorem. Integer pellentesque massa vel augue. Integer elit tortor, feugiat quis, sagittis et, ornare non, lacus. Vestibulum posuere pellentesque eros. Quisque venenatis ipsum dictum nulla. Aliquam quis quam non metus eleifend interdum. Nam eget sapien ac mauris malesuada adipiscing. Etiam eleifend neque sed quam. Nulla facilisi. Proin a ligula. Sed id dui eu nibh egestas tincidunt. Suspendisse arcu.

## ANEXO A – CÓDIGOS DE ACESSO PARA COMANDOS E MENSAGENS

A Figura 70 apresenta tabela dos códigos que identificam as funções do TEDS em modo comum. Os campos *MetaTEDS*, *TransducerChannelTEDS*, *UserNameTEDS* e *PHYTEDS* foram utilizados neste trabalho.

TEDS access code	TEDS name attribute	TEDS	Required/optional
0	—	Reserved	—
1	MetaTEDS	Meta-TEDS1	Required
2	MetaIdTEDS	Meta-identification TEDS2	Optional
3	ChanTEDS	TransducerChannel TEDS1	Required
4	ChanIdTEDS	TransducerChannel Identification TEDS2	Optional
5	CalTEDS	Calibration TEDS1	Optional
6	CalIdTEDS	Calibration identification TEDS2	Optional
7	EUASTEDS	End users' application-specific TEDS3	Required
8	FreqRespTEDS	Frequency response TEDS1	Optional
9	TransferTEDS	Transfer function TEDS1	Optional
10	CommandTEDS	Commands TEDS2	Optional
11	TitleTEDS	Location and title TEDS2	Optional
12	XdcrName	User's transducer name TEDS3	Required
13	PHYTEDS	PHY TEDS1	Required
14	GeoLocTEDS	Geographic location TEDS2	Optional
15	UnitsExtention	Units extention TEDS2	Optional
16–127	—	Reserved	—
128–255	—	Manufacturer-defined TEDS	Optional
NOTES 1—A binary TEDS. 2—A text-based TEDS. 3—User-defined information content.			

Figura 70 – Códigos de acesso para comandos e mensagens.

A Figura 71 exibe a tabela de funções definidas para o TIM em estado de operação.

**Table 31—Transducer operating state commands**

cmdFunctionId	Command	Address class			Reply expected	Required/optional
		TransducerChannel	Proxy	Group/global		
0	Reserved	—	—	—	—	—
1	Read TransducerChannel data-set segment	Yes	Yes	No	Yes	See NOTE
2	Write TransducerChannel data set segment	Yes	Yes	No	No	See NOTE
3	Trigger command	Yes	Yes	Yes	No	Required
4	Abort Trigger	Yes	Yes	Yes	No	Optional
5–127	Reserved	—	—	—	—	—
128–255	Open for manufacturers	—	—	—	—	—
NOTE—A Read TransducerChannel data set segment command is required for sensors. A Write TransducerChannel data set segment command is required for an actuator.						

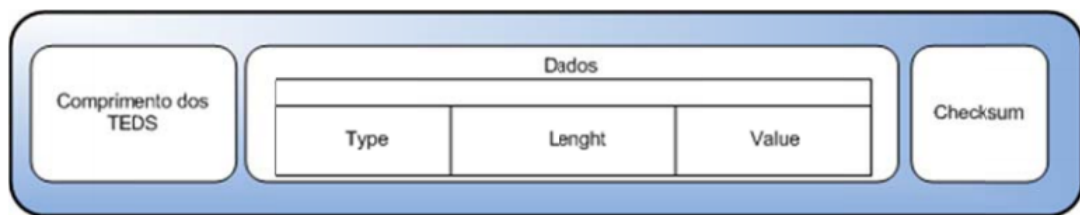
Figura 71 – Tabela das funções para TIM em modo de operação.

## ANEXO B – DESCRIÇÃO DA ESTRUTURA DAS FOLHAS DE DADOS ELETRÔNICAS TEDS

A estrutura da folha de dados eletrônica consiste de três campos: o comprimento, os dados e o *checksum*. O *TEDS length* (comprimento), corresponde a um inteiro sem sinal de 32 *bits* (quatro octetos), que armazena o número de octetos do bloco de dados mais os dois octetos do *checksum*. Já o *Data Block* (dados), segundo campo, apresenta o conteúdo informativo do *TEDS*. A estrutura e o tamanho são específicos para cada tipo de *TEDS*, permitindo que a informação seja armazenada em forma de octetos ou em formato de texto. O último campo *checksum* corresponde ao complemento da soma de todos os octetos anteriores, conforme a equação B.1, este valor é utilizado para verificar a integridade dos dados transmitidos (IEEE, 2007). Dentro do bloco de dados do *TEDS* é utilizada uma estrutura denominada TLV (*Type/Length/Value*) formada por três campos com diferentes funcionalidades, como ilustrado na Figura 72.

$$Checksum = 0xFFFF - \sum_{i=1}^{i=TotalOctets-2} OctetosTEDS(i), \quad (B.1)$$

Figura 72 – Formato do TEDS, IEEE 1451.0



Fonte: (BECARI, 2012).

O campo "*Type*" possui um octeto e identifica o início e tipo de um TLV. Já o campo "*Length*" representa o número de octetos que formam o campo "*Value*", é este campo que contém as informações que descrevem a folha de dados eletrônica. Para a construção dos *TEDS* a primeira TLV é composta pelo *TEDS identification header (TEDSID)*, e tem o objetivo de identificar o *TEDS* descrito. Sua estrutura pode ser vista na Tabela 32.

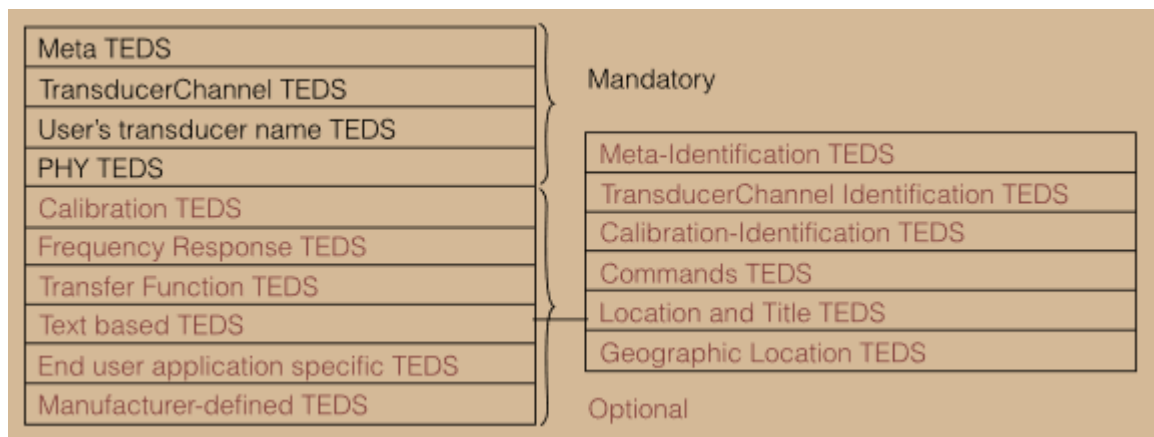
O processo de descrição do *TEDS* consiste em seguir os formatos definidos pela norma e atribuir valores para cada um dos campos conforme o *TIM* que está sendo descrito. Para tanto, na norma IEEE 1451, é necessário configurar quatro *TEDS* obrigatórios para

Campo	Descrição
<i>Type</i>	Identifica a TLV
<i>Length</i>	Indica que o campo Value possui quatro octetos.
<i>Family</i>	Indica a norma que está sendo representada pelo TEDS. Para TEDS da norma IEEE 1451.0 esse campo é indicado com 0. Para PHY TEDS, esse campo é indicado com o número da norma da camada física do sensor.
<i>Class</i>	Identifica qual o tipo do TEDS
<i>Version</i>	Campo que identifica a versão dos TEDS
<i>Tuple Length</i>	Indica o número de octetos no campo <i>length</i> de todas as TLVs.

Tabela 32 – Cabeçalho de identificação do TEDS.

todos os TIMs. São eles: *Meta TEDS*, *TransducerChannel TEDS*, *User's Transducer Name TEDS* e *PHY TEDS* (IEEE, 2007). Nesse trabalho foram utilizados somente os TEDS obrigatórios. A norma possui TEDS opcionais destinados a configurações específicas de calibração, resposta em frequência e outros parâmetros que dependem da aplicação do *STIM*. Conforme Song e Lee (2008), os TEDS requeridos e opcionais são apresentados na Figura 73.

Figura 73 – TEDS do IEEE 1451.0.



Fonte: (SONG; LEE, 2008).

Sobre os TEDS obrigatórios, podem-se listar as seguintes características:

- i. *Meta TEDS* - realiza a identificação do *TIM* e as informações sobre os canais de transdutores, bem como seu acesso;
- ii. *TransducerChannel TEDS* - descreve as informações detalhadas sobre cada canal e as características do transdutor. É nesse TEDS que se armazenam as informações sobre unidades físicas, incertezas, temporização, faixa de operação e características de *I/O (input/output)* digital;

- iii. *Use's Transducer Name TEDS* - armazena o nome de reconhecimento do *TIM* ou do *Transducer Channel*
- iv. *PHY TEDS* - armazena as informações sobre os métodos de acesso ao meio físico para a comunicação entre o *TIM* e o *NCAP*.

Sobre os TEDS opcionais, podem-se listar as seguintes características:

- i. *Calibration TEDS* - possui constantes necessárias para a conversão de uma grandeza física dos sensores ou atuadores;
- ii. *Frequency Response TEDS* - armazena tabela com os dados de resposta em frequência do transdutor;
- iii. *Transfer Function TEDS* - possui parâmetros para se obter a função de transferência do transdutor;
- iv. *Text-Based TEDS* - conjunto de TEDS que contêm informações em formato texto sobre o *TIM*;
- v. *Commands TEDS* - armazena informações em formato de texto para que fabricantes estendam os comandos de configuração padrão;
- vi. *Identification TEDS* - possui informações em formato de texto de outras partes do transdutor, oriundos de outros padrões do IEEE 1451;
- vii. *Geographic Location TEDS* - contém informações definidas pelo usuário, em formato de texto, as quais descrevem a posição geográfica em que o transdutor foi instalado;
- viii. *Units Extension TEDS* - armazena informações no formato de texto que são utilizadas para os casos em que a unidade do transdutor não pode ser escrita em grandezas físicas do Sistema Internacional de Unidades (SI);
- ix. *End User Application Specific TEDS* - reservado para que o fabricante possa estender informações e criar novos formatos de dados necessários à sua aplicação;
- x. *Manufacturer Defined TEDS* - utilizado pelos fabricantes do *TIM* para definirem informações além dos demais *TEDS*, podendo customizar conteúdo e formato conforme sua necessidade;