**ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE SISTEMAS ELETRÔNICOS**

**REDE DE SENSORES PARA ENGENHARIA BIOMÉDICA
UTILIZANDO O PROTOCOLO IEEE1451**

WESLEY BECARI

São Paulo
2012

WESLEY BECARI

**REDE DE SENSORES PARA ENGENHARIA BIOMÉDICA
UTILIZANDO O PROTOCOLO IEEE1451**

Dissertação apresentada à
Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para
obtenção do Título de Mestre
em Engenharia.

Área de Concentração:
Sistemas Eletrônicos

Orientador: Prof. Dr. Francisco
Javier Ramirez-Fernandez

São Paulo
2012

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 2 de fevereiro de 2012.

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

FICHA CATALOGRÁFICA

Becari, Wesley

Rede de sensores para engenharia biomédica utilizando o protocolo IEEE1451 / W. Becari. -- ed.rev. -- São Paulo, 2012.

184 p.

Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos.

1. Sensores biomédicos 2. Bioengenharia 3. Rede de sensores

I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos. II. t.

DEDICATÓRIA

Dedico, nas pessoas de meus pais, a todos aqueles que se esforçam para educar a juventude.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar ressalto a grande estima que possuo pelo professor Francisco Javier Ramirez-Fernandez. Iniciei o trabalho no grupo de Sensores Integráveis e Microssistemas (gSIM) no primeiro ano de graduação da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Desde então percorro um caminho de aprendizagens, vivências e experiências. E justamente através dessas experiências percebi no professor Javier uma qualidade de poucos, sua personalidade. Retomo aqui uma passagem do livro do Apocalipse, capítulo 3, versículos 15 e 16 que diz: “Conheço tuas obras: não és frio nem quente. Oxalá fosses frio ou quente! Mas, porque és morno, nem frio nem quente, estou para vomitar-te de minha boca”. Dessa passagem fica marcado que Deus vomitará os mornos. Nesse sentido, posso afirmar que o professor Javier nunca foi, não é e nunca será uma pessoa morna, que vive o seguro, o apático. E é de pessoas quentes e íntegras, como o professor Javier, que precisamos.

À Andréia, mulher amada, pelo seu carinho. À Maria Clara, minha filha, por toda a alegria do mundo. Aos meus pais, Heloísa e Waldir, bem como aos meus irmãos, Willy e Christiane, e minha avó Luiza, por todo apoio, vivência e afeto.

Cabe ressaltar o apoio dos amigos Henrique, Maurício, Jair, Fátima, Márcio, Luqueze, Latife, Sandro e Bete, que dividem comigo as alegrias e angústias do trabalho na Universidade de São Paulo. Aos amigos de graduação Fernando, Murilo, Felipe, Vitor, Mirele, Gleison, Rhemzo e Vanessa.

À Capes pelo apoio financeiro durante o primeiro ano de trabalho.

RESUMO

A utilização de sensores e de atuadores cresceu vertiginosamente nos últimos anos. As aplicações centralizadas em sensoriamento e controle avançaram com a instrumentação industrial, passando pela incorporação desses elementos em redes distribuídas até culminar, na atualidade, em redes integradas que possuem inúmeras funções e aplicações, dentre elas: controle, monitoramento, rastreamento e segurança. Entretanto o crescimento do número de sensores e atuadores conectados através de barramentos e redes não ocorreu de forma única, proliferando uma diversidade de formas de padronização na comunicação entre esses e seus respectivos monitores ou controladores. Dessa pluralidade de protocolos emergiu a necessidade de criação de um padrão que permitisse interoperabilidade entre transdutores e redes de controle, bem como a introdução do conceito de sensores e atuadores inteligentes. Nesse contexto foi proposto o protocolo IEEE1451 (*Standards for Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators*). Nessa perspectiva o trabalho em questão apresenta os resultados do desenvolvimento e a utilização desse padrão em duas aplicações de engenharia biomédica. Primeiramente em um sistema embarcado capaz de realizar aquisição e processamento de biopotenciais, em específico, de eletrocardiogramas e a posterior transmissão dos dados coletados através de uma interface sem fio *Wifi* (IEEE802.11b/g) utilizando os protocolos IEEE1451.0 e IEEE1451.5. E em um eletrogoniômetro, para fins fisioterápicos, que realiza medidas de amplitude de movimento das articulações e transfere os dados serialmente através de uma interface *USB* (*Universal Serial Bus*) utilizando como padrões o IEEE1451.0 e o IEEE1451.2. Ambos os sistemas permitem além do monitoramento local, o acesso das informações coletadas pela *Internet* através de uma instrumentação remota implementada por um *Web Service*. Dessa maneira foi construída uma rede de sensores padronizada que permitiu demonstrar os benefícios e as potencialidades do protocolo IEEE1451.

Palavras Chaves: Rede de Sensores. Transdutores Inteligentes. Protocolo IEEE1451. Engenharia Biomédica. Bioengenharia. Sensores Médicos.

ABSTRACT

The use of sensors and actuators grew vertiginously in recent years. The centralized applications in sensing and controlling advanced with industrial instrumentation, going through the incorporation of these elements into industrial computer network protocols until currently culminating in integrated networks with innumerable functions and applications, amongst them: controlling, monitoring, tracking and security. However, the growth of the number of sensors and actuators connected through bus and computers networks did not occur in a single way, and a diversity of communication standards proliferated. From these protocols, plurality required the creation of a standard to allow interoperability between transducers and networks, as well as the introduction of the smart sensors and actuators concept. In this context the IEEE1451 protocol (Standards for Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators) was proposed. In this perspective, this work presents two applications of biomedical engineering using the IEEE1451 standard. The first application is an embedded system for biopotencial acquisition and processing, specifically, electrocardiogram signals and data transmission through a wireless interface Wifi (IEEE802.11b/g) using IEEE1451.0 and IEEE1451.5 protocols. The other application is an electrogoniometer, for physiotherapy, that measures the joint movements amplitude and transfers the data through an USB (Universal Serial Bus) connection using the IEEE1451.0 and the IEEE1451.2 protocols as standards. Both systems allow local monitoring and the access to information through a remote instrumentation implemented by Web Services. Hence, this project demonstrates the IEEE1451 benefits and the potentialities.

Keywords: Sensors Networks. Smart Transducers. IEEE1451. Biomedical Engineering. Bioengineering. Medical Sensors.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 – Modelo de Transdutor Inteligente (SONG; LEE, 2008a).....	27
Figura 2.2 – Modelo de Transdutor Inteligente utilizando o protocolo IEEE1451 (SONG; LEE, 2008a).....	30
Figura 2.3 – Estrutura do Protocolo IEEE1451 (SONG; LEE, 2007).	31
Figura 2.4 – Arquitetura da norma IEEE1451.0.	33
Figura 2.5 – Arquitetura da norma IEEE1451.2.	37
Figura 2.6 – Arquitetura da norma IEEE1451.3.	39
Figura 2.7 – Estrutura da norma IEEE1451.4.	40
Figura 2.8 – Modelo de aplicação de <i>Web Services</i> . Adaptado de Gomes (2009). ...	46
Figura 2.9 – Estrutura em camadas de um <i>Web Service</i>	48
Figura 2.10 – Detalhe das câmaras do coração. Adaptado de Guyton e Hall (2006). 53	
Figura 2.11 – Eletrocardiograma normal. Adaptado de Guyton e Hall (2006).....	55
Figura 2.12 – Derivações eletrocardiográficas (IVLINE, 2011).....	57
Figura 2.13 – Movimentos realizados pelo ombro. Adaptado de Lippert (2006).....	59
Figura 2.14 – Movimentos realizados pelo cotovelo. Adaptado de Lippert (2006). .	60
Figura 2.15 – Movimentos realizados pelo punho. Adaptado de Lippert (2006).	61
Figura 3.1 – Arquitetura da rede de sensores biomédicos utilizando o protocolo IEEE1451.....	63
Figura 3.2 – Esquema de circuitos para condicionamento de biopotenciais.....	66
Figura 3.3 – Esquema do filtro <i>Butterworth</i> passa-altas de 2ª ordem.	67
Figura 3.4 – Esquema do filtro <i>notch</i> duplo T rejeita-faixas.	68
Figura 3.5 - Esquema do filtro <i>Butterworth</i> passa-baixas de 4ª ordem.....	69
Figura 3.6 – Esquema dos estágios amplificadores não inversores e somadores.	71
Figura 3.7 – Esquema de funcionamento do acelerômetro a gás (MEMSIC, 2011). 73	
Figura 3.8 – Medida da inclinação das articulações utilizando acelerômetros.	74
Figura 3.9 – Formato do <i>TEDS</i>	82
Figura 3.10 – <i>TEDS</i> do IEEE1451.0 (SONG; LEE, 2008).	84
Figura 3.11 – Modelo de referência IEEE1451.0.	93
Figura 3.12 – Conexão direta entre <i>WTIM</i> e <i>NCAP</i>	98
Figura 3.13 – Arquitetura de acesso remoto através de <i>Web Services</i>	101
Figura 4.1 – Esquema elétrico do filtro passa-altas de 2ª ordem.	104

Figura 4.2 – Curva de resposta em frequência do ganho e fase do filtro passa-altas de 2ª ordem.	105
Figura 4.3 – Esquema elétrico do filtro rejeita-faixas.	105
Figura 4.4 – Curva de resposta em frequência do ganho e fase do filtro rejeita-faixas.	106
Figura 4.5 – Esquema elétrico do filtro passa-baixas de 4ª ordem.	107
Figura 4.6 – Curva de resposta em frequência do ganho e fase do filtro passa-baixas.	107
Figura 4.7 – Curva de resposta em frequência do ganho e fase do circuito condicionador de biopotenciais.	108
Figura 4.8 – Protótipo do circuito de condicionamento de biopotenciais.	109
Figura 4.9 – Resposta em frequência do circuito condicionador de biopotenciais. .	110
Figura 4.10 – Sinal de ECG condicionado.	111
Figura 4.11 – Medida de inclinação com o MX2125 em três inclinações distintas.	113
Figura 4.12 – Dois acelerômetros MX2125 alocados no braço e antebraço.	118
Figura 4.13 – Sistema embarcado microcontrolado para desenvolvimento do <i>STIM</i>	121
Figura 4.14 – Sistema embarcado microcontrolado para desenvolvimento do <i>WTIM</i>	122
Figura 4.15 – Modelo do <i>NCAP</i>	124
Figura 4.16 – Interface do <i>software NCAP</i> desenvolvido.	124
Figura 4.17 – Modelo do nó IEEE1451.2.	125
Figura 4.18 – Diagrama sequencial de conexão entre o <i>TIM</i> e o <i>NCAP</i>	126
Figura 4.19 – Acesso às informações do <i>STIM</i>	127
Figura 4.20 – Acesso às informações dos <i>TEDS</i> do <i>STIM</i>	128
Figura 4.21 – Disponibilização dos dados coletados no sensor do <i>STIM</i>	128
Figura 4.22 – Modelo do nó IEEE1451.5.	129
Figura 4.23 – Acesso às informações do <i>WTIM</i>	130
Figura 4.24 – Acesso às informações dos <i>TEDS</i> do <i>WTIM</i>	131
Figura 4.25 – Disponibilização dos dados coletados no sensor do <i>WTIM</i>	131
Figura 4.26 – Descrição <i>WSDL</i> do <i>Web Service</i> desenvolvido.	132
Figura 4.27 – Resposta do <i>NCAP</i> à requisição de dados do <i>STIM</i>	133
Figura 4.28 – Resposta do <i>NCAP</i> à requisição de dados do <i>WTIM</i>	134
Figura 4.29 – Interface inicial do <i>framework</i> NIST IEEE1451.0 e IEEE1451.5.	135
Figura 4.30 – Anúncio do <i>PHY TEDS</i> do <i>WTIM</i>	136
Figura 4.31 – Recebimento da informação do <i>TEDS</i> do <i>WTIM</i>	137

Figura 4.32 – Transmissão dos dados coletados pelo medidor de frequência cardíaca.	138
Figura 4.33 – Rede de sensores com <i>STIM</i> , <i>WTIM</i> e <i>NCAP</i>	140

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Mapeamento entre elementos <i>WSDL</i> e elementos <i>UDDI</i> .	52
Tabela 3.1 – Magnitudes de biopotenciais (WEBSTER, 1998).	64
Tabela 3.2 – Formato do TEDS.	82
Tabela 3.3 – <i>TEDS identification header</i> .	83
Tabela 3.4 – <i>Meta TEDS</i> do <i>STIM</i> .	85
Tabela 3.5 – <i>Meta TEDS</i> do <i>WTIM</i> .	86
Tabela 3.6 – <i>TransducerChannel TEDS</i> do <i>STIM</i> .	87
Tabela 3.7 – <i>TransducerChannel TEDS</i> do <i>WTIM</i> .	88
Tabela 3.8 – <i>User's Transducers Name TEDS</i> do <i>STIM</i> .	91
Tabela 3.9 – <i>User's Transducers Name TEDS</i> do <i>WTIM</i> .	92
Tabela 3.10 – <i>PHY TEDS</i> do <i>STIM</i> .	96
Tabela 3.11 – <i>PHY TEDS</i> do <i>WTIM</i> .	99
Tabela A.1 – Caracterização do eixo x do acelerômetro MX2125.	170
Tabela A.2 – Caracterização do eixo y do acelerômetro MX2125.	171
Tabela A.3 – Caracterização do acelerômetro MX2125.	172
Tabela A.4 – Caracterização do MX2125 para medida de ADM.	173
Tabela A.5 – <i>Meta TEDS</i> IEEE1451.0 (IEEE, 2007a).	180
Tabela A.6 – <i>TransducerChannel TEDS</i> IEEE1451.0 (IEEE, 2007a).	181
Tabela A.7 – <i>User's Transducer Name TEDS</i> IEEE1451.0 (IEEE, 2007a).	182
Tabela A.8 – <i>PHY TEDS</i> IEEE1451.2 extraído de Song e Lee (2008b).	183
Tabela A.9 – <i>PHY TEDS</i> IEEE1451.2 adaptado de <i>IEEE P1451.2TM/D21</i> (não publicado).	183
Tabela A.10 – <i>PHY TEDS</i> IEEE1451.5 (IEEE, 2007b).	184

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 4.1 – Caracterização de um acelerômetro como inclinômetro.....	117
Gráfico 4.2 – Relação entre ângulo medido pelo acelerômetro e ângulo de referência.	119

LISTA DE ABREVIATURAS

AC	<i>Alternative Current</i>
ADM	Amplitude de Movimento
APIs	<i>Application Programming Interfaces</i>
ASCII	<i>American Standard Code for Information Interchange</i>
ASP	<i>Active Server Pages</i>
AV	Nódulo Atrioventricular
AXIS	<i>Apache EXtensible Interaction System</i>
BACNet	<i>Building Automation Control Network</i>
CAN	<i>Controller Area Network</i>
CDC	<i>Communication Device Class</i>
CEbus	<i>Consumer Electronics Bus</i>
CI	Circuito Integrado
CLP	Controlador Lógico Programável
CMOS	<i>Complementary Metal-Oxide-Semiconductor</i>
CMRR	<i>Common-Mode Rejection Ratio</i>
CORBA	<i>Common Object Request Broker Architecture</i>
CPLD	<i>Complex Programmable Logic Device</i>
DC	<i>Direct Current</i>
DCOM	<i>Distributed Component Object Model</i>
DSP	Processador Digital de Sinais
ECG	Eletrocardiografia
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
ENG	Eletroneurograma
ERG	Eletroretinograma
FPGA	<i>Field-Programmable Gate Array</i>
FIR	<i>Finite Impulse Response</i>
FTP	<i>File Transfer Protocol</i>
GND	<i>Ground</i>

GPRS	<i>General Packet Radio Service</i>
GPS	<i>Global Positioning System</i>
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
HID	<i>Human Interface Device</i>
HL7	<i>Health Level 7</i>
HTTP	<i>Hypertext Transfer Protocol</i>
I/O	<i>Input/Output</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
IIR	<i>Infinite Impulse Response</i>
IP	<i>Internet Protocol</i>
ISM	<i>Industrial Scientific and Medical</i>
JDDAC	<i>Java Distributed Data Acquisition and Control</i>
JDK	<i>Java Development Kit</i>
JSP	<i>JavaServer Pages</i>
LIN-Bus	<i>Local Interconnect Network</i>
LNA	<i>Low Noise Amplifier</i>
LUFA	<i>Lightweight USB Framework for AVR</i> s
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanics</i>
MIPS	<i>Milhões de instruções por segundo</i>
MMI	<i>Mixed Mode Interface</i>
NCAP	<i>Network Capable Application Processor</i>
NIST	<i>National Institute of Standards and Technology</i>
PA	<i>Power Amplifier</i>
PCs	<i>Personal Computers</i>
PDA	<i>Personal Digital Assistant</i>
PHP	<i>Hypertext Preprocessor</i>
Profibus	<i>Process Field Bus</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RFID	<i>Radio-Frequency IDentification</i>
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computing</i>
RMI	<i>Remote Method Invocation</i>
RPC	<i>Remote Procedure Call</i>

RS-232	<i>Recommended Standard 232</i>
RS-485	<i>Recommended Standard 485</i>
SA	<i>Sinoatrial</i>
SMTP	<i>Simple Mail Transport Protocol</i>
SOA	<i>Service-Oriented Architecture</i>
SOAP	<i>Simple Object Access Protocol</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface Bus</i>
SPICE	<i>Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis</i>
SSID	<i>Service Set Identifier</i>
STIM	<i>Smart Transducers Interface Module</i>
TBC	<i>Transducer Bus Controller</i>
TBIM	<i>Transducer Bus Interface Module</i>
TCP	<i>Transmission Control Protocol</i>
TEDS	<i>Transducer Electronic Data Sheet</i>
TII	<i>Transducer Independent Interface</i>
TIM	<i>Transducer Interface Module</i>
TLV	<i>Type/Length/Value</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
UDDI	<i>Universal Description Discovery and Integration</i>
UDP	<i>User Datagram Protocol</i>
URI	<i>Uniform Resource Identifier</i>
UML	<i>Unified Modeling Language</i>
URL	<i>Uniform Resource Locator</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UUID	<i>Universal Unique Identifier</i>
UWB	<i>Ultra-Wide Band</i>
W3C	<i>World Wide Web Consortium</i>
WSDD	<i>Web Services Deployment Descriptor</i>
WSDL	<i>Web Services Description Language</i>
WWW	<i>World Wide Web</i>
XML	<i>Extensible Markup Language</i>
WTIM	<i>Wireless Transducer Interface Module</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

A	<i>Ampere</i>
bpm	Batimento por minuto
dB	<i>Decibel</i>
F	<i>Faraday</i>
g	Unidade de aceleração
H	<i>Henry</i>
Hz	<i>Hertz</i>
°	Grau
V	<i>Volt</i>
σ	Desvio Padrão
σ^2	Variância
Ω	<i>Ohm</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	20
1.1 OBJETIVOS	20
1.2 JUSTIFICATIVA.....	21
1.3 METODOLOGIA.....	22
1.4 ESTRUTURA DO TEXTO	23
2 TRANSDUTORES INTELIGENTES E APLICAÇÕES EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.....	25
2.1 TRANSDUTORES INTELIGENTES	26
2.2 O PROTOCOLO IEEE1451	28
2.2.1 Estrutura do protocolo IEEE1451	31
2.2.2 IEEE1451.0.....	33
2.2.3 IEEE1451.1	34
2.2.4 IEEE1451.2	36
2.2.5 IEEE1451.3.....	38
2.2.6 IEEE1451.4.....	39
2.2.7 IEEE1451.5.....	41
2.2.8 IEEE1451.6.....	42
2.2.9 IEEE1451.7.....	42
2.3 IMPLEMENTAÇÕES E FRAMEWORKS DO IEEE1451	43
2.4 MÉTODOS DE ACESSO REMOTO - WEB SERVICES	45
2.4.1 Arquitetura de Web Services.....	46
2.4.2 Camadas de Web Services	47
2.4.3 Tecnologias de Web Services	49
2.4.3.1 XML.....	49
2.4.3.2 SOAP	50
2.4.3.3 WSDL	50
2.4.3.4 UDDI.....	51

2.5 ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	52
2.5.1 Eletrofisiologia do coração	53
2.5.2 Eletrocardiograma: medidas, monitorização e diagnóstico.....	54
2.5.3 Derivações eletrocardiográficas.....	56
2.6 FISIOLOGIA ARTICULAR.....	58
2.6.1 Membro superior.....	59
3 DESENVOLVIMENTO DOS NÓS BIOMÉDICOS UTILIZANDO O	
PROTOCOLO IEEE1451	62
3.1 ARQUITETURA DA REDE DE SENSORES.....	62
3.2 CONDICIONAMENTO DE BIOPOTENCIAIS	64
3.2.1 Arquitetura do circuito condicionador de biopotenciais.....	65
3.3 INCLINÔMETROS.....	72
3.4 SISTEMAS EMBARCADOS MICROCONTROLADOS.....	75
3.4.1 Interface serial USB.....	76
3.4.2 Interfaces sem fio Wifi.....	77
3.5 DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DO IEEE1451.0	78
3.5.1 TransducerChannel.....	79
3.5.2 Modos de Operação.....	79
3.5.3 Especificação do TEDS.....	81
3.5.4 Mensagens e comandos.....	92
3.5.5 API IEEE1451.0.....	93
3.6 DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DO IEEE1451.2	94
3.7 DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DO IEEE1451.5	98
3.8 FRAMEWORK AXIS PARA WEB SERVICES.....	101
4 RESULTADOS.....	103
4.1 SIMULAÇÃO E ANÁLISE DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE BIOPOTENCIAIS	
.....	103
4.1.1 Caracterização do circuito de condicionamento de biopotenciais.....	109
4.2 CARACTERIZAÇÃO DOS ACELERÔMETROS COMO INCLINÔMETROS	112
4.2.1 Medida de inclinação com um acelerômetro.....	112
4.2.2 Medida de ADM com dois acelerômetros.....	118

4.3	PROTOTIPAGEM DOS SISTEMAS EMBARCADOS MICROCONTROLADOS	121
4.4	DESEMPENHO DOS NÓS IEEE1451	123
4.4.1	<i>Desenvolvimento do NCAP</i>	123
4.4.2	<i>Desenvolvimento dos nós IEEE1451.2</i>	125
4.4.3	<i>Desenvolvimento dos nós IEEE1451.5</i>	129
4.5	INTERFACE COM <i>WEB SERVICES</i>	132
4.6	VALIDAÇÃO DO <i>WTIM</i> COM O <i>FRAMEWORK</i> NIST	135
4.7	INTEGRAÇÃO DA REDE DE SENSORES PARA ENGENHARIA BIOMÉDICA	138
5	DISCUSSÕES	142
5.1	SENSORES BIOMÉDICOS E SISTEMAS MICROCONTROLADOS	142
5.2	PROTOCOLO IEEE1451	144
5.3	<i>NCAP</i> E <i>WEB SERVICES</i>	145
6	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	147
6.1	CONCLUSÕES.....	147
6.2	TRABALHOS FUTUROS	150
7	TRABALHOS APRESENTADOS	153
	REFERÊNCIAS	155
	APÊNDICE A - SIMULAÇÃO DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE BIOPOTENCIAIS	165
	APÊNDICE B - SIMULAÇÃO DO CIRCUITO CONDICIONADOR COM INSTRUMENTOS VIRTUAIS	166
	APÊNDICE C - ESQUEMA DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE BIOPOTENCIAIS – PARTE 1	167
	APÊNDICE D - ESQUEMA DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE BIOPOTENCIAIS – PARTE 2	168
	APÊNDICE E - ESQUEMA DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE BIOPOTENCIAIS – PARTE 3	169
	APÊNDICE F - CARACTERIZAÇÃO DO ACELERÔMETRO MX2125 – EIXO X	170

APÊNDICE G - CARACTERIZAÇÃO DO ACELERÔMETRO MX2125 – EIXO Y.....	171
APÊNDICE H - CARACTERIZAÇÃO DO ACELERÔMETRO MX2125.	172
APÊNDICE I - CARACTERIZAÇÃO DO MX2125 PARA MEDIDA DE AMPLITUDE DE MOVIMENTO	173
APÊNDICE J - ESQUEMA DE POLARIZAÇÃO DO MICROCONTROLADOR ATMEGA8535	174
APÊNDICE K - ESQUEMA DE POLARIZAÇÃO DO MICROCONTROLADOR AT90USB162.	175
ANEXO A – MICROCONTROLADOR ATMEGA8535	176
ANEXO B – MÓDULO <i>WIFI WIFLY</i> GSX 802.11B/G	177
ANEXO C – MICROCONTROLADOR AT90USB162.....	178
ANEXO D – ACELERÔMETRO <i>PARALLAX MX2125</i>.....	179
ANEXO E – <i>META TEDS</i> – IEEE1451.0	180
ANEXO F – <i>TRANSDUCERCHANNEL TEDS</i> – IEEE1451.0	181
ANEXO G – <i>USER’S TRANSDUCER NAME TEDS</i> –IEEE1451.0.....	182
ANEXO H – <i>PHY TEDS</i> – IEEE1451.2	183
ANEXO I – <i>PHY TEDS</i> – IEEE1451.5.....	184

1 INTRODUÇÃO

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho foi desenvolver uma instrumentação de aquisição de sinais associados ao protocolo de rede de sensores inteligentes IEEE1451 para aplicações em engenharia biomédica. Dentro desse contexto foram propostos o projeto e o desenvolvimento de sistemas embarcados microprocessados, que realizaram o monitoramento de sensores por uma rede de sensores *Plug and Play* com conexão via *Internet* através de uma arquitetura *Web Services*.

Ou seja, foram focos do trabalho: o desenvolvimento de sensores para tomada de medidas que auxiliem no diagnóstico e interface para engenharia biomédica, a exemplificar, sensores de amplitude do movimento no desenvolvimento de eletrogoniômetros e sensores de biopotenciais que condicionem sinais de eletrocardiogramas; o desenvolvimento de um sistema microcontrolado, capaz de realizar aquisições analógico-digitais, armazenamento dos dados e interface através de comunicações *USB* e *Wifi* (802.11b/g); a programação de *softwares* em linguagens ANSI C, C++ e Java que padronizem os nós sensores de acordo com o protocolo IEEE1451, em específico, o IEEE1451.0, IEEE1451.2, IEEE1451.5; e a disponibilização através de *Web Services* das informações coletadas e padronizadas através dos sensores, favorecendo a utilização de recursos de instrumentação virtual e suas aplicações em um Laboratório Remoto.

Como objetivos secundários, o projeto também abriu possibilidades de aplicações, sem prejuízo da funcionalidade, em monitoramento ambiental com potencialidade de utilização de sensores de temperatura, luminosidade, radiação, pH, umidade, concentração de dióxido de carbono e vapores de gases tóxicos em lugares distantes e inóspitos. Além disso, em sistemas de controle industriais para controle de variáveis em processos.

1.2 Justificativa

A introdução de um novo protocolo seja de comunicação ou de padronização de linguagens, técnicas e procedimentos sempre se choca com interesses de fabricantes, empresas e usuários. A aceitação por parte desses pode ocorrer ou através de uma imposição política e estratégica ou por consenso de mérito e qualidade do protocolo. O IEEE1451 se situa nesse segundo grupo de protocolos. Desde sua idealização em 1993 até a atualidade, o protocolo nunca teve a pretensão de suprimir outros padrões já existentes e estabelecidos. Pelo contrário, o IEEE1451 priorizou o englobamento e encapsulamento dos outros protocolos, a permitir ao usuário uma interface de comunicação de transdutores inteligentes indiferente da rede de controle.

Essa característica, aliada a outras virtudes do IEEE1451, incentivaram fabricantes a repensarem acerca dos seus equipamentos e transdutores, bem como permitiu a academia realizar pesquisas e propor melhorias e novas funcionalidades. Entretanto cabe lembrar que o protocolo é recente, por isso ainda carece de aplicações e testes. A pesquisa acerca do protocolo vem rendendo boas discussões sobre algumas modificações em curso.

Em específico, trabalhos desenvolvidos acerca do protocolo IEEE1451 deixaram um legado de estudos e implementações, na sua maioria, acerca do padrão IEEE1451.2 (BATISTA, 2004) (ROSSI, 2005) (TANI, 2005) (VIEGAS, 2004) ou do IEEE1451.4 (SANTOS, 2005) (OLIVEIRA, 2005). Entretanto a partir de 2007 houve uma reviravolta na família de protocolos que constituem o IEEE1451. Nesse ano foi aprovado o protocolo IEEE1451.0, que além de possuir um índice remissivo, mudou a forma de abordagem dos outros protocolos, com exceção do IEEE1451.4. Esse novo rumo tomado pelo IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*) em parceria com o NIST (*National Institute of Standards and Technology*) teve como objetivo tornar o protocolo mais acessível e operável. Dessa virada, todos os trabalhos até então apresentados tornaram-se obsoletos, o que, é claro, não desmereceu e nem desprestigiou a pesquisa realizada.

A novidade apresentada nessa nova forma de organização do IEEE1451 requer, além de testes, implementações de fato. Nota-se que os atuais exemplos de aplicação, provenientes, na sua maioria, do grupo de pesquisa de Kang Lee¹, têm como objetivo servir muito mais como prova de conceito do que como implementação de fato em engenharia, utilizando sensores ou atuadores em problemas reais.

Coube então, a partir da percepção que o protocolo IEEE1451 possui um grande potencial aliado com as atuais mudanças propostas pelo IEEE, retirar do “papel” esse protocolo e trazer para aplicações que utilizem sensoriamento como ponto fundamental de desenvolvimento. Optou-se por utilizar aplicações em engenharia biomédica como forma de demonstrar a utilização do IEEE1451 em aplicações não canônicas, posto que na literatura são observados, em larga medida, sensores de temperatura, pressão, entre outros.

1.3 Metodologia

As etapas constitutivas do projeto versaram, primeiramente, a revisão bibliográfica acerca dos temas fundantes: o protocolo IEEE1451, o desenvolvimento de sistemas embarcados microcontrolados e interfaces de comunicação; engenharia biomédica: eletrofisiologia do coração e fisiologia articular; e tecnologias *Web Services*.

A parte experimental do projeto ficou a cargo do desenvolvimento de sensores e sistemas de condicionamento utilizando microprocessadores. Bem como da codificação em linguagem de programação ANSI C, C++² e Java, dos protocolos publicados IEEE1451.0, IEEE1451.2 e IEEE1451.5. Os programas desenvolvidos foram utilizados tanto no sistema microcontrolado dedicado à aquisição de sinais como no sistema de monitoramento e disponibilização de dados que pode ser um computador pessoal ou um servidor.

¹ Líder do grupo de Desenvolvimento de Sensores e Aplicações no Laboratório de Engenharia de Manufatura do NIST.

² C++, cujo nome originalmente era de C com classes.

Em relação ao sistema embarcado, são apresentados o desenvolvimento de uma eletrônica digital e analógica em placa de circuito impressa capaz de filtrar, amplificar e condicionar biopotenciais e informações provenientes de acelerômetros integrados.

O *software* de monitoramento programado em linguagem Java, tem o objetivo de disponibilizar os dados localmente através de uma interface gráfica e remotamente através de um *Web Service* implementado a partir do *framework Apache Axis2*³ Java e independente de sistema operacional.

Os testes feitos com o protótipo funcional tiveram como objetivo a caracterização dos sensores e dos sistemas embarcados. Além disso, o trabalho também teve como foco certificar a característica de conexão e reconhecimento rápido (*Plug and Play*), sua funcionalidade como sistema de instrumentação para aquisição de dados e sua potencialidade de funcionar remotamente.

1.4 Estrutura do texto

Este primeiro capítulo faz uma introdução ao tema, ao problema e ao recorte dado para o projeto. No segundo capítulo é feita uma breve descrição da evolução de sistemas de transdutores. Esse histórico demonstra como os diferentes paradigmas de automação foram modificados a permitir novas funcionalidades e demandas. Tal evolução culmina, atualmente, com o conceito de transdutores inteligentes e dentro desse contexto são definidas as bases da família do protocolo IEEE1451.

Nesse mesmo capítulo são tratados os métodos de acesso remoto, em especial, o uso de *Web Services*. Essa tecnologia de computação distribuída ampliou a utilização de *middlewares* que permitem a mediação entre usuários remotos e sistemas de sensoriamento e controle.

Ao fim do capítulo, faz-se menção da literatura que serve como base para as duas aplicações de engenharia biomédica abordadas nesse trabalho. No subitem “Anatomia e fisiologia do coração” são apresentadas a origem e as formas do

³ Disponível no site: ws.apache.org/axis/

eletrocardiograma. Já “Fisiologia articular” apresenta os padrões para medição de amplitude de movimento de uma articulação e sua utilização em fisioterapia.

No terceiro capítulo, descreve-se a arquitetura do trabalho. Para tanto, são detalhados os materiais e métodos utilizados na construção da rede de sensores. Desde o desenvolvimento dos sensores, passando pela escolha dos microcontroladores e interfaces de comunicação, na especificação dos protocolos IEEE1451 e no detalhamento do *framework* de *Web Services Axis2*.

No quarto capítulo são apresentados os resultados da caracterização dos sensores e dos sistemas embarcados. Além disso, descreve-se o desenvolvimento do protocolo IEEE1451 e o desempenho dos nós IEEE1451.0, IEEE1451.2 e IEEE1451.5. São também apresentadas as interfaces *Web Services* que permitem o acesso remoto da informação coletada. Dando sequência ao capítulo é feita a validação do sistema sem fio através do *framework* desenvolvido por Song e Lee (2006) e, por último, a integração do sistema com intuito de demonstrar a funcionalidade da rede de sensores desenvolvida.

O quinto capítulo discute a aplicabilidade dos resultados obtidos com a padronização da comunicação entre sensores e redes de controle, a demonstrar os benefícios e limitações do protocolo IEEE1451. Dessa maneira conclui-se, com o sexto capítulo, a potencialidade do protocolo em questão. Por último, no capítulo sétimo, são sugeridas novas pesquisas a partir das experiências adquiridas no desenrolar desse trabalho.

2 TRANSDUTORES INTELIGENTES E APLICAÇÕES EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Transdutores estão por toda a parte (LEE, 2008). Esses dispositivos têm como base de funcionamento a conversão de energia de uma forma para outra. O termo transdutor refere-se a um grupo especializado de dispositivos. Esses podem ser sensores ou atuadores, sendo que sensores são transdutores que geram sinais elétricos proporcionais a parâmetros físicos, biológicos, ou químicos. E atuadores são transdutores que transformam sinais elétricos em ações físicas (SONG; LEE, 2008a) (NORTON, 1989) (JONES; CHIN, 1991).

Atualmente sensores e atuadores são considerados componentes fundamentais na engenharia, cujas aplicações versam o desenvolvimento técnico e industrial na monitoração e controle de processos, desde a obtenção do produto bruto até seu produto final. Graças aos avanços em microeletrônica a partir da década de 70, a tecnologia de sensores permitiu a evolução dos sistemas de automação, culminando no que se compreende hoje como sensores inteligentes (PAVEL, 2007).

Essa evolução dos sistemas de sensores e atuadores teve início com a utilização de painéis de controle fixos eletromecânicos, baseados em relês. Devido a dificuldades como cabeamento, capacidade de trabalho, espaço e manutenção, esses foram substituídos por sistemas digitais, mais flexíveis e escaláveis. A partir desses controladores digitais foi possível atingir maior confiabilidade e robustez, menor tamanho e custo, tornando esses sistemas um padrão na indústria com o nome de controladores lógicos programáveis (CLPs) (BRYAN; BRYAN, 1997 apud TANI, 2006).

Os CLPs flexibilizaram o sensoriamento e o controle, pois utilizavam uma programação simples, baseada em diagramas *ladder*, que já era utilizada nos sistemas tradicionais. Entretanto as aplicações aumentaram de tamanho e de complexidade. Dessa forma, a arquitetura centralizada dos CLPs se tornou onerosa em termos de cabeamento, instalação e manutenção, devido ao fato desses sistemas concentrarem todo o processamento e tratamento das entradas e saídas em um único ponto. A

tornar proibitiva a ampliação do sensoriamento e controle em um ambiente industrial.

Uma solução encontrada para melhorar o controle e monitoração dos transdutores e permitir maior escalabilidade foi a utilização de sistemas distribuídos. Esses sistemas se caracterizaram pela multiplicidade de nós de processamento e pela comunicação direta entre si através de um ou mais canais de comunicação usando protocolo comum (SAMAD; MCLAUGHLIN; LU, 2007). Em outras palavras, ao invés de vários sensores e atuadores diretamente conectados a uma CLP, conectava-se esses transdutores em barramentos, que por sua vez, estavam interligados aos controladores.

Essa arquitetura simplificou o cabeamento, a manutenção e a alteração dos nós do sistema (XIE; PU; MOORE, 1998 apud CESCHINI, 2008). Com ela os módulos de entrada e saída ficaram mais próximos do processo e das informações dos sensores e atuadores. Além disso, outro avanço a ser citado foi a transmissão das informações ao controlador central de forma digital. Essa transmissão foi realizada, primeiramente, através de um barramento de comunicação conhecido como *fieldbus*. Entre as vantagens dessa abordagem estavam a redução do cabeamento e a redução dos custos do sistema de controle (TANI, 2006).

2.1 Transdutores Inteligentes

A maior aproximação entre o sistema de controle e os processos também permitiu o aumento da capacidade dos próprios sensores e atuadores. Funcionalidades como: processamento digital de sinais e execução de algoritmos de decisão foram transferidos para o nível do sensor. Logo, os dados “brutos” que seriam transmitidos através do barramento foram suprimidos, o que permitiu um aumento do número de transdutores e diminuiu as necessidades de banda de transmissão da rede (GILSINN; LEE, 2001).

Ou seja, com o advento dos microprocessadores e a grande disponibilidade de recursos para o processamento de sistemas digitais, foi possível introduzir uma

elevada capacidade de computação aos transdutores (CHONG; KUMAR, 2003). Essa capacidade de um dispositivo integrar um elemento sensor/atuador, uma unidade de processamento, uma interface de comunicação e um *software* associado para condicionamento de sinal, calibração e diagnóstico originou o conceito de Transdutor Inteligente, esquematizado na figura 2.1 (ELMENREICH; PITZEK, 2003) (SONG; LEE, 2008a).

Figura 2.1 – Modelo de Transdutor Inteligente (SONG; LEE, 2008a).

Essa quebra de paradigma permitiu aos transdutores saírem de domínios exclusivos, como a automação industrial, e se dispersarem em outros ambientes, tais como: automação residencial, automação automotiva, automação agrícola, robótica, engenharia biomédica, entre outros. Essa ampliação de uso se apoiou também por áreas como a computação pervasiva ou ubíqua (WEISER, 1991). Nessas aplicações o uso de dispositivos embarcados ligados a sensores e redes de comunicação está totalmente integrado aos seres humanos. Para que isso ocorra são requisitos desses sistemas: escalabilidade, “inteligência”, “invisibilidade” e interoperabilidade (SAHA; MUKHERJEE, 2003).

Dentre as características apontadas acerca de Transdutores Inteligentes ainda há restrições e problemas de interoperabilidade⁴ nas tecnologias existentes. Em outras palavras, os dispositivos que englobam, atualmente, a ideia de Transdutores Inteligentes não possuem uma única maneira padronizada de comunicação. Nesse sentido o protocolo IEEE1451 foi idealizado como possível resposta para essa questão.

2.2 O Protocolo IEEE1451

Numerosas redes de controle foram desenvolvidas nas últimas duas décadas para diferentes tipos de aplicações. Esse fato fragmentou o mercado de automação, levando a uma diversidade de protocolos e padrões de comunicação para sistemas de transdutores. Esse excesso de técnicas e protocolos de interface diminuiu a interoperabilidade da instrumentação (SADOK; LISCANO, 2005). Algumas dessas padronizações encontradas no mercado são: *Building Automation Control Network (BACNet)*, *BITBUS*, *CEbus*, *ControlNet*, *Controller Area Network (CAN)*, *Ethernet*, *Foundation FieldBus*, *Interbus*, *LonWorks*, *Local Interconnect Network (LIN-Bus)*, *FlexRay*, *Modbus*, *Profibus* e *WorldFIP* (LEE, 2001) (TANI, 2006).

A diversidade de redes de transdutores e a necessidade de acomodar sistemas que serão desenvolvidos no futuro têm guiado as pesquisas em direção de instrumentos que possam suportar redes heterogêneas e interoperabilidade entre sistemas (LEE, 2008). Em resposta às necessidades da indústria a uma interface padronizada de sensores, o IEEE propôs o desenvolvimento de uma interface padronizada para sensores e atuadores, conhecida como IEEE1451 (SONG; LEE, 2008a) (CORSO; BECARI, 2005) (BECARI et al., 2007). Essa solução para a padronização de sistemas de barramento distribuídos resultou no conjunto de normas da família IEEE1451.

O objetivo da família IEEE1451 (*Standards for Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators*) é “definir um conjunto comum de interfaces para

⁴ Compreende-se por interoperabilidade a habilidade de dois ou mais sistemas heterogêneos de trocar informações e usar esses dados de forma coerente.

conectar transdutores inteligentes a redes, sistemas e instrumentos, através das tecnologias de comunicação emergentes” (LEE, 2001) (OLIVEIRA, 2005).

Em outras palavras, as normas IEEE1451 não propõem um novo protocolo de rede, em vez disso, elas definem um conjunto de interfaces normatizadas de *hardware* e *software* no sentido de separar o projeto dos transdutores da escolha das redes de comunicação (LEE, 2001). Sobre esse prisma o protocolo não impõe restrições aos aspectos construtivos dos transdutores, nem aos aspectos protocolares das redes. Ao separar as duas entidades, transdutores e redes, o modelo permite que o fabricante de transdutores se concentre no dispositivo de transdução, sem ter de se preocupar em adaptá-lo às muitas redes já existentes. Isso contribui para a melhoria da qualidade dos transdutores e para a redução dos seus custos. O objetivo final do modelo IEEE1451 é permitir o funcionamento imediato de qualquer transdutor em qualquer rede.

Outra característica importante da norma IEEE1451 é promover o desenvolvimento de dispositivos de conexão rápida (*Plug and Play*). Isso é possível através da padronização da documentação eletrônica do transdutor através do *Transducer Electronic Data Sheet (TEDS)*. O *TEDS* contém as informações que permitem identificar e caracterizar os transdutores. Em uma palavra, é a documentação digital do sensor ou atuador. Ele deve ser configurado e agregado no próprio sensor/atuador em uma memória não volátil.

Nesse contexto a diferença no modelo dos Transdutores Inteligentes e dos Transdutores Inteligentes IEEE1451 é a adição do *TEDS*, a aparição do sistema em duas partes principais: o *Network Capable Application Processor (NCAP)* e o *Transducer Interface Module (TIM)*. Esses conectados através de uma *Transducer Independent Interface (TII)*. As figuras 2.1 e 2.2 estabelecem um comparativo entre os dois conceitos de inteligência apresentados.

Dentro do contexto do IEEE1451 um Transdutor Inteligente permite funcionalidades além das necessárias para gerar a correta representação de uma quantidade sensoriada ou controlada. Essas funcionalidades simplificam a integração de transdutores dentro de aplicações em redes de comunicações (SONG; LEE, 2008a). Transdutores IEEE1451 podem possuir características como:

autoidentificação, autodescrição, capacidade de localização, “consciência” de tempo, processamento de dados, notificação de alertas, dados formatados e protocolos de comunicação.

Figura 2.2 – Modelo de Transdutor Inteligente utilizando o protocolo IEEE1451 (SONG; LEE, 2008a).

Song e Lee (2008a) sintetizam os objetivos e especificidades da norma IEEE1451 através dos seguintes pontos:

- Desenvolver interfaces de transdutores independentes de rede e fabricante.
- Permitir que transdutores sejam substituídos ou movidos com o mínimo trabalho.
- Eliminar etapas de configuração manual sujeita a erros.
- Promover modelos genéricos para dados, controle, temporização, configuração e calibração de transdutores.
- 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 recalibração, relatos de reparos e dados de manutenção.

- Possibilitar conexão *Plug and Play*, a permitir uma interface de comunicação para transdutores fisicamente separados (IEEE, 2004).
- Facilitar o suporte a múltiplas redes (IEEE, 2004).

Todas essas características apresentadas são especificadas e padronizadas nos protocolos que compõem a família IEEE1451. Essas normas estão apresentadas nos subcapítulos seguintes.

2.2.1 Estrutura do protocolo IEEE1451

Em 1993, ano do início do desenvolvimento das normas IEEE1451 (OLIVEIRA, 2005), 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 IEEE1451. Com o tempo esses grupos se estabeleceram e ao passo das publicações das normas, o protocolo se constituiu até o modelo atual apresentado pela figura 2.3.

Figura 2.3 – Estrutura do Protocolo IEEE1451 (SONG; LEE, 2007).

Desse modelo, faz-se uma breve descrição de cada norma, que serão especificadas posteriormente.

IEEE1451.0 – Essa norma define um conjunto *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.

IEEE1451.1 – Define um modelo comum que descreve o comportamento de Transdutores Inteligentes, desde as medidas até a transmissão de dados.

IEEE1451.2 – 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* (*Serial Peripheral Interface Bus*) acrescida de linhas de controle, de fluxo e de temporização. Nas propostas atuais⁵, as interfaces foram ampliadas acrescentando as conexões: *RS-232* (*Recommended Standard 232*) e *RS-485* (*Recommended Standard 485*).

IEEE1451.3 – Define uma conexão em barramento entre transdutores e o *NCAP*. Na sua arquitetura é possível uma malha de nós transdutores compartilharem o mesmo par de fios.

IEEE1451.4 – Define uma interface mista para transdutores. Esses possuem tanto uma saída analógica como uma saída digital. A norma acresce aos transdutores uma memória descritiva *TEDS*.

IEEE1451.5 – Define uma interface de comunicação sem fio entre transdutores e o *NCAP*. A norma também contempla algumas definições particulares de integração do *TEDS*.

IEEE1451.6 – Define uma interface de comunicação através do barramento *CANopen* entre transdutores e o *NCAP*. Adota o perfil de dispositivos *CANopen* para dispositivos de medição e controladores em malha fechada.

IEEE1451.7 – Define uma interface de comunicação através de *RFID* (*Radio-Frequency IDentification*) entre sistemas de *tags* (transdutores ou de identificação) e redes de controle.

⁵ Propostas que ainda estão em fase de pesquisa, mas não foram oficializadas pelo IEEE e pelo NIST.

2.2.2 IEEE1451.0

A norma IEEE1451.0, *Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators – Common Functions, Communication Protocols, and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Format*, cria uma lista de funções, protocolos e formatos comuns para facilitar a interoperabilidade entre todos os membros da família IEEE1451 que utilizam interfaces digitais (IEEE, 2007a). 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, 2006).

Apesar de posterior às normas da família IEEE1451, sua intenção é compatibilizar os distintos meios físicos dos padrões já existentes. Além de possibilitar alto grau de compatibilidade entre os membros da família. Por ter sido proposta posteriormente, o padrão IEEE1451.0 ainda não está totalmente compatível com os padrões IEEE1451.1-1999, IEEE1451.2-1997 e IEEE1451.3-2003. Já os padrões IEEE1451.5-2007, IEEE1451.6 foram baseados na utilização das funções, comandos e *TEDS* descritos no padrão em questão (IEEE, 2007a).

Figura 2.4 – Arquitetura da norma IEEE1451.0.

O propósito do padrão é permitir aos fabricantes construir elementos interoperáveis dentro de sistemas de transdutores. Para realizar essa meta, a família de padrões IEEE1451.0 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, 2007a). A conexão entre *TIMs* e *NCAPs* é realizada através de uma interface física especificada por um membro da família IEEE1451. Tais características podem ser vistas na figura 2.4.

Na norma IEEE1451.0, um transdutor é considerado inteligente quando atende a três requisitos:

- É descrito por *TEDS* passíveis de serem lidos por computadores;
- O controle e os dados associados ao transdutor são digitais;
- O transdutor possui gatilhos (*triggers*), sinais de *status* e controle para monitorar e controlar o funcionamento dos transdutores (IEEE, 2007a).

A norma IEEE1451.0 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*.

Essa norma também assegura uma descrição de formatação e comunicação. Contudo, como já mencionado anteriormente, a norma não descreve nada a respeito de transdutores e seus devidos processamentos digitais ou lógicos, posto que essas características são de responsabilidade do fabricante. Os únicos requisitos solicitados são de um *hardware* e *software* mínimos para acesso e controle da informação.

2.2.3 IEEE1451.1

A norma IEEE1451.1 – *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 (IEEE, 2000) (OLIVEIRA, 2005).

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).

O *NCAP* engloba um conjunto de classes, métodos e atributos que podem ser agrupados em quatro grandes blocos (SVEDA, 2004):

- **Classes** – O bloco central do *NCAP* que providencia um ambiente de execução multitarefa independente, assegurando serviços básicos tais como o gerenciamento da memória, o tratamento de exceções e o gerenciamento de tarefas, o que inclui agendamento e a execução das tarefas concorrentes, bem como mecanismos de comunicação e sincronização entre elas.
- **Funções** – Os blocos de funções previstos na norma IEEE1451.1 constituem uma estrutura básica com as quais o desenvolvedor pode criar aplicações específicas. Estas estruturas não detalham métodos ou ferramentas para a aplicação a ser desenvolvida, mas orientam o seu desenvolvimento através da listagem dos parâmetros empregados no sistema para que a aplicação seja o mais transparente possível para o *NCAP*.
- **Transdutor** – O bloco de interface gerencia a comunicação entre o *NCAP* e o transdutor. Este processo se inicia com a identificação do tipo do transdutor que está conectado ao sistema e, posteriormente, com a disponibilização dos métodos de leitura e escrita dos transdutores identificados.

- **Rede** – O bloco de interface trata de todas as transações entre o *NCAP* e a própria rede. A interação entre o *NCAP* e a rede se baseia no conceito de chamada remota *Remote Procedure Call (RPC)*. Esse método torna possível a um cliente remoto, de forma absolutamente transparente, instanciar uma classe do *NCAP* e utilizar os seus atributos, métodos e eventos como se o objeto residisse no próprio cliente, adaptando desta forma, o conceito de serviço remoto para os transdutores.

Essa norma foi aprovada em 1999, entretanto foi substituída pela IEEE1451.0 em 2007, não fazendo mais parte das normas ativas. Alguns autores ainda fazem referência à norma pelos trabalhos que foram realizados em termos de pesquisa e aplicação.

2.2.4 IEEE1451.2

A norma IEEE1451.2 – *Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Transducer to Microprocessor Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats* – define uma arquitetura de interface para a comunicação digital entre um módulo de transdução inteligente, *Smart Transducers Interface Module (STIM)*, e um processador de rede *NCAP*, como apresentado na figura 2.5 (IEEE, 1998). A interface *TII* especifica as características elétricas e físicas da comunicação e sincronização.

Nos principais blocos do módulo *STIM* estão conectados todos os sensores e atuadores dos sistemas digitais e analógicos (OLIVEIRA, 2005). O *STIM* também é responsável pela aquisição, condicionamento e digitalização do sinal proveniente de sensores analógicos ligados diretamente a ele. O módulo *STIM* deve possuir um canal analógico de entrada ligado a um conversor analógico-digital, e/ou um canal analógico de saída que pode ser ligado a um conversor digital-analógico. Pode-se verificar na figura 2.5 que o bloco denominado *TEDS* é constituído por uma memória não volátil, no qual ficam armazenadas características do sensor e do atuador que estão conectados no módulo *STIM*. O IEEE1451.2 não prevê nenhuma restrição aos sensores e atuadores ligados ao *STIM* (SANTOS, 2006).

Figura 2.5 – Arquitetura da norma IEEE1451.2.

Na proposta de 1997 do protocolo IEEE1451.2 foram previstas oito estruturas de *TEDS*, que implementadas em memória não volátil, deveriam disponibilizar acesso à leitura e à escrita das informações contidas no transdutor. Entre as estruturas obrigatórias estavam: *Meta TEDS*, que representa as características gerais do *STIM* tais como identificador único, limites de tempos, números de canais e velocidade máxima de comunicação com o *NCAP*; e o *TEDS* de Canal, que possui propriedades particulares como o tipo de canal, unidades físicas, valores de máximo e mínimo, restrição temporal e incerteza. As estruturas opcionais podem ser resumidas por: *TEDS* de Calibração, *Meta TEDS* de Identificação, *TEDS* de Identificação de Canal, *TEDS* de Identificação de Calibração, *TEDS* do Usuário e *TEDS* para Extensão (IEEE, 1998) (VIEGAS, 200a).

Após a publicação da norma IEEE1451.0 foram propostas algumas modificações na IEEE1451.2. Entre elas a revisão dos padrões de *TEDS*, além da inclusão de outras interfaces de comunicação serial, como a *RS-232*, a *SPI*, a *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART)* e a *USB* como alternativa para a comunicação *TII* (SONG; LEE, 2008b) (RAMOS, 2007).

2.2.5 IEEE1451.3

A norma IEEE1451.3 – *Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators – Digital Communication and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats for Distributed Multidrop Systems* – define uma interface para sistemas de transdutores inteligentes distribuídos. Isso é realizado por meio de estruturas de memórias *TEDS* que permitem a autoidentificação dos transdutores, identificação e sincronização de canais, além de funções de escrita e de leitura do transdutor (VIEGAS, 2003). Tal como a norma IEEE1451.2, detalhes da implementação do sensor/atuador não são abordados pela norma (OLIVEIRA, 2005).

A estrutura do IEEE1451.3 associa um barramento comum ao processador de rede *NCAP* e vários módulos de transdução inteligente, nomeados *Transducer Bus Interface Module (TBIM)*. Cada *TBIM* pode ser associado ao barramento, que controlado por um *Transducer Bus Controller (TBC)* conectado ao *NCAP*, pode enviar e receber informações dos transdutores inteligentes (IEEE, 2004b).

O módulo *TBIM* é composto por um condicionador de sinais, um conversor analógico-digital e/ou digital-analógico e um barramento de interface que pode suportar até cinco canais de comunicação multiplexados em frequência sobre a linha de transmissão, permitindo que a alimentação dos módulos e a comunicação estejam presentes na mesma linha. Dos cinco canais de comunicação, apenas os canais de rede e de controle são obrigatórios.

A comunicação do *TBIM* é implementada utilizando o padrão *HomePNA*. Nesse padrão os sinais de comunicação, sincronização e de alimentação estão multiplexados na frequência, sendo que a alimentação é transmitida como sinal contínuo, o sinal de sincronização a 2MHz e as linhas de comunicação entre 4,75MHz e 9,25MHz (IEEE, 2004b).

Figura 2.6 – Arquitetura da norma IEEE1451.3.

As estruturas de memória *TEDS* propostas pela norma IEEE1451.3 são uma variante das estruturas apresentadas pela norma IEEE1451.2. Essas estruturas e a especificação do *TBIM* podem ser analisadas na figura 2.6.

2.2.6 IEEE1451.4

A norma IEEE1451.4 – *Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators – Mixed-Mode Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats* – define uma interface para transdutores analógicos. De modo a compatibilizar os diversos tipos de transdutores existentes no mercado, sejam analógicos ou digitais (IEEE, 2004a) (SANTOS, 2006).

Para transformar um simples transdutor analógico em um transdutor *Plug and Play* e facilitar a integração com redes digitais são acrescentados a esses transdutores uma memória descritiva *TEDS*, que possibilita ao transdutor realizar sua autoidentificação e autocalibração. Além disso, é adicionado um módulo chamado *Mixed Mode Interface (MMI)*, que possui uma interface de transmissão de dados mista, analógica e digital, pelos mesmos fios, apresentado na figura 2.7.

Figura 2.7 – Estrutura da norma IEEE1451.4.

A sobreposição da interface analógica com a digital pode ser realizada através de multiplexação no tempo, sendo essa chamada de classe 1 ou *single wire*. Por outro lado, se a interface digital for adicionada por meio de linhas próprias, em paralelo com a interface analógica, essa interface é denominada de classe 2, ou *multi-wire* (VIEGAS, 2003) (TANI, 2006).

As estruturas de memória *TEDS* propostas pela norma IEEE1451.4 são um subconjunto das estruturas contempladas na norma IEEE1451.2. Estão previstos campos para identificação do fabricante, modelo, número de série, entre outros (VIEGAS, 2003) (OLIVEIRA, 2005) (TANI, 2006). A maioria do *TEDS* também descreve características importantes dos transdutores, tais como: fundo de escala, sensibilidade, coeficientes de calibração e de interfaces elétricas.

A norma IEEE1451.4, desde sua definição em 2004, é a mais popular das propostas dentro da família IEEE1451, visto que esse conceito de sensores com autoidentificação já foi utilizado por várias empresas como *National Instruments* (NATIONAL, 2011) e a *Honeywell Sensotec* em sensores comerciais.

2.2.7 IEEE1451.5

Atualmente as redes de sensores sem fio têm sido foco de desenvolvimento de várias áreas da pesquisa entre elas: militar, industrial, ambiental, logística e engenharia civil. Essa diversidade de aplicações fez com que o mercado de transdutores crescesse e tornasse diverso e heterogêneo (GILSINN; LEE, 2001). Cada fabricante utiliza tecnologias e padrões de comunicação de acordo com seus interesses ou facilidades. Essa falta de padronização dificulta a implementação de rede de transdutores sem fios nas mais diversas aplicações.

Para reduzir os riscos para usuários e empresas foi proposta a norma IEEE1451.5 – *Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Wireless Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats*. Essa norma estabelece um padrão de acesso a transdutores por uma interface de comunicação sem fio (IEEE, 2007b). Também estabelece métodos e formatos de dados baseado em *TEDS* para o acesso de dados dos transdutores remotamente localizados.

Dentre os protocolos de comunicação aprovados para a norma IEEE1451.5, foram adotados as tecnologias IEEE802.11 (*WiFi*), IEEE802.15.1 (*Bluetooth*), IEEE802.15.4 e *ZigBee* (IEEE, 2007) (CORSO; BECARI, 2006). Também foram reservadas possibilidades de incorporação de outros protocolos de comunicação, como é o caso do IEEE802.15.3 *Ultra-Wide Band (UWB)*, IEEE802.16 (*WiMax*), entre outros.

A principal característica do protocolo é a introdução do conceito de *Wireless Transducer Interface Module (WTIM)*. Esses módulos microprocessados que possuem uma interface sem fio acoplada com condicionadores de sinais, conversores analógico-digitais e/ou digital-analógicos e transdutores.

Por ser uma norma proposta recentemente, já há conformidade com a norma IEEE1451.0, com isso é possível constatar a mesma padronização dos dados armazenados no *TEDS*. A norma IEEE1451.5 também possui um *NCAP*, que permite uma interface transparente entre os transdutores e a rede de controle. Através dele é

possível integrar os transdutores sem fio às redes de controle já existentes (TANI, 2006).

Dentre suas especificidades o IEEE1451.5 define o *PHY TEDS*, descrevendo a interface física de comunicação e suas propriedades. Ou seja, qual o tipo de sistema de rádio frequência realiza a comunicação entre o *WTIM* e o módulo de rede *NCAP*, sua máxima banda de transmissão, entre outras características de transmissão.

2.2.8 IEEE1451.6

A norma IEEE1451.6 – *Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators – A high-speed CANopen based Transducer Network Interface for Intrinsically Safe and non-Intrinsically Safe application* – tem como objetivo estabelecer uma interface de comunicação entre o *NCAP* e o módulo transdutor através de um barramento *CANopen*. O padrão define o uso de *TEDS* baseado no protocolo IEEE1451.0. Esses são mapeados no dicionário de entrada *CANopen* assim como as mensagens de comunicação, os parâmetros de configuração e a informação de diagnóstico (IEEE, 2010b).

A escolha do barramento *CANopen* tem como vantagens uma comunicação segura, a disponibilidade de dispositivos comerciais já existentes e a demanda do mercado estabelecido (TANI, 2006). Além disso, o padrão IEEE1451.6 tem como principais aplicações transdutores utilizados em controladores de malha fechada para operação em ambientes de rede com múltiplos níveis de controle.

2.2.9 IEEE1451.7

Não há atualmente nenhum padrão de interface aberta entre transdutores e sistemas de Identificação por Rádio Frequência (*RFID*). Cada fabricante desenvolve sua própria interface, sem nenhuma padronização.

Para reverter essa situação o IEEE vem desenvolvendo o protocolo IEEE1451.7 - *Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators* -

Transducers to Radio Frequency Identification (RFID) Systems Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet Formats, que define métodos de interface de comunicação e formatação de dados que facilitam a comunicação entre sistemas de identificação e *tags* inteligentes (aqueles que possuem sensores integrados) com seus controladores de rede (IEEE, 2009). Até o momento essa norma ainda não foi concluída.

2.3 IMPLEMENTAÇÕES E *FRAMEWORKS* DO IEEE1451

Retomando o tema acerca do protocolo IEEE1451, faz-se necessário citar alguns trabalhos e referências desenvolvidas nos últimos anos. Durante a história do padrão IEEE1451 houve mudanças de rumo em relação a algumas de suas normas. Muito das pesquisas iniciais foram destinadas a implementações e discussões acerca dos padrões IEEE1451.1 e IEEE1451.2. Tais normas tiveram seus grupos de trabalho selecionados em Setembro de 1994.

A proposta inicial de criar uma interface comum de comunicação para transdutores inteligentes originou as normas: IEEE1451.2-1997, que englobava uma interface de comunicação de 10 fios (*TII*) e a utilização de memórias descritivas *TEDS*; e a norma IEEE1451.1-1999, que possuía um modelo de programação orientado a objeto para representar um transdutor inteligente genérico.

Em 2002, o grupo de trabalho responsável pelo desenvolvimento da IEEE1451.2 se reuniu para dar início ao processo de reavaliação da norma. Considerando as necessidades da indústria e a opinião do mercado, foram sugeridas algumas alterações para essa norma, sendo a mais importante a simplificação da interface *TII* e a alteração de alguns campos do *TEDS*. Soluções mais simples e menos custosas foram propostas, como interfaces seriais *RS-232*, *RS-485*, ou *USB*.

Em relação à norma IEEE1451.1, a partir de 2007 ela foi substituída pela norma IEEE1451.0. Essa modificação teve o intuito de padronizar o *TEDS* e as interfaces internas da família IEEE1451 (TANI, 2006). Contudo apesar de

substituída, alguns trabalhos ainda citam a norma IEEE1451.1 como uma das interfaces de comunicação para acesso a transdutores (SONG; LEE, 2008b) (YONGPING; YUN; ZHIJIA, 2007).

Uma implementação do IEEE1451.1 anterior a norma IEEE1451.0 é a *Java Distributed Data Acquisition and Control*. A *JDDAC* compreende um conjunto de *APIs open source* que permite a conexão de aplicações em Java com sistemas de instrumentação que seguem as normas IEEE1451, em específico as normas IEEE1451.1, já citada, e a IEEE1451.2.

O *JDDAC* define métodos para descrever o dispositivo final do sistema de instrumentação, indicando como eles e os dados gerados podem ser tratados por uma aplicação Java. Essas abstrações reduzem o tempo de desenvolvimento, pois evitam a necessidade de se desenvolver um sistema a partir de *API's* de baixo nível, como por exemplo, as que tratam da comunicação serial. Entre as *API's* estão: *Java Transducer API*, *Java Measurement Calculus API*, *Java Measurement Dataflow API* e *Java Precision Clock Synchronization API* (OLIVERIA, 2005).

Outros *frameworks*, aplicações semicompletas e reutilizáveis, anteriores a IEEE1451.0 foram desenvolvidos, em sua maioria no NIST, entretanto se mostraram mais como provas de conceito e de *software*, pois apenas as características básicas das normas eram implementadas para demonstração das capacidades que permitem a integração e interoperabilidade entre diferentes redes. Entre alguns exemplos estão os módulos projetados por: Song e Lee (2004) e Viegas, Pereira e Silva (2005) (2007).

Implementações que utilizam a norma IEEE1451.0 são ainda em pequeno número. Wobschall (2008a) menciona aplicações da norma em projetos de monitoração de sensores de gases (WOBSCHALL, 2006), monitoração de ventilação em ambientes condicionados (WOBSCHALL, 2001) e aplicações com interface *Wifi* utilizando integração das normas IEEE1451.0 e IEEE1451.5 (SONG; LEE, 2007). Tal fato, demonstra que poucas pesquisas foram realizadas na aplicação do IEEE1451 a problemas reais e aplicações específicas.

2.4 MÉTODOS DE ACESSO REMOTO - *WEB SERVICES*

Como mencionado em Alonso (2004) o termo *Web Services* é utilizado com muita frequência, entretanto nem sempre com o mesmo significado. A priori, pode-se definir *Web Services* como uma tecnologia de sistemas distribuídos com arquitetura orientada a serviços *Service-Oriented Architecture (SOA)* (OLIVEIRA, 2005). Uma segunda definição proposta por Kreger (2001) define *Web Services* como uma interface que descreve uma coleção de operações que são acessíveis pela rede, através de mensagens *XML* padronizadas.

Um *Web Service*, na prática, é uma maneira de padronizar e integrar aplicações *Web* através de novos conceitos de interoperabilidade como a linguagem *Extensible Markup Language (XML)*, o protocolo *Simple Object Access Protocol (SOAP)*, o descritor *Web Services Description Language (WSDL)* e o diretório *Universal Description, Discovery and Integration (UDDI)*. Esses sistemas surgiram como uma evolução dos modelos de computação distribuída, dentre os quais são elencados o *Remote Method Invocation (RMI)*, o *Distributed Component Object Model (DCOM)* e o *Common Object Request Broker Architecture (CORBA)*. Essas tecnologias tiveram sucesso na integração de *softwares* em ambientes de redes locais e homogêneas (GOMES, 2009). A evolução dessas tecnologias é contemplada pelos *Web Services*, capazes de trabalhar em ambientes heterogêneos.

A tecnologia *Web Services* permite que uma aplicação invoque outra para efetuar desde tarefas simples até complexas, mesmo que as duas aplicações estejam em sistemas diferentes e escritas em linguagens diferentes. Entre outras características dessa tecnologia estão: disponibilidade de serviços, descrição de identificação, localização de serviços, interoperabilidade entre sistemas operacionais e linguagens de programação, além da padronização gerenciada pela *World Wide Web Consortium (W3C)*, o que reduz a heterogeneidade (ARRUDA JR., 2003) (ALONSO et al., 2004).

2.4.1 Arquitetura de *Web Services*

Uma arquitetura de *Web Services* é baseada na interação de um Provedor de Serviços, um Consumidor de Serviços e um Registro de Serviços. Esses elementos estabelecem entre si operações de publicação, pesquisa e ligação. Tais blocos de um *Web Service* são descritos abaixo e seu funcionamento é detalhado na figura 2.8.

- **Provedor de Serviços (*Service Provider*)** – É o elemento que cria o *Web Service*, além de descrever, registrar e publicar os serviços para o cliente.
- **Consumidor de Serviços (*Service Requester*)** – Qualquer aplicação que utilize um *Web Service* criado por um Provedor de Serviços é considerada um Consumidor de Serviços, numa palavra, um cliente. Isso é realizado a partir da descrição disponibilizada, o que possibilita ao consumidor obter o mecanismo para ligação com o *Web Service*.
- **Registro de Serviços (*Service Registry*)** – É um repositório no qual são registradas e publicadas as informações dos serviços.

Figura 2.8 – Modelo de aplicação de *Web Services*. Adaptado de Gomes (2009).

Sobre a arquitetura apresentada na figura 2.8 são realizadas três operações que definem um *Web Service*: Pesquisa (*Discover*), Publicação (*Publish*) e Ligação (*Bind*).

A Publicação da descrição de serviço disponibiliza informações no Servidor de Registro. Pois para que esse *Web Service* seja acessado por algum cliente seu *WSDL* deve estar disponível. Essa operação está marcada pelo item 1 da figura 2.8.

Na Pesquisa, o Consumidor de Serviços obtém a descrição do serviço consultando o Registro dos Serviços. Este registro é realizado através de um serviço de registros padrão, o *UDDI*, que armazena os detalhes dos *Web Services* disponibilizados, como descrito através da operação 2 da figura 2.8. Em alguns casos de *Web Services*, a figura do *UDDI* não existe, o que permite a comunicação entre o cliente e o provedor sem intermediações.

Por último, na Ligação o Consumidor de Serviços invoca a interação com o serviço em tempo de execução a partir dos detalhes obtidos na descrição do serviço, em outras palavras, o *Uniform Resource Identifier (URI)*. Assim o Consumidor obtém o arquivo *WSDL* (operação 3) e, em seguida, efetiva a utilização do *Web Service* desejado. Essa operação é realizada através do protocolo padrão de aplicações *SOAP* que permite a troca de informações entre as aplicações através da linguagem *XML*, representada pela operação 4 da figura 2.8.

Na troca de informações, o cliente faz chamadas ao *Web Service* através do seu *URI*. Nessas chamadas há o envio de solicitações no formato *XML*. Ao receber essa requisição o *Web Service* responde ao cliente também através do mesmo formato.

2.4.2 Camadas de *Web Services*

As operações de Publicação, Pesquisa e Ligação podem ser representadas através de uma pilha de camadas demonstrada pela figura 2.9. Nesse diagrama ficam destacados os serviços e inter-relacionamentos estabelecidos por um conjunto de protocolos e linguagens.

A camada de transporte define os mecanismos de comunicação responsáveis pelo transporte de dados entre os aplicativos. São exemplos de tecnologias usados nessa camada: *Hypertext Transfer Protocol (HTTP)*, *File Transfer Protocol (FTP)* e *Simple Mail Transport Protocol (SMTP)*.

Figura 2.9 – Estrutura em camadas de um *Web Service*.

A camada de mensagens *XML* corresponde ao modo de transferência de informação. Através da padronização da semântica das mensagens por meio da linguagem *XML* é possível definir um mecanismo interoperável para troca de mensagens em *Web Services*. O protocolo *SOAP*, tecnologia dessa camada, define o padrão de codificação para a troca de mensagens entre aplicações, independentemente do sistema operacional e linguagem de programação.

A Descrição de Serviços fornece um mecanismo ao Provedor de Serviços a fim de descrever as funcionalidades proporcionadas pelos *Web Services*. Nessa camada é utilizada a descrição *WSDL* para detalhar todas as características de cada chamada ou operação. Entre suas funcionalidades estão: a definição dos métodos presentes no serviço e seus parâmetros de entrada e saída.

Por último, as informações disponíveis no *Web Service* são publicadas pelo Provedor de Serviços em um registro central, disponível aos Consumidores de Serviços. O registro central, responsável por armazenar serviços e informações relacionadas ao negócio, é realizado através do padrão *UDDI*. Nesse diretório, os

Provedores e Consumidores dos Serviços publicam e recuperam as informações desejadas.

2.4.3 Tecnologias de *Web Services*

Para melhor compreender as tecnologias que estruturam o funcionamento dos *Web Services*, faz-se uma breve descrição dos conceitos de *XML*, *SOAP*, *WSDL* e *UDDI*.

2.4.3.1 *XML*

XML é uma linguagem de marcação de dados (*meta-markup language*) (OLIVEIRA, 2005). O *XML* possibilita a definição de um número infinito de marcadores ou delimitadores (*tags*). Em contraponto à linguagem descritiva *HTML*, cujos marcadores são utilizados para definir a formatação de caracteres e parágrafos, no *XML* é possível criar um sistema para dados estruturados.

Pode-se exemplificar uma estrutura de dados *XML* a partir de uma identificação de um sensor:

```
<sensor>
  <name>Temperatura</name>
  <data>Celsius</data>
  <manufacturer>gSIM-LME-USP</manufacturer>
</sensor>
```

Esse exemplo apresenta a descrição de um sensor de temperatura, que transmite seus dados na escala “Celsius” e possui como fabricante o grupo “gSIM-LME-USP”. Dessa forma, é confirmada a facilidade da utilização da linguagem *XML* para descrição e transmissão de informações.

2.4.3.2 SOAP

SOAP é um protocolo que possibilita a comunicação entre *Web Services*. Esse padrão permite a troca de informação e dados através de objetos criados em diversas linguagens de programação. Esse mecanismo cria um ambiente de processamento distribuído e descentralizado (MITRA; LAFON, 2009).

O servidor *SOAP* tem a habilidade de construir e analisar mensagens, além de transmiti-las através da rede. Como foi brevemente falado no subcapítulo anterior, a aplicação do cliente invoca a operação do *Web Service*, que interage, ao mesmo tempo, com um protocolo de dados subjacente como, por exemplo, o *HTTP*. Ao chegar ao servidor *SOAP*, a mensagem é convertida em objetos de uma linguagem de programação, na qual está escrito o *Web Service*. O programa, então, executa o serviço e envia a resposta ao servidor *SOAP*, que codifica e redireciona ao cliente do serviço (KREGER, 2001).

Uma mensagem *SOAP* é composta por: um elemento de identificação (Envelope), um cabeçalho opcional com informações processáveis pelos nós intermediários (*Header*), um corpo com a mensagem a ser transmitida (*Body*) e um elemento de informação sobre falhas de processamento de mensagens (*Fault*). O *SOAP* define uma convenção para representar requisições e respostas. O corpo de uma mensagem de requisição inclui uma chamada de procedimento, especificando o nome do procedimento a ser invocado e seus parâmetros de entrada. Enquanto que o corpo da mensagem de resposta inclui o resultado e os parâmetros de saída.

2.4.3.3 WSDL

O *WSDL* é um formato *XML* que proporciona uma descrição do *Web Service* processável por máquina (CHINNICI et al., 2010). Um documento *WSDL* além de descrever a funcionalidade, provê um ponto de acesso para Consumidores de Serviços. Uma descrição *WSDL* completa inclui dois tipos de informação: uma interface de serviço e detalhes da descrição de serviço.

A interface compreende um conjunto de operações realizadas por um serviço. Essa operação se inicia através de mensagens abstratas, que posteriormente são associadas a um protocolo de comunicação. É a partir das mensagens recebidas e enviadas por um *Web Service* que o serviço é descrito em *WSDL*.

A parte abstrata de uma descrição de serviço *WSDL* compreende:

- *portType*: que consiste em uma coleção de operações de *Web Services*.
- *operation*: define a funcionalidade de troca de mensagens.
- *message*: representa os dados enviados em uma transmissão de mensagem.
- *types*: representa os tipos de dados empregados pelo serviço.

Os elementos *WSDL* que compõem a parte concreta de uma descrição de serviço são:

- *binding*: especifica o estilo de interação e o protocolo de comunicações para um elemento *portType*.
- *port*: combina informações de ligação com um ponto de acesso especificado por uma *URL*.
- *service*: conjunto de elementos *port*.

2.4.3.4 *UDDI*

A *UDDI* disponibiliza um repositório de descrições de *Web Services*. Esse padrão oferece aos Consumidores de Serviços um mecanismo para localizar provedores, serviços e informações para acesso. Essa infraestrutura integra tanto a informação em ambiente de *Web Services* como os serviços expostos internamente.

Um diretório *UDDI* compreende dados sobre os seguintes itens: o Provedor de Serviços, a especificação de serviço e a implementação de serviço. Um mapeamento entre elementos *WSDL* e elementos *UDDI* para a publicação de serviços é demonstrado na tabela 2.1 (OLIVEIRA, 2005).

Tabela 2.1 – Mapeamento entre elementos *WSDL* e elementos *UDDI*.

Elemento WSDL	Elemento UDDI
<i>service</i>	<i>businessService</i>
<i>port e binding</i>	<i>bindingTemplate</i>
<i>portType</i>	<i>tModel</i>
<i>binding</i>	<i>tModel</i>

O elemento *businessService* contém o nome do serviço especificado. Também inclui o identificador do provedor do serviço e um elemento de *bindingTemplate*, que contém informações sobre a implementação do serviço. O emprego do *tModel* permite a utilização do *UDDI* para representar dados e metadados sobre serviços e entidades. A partir da tabela 2.1, mostra-se que as referências de *portType* e *binding* são armazenadas nessa estrutura.

2.5 ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA CARDIOVASCULAR

O sistema cardiovascular humano é composto pelo coração, vasos arteriais, sistema tubular trocador, vasos venosos e vasos linfáticos. Sua principal função é a de fornecimento do fluxo sanguíneo, de modo a garantir a condução e a distribuição de nutrientes e oxigênio (O_2), além da remoção de resíduos do metabolismo celular e de gás carbônico (CO_2) dos tecidos do organismo humano.

Localizado obliquamente no mediastino médio na cavidade torácica, o coração humano é o órgão responsável pelo bombeamento de sangue para todo o corpo. O coração é dividido em quatro câmaras, as duas superiores são os átrios e as duas inferiores são os ventrículos. Os átrios recebem o sangue que flui das veias. O átrio direito recebe o sangue venoso trazido pela veia cava superior e inferior. Já o átrio esquerdo recebe o sangue oxigenado dos pulmões através das veias pulmonares (GUYTON; HALL, 2006).

Os átrios dão acesso aos ventrículos, que são câmaras expulsoras capazes de impulsionar o sangue através dos pulmões, no caso do ventrículo direito, e do

sistema circulatório periférico, no caso do ventrículo esquerdo. De forma a manter o fluxo sanguíneo através do sistema cardiovascular.

2.5.1 Eletrofisiologia do coração

Uma característica importante da musculatura cardíaca é que ela é eletrogênica, podendo gerar potenciais de ação em qualquer de suas células. O ritmo intrínseco espontâneo gerado pelas células especializadas dos nódulos sinoatrial (SA) e atrioventricular (AV) determinam a atividade de marca-passo cardíaca. No coração, figura 2.10, esse estímulo se origina no nódulo SA e se propaga na forma de ondas elétricas. Esse estímulo se difunde até o nódulo AV, que o retém durante um período de tempo, possibilitando que o sangue ejetado pelos átrios penetre nos ventrículos através das valvas AV.

Figura 2.10 – Detalhe das câmaras do coração. Adaptado de Guyton e Hall (2006).

Após a pausa, o estímulo segue pelo feixe de His e seus ramos direito e esquerdo, terminados nas fibras de Purkinje. Essas fibras, por sua vez, estando interligadas às células miocárdicas, realizam a comunicação e controle do

bombeamento cardíaco através do movimento de contração (GUYTON; HALL, 2006).

Todo o processo de bombeamento tem como origem as correntes eletrolíticas de íons de sódio (Na^+), de cálcio (Ca^{2+}) e de potássio (K^+) que geram ciclos de despolarização e repolarização das células miocárdicas. Essas na fase de repouso apresentam cargas positivas no seu lado externo e cargas negativas no seu interior. Ao receber um estímulo elétrico as cargas negativas tornam-se positivas. O efeito dessa despolarização é a contração da fibra miocárdica. Por outro lado, a repolarização restabelece o estado original das cargas negativas no interior das células, restabelecendo a possibilidade das fibras se contraírem novamente.

2.5.2 Eletrocardiograma: medidas, monitorização e diagnóstico

Todos os impulsos elétricos que surgem na estimulação do coração e nas fases de repouso e recuperação podem ser registrados através do eletrocardiograma. A medida desse parâmetro fisiológico teve início com Willem Einthoven, cujo trabalho foi desenvolver um monitor não invasivo a partir de um galvanômetro de corda. Com esse instrumento Einthoven foi capaz de medir diferenças de potencial entre as extremidades do corpo humano imersas em soluções salinas. Desde então o registro do eletrocardiograma permitiu monitorar o funcionamento do coração e realizar o diagnóstico de cardiopatias, distúrbios ou estados mórbidos.

Segundo Guyton e Hall (2006) o eletrocardiograma normal é composto pela onda P, pelo complexo QRS e pela onda T, como pode ser visto na figura 2.11. Essas formas de onda que representam os impulsos elétricos ao longo do coração estão ligadas aos diferentes eventos mecânicos da atividade cardíaca.

A onda P representa o potencial elétrico gerado pela despolarização do átrio direito. Essa curva marca o início do batimento cardíaco. Após a onda P há um pequeno isoelétrico que corresponde ao atraso do nó atrioventricular. Nesse mesmo sinal, o complexo QRS está relacionado à despolarização dos ventrículos e ao início

da contração ventricular. Por último, a onda T é decorrente da repolarização ventricular, que permite aos ventrículos se recuperarem do estado de despolarização.

O eletrocardiograma normal, quando medido através de eletrodos nos dois braços, à maneira de Einthoven, possui forma de onda similar à apresentada na figura 2.11. Nesse sinal, nota-se que a tensão do complexo QRS se aproxima de 1mV do pico da onda R até o vale da onda S, de 0,1 a 0,3mV do pico da onda P até a referência e de 0,2 a 0,3mV do pico da onda T até a referência.

Figura 2.11 – Eletrocardiograma normal. Adaptado de Guyton e Hall (2006).

Outra medida que pode ser inferida é a frequência cardíaca. Essa frequência corresponde ao intervalo temporal entre dois batimentos sucessivos. Em um eletrocardiograma normal esse tempo é de aproximadamente 0,83s, o que corresponde a 72 batimentos por minuto. Desse tempo total, a onda P corresponde a aproximadamente 0,1s, valor esse que varia com a idade. O intervalo P-R pode variar entre 0,12 a 0,2s, assim como o complexo QRS entre 0,06 a 0,1s. Ao final do sinal o intervalo Q-T tem aproximadamente 0,35s (GUYTON; HALL, 2006).

Outra característica do sinal de eletrocardiograma decorre da sua análise espectral no qual se pode analisar valores significativos dentro da faixa de 0,01Hz à 250Hz. Essa banda é utilizada, principalmente, em instrumentos de diagnóstico médico (BAILEY; BERTSON; GARSON, 1990). Em equipamentos de simples monitoração a faixa de frequência amostrada fica entre 0,5Hz e 50Hz, sendo realçada as frequências próximas a 17Hz, que indicam o conteúdo do pico da onda R.

Dentro dos diagnósticos factíveis com a análise do eletrocardiograma podem ser citados: variações do ritmo cardíaco, como, por exemplo, batimentos irregulares causados por arritmias. Também são verificáveis extra-sístoles (impulsos elétricos que aparecem antes do tempo), pausas (batimento de escape e parada sinusal), taquicardias (ritmo rápido regular ou irregular), bloqueios (no nó sinusal, no nódulo AV, e nos ramos do feixe de His), entre outros.

2.5.3 Derivações eletrocardiográficas

Os sinais de um eletrocardiograma podem ser obtidos através de eletrodos não invasivos, ou de superfície. Esses eletrodos podem ser ativos ou passivos. Para eletrocardiografia são utilizados, especialmente, eletrodos passivos revestidos com cloreto de prata (Ag-AgCl), que possuem sensibilidade para sinais de até 500Hz com tensões entre 50 μ V a 5mV (ORTOLAN, 2002).

Os eletrodos são posicionados no paciente de acordo com as derivações eletrocardiográficas. Essas derivações possibilitam verificar o impulso elétrico em determinadas direções e sentidos. Além disso, são definidas a partir da posição dos eletrodos, que podem estar no plano frontal, a constituir as derivações periféricas, ou no plano horizontal (transversal) formando as derivações precordiais. Os eletrocardiógrafos podem registrar 1, 3, 6 ou até as 12 derivações de uma só vez.

As derivações periféricas são realizadas através de um eletrodo no braço direito, outro no braço esquerdo e, finalmente, na perna esquerda. As derivações periféricas bipolares são constituídas da derivação D1, com um eletrodo no braço direito (pólo negativo) e outro no braço esquerdo (pólo positivo); da derivação D2,

com um eletrodo no punho direito (pólo negativo) e outro no tornozelo esquerdo (pólo positivo); e da derivação D3, com um eletrodo no punho esquerdo (pólo negativo) e outro no tornozelo esquerdo (pólo positivo). Essas derivações podem ser vistas na figura 2.12.

Figura 2.12 – Derivações eletrocardiográficas (IVLINE, 2011).

As derivações periféricas unipolares também são realizadas com eletrodos nos membros, contudo dois eletrodos são ligados ao terminal negativo do eletrocardiógrafo. O terceiro eletrodo, terminal positivo, é conectado ao braço

direito, no caso da derivação aVR; no braço esquerdo, na derivação aVL; e na perna esquerda, na derivação aVF.

Já as derivações precordiais são realizadas através de seis eletrodos positivos que se fixam sobre o tórax do paciente. Os eletrodos V₁, V₂, V₃, V₄, V₅ e V₆ correspondem a pontos bem definidos da topografia do coração. Através de cada derivação são medidos os potenciais elétricos da musculatura cardíaca imediatamente abaixo do eletrodo (GUYTON; HALL, 2006). A figura 2.12 apresenta as doze derivações do eletrocardiograma padrão.

2.6 FISILOGIA ARTICULAR

A articulação humana é constituída pela coaptação de dois ou mais ossos com o auxílio de músculos esqueléticos, por ligamentos e pela cápsula articular. A partir dessa estrutura o ser humano é capaz de movimentar e articular seus membros em diferentes ângulos e graus de liberdades. Um parâmetro para avaliar a dinâmica desse movimento é a Amplitude de Movimento (ADM). Através dessa medida é possível acompanhar a reabilitação funcional dos movimentos ativos e passivos de um membro.

Tal acompanhamento auxilia nos processos de reabilitação fisioterápicos conhecidos como cinesioterapia⁶. Além disso, permite analisar os movimentos durante práticas esportivas. Para tanto são utilizados goniômetros como instrumentos de medição de ADM. Esses equipamentos medem a amplitude angular ou inclinação realizada por cada articulação, de modo a informar quantitativamente a evolução de um tratamento em fisioterapia, ou a melhoria do desempenho de atletas.

Em especial, a medida de amplitude de movimento dos membros superiores é de extrema relevância na recuperação de doenças articulares, musculares ou sistêmicas; agressões traumáticas ou cirúrgicas; e imobilização ou inatividade. São exemplos dessas doenças a osteoartrite, a bursite e a tendinite (SOARES et al., 2010).

⁶ Cinesioterapia (do grego *kinesis*, movimento e *therapeia*, terapia).

2.6.1 Membro superior

O membro superior é formado pelo braço, antebraço, punho e mão. O braço é constituído pelo úmero, que se articula no cotovelo com os ossos do antebraço. O antebraço, por sua vez, é formado por dois ossos: o rádio e a ulna. A mão é constituída pelos ossos do carpo, que formam o punho; pelo metacarpo, que forma a palma da mão; e pelos dedos.

Em fisioterapia os movimentos são classificados em ativos ou passivos. No primeiro caso, os movimentos ocorrem por contração dos músculos que cruzam a articulação, já no segundo, a contração ocorre devido a uma força externa aplicada. Os principais tipos de movimentos realizados são: flexão, extensão, rotação, adução e abdução.

No membro superior esses movimentos ocorrerem no ombro, cotovelo e punho. O ombro é a articulação que possui maior mobilidade, pois apresenta quatro graus de liberdade. Através dessa mobilidade o ombro permite os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução. Esses movimentos estão na figura 2.13.

Figura 2.13 – Movimentos realizados pelo ombro. Adaptado de Lippert (2006).

Já o cotovelo permite duas articulações: a flexão-extensão e a prono-supinação, como apresentado na figura 2.14. Na fisiologia articular o movimento de levar o antebraço para frente é chamado flexão e o movimento de levar o antebraço para trás é denominado extensão. A amplitude desses movimentos varia, tipicamente, entre 20 e 180°. A prono-supinação do cotovelo corresponde ao movimento de rotação do antebraço ao redor de seu eixo longitudinal (KAPANDJI, 2007).

Os movimentos de prono-supinação devem ser avaliados tendo como referência o cotovelo flexionado a 90° e o braço próximo ao corpo. A supinação ocorre quando a palma da mão está voltada para cima e o polegar é direcionado para fora, sua amplitude é de 90°. Enquanto isso, a pronação ocorre quando a palma da mão está direcionada para baixo e o polegar voltado para dentro, sua amplitude angular é de aproximadamente 85° (SOARES et al., 2010). A figura 2.14 representa esquematicamente os movimentos (KAPANDJI, 2007).

Figura 2.14 – Movimentos realizados pelo cotovelo. Adaptado de Lippert (2006).

Ainda nos membros superiores, destaca-se o complexo do punho. Esse possui quatro tipos de movimentos: flexão e extensão do punho, além do desvio ulnar e desvio radial, todos esses representados pela figura 2.15.

Figura 2.15 – Movimentos realizados pelo punho. Adaptado de Lippert (2006).

Para melhorar a mensuração desses movimentos, atualmente, são utilizados goniômetros eletrônicos. Nesses a medida de ADM é convertida em um sinal elétrico por meio de um transdutor, que pode ser um extensômetro, acelerômetro, ou potenciômetro, entre outros. A utilização de eletrogoniômetros minimiza erros sistemáticos, principalmente, relacionados ao posicionamento do instrumento no paciente (ELVERU et al., 1988) (SOARES et al., 2010).

3 DESENVOLVIMENTO DOS NÓS BIOMÉDICOS UTILIZANDO O PROTOCOLO IEEE1451

Nesse capítulo é apresentada a arquitetura da rede de sensores biomédicos utilizando o protocolo IEEE1451. Para tanto são demonstrados: o projeto de um circuito condicionador de biopotenciais, a seleção de acelerômetros para medição de amplitude de movimento, a definição dos sistemas embarcados microcontrolados, além do estudo, adaptação e seleção de funcionalidades da norma IEEE1451 e sua interface com a *Internet*. Com isso são delimitados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento e integração do projeto em questão.

3.1 Arquitetura da rede de sensores

A priori, a arquitetura da rede de sensores biomédicos IEEE1451 foi dividida em três etapas: o projeto do sensoriamento de sinais de eletrocardiografia (ECG) e de ADM, que representam as aplicações de engenharia biomédica; o sistema embarcado microcontrolado que realizou a aquisição e o condicionamento de sinais, além de efetuar a interface entre sensores e o computador local através do protocolo IEEE1451; por último, a disponibilização dos dados coletados através de um *Web Service*. Essa configuração está apresentada na figura 3.1.

Da arquitetura proposta na figura 3.1, primeiramente, verificam-se duas aplicações para desenvolvimento da rede de sensores IEEE1451. A primeira um circuito de aquisição de biopotenciais. Nessa aplicação foi amostrado o sinal de ECG e em seguida calculou-se o valor da frequência cardíaca do paciente. A outra aplicação está ligada à utilização de inclinômetros para acompanhamento médico no tratamento fisioterápico. Esse sensor realizou medidas de extensão e flexão do cotovelo, através de dois acelerômetros alocados junto ao braço e antebraço do paciente.

A aquisição de sinais de ECG foi executada por um microcontrolador *AVR* ATmega8535 (ANEXO A). Esse microprocessador adicionado de periféricos e

memórias, além de amostrar o sinal, efetuou seu condicionamento e processamento. A transmissão do sinal a um computador local foi implementada por uma rede *Wifi* (IEEE802.11b/g) através do módulo *WiFly GSX* (ANEXO B). O grupo formado pelo sensor, microcontrolador e interface sem fio definiu um nó *WTIM*. Nesse módulo foram desenvolvidos e integrados os protocolos IEEE1451.0 e IEEE1451.5 (NEMETH-JOHANNES, 2007) (SONG; LEE, 2006).

Figura 3.1 – Arquitetura da rede de sensores biomédicos utilizando o protocolo IEEE1451.

A segunda aplicação em engenharia biomédica permitiu monitorar a amplitude de movimento realizada pelas articulações do corpo humano. Isso foi possível através da medida de dois acelerômetros *Memsic 2125* (ANEXO D). Os sinais desses sensores foram medidos por um microcontrolador *AT90USB162* (ANEXO C), que por sua vez executou o condicionamento e a transmissão dos dados por uma interface *USB*. Esse nó, composto de sensores e sistema embarcado constituiu o *STIM*. Nesse mesmo circuito foram programados os protocolos IEEE1451.0 e IEEE1451.2 (SONG; LEE, 2008b).

Dentro da arquitetura proposta, o computador que recebeu tanto os dados do nó *WTIM* como os do *STIM* possuiu a função de *NCAP*. Nesse nó foram projetados os protocolos IEEE1451.0, IEEE1451.2 e IEEE1451.5. Ao final do projeto, os dados dos sensores puderam ser visualizados localmente ou remotamente através de um *Web Service* implementado com o *framework Apache Axis2*.

3.2 Condicionamento de biopotenciais

Biopotenciais são potenciais elétricos resultantes dos processos eletroquímicos celulares. Os principais biopotenciais, segundo Webster (1998), são o eletrocardiograma, o eletromiograma e o eletroencefalograma⁷. Como já apresentado, os sinais do ECG estão ligados aos estímulos que originam as contrações do músculo cardíaco. Já os sinais de eletromiografia (EMG) refletem a atividade das fibras musculares e os sinais de eletroencefalografia (EEG) resultam da atividade conjunta de grupos de células nervosas.

O registro e a análise de biopotenciais possibilitam o diagnóstico de doenças e a monitoração durante incursões cirúrgicas. Tal medida não requer cortes de tecidos, nem procedimentos cirúrgicos, somente demanda o correto posicionamento de eletrodos não invasivos, associados a uma instrumentação dedicada de amplificação, filtragem e condicionamento dos sinais. Para realizar esse estágio é necessário conhecer as magnitudes típicas dos biopotenciais, em especial do ECG, objeto de estudo desse trabalho.

Tabela 3.1 – Magnitudes de biopotenciais (WEBSTER, 1998).

Tipo de sinal	Características do sinal
ECG	Tensão: 100 μ V a 4mV
Eletrocardiograma	Largura de banda: 0,01Hz a 250Hz
EMG	Tensão: 100 μ V a 5mV
Eletromiograma	Largura de banda: 0Hz a 2,5kHz
EEG	Tensão: 5 μ V a 300 μ V
Eletroencefalograma	Largura de banda: 0Hz a 150Hz

⁷ O autor também cita, secundariamente, o eletroneurograma (ENG) e o eletroretinograma (ERG).

A tabela 3.1 mostra as características dos biopotenciais. Acerca dos três tipos de sinais apresentados, verifica-se que os sinais apresentam baixa amplitude (diferença de potencial de no máximo 5mV) e faixa de frequências de até 2,5kHz. Devido essas particularidades, a medida de biopotenciais é influenciada por diferentes tipos de ruídos.

As principais fontes são: a interferência do campo elétrico de 50Hz/60Hz (conforme cada país) e suas harmônicas, provenientes da linha de transmissão de energia presente na maioria dos ambientes; a interferência eletromagnética injetada através do acoplamento capacitivo e/ou indutivo dos pares de eletrodos e dos fios; e o “artefato de movimento”, sinal *Direct Current (DC)*, que se forma a partir das cargas estáticas entre eletrodos e o paciente (BRONZINO, 2000).

Essas informações servem como base para o desenvolvimento de um circuito condicionador de biopotenciais capaz, no escopo desse trabalho, de amplificar e filtrar sinais de ECG, com objetivo de obter o batimento cardíaco do paciente, minimizando a influência de interferências externas no sinal.

Embora focado na medida de ECG, esse sistema poderia também ser utilizado em engenharia de reabilitação através de interfaces homem-máquina por meio de sinais de EMG ou de EEG (VEGA, 2010) (GODOI, 2010).

3.2.1 Arquitetura do circuito condicionador de biopotenciais

Posto as dificuldades de tomar medidas de biopotenciais diretamente, faz-se necessário desenvolver um amplificador de biopotenciais com a finalidade de amplificar tensões para níveis adequados de processamento e aquisição digital (na casa de unidade de volts). Além disso, cabe ao circuito atenuar as interferências inerentes ao processo de medição, com o intuito de melhorar a relação sinal ruído. A figura 3.2 descreve em blocos os estágios que compõem o circuito condicionador projetado.

As partes projetadas desse circuito, respectivamente, foram: um amplificador diferencial, um filtro passa-altas, um filtro rejeita-faixas, um filtro passa-baixas e dois estágios de amplificação. O desenvolvimento do circuito condicionador foi dividido em três etapas: o projeto do filtro, que se encarregou de tratar das topologias e equações acerca dos filtros; as simulações dos blocos e a caracterização do protótipo construído. A primeira parte é descrita no texto que se segue, enquanto que os resultados das simulações e caracterizações são detalhados nos subcapítulos 4.1 e 4.2.

Para a tomada de biopotenciais foi efetuada uma medida diferencial dos sinais provenientes de dois eletrodos devidamente alocados nos braços do paciente, utilizando uma derivação periférica bipolar D1. Nessa medida os sinais dos pólos positivo e negativo estão defasados e sofrem a influência de um ruído comum, que uma vez amplificado pode distorcer o sinal original.

Figura 3.2 – Esquema de circuitos para condicionamento de biopotenciais.

Para atenuar a influência de ruídos foi utilizado um amplificador de instrumentação integrado, o AD620 da *Analog Devices*. Esse amplificador diferencial tem como característica uma alta taxa de rejeição em modo comum, ou *Common-Mode Rejection Ratio (CMRR)*⁸, que corresponde à eficiência do amplificador em rejeitar sinais idênticos aplicados, simultaneamente, em suas entradas (SEDRA; SMITH, 2007). Além disso, esse amplificador diferencial permite ganho ajustável de 1 a 1000 através de um único resistor. Esse ganho é expresso na eq.(3.1).

⁸ Para o AD620 o valor de *CMRR* é de 100dB para um ganho mínimo de 10 vezes.

$$A = \frac{49,4k\Omega}{R_G} + 1, \quad (3.1)$$

Para calcular um ganho (A) variável entre 2 e 1000 é necessário um R_G entre os valores de 50Ω e $50k\Omega$, o que foi feito alocando nos terminais desse amplificador um potenciômetro multivoltas com resistência elétrica de $50k\Omega$ em série com uma resistência de 50Ω .

Para os filtros analógicos ativos passa-altas e passa-baixas foi escolhido o projeto a partir da topologia *Sallen-Key* com aproximação *Butterworth*. Sendo o primeiro filtro de 2ª ordem⁹ e o segundo de 4ª ordem, o que torna a transição da banda de passagem para a banda de rejeição mais inclinada nos filtros passa-baixas. A escolha por filtros *Butterworth* teve como objetivo garantir baixa ondulação em banda passante. Outros tipos de filtros como o *Bessel* e o *Chebyshev* priorizam resposta linear de fase e transição estreita, respectivamente (SEDRA; SMITH, 2007).

Figura 3.3 – Esquema do filtro *Butterworth* passa-altas de 2ª ordem.

O projeto do filtro ativo *Butterworth* passa-altas de 2ª ordem com frequência de corte $0,5\text{Hz}$ tem como esquema o circuito apresentado na figura 3.3 (TEXAS, 2002). Dado que a função de transferência geral de filtros passa-altas é representada pela eq.(3.2).

$$A(s) = \frac{A_\infty}{\prod_i \left(1 + \frac{a_i}{s} + \frac{b_i}{s^2} \right)} \quad (3.2)$$

⁹ Para aproximação *Butterworth* a declividade do filtro na faixa de transição varia com 20NdB/década, no qual N corresponde a ordem do filtro.

Tem-se para filtros de 2ª ordem com topologia *Sallen-Key* e ganho unitário tal que $A_\infty = 1$ e $C_1 = C_2 = C$ a form.(3.3).

$$A(s) = \frac{1}{1 + \frac{2}{\omega_c R_1 C} \cdot \frac{1}{s} + \frac{2}{\omega_c^2 R_1 R_2 C^2} \cdot \frac{1}{s^2}}, \quad (3.3)$$

A partir dessa fórmula são encontrados os coeficientes $a_1 = \frac{2}{\omega_c R_1 C}$ e $b_1 = \frac{1}{\omega_c^2 R_1 R_2 C^2}$. Esses coeficientes são tabelados para cada tipo de filtro e ordem (TEXAS, 2002), em específico, para o filtro do tipo *Butterworth* de 2ª ordem os coeficientes são dados por: $a_1 = 1,4142$ e $b_1 = 1$. Para $f_c = 0,5\text{Hz}$ e capacitância fixa igual a 470nF , encontraram-se, aproximadamente $R_1 = 820\text{k}\Omega$ e $R_2 = 470\text{k}\Omega$. Esses valores foram aproximados para possibilitar a utilização de resistores comerciais.

O projeto do filtro ativo *notch* duplo T rejeita-faixas com rejeição em 60Hz foi dado a partir do esquema elétrico apresentado na figura 3.4. Dentre as vantagens de se empregar essa topologia de filtro, é possível citar a utilização de resistores e capacitores, não demandando a presença de indutores e, além disso, a alta seletividade (Q), que representa um índice de mérito de filtros rejeita-faixas, pois quanto maior a seletividade, somente os sinais próximos da frequência de rejeição (f_0) serão atenuados.

Figura 3.4 – Esquema do filtro *notch* duplo T rejeita-faixas.

Adotando para o circuito em questão valores de $R = R_1 = R_2 = 2R_3$ e $C = C_1 = C_2 = \frac{C_3}{2}$, obtêm-se a função de transferência dada pela eq.(3.4) e frequência central dada pela equação 3.5 (SEDRA; SMITH, 2007).

$$A(s) = \frac{s^2 + \omega_o^2}{s^2 + 4\omega_o(1 - \frac{R_5}{R_4 + R_5})s + \omega_o^2} \quad (3.4)$$

$$\omega_o = \frac{1}{RC} \quad (3.5)$$

Dessa forma os valores de seletividade são representados por:

$$Q = \frac{f_o}{f_h - f_l} = \frac{R_4 + R_5}{4R_4} \quad (3.6)$$

Com o valor de $R = R_1 = 120,57k\Omega$ e $R_3 = 60,28k\Omega$, calculou-se a capacitância $C_1 = 22nF$ e $C_3 = 44nF$. Para uma seletividade de $Q = 5,5$, projetou-se os valores de $R_4 = 4,7k\Omega$ e $R_5 = 100k\Omega$. Como os valores de resistores não são encontrados em nenhuma série comercial, foi escolhido o valor de $R_1 = 124k\Omega$ e o valor de R_3 foi obtido através de uma associação paralela de dois resistores de $124k\Omega$, o que equivale a uma resistência elétrica de $62k\Omega$.

O projeto do filtro ativo *Butterworth* passa-baixas de 4ª ordem com frequência de corte 100Hz tem como esquema o circuito da figura 3.5.

Figura 3.5 - Esquema do filtro *Butterworth* passa-baixas de 4ª ordem.

Embora a largura de banda do ECG contemple sinais até 250Hz, Webster (1998) demonstra que uma largura de banda de 100Hz já é suficiente para análises e diagnósticos de ECG. O filtro de 4ª ordem foi obtido através do cascadeamento de dois filtros passa-baixas de 2ª ordem. Dado que a função de transferência geral de filtros passa-baixas é representada pela eq.(3.7).

$$A(s) = \frac{A_o}{\prod_i (1 + a_i s + b_i s^2)} \quad (3.7)$$

Para filtros de 4ª ordem com topologia *Sallen-Key* e ganho $A_o=1$, a form.(3.8) apresenta a função de transferência simplificada.

$$A(s) = \frac{1}{1 + \omega_c C_1 (R_1 + R_2) s + \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2 s^2} \cdot \frac{1}{1 + \omega_c C_3 (R_3 + R_4) s + \omega_c^2 R_3 R_4 C_3 C_4 s^2} \quad (3.8)$$

A partir da equação acima, encontram-se os valores relativos aos coeficientes $a_1 = \omega_c C_1 (R_1 + R_2)$, $b_1 = \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2$, $a_2 = \omega_c C_3 (R_3 + R_4)$ e $b_2 = \omega_c^2 R_3 R_4 C_3 C_4$. Para o filtro do tipo *Butterworth* de 4ª Ordem os coeficientes são tabelados de acordo com: $a_1 = 1,8478$, $b_1 = 1$, $a_2 = 0,7654$ e $b_2 = 1$ (TEXAS, 2002). Dessa forma para o projeto desse filtro passa-baixas com frequência de corte 100Hz, utilizou-se resistência fixa, tal que $R = R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = 39k\Omega$, de forma a encontrar os valores de $C_1 = 37,7nF$, $C_2 = 41,9nF$, $C_3 = 15,6nF$ e $C_4 = 106,6nF$. Para as etapas posteriores de simulação e prototipagem desse circuito foram utilizados os valores comerciais de $R = 39k\Omega$, $C_1 = 39nF$, $C_2 = 46nF$, $C_3 = 12nF$ e $C_4 = 100nF$.

Para a amplificação do sinal foram utilizados dois estágios de amplificadores não inversores conforme a figura 3.6. O primeiro de ganho variável entre 1 e 1000 e o segundo de ganho fixo igual a 10.

Para o primeiro estágio foram calculados os valores de R_1 , R_2 e R_{POT1} de acordo com a equação 3.9. Com isso foram obtidos os valores para A entre 1 e 1000, através da escolha de $R_1 = 100\Omega$, $R_2 = 100\Omega$ e $R_{POT1} = 100k\Omega$.

Figura 3.6 – Esquema dos estágios amplificadores não inversores e somadores.

No segundo estágio, foi projetado um amplificador com ganho constante de 10 através da seleção de $R_5 = 1\text{k}\Omega$ e $R_6 = 9,01\text{k}\Omega$. Além de amplificar esse estágio possibilitou a inserção de um *offset* no sinal através de um circuito somador. Esse circuito foi projetado para ser utilizado em conversores analógico-digital unipolares.

$$V_{saída} = \left[\frac{R_4}{R_3 + R_4} \left(1 + \frac{R_1 + R_{POT1}}{R_2} \right) V_{entrada} + \frac{R_3}{R_3 + R_4} V_{offset} \right] \left(1 + \frac{R_6}{R_5} \right) \quad (3.10)$$

O circuito somador não inversor foi implementado através da escolha de $R_3 = R_4 = 1\text{k}\Omega$ e $R_{POT2} = 1\text{k}\Omega$ de forma a obter uma resposta de tensão dada pela form.(3.10). Sendo que V_{offset} é uma tensão entre V_{cc} e o terra (referência do circuito), que é ajustada através de um divisor de tensão configurada com o potenciômetro R_{POT2} .

Para os filtros passa-altas de 2ª ordem tipo *Butterworth* e rejeita-faixas *notch* duplo T foram utilizados os circuitos integrados (CI) LF353 (*Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier*). Os amplificadores não inversores e somadores, além do filtro passa-baixas de 4ª ordem tipo *Butterworth* foram desenvolvidos utilizando o CI LF347 (*Wide Bandwidth Quad JFET Input Operational Amplifiers*). Os componentes passivos projetados foram prototipados a partir de resistores de precisão de filme vítreo metalizado, de filme metálico e de montagem de superfície,

além de capacitores cerâmicos. Todos esses circuitos foram condicionados em uma caixa metálica para proteção contra interferência eletromagnética.

3.3 Inclinômetros

Para realizar a medida de ADM dos membros superiores, em particular nesse trabalho, o ângulo formado pelos movimentos de flexão e extensão do cotovelo, utilizou-se um sensor de inclinação. Os possíveis dispositivos sensores que são capazes de medir esse parâmetro são: acelerômetros, através de medidas de aceleração estática (gravidade); giroscópios, pela medida de velocidade angular; *encoders*, por medida optoeletrônica; e extensômetros, por medidas de deformação. Todos esses sensores medem indiretamente o ângulo de inclinação, para tanto deve-se realizar uma caracterização específica para que eles correlacionem suas grandezas de saída com a medida de inclinação desejada.

Alguns requisitos foram fundamentais para definir o tipo de sensor a ser utilizado (SOARES et al., 2010). Dentre eles: a facilidade da montagem mecânica do aparato de medida, a sensibilidade do sensor, o circuito para condicionamento do sensor e a facilidade de medida. A partir desses requisitos foi constatado que os acelerômetros integrados atendem às necessidades de um eletrogoniômetro devido seu tamanho reduzido, facilidade de confecção do aparato, além da sua alta sensibilidade e resposta através de grandezas analógicas (tensão) ou digitais (*duty cycle*).

Os dispositivos acelerômetros são Micro-Eleto-Mecânicos (MEMS). Esses sensores podem ser: capacitivos, piezoelétricos, piezoresistivos, magnéticos ou térmicos. Fabricantes como a *Analog Devices*, *Freescale Semiconductor* e a *Honeywell* desenvolvem esses dispositivos utilizando, em larga medida, tecnologias capacitivas e piezoelétricas.

Fugindo à regra, empresas como a *Memsic* utilizam tecnologias a partir de sensores térmicos. Esses acelerômetros apresentam uma massa sísmica suspensa por uma viga em uma cápsula preenchida com um gás condutor térmico. O

funcionamento do acelerômetro se dá através da transferência de calor a termopilhas alocadas em cada eixo do dispositivo, como demonstrado na figura 3.7.

O acelerômetro MX2125 (*Memsic 2125 Dual Axis Accelerometer*) (ANEXO D) é um acelerômetro térmico a gás. Nesse acelerômetro a massa sísmica é o próprio gás, que se desloca dentro da cápsula conforme a aceleração. Esse sensor é capaz de medir faixas de aceleração de $\pm 3g$ em dois eixos. Sua largura de banda é de 17Hz com sensibilidade de $10^{-3}g$.

Figura 3.7 – Esquema de funcionamento do acelerômetro a gás (MEMSIC, 2011).

Para realizar a medida do ângulo da ADM foram empregados dois acelerômetros MX2125. Através da medida da aceleração estática, que ocorre devido ao deslocamento da massa sísmica do sensor conforme a orientação da força gravitacional foi possível medir a inclinação em relação aos eixos x e y de cada sensor. Os acelerômetros apresentados na figura 3.8 por “Sensor 1” e “Sensor 2” apresentam os valores da aceleração estática devido à gravidade. Em condição de repouso são mensuráveis os módulos de G_x e G_y , que guardam a seguinte relação.

$$G_x = G \cdot \sin \theta \quad (3.11)$$

$$G_y = G \cdot \cos \theta \quad (3.12)$$

Figura 3.8 – Medida da inclinação das articulações utilizando acelerômetros.

Para encontrar o valor de amplitude do movimento, partiu-se das equações eq.(3.11) e eq.(3.12) e foram obtidos, para cada sensor, os valores da inclinação respectivos ao braço (θ_1) e antebraço (θ_2) de acordo com a equação 3.13.

$$\theta_1 = \arctg \frac{G_{x_1}}{G_{y_1}} \text{ e } \theta_2 = \arctg \frac{G_{x_2}}{G_{y_2}} \quad (3.13)$$

O valor da amplitude de movimento corresponde à diferença de ângulo entre os sensores, tal como representado na eq.(3.14). Esse valor necessariamente ficará, como visto no subcapítulo 2.6.1, entre 20° e 180°. Posto que esses são os valores típicos de extensão e flexão do cotovelo.

$$ADM = \theta_1 - \theta_2 \quad (3.14)$$

3.4 Sistemas embarcados microcontrolados

Para realizar a amostragem dos sinais dos sensores, seu processamento e transmitir a informação para um computador utilizando o protocolo IEEE1451 foram escolhidos microcontroladores da família AVR, da *Atmel Semiconductor*.

Dentre os possíveis dispositivos de sistemas embarcados, entre eles DSPs (Processador Digital de Sinais), *FPGAs* (*Field-Programmable Gate Array*), *CPLDs* (*Complex Programmable Logic Device*), ou microcontroladores, optou-se por esses últimos devido a seu alto desempenho, facilidade de aprendizado, baixo consumo de energia e baixo custo.

Os microcontroladores são circuitos digitais que possuem microprocessadores adicionados de memórias e periféricos. Esses dispositivos também são conhecidos como “computadores em um único chip”, pois possuem a arquitetura de um computador totalmente embarcada em uma única pastilha. Em específico, os microcontroladores da família AVR possuem 8 *bits*, tecnologia *CMOS* (*Complementary Metal-Oxide-Semiconductor*), arquitetura *RISC* (*Reduced Instruction Set Computing*) com 130 instruções e arquitetura Harvard com barramentos distintos para acesso à memória de programa e para acesso à memória de dados, o que permite ao microcontrolador ser altamente *pipeline*.

Outro fator importante a ser salientado é a disponibilidade de ferramentas gratuitas oferecidas pela *Atmel Semiconductor*. Entre elas estão o ambiente integrado de desenvolvimento AVRStudio 4.0 e o compilador WinAVR que fornece uma versão do GCC (compilador gratuito da linguagem ANSI C) para a arquitetura AVR.

Nesse contexto, decidiu-se por utilizar dois microcontroladores: o AT90USB162 para o desenvolvimento do *STIM* e o ATmega8535 para o desenvolvimento do *WTIM*. O primeiro microcontrolador permitiu a construção de um eletrogoniômetro, pois possui uma interface *USB 2.0 Full-speed Device* integrada ao microprocessador. Para a leitura dos sensores, o AT90USB162 possui dois contadores de tempo (*timer/counter*) com precisão de 8 *bits*.

O segundo microcontrolador atendeu aos requisitos para a construção de um sistema de aquisição de biopotenciais, pois opera com 16 MIPS (Milhões de

instruções por segundo) a uma frequência de *clock* de 16MHz, além disso, conta com 8 canais de conversor analógico-digital com precisão de 10 *bits* e taxa de amostragem de 1000 amostras/segundo¹⁰, atendendo a condição de *Nyquist*¹¹. O ATmega8535 também possui uma interface *UART*, que permite a comunicação com o módulo *Wifly RN-131*, que será discutido posteriormente.

3.4.1 Interface serial *USB*

A interface de comunicação *USB* foi desenvolvida com o intuito de permitir que periféricos se conectem e desconectem de dispositivos sem a necessidade de reiniciar o equipamento. Dentre suas características estão: configuração automática, facilidade de conexão, conexão a quente (*hot plugged & swapping*) e alimentação de periféricos pela própria interface (AXELSON, 2001).

Esse padrão de comunicação foi proposto pela *Intel Corporation* em conjunto com outros fabricantes. Na versão 2.0 é possível obter uma taxa de transmissão de até 480Mbps. Outra peculiaridade dessa interface é a possibilidade de ligação através da topologia em árvore, a possibilitar que uma mesma porta acesse 127 periféricos diferentes.

A funcionalidade de um dispositivo *USB* é definida por sua classe. Essa informação fica armazenada no próprio equipamento e é transmitida ao computador através de três *bytes*: *Base Class*, *SubClass* e *Protocol*. Dentro das possíveis classes que um periférico *USB* pode assumir estão: *Mass Storage* (para dispositivos de memória), *Human Interface Device (HID)* (para teclados, mouses, entre outros) e *Communication Device Class (CDC)* (conexão serial, vídeo, áudio e controlador sem fio).

A vantagem de utilizar o microcontrolador AT90USB162 está na possibilidade de utilizar *APIs* desenvolvidas que disponibilizam uma implementação das classes *Mass Storage*, *CDC* e *HID*. Dessa forma a transmissão de dados através

¹⁰ Valor caracterizado a partir de um programa teste.

¹¹ De acordo com o Teorema de *Nyquist* para amostrar um sinal sem que ocorra rebitamento é necessária uma taxa de amostragem de no mínimo duas vezes o valor da frequência máxima alcançada pelo sinal analógico.

da *USB* para o desenvolvimento de um *STIM* foi obtida através da classe de funcionamento *CDC*, o que garantiu a interação entre esse nó sensor e o *NCAP*.

3.4.2 Interfaces sem fio *Wifi*

O padrão de comunicação para redes locais IEEE802.11, também conhecido como *Ethernet* sem fio, foi proposto em 1995 com o objetivo de acrescentar uma nova camada física ao modelo ISO/OSI. Seu objetivo era estabelecer um padrão para redes locais sem fio (*WLANs*) com taxas de transferência de até *2Mbps* com camada física tanto por rádio frequência como por infravermelho. Em 1999, o IEEE publicou duas extensões ao padrão, conhecidas por 802.11a e 802.11b, que permitiam taxas de transferência de até *54Mbps* e *11Mbps* respectivamente, usando exclusivamente rádio frequência (OLIVEIRA, 2005).

Detalhadamente, o 802.11a utiliza um esquema especial de multiplexação para atingir altas taxas de comunicação, o que tornou impossível a comunicação entre dispositivos 802.11a e 802.11b. A vantagem do padrão 802.11a está no uso em ambientes externos, pois a sua frequência de operação de 5GHz reduz consideravelmente a susceptibilidade à interferências.

O 802.11b opera na frequência de 2,4GHz conhecida como *Industrial, Scientific and Medical (ISM)*. Esta faixa de frequência é aberta para uso em um grande número de países, o que significa que cada dispositivo operando nesta faixa não necessita ser licenciado individualmente. Em 2003, foi lançada a extensão 802.11g, que se popularizou como uma solução substituta ao 802.11b, além de ser compatível com esta extensão também é com a 802.11a. A sua taxa de transmissão pode ser de *54Mbps* ou *11Mbps*, dependendo da compatibilidade adotada (OLIVEIRA, 2005).

Para a construção de redes sem fio é possível diferenciar dois tipos de arquitetura. Aquelas no quais os elementos de uma rede móvel podem se comunicar diretamente (ponto-a-ponto) ou com o suporte de uma infraestrutura. O primeiro tipo

de rede é conhecido como redes *ad-hoc*¹². Esse modelo de arquitetura é muito utilizado em rede de sensores. Por outro lado, a arquitetura de infraestrutura utiliza estações base para interconectar os dispositivos com redes remotas.

Para o desenvolvimento do *WTIM* foi utilizado o módulo embarcado *WiFly GSX*. Esse módulo permitiu a conexão sem fio através do padrão IEEE802.11b/g, transmitindo sinais na frequência de portadora de 2,4GHz. Além disso, esse periférico possui a pilha *TCP/IP* (*Transmission Control Protocol/Internet Protocol*) integrada ao processador embarcado, a permitir a recepção e transmissão dos dados na camada de aplicação. Dessa maneira, com uma simples configuração através da *UART* do microcontrolador ATmega8535, foi factível obter uma conexão sem fio *Wifi* entre o módulo sensor e o módulo de rede. Em outras palavras, entre o *WTIM* e o *NCAP*.

3.5 Desenvolvimento e implementação do IEEE1451.0

Como dito anteriormente, a norma IEEE1451.0 foi proposta com numeração retroativa. Essa escolha teve como objetivo dar suporte a novas interfaces e padronizar a estrutura interna do protocolo IEEE1451. Esse padrão permite que diferentes fabricantes desenvolvam *NCAPs* e *TIMs* de forma interoperável. Ou seja, os propósitos da norma IEEE1451.0 podem ser vistos pelo próprio título: “Padrão para Interface de Transdutores Inteligentes para Sensores e Atuadores – Funções Comuns, Protocolos de Comunicação e Formato do *Transducer Electronic Data Sheet (TEDS)*”¹³.

Ou seja, dentre as finalidades estão: definir tipos de dados, a estrutura das mensagens trocadas entre o *NCAP* e o *TIM*, os comandos de controle, o formato do *TEDS*, as *APIs* disponíveis entre os diferentes blocos do modelo, os modos de operação e transferência que podem ser disponibilizados pelo *TIM*, a descrição das

¹² Do latim: “para esta finalidade”.

¹³ Do original: *Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators – Common Functions, Communication Protocols, and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Format*. Tradução livre.

funções que devem ser realizadas por um *TIM*, além das funções e serviços providos ao *NCAP* através do módulo de comunicação.

Para a integração do IEEE1451.0 ao IEEE1451.2 e IEEE1451.5, faz-se necessário um detalhamento desse padrão. Tal fato é realizado através da especificação de conceitos, modos de operação, comandos e funções (FILHO et al., 2010) (TORRI, 2008).

3.5.1 *TransducerChannel*

Para o IEEE1451.0 o conjunto formado pelos transdutores, os componentes de aquisição e processamento de sinais é chamado de *TransducerChannel*. Cada *TransducerChannel* é associado a um número de identificação de 16 *bits* (de 1 a 65535). Esse valor serve para distinguir os diferentes sensores existentes no mesmo módulo *TIM*. Além disso, permite endereçar os comandos enviados pelo *NCAP*.

Através dessa definição, o IEEE1451.0 demonstra a possibilidade de um único *TIM* conter até 65535 *TransducerChannels* diferentes. Em outras palavras, até 65535 nós sensores conectados a um único *NCAP*. No caso da arquitetura proposta foram utilizados dois *TransducerChannels*, um para o *WTIM* e outro para o *STIM*.

3.5.2 Modos de Operação

O padrão IEEE1451.0 também se ocupa em descrever os modos de operação do *TransducerChannel*. Entre esses modos estão o de amostragem (*sampling*) e o de transmissão (*transmission modes*). Por meio da configuração e seleção desses modos é que se dá a operação dos transdutores.

A amostragem descreve como o *TransducerChannel* efetua a obtenção de dados, no caso de um sensor, ou como os dados recebidos devem ser utilizados pelo atuador. São cinco os modos de amostragem descritos na norma:

- *Trigger-initiated* – O sensor realiza a aquisição de dados assim que recebe um comando de início, disparado pelo *TIM*. O atuador, por outro lado, inicia sua funcionalidade a partir desse mesmo comando.
- *Free-running without pre-trigger* – Na condição de sensor, o *TransducerChannel* lerá os dados de um sensor e logo em seguida esses serão descartados. Somente com a ocorrência de um comando de *trigger*, as leituras passarão a ser armazenadas até que estejam completas para transmissão.
- *Free-running with pre-trigger* – Nesse modo de operação o sensor efetua e armazena as leituras de forma autônoma e contínua, até que um comando do tipo *trigger* seja recebido. Esse modo de operação permite detalhar duas condições de funcionamento descritas abaixo.
 - *Free-running with pre-trigger without buffer enabled* – Quando um conjunto de dados preenche por completo um *buffer*, as próximas leituras são descartadas até que o *TransducerChannel* receba um comando de leitura ou de *trigger*.
 - *Free-running with pre-trigger and buffer enabled* – O *TransducerChannel* permanece continuamente armazenando as informações em *buffers* de memória do sensor. Caso não existam mais *buffers* vazios, as próximas leituras são descartadas até que um *buffer* seja disponibilizado mediante sua leitura.
- *Continuous sampling* – As amostras são armazenadas em um dos *buffers* do sensor somente com o recebimento de um evento inicial. A operação é semelhante ao modo “*free-running without pre-trigger*”, sendo que a diferença está ligada ao fato do *TransducerChannel* não parar de realizar aquisições, mesmo com seu *buffer* cheio.
- *Immediate operation* – Após o recebimento de uma leitura de dados, o *TransducerChannel* efetua a aquisição dos dados dos sensores e responde ao requisito do *NCAP*. No caso de um atuador, os dados de controle recebidos juntos com o comando de escrita são imediatamente utilizados na atuação.

Acerca do modo de transmissão, esse determina como é feita a transferência das informações amostradas ou enviadas entre o *NCAP* e o *TIM*. Os modos que cada *TransducerChannel* podem operar são atribuídos no *TEDS* de cada transdutor e são descritos por:

- *Only when commanded* – O *TransducerChannel* só envia o conjunto de dados em resposta a um comando de leitura.
- *Streaming when a buffer is full* – O transdutor transmite os dados, assim que o conjunto de informação requisitado tenha sido adquirido por completo.
- *Streaming at a fixed interval* – O *TransducerChannel* transmite os dados com uma periodicidade fixa. O número de amostras é determinado a partir da taxa de amostragem e do intervalo de transmissão.

Para o desenvolvimento dos nós sensores biomédicos foram utilizados o modo de amostragem *Immediate operation* e o modo de transmissão *Only when commanded*. Através desses modos de operação permitiu-se ao operador, no caso um médico, requisitar as informações somente no momento em que o paciente estiver com os sensores devidamente colocados. Além disso, esses modos eliminam qualquer tipo de operação redundante ou que demande transmissão de dados desnecessários pela rede, especialmente, quando o operador estiver recebendo remotamente a aquisição de dados.

3.5.3 Especificação do *TEDS*

Os valores do *TEDS* também são padronizados pelo IEEE1451.0. Como dito anteriormente, a principal característica do padrão IEEE1451 é a possibilidade de armazenar um conjunto de informações nos nós transdutores com o intuito de descrever um *TIM* ou um *TransducerChannel*. Essas informações permitem identificar e disponibilizar os dados dos sensores/atuadores de forma única e universal. Alguns *TEDS* podem ser armazenados em lugares distintos ao *TIM*, nesse

caso são chamados *TEDS virtuais*. Entretanto, tais *TEDS* não são tão utilizados como os integrados no próprio sensor.

Há um formato padrão para a construção de *TEDS*. Sua estrutura, apresentada na tabela 3.2, é formada por três campos: o comprimento, os dados e o *checksum*. O *TEDS length* (comprimento), corresponde a um inteiro sem sinal de 32 *bits* (quatro octetos). 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*, a permitir que a informação seja armazenada em forma de octetos ou em forma de texto. Por último, o *checksum* corresponde ao complemento da soma de todos os octetos anteriores, como descrito na eq.(3.15). Esse valor serve para garantir a integridade do dado transmitido.

Tabela 3.2 – Formato do TEDS.

Campo	Descrição	Tipo	Número de Octetos
--	Comprimento	UInt32	4
1 até N	Dados	Variável	Variável
--	<i>Checksum</i>	UInt16	2

$$Checksum = 0xFFFF - \sum_{i=1}^{TotalOctets-2} OctetosTEDS(i) \quad (3.15)$$

Os *TEDS* utilizam no bloco de dados uma estrutura *TLV* (*Type/Length/Value*) formado por três campos com diferentes funcionalidades. Como apresentado na figura 3.9

Figura 3.9 – Formato do TEDS.

O primeiro campo “*Type*” possui um octeto e identifica o início e tipo de um *TLV*. Já o campo “*Length*” representa o número de octetos que constituem o campo “*Value*”. Por fim o campo “*Value*” contém as informações armazenadas nos *TEDS*. 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 3.3.

Tabela 3.3 – *TEDS identification header*.

Campo	Descrição
<i>Type</i>	Identifica a <i>TLV</i> .
<i>Length</i>	Indica que o campo <i>Value</i> possui quatro octetos.
<i>Family</i>	Indica a norma que está sendo representada pelo <i>TEDS</i> . Para <i>TEDS</i> da norma IEEE1451.0 esse campo é indicado com 0. Para <i>PHY TEDS</i> , esse campo é indicado com o número da norma da camada física do sensor.
<i>Class</i>	Identifica qual o tipo do <i>TEDS</i> .
<i>Version</i>	Campo que identifica a versão dos <i>TEDS</i> .
<i>Tuple Length</i>	Indica o número de octetos no campo <i>length</i> de todas as <i>TLVs</i> .

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 IEEE1451, é necessário configurar quatro *TEDS* obrigatórios para todos os *TIMs*. São eles: *Meta TEDS*, *TransducerChannel TEDS*, *User’s Transducer Name TEDS* e *PHY TEDS*. Além dos *TEDS* obrigatórios, a norma possui outros opcionais para a configuração, como apresentados na figura 3.10.

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

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

- *User's Transducer Name TEDS* - Armazena o nome de reconhecimento do *TIM* ou do *TransducerChannel*.
- *PHY TEDS* - Armazena as informações sobre os métodos de acesso ao meio físico específico para a comunicação entre o *TIM* e o *NCAP*.

Figura 3.10 – *TEDS* do IEEE1451.0 (SONG; LEE, 2008).

Embora de grande utilidade, nesse projeto não foi considerado a inclusão dos *TEDS* não obrigatórios. Ou seja, os seguintes *TEDS*: *Calibration TEDS*, *Frequency Response TEDS*, *Transfer Function TEDS*, *Text-based TEDS*, *Command TEDS*, *Identification TEDS*, *Geographic Location TEDS*, *Unit Extension TEDS*, *End User Application Specific TEDS* e *Manufacturer Defined TEDS*.

Do anexo E é possível verificar todos os campos que compõem o *Meta TEDS*. Contudo somente os campos apresentados nas tabelas 3.4 e 3.5 são obrigatórios. Sendo que a tabela 3.4 representa a configuração do *Meta TEDS* para o *STIM* do projeto e a tabela 3.5 representa a configuração do *Meta TEDS* para o *WTIM*. Nessas tabelas é possível verificar o nome de cada campo do *Meta TEDS*, a descrição do funcionamento, o comprimento, o tipo do campo e o conteúdo declarado para a informações do *STIM* e do *WTIM*, respectivamente. Os octetos atribuídos estão representados em hexadecimal, sistema de numeração posicional que representa os números na base 16.

Tabela 3.4 – *Meta TEDS* do *STIM*.

<i>Meta TEDS - STIM</i>				
Campo número	Nome	Descrição	Comprimento do Campo (Bytes)	Tipo do Campo
Informações relacionadas à Estrutura de Dados				
-	<i>Lenght</i>	Número de octetos para descrever o <i>Meta TEDS</i> .	4	U32
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do <i>TEDS</i> .	4	U32
4	<i>UUID</i>	Identificador único do <i>TIM</i> .	10	UUID
Informações de Tempo				
10	<i>OHoldOff</i>	Tempo para resposta de operação de falha.	4	F32
12	<i>TestTime</i>	Autoteste do módulo <i>TIM</i> .	4	F32
Número de <i>TransducerChannels</i> implementados				
13	<i>MaxChan</i>	Quantidade de canais implementados no <i>TIM</i> .	2	U16
-	<i>Checksum</i>	Soma dos Octetos dentro da tabela <i>Meta TEDS</i> .	2	U8

O valor *Lenght* descreve o número de octetos do *Meta TEDS*. Para esse valor são considerados a identificação de *TLV* (12 octetos), somada aos octetos do *Meta TEDS*, no qual se inclui o *Checksum*. Os valores restantes são indicados nos itens seguintes:

- *TEDSID*: os valores configurados são, respectivamente, 0x00, 0x01, 0x01 e 0x01. Esses valores configuram o *TEDS* para a norma IEEE1451.0, com classe *Meta TEDS* e para o formato atualizado da versão IEEE1451.0.
- *UUID*: esse campo é formado pela composição de quatro subcampos (localização, fabricante, ano e tempo). Contudo optou-se em não configurar os valores do *Universal Unique Identifier* para o *STIM* ou para o *WTIM*.
- *OHoldOff*: o valor de tempo de resposta a falha foi colocado em zero, pois essa função não foi utilizada no desenvolvimento dos nós *TIMs*.
- *TestTime*: o valor de autoteste também foi configurado para zero, devido a impossibilidade dos nós sensores realizarem esse procedimento.

- *MaxChan*: devido a utilização de um único *TransducerChannel* para o *STIM* e para o *WTIM*, esse campo foi preenchido com o valor 0x01.
- *Checksum*: valor foi calculado a partir da equação 3.15.

Tabela 3.5 – *Meta TEDS* do *WTIM*.

<i>Meta TEDS - WTIM</i>					
Campo número	Nome	Descrição	Comprimento do Campo (Bytes)	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
Informações relacionadas à Estrutura de Dados					
-	<i>Lenght</i>	Número de octetos para descrever o <i>Meta TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x26
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x01 0x01 0x01
4	<i>UUID</i>	Identificador único do <i>TIM</i> .	10	UUID	0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00
Informações de Tempo					
10	<i>OHoldOff</i>	Tempo para resposta de operação de falha.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
12	<i>TestTime</i>	Autoteste do módulo <i>TIM</i> .	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
Número de <i>TransducerChannels</i> implementados					
13	<i>MaxChan</i>	Quantidade de canais implementados no <i>TIM</i> .	2	U16	0x00 0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos Octetos dentro da tabela <i>Meta TEDS</i> .	2	U8	0xFF 0xD5

O anexo F apresenta as informações relativas aos campos que constituem o *TransducerChannel TEDS*. A tabela 3.6 representa a configuração desse *TEDS* para o *STIM* do projeto e a tabela 3.7 representa a descrição do *TEDS* para o *WTIM*.

Da mesma maneira apresentada nas tabelas anteriores, os valores nas tabelas de *TransducerChannel TEDS* descrevem os nomes de cada campo, seu funcionamento, o comprimento, o tipo dos campos e o conteúdo declarado para a informações do *STIM* e do *WTIM*, respectivamente.

Tabela 3.6 – *TransducerChannel TEDS* do *STIM*.

<i>TransducerChannel TEDS - STIM</i>					
Campo número	Nome	Descrição	Comprimento do Campo (Bytes)	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
Informações relacionadas à Estrutura de Dados					
-	<i>Lenght</i>	Número de octetos para descrever o <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x41
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
Informações relativas ao <i>TransducerChannel</i>					
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
12	<i>PhyUnits</i>	Descreve a unidade física medida.	11	UNITS	0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00
60	<i>UnitsExt</i>	Extensão de unidades.	1	U8	0xB0
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 0xDC 0x00 0x00
15	<i>OError</i>	Incerteza da medida.	4	F32	0x01 0x00 0x00 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0.	1	U8	0x01
Informações relativas à conversão de dados					
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: <i>Data Model</i> , <i>Data Model Lenght</i> e <i>Model Significant Bits</i> .	9		0x28 0x01 0x05 0x29 0x01 0x02 0x2A 0x01 0x0C
Informações de Tempo					
22	<i>RSetupT</i>	Tempo de amostragem mínimo, em segundos, realizado pelo conversor A/D.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem	4	F32	0x3D 0xCC 0xCC 0xCD
24	<i>WarmUpT</i>	Tempo necessário para o <i>TransducerChannel</i> entrar em operação.	4	F32	0x40 0xF0 0x00 0x00
25	<i>RDelayT</i>	Atraso máximo para envio de comando.	4	F32	0x40 0xF0 0x00 0x00
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
Informação do tempo de amostragem					
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	1	U8	0x30 0x01 0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos Octetos dentro da tabela <i>TEDS</i> .	2	U16	0xF8 0x48

Tabela 3.7 – *TransducerChannel TEDS* do *WTIM*.

<i>TransducerChannel TEDS - WTIM</i>					
Campo número	Nome	Descrição	Comprimento do Campo (Bytes)	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
Informações relacionadas à Estrutura de Dados					
-	<i>Lenght</i>	Número de octetos para descrever o <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x41
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x03 0x01 0x01
Informações relativas ao <i>TransducerChannel</i>					
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	0x14
12	<i>PhyUnits</i>	Descreve a unidade física medida.	11	UNITS	0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00 0x00
60	<i>UnitsExt</i>	Extensão de unidades.	1	U8	0x62
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	0x01 0x2C 0x00 0x00
15	<i>OError</i>	Incerteza da medida.	4	F32	0x02 0x00 0x00 0x00
16	<i>SelfTest</i>	Tempo limite para realizar autoteste. Para módulo sem autoteste, atribui-se 0.	1	U8	0x01
Informações relativas à conversão de dados					
18	<i>Sample</i>	Campo representado por 3 subcampos: <i>Data Model</i> , <i>Data Model Lenght</i> e <i>Model Significant Bits</i> .	9		0x28 0x01 0x05 0x29 0x01 0x02 0x2A 0x01 0x0C
Informações de Tempo					
22	<i>RSetupT</i>	Tempo de amostragem mínimo, em segundos, realizado pelo conversor A/D.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
23	<i>SPeriod</i>	Configuração para período de amostragem.	4	F32	0x3D 0xCC 0xCC 0xCD
24	<i>WarmUpT</i>	Tempo necessário para o <i>TransducerChannel</i> entrar em operação.	4	F32	0x40 0xF0 0x00 0x00
25	<i>RDelayT</i>	Atraso máximo para envio de comando.	4	F32	0x40 0xF0 0x00 0x00
26	<i>TestTime</i>	Tempo necessário para realizar o autoteste.	4	F32	0x00 0x00 0x00 0x00
Informação do tempo de amostragem					
31	<i>Sampling</i>	Descreve o tipo de amostragem.	1	U8	0x30 0x01 0x01
-	<i>Checksum</i>	Soma dos Octetos dentro da tabela <i>TEDS</i> .	2	U16	0xF9 0x4E

Dentre as informações detalhadas por esse *TEDS* estão: a faixa em que o transdutor opera, as unidades do sensor, os limites inferiores, os limites superiores do

sensor, a incerteza na medida, além de variáveis de latência de tempo na transmissão de informações. Tais detalhes são descritos a seguir:

- *TEDSID*: os valores configurados são, respectivamente, 0x00, 0x03, 0x01 e 0x01. Esses valores configuram o *TEDS* para a norma IEEE1451.0, com classe *TransducerChannel TEDS* e para o formato atualizado da versão IEEE1451 formado somente por octetos.
- *CallKey*: como não há possibilidade de calibração com os sensores desenvolvidos, esse campo recebeu valor zero tanto para o *STIM* como para o *WTIM*.
- *ChanType*: a identificação do *TransducerChannel* do *STIM* foi realizada com o número 30 (0x1E), enquanto que o *WTIM* teve numeração de 20 (0x14).
- *PhyUnits*: nesse campo foram descritas as unidades físicas do sensor de ADM e do sensor de frequência cardíaca. Como os valores de graus e batimento por minuto não estão dentro da lista de unidades físicas do IEEE1451.0, utilizou-se o campo de extensão de unidades do *TEDS* (*TEDS access code for units extension*). Nesse campo a unidade foi marcada em a codificação *ASCII* (*American Standard Code for Information Interchange*).
- *LowLimit*: o valor mínimo tanto para o sensor de ADM como para o sensor de frequência cardíaca foi configurado como zero.
- *HighLimit*: o valor máximo para o sensor de ADM foi configurado com 220° (0x00 0xDC 0x00 0x00), enquanto que o sensor de frequência cardíaca foi configurado com 300bpm (0x01 0x2C 0x00 0x00).
- *OError*: a incerteza do *STIM* foi configurada em 1° e a incerteza do *WTIM* em 2bpm (valor estimado).
- *SelfTest*: como não há autoteste, o valor limite para a realização dessa função foi marcado como zero.
- *Sample*: dos três subcampos obrigatórios (*Data model*, *Data Model Lenght* e *Model significant bits*), foi configurado o primeiro como valor inteiro do

tipo *Long Integer (unsigned)*, o segundo campo com o comprimento dos octetos e, por último, com a quantidade de *bits* máxima amostrada pelos sensores (12).

- *UpdateT*: esse campo expressa o tempo máximo, em segundos, entre um evento de disparo e o envio da primeira amostra do *TransducerChannel*. Tal campo foi configurado com o valor de 10 segundos para ambos os nós.

- *RSetupT*: esse campo expressa o tempo máximo entre o disparo de uma requisição de dados até o momento que esse pode ser lido. Como o sensor não demanda esse tempo de latência o valor configurado para esse campo foi zero.

- *SPeriod*: a configuração para período de amostragem mínimo dos sensores, expresso em segundos, foi de 0,1s.

- *WarmUpt*: o tempo necessário para o *TransducerChannel* entrar em modo de operação foi configurado em 30s (valor estimado).

- *RDelayT*: o atraso máximo para que um comando do *TransducerChannel* seja encaminhado foi configurado em 25 μ s (valor estimado).

- *TestTime*: como não há autoteste nos sensores, o valor foi configurado como zero.

- *Sampling*: para o modo de amostragem suportado por ambos os módulos *TIMs*, foi configurado no campo *SampMode* o valor um no *bit* menos significativo e no campo *SDefault* o mesmo valor. Dessa forma ambos os sensores atuam no modo de amostragem *Immediate Operation* e no modo de transmissão *Only when commanded*.

- *Checksum*: valor calculado de acordo com a equação 3.15.

O último *TEDS* obrigatório representado pela norma IEEE1451.0 pode ser visto no anexo G. Nesse anexo são apresentados os campos do *User's Transducers Name TEDS*. A tabela 3.8 apresenta a configuração desse *TEDS* para o *STIM*, enquanto que a tabela 3.9 apresenta a descrição desse *TEDS* para o *WTIM*. Destaca-se dessa tabela o campo *TCName*, que define o nome de cada nó *TIM*.

- *TEDSID*: os valores configurados são, respectivamente: 0x00, 0x0C 0x01 e 0x01. Esses valores configuram o *TEDS* para a norma IEEE1451.0, com classe *User's Transducer Name TEDS* e para o formato atualizado da versão IEEE1451 formado somente por octetos.
- *Format*: para definir o tipo de representação do *TCName* foi optado pelo formato de texto. Para tanto esse campo foi preenchido com zero.
- *TCName*: esse campo descreve o nome do *STIM* e do *WTIM*. No caso do *STIM* foi configurado o nome “IEEE1451.2 Accelerometer_Sensor” e no *WTIM* o nome “IEEE1451.5 ECG_Biopotencial_Sensor”. Esse texto foi codificado no formato *ASCII*.
- *Checksum*: valor calculado de acordo com a equação 3.15.

Tabela 3.8 – *User's Transducers Name TEDS* do *STIM*.

<i>User's Transducers Name - STIM</i>					
Campo número	Nome	Descrição	Comprimento do Campo (Bytes)	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
Informações relacionadas à Estrutura de Dados					
-	<i>Lenght</i>	Número de octetos para descrever o <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x26
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x0C 0x01 0x01
4	<i>Format</i>	Define o formato de representação do <i>TCName</i> . O <i>TCName</i> descreve o nome do <i>TIM</i> de acordo com o padrão definido no formato.	1	U8	0x00
5	<i>TCName</i>	Nome do <i>STIM</i> .	-	-	0x49 0x45 0x45 0x45 0x31 0x34 0x35 0x31 0x2E 0x32 0x20 0x41 0x63 0x63 0x65 0x6C 0x65 0x72 0x6F 0x6D 0x65 0x74 0x65 0x72 0x5F 0x53 0x65 0x6E 0x73 0x6F 0x72
-	<i>Checksum</i>	Soma dos Octetos dentro da tabela <i>TEDS</i> .	2	U16	0xF5 0x54

A especificação dos *PHY TEDS* não é feita pela norma IEEE1451.0 e sim pelas normas relativas à conexão física de comunicação, no caso IEEE1451.2 e IEEE1451.5.

Tabela 3.9 – *User's Transducers Name TEDS* do *WTIM*.

<i>User's Transducers Name - WTIM</i>					
Campo número	Nome	Descrição	Comprimento do Campo (Bytes)	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
Informações relacionadas à Estrutura de Dados					
-	<i>Lenght</i>	Número de octetos para descrever o <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x26
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x0C 0x01 0x01
4	<i>Format</i>	Define o formato de representação do <i>TCName</i> . O <i>TCName</i> descreve o nome do <i>TIM</i> de acordo com o padrão definido no formato.	1	U8	0x00
5	<i>TCName</i>	Nome do <i>WTIM</i> .	-	-	0x49 0x45 0x45 0x45 0x31 0x34 0x35 0x31 0x2E 0x35 0x20 0x45 0x43 0x47 0x5F 0x42 0x69 0x6F 0x70 0x6F 0x74 0x65 0x6E 0x63 0x69 0x61 0x6C 0x5F 0x53 0x65 0x6E 0x73 0x6F 0x72
-	<i>Checksum</i>	Soma dos Octetos dentro da tabela <i>TEDS</i> .	2	U16	0xF4 0x85

3.5.4 Mensagens e comandos

Para a comunicação entre o *TIM* e o *NCAP*, a norma IEEE1451.0 utiliza mensagens com estruturas definidas passadas entre dispositivos através dos módulos de comunicação (TORRI, 2008). Três tipos de mensagens são definidas.

- *Command*: são representados por comandos enviados pelo *NCAP* aos *TIMs*. 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.
- *Command Reply*: são as respostas originadas nos *TIMs* com destino ao *NCAP*.
- *TIM Initiated Message*: são comandos que partem diretamente dos *TIMs* ao *NCAP*.

As mensagens de *TIM Initiated Message* somente ocorrem no início de conexão dos *TIMs* com o *NCAP*. Nessas mensagens são encaminhadas informações das

características dos *TIMs*. Numa analogia, pode-se comparar a conexão desses *TIMs* a inicialização de um dispositivo *USB* em um computador. No qual o dispositivo encaminha algumas informações ao computador que, por sua vez, reconhece o dispositivo de modo *plug and play* e o instala no computador.

Com exceção da primeira mensagem, o restante das mensagens é realizada através da dupla *Command* e *Command Reply*. Nesse sentido, destaca-se que tanto o *STIM* como o *WTIM* são transdutores que respondem a requisições realizadas pelo operador. Sendo que a estrutura das mensagens de requisição de comando foi detalhada tal como Higuera et al. (2009) apresenta.

3.5.5 API IEEE1451.0

A *API* do protocolo IEEE1451.0 define uma lista de interfaces para ler e escrever os *TransducerChannels*, ler e escrever o *TEDS* do transdutor, enviar informações de configuração, controle e comandos aos *TIMs* (ver figura 3.11) (IEEE, 2007a) (SONG; LEE, 2006).

Figura 3.11 – Modelo de referência IEEE1451.0.

Dentro da norma são propostas duas *APIs* que foram incorporadas nesse projeto com o intuito de facilitar a concepção modular do sistema. A primeira *API*, a

TransdutorServices foi utilizada para o controle e acesso de comandos e dados. Dentre seus métodos estão o de leitura e escrita de *TransducerChannels* e *TEDS*, além das operações de configuração, controle e comando para o *TIM*. Já o *Module Communication* possui uma interface de comunicação entre *NCAP* e *TIM*.

A partir da *API* foram projetadas as funções que permitem a dinâmica do IEEE1451.0, IEEE1451.2 e IEEE1451.5. Dentre essas funções destacam-se as das classes *TEDSManager*, em específico, o método *readTEDS*; *TransducerAccess*, com a função de *readData*; e os métodos da *CommunicationModules*. Os resultados e a estrutura desses objetos são apresentados nas figuras 4.15, 4.17, 4.18 e 4.22 do capítulo 4.

3.6 Desenvolvimento e implementação do IEEE1451.2

Como já discutido no capítulo 2, a norma IEEE1451.2 publicada em 1997 definia uma interface digital de 10 fios para a comunicação entre transdutores e microprocessadores (SONG; LEE, 2008b). A parte do transdutor era reconhecida como *STIM*, e a do microprocessador *NCAP*. A camada física de comunicação, *THI*, incorporava o protocolo *SPI* com linhas de sincronização de dados.

A dificuldade em se trabalhar com uma interface de múltiplos fios imobilizou o avanço de implementações da norma IEEE1451.2. Desde a publicação da norma pesquisadores investiram em outras formas de interface de comunicação. Contudo não compatibilizaram a norma em questão com a IEEE1451.0. A análise do protocolo em questão utilizou a atualização descrita em Song e Lee (2008b). Nesse trabalho a norma IEEE1451.2 incorpora os atributos da IEEE1451.0 e realiza a interface entre o *STIM* e o *NCAP* através de uma comunicação serial *RS-232* (ANEXO H). O principal ponto para a atualização da norma está relacionado ao preenchimento do *PHY TEDS*, conforme a atualização proposto por Song e Lee (2008b). Os campos desse *TEDS* seguem abaixo:

- *TEDSID*: os valores configurados foram, respectivamente, 0x05, 0x0D 0x01 e 0x01. Esses valores configuram o *TEDS* para a norma IEEE1451.5,

com classe *PHY TEDS* e para o formato atualizado da versão IEEE1451 formado somente por octetos.

- *Serial*: esse campo recebeu o valor 0x06, referente à possibilidade de inclusão da interface de comunicação *USB*.
- *MaxBPS*: o protocolo *USB* do AT90USB162 foi configurado com máxima taxa de transmissão de 10Mbps.
- *MaxCDev*: esse campo configura o número máximo de dispositivos conectados ao módulo. Como somente há um nó *STIM* esse campo foi preenchido com o valor 0x01.
- *MaxRDev*: similar ao anterior esse campo configura o número máximo de dispositivos que funcionam simultaneamente ao módulo. O valor preenchido também foi 0x01.
- *Encrypt*: como a transmissão *USB* não utiliza nenhuma criptografia para transmissão de dados esse campo ficou configurado com valor zero.
- *Authent*: também não se utilizou nenhuma autenticação. Esse campo foi configurado com o valor zero.
- *MinKeyL*: esse campo armazena a menor chave de criptografia. Como não se utilizou esse atributo, o campo ficou com valor zero.
- *MaxKeyL*: esse campo armazena a maior chave de criptografia. Como não se utilizou esse atributo, o campo ficou com valor zero.
- *MaxSDU*: o máximo tamanho de comando (*Service Data Unit*) que é transferido entre o módulo foi configurado como 255 bits.
- *MinALat*: o mínimo período de latência, em nanosegundos, para realizar a primeira transmissão a um dispositivo foi configurado em meio segundo.
- *MinTLat*: para transmitir o menor pacote entre os nós foi configurado o valor de 1μs.

Tabela 3.10 – *PHY TEDS* do *STIM*.

<i>PHY TEDS - STIM</i>					
Campo número	Nome	Descrição	Comprimento do Campo (Bytes)	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
Informações relacionadas à Estrutura de Dados					
-	<i>Lenght</i>	Número de octetos para descrever o <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x33
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do <i>TEDS</i> .	4	U32	0x02, 0x0D 0x01 0x01
10	<i>Serial</i>	Tipo de interface serial.	1	U8	0x06
11	<i>MaxBPS</i>	Máxima 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 máximo 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.	2	U16	0x00 0x00
16	<i>MinKeyL</i>	Menor chave de segurança.	2	U16	0x00 0x00
17	<i>MaxKeyL</i>	Maior 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.	1	U32	0x00 0x00 0x03 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 0x01
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 0x00 0x25 0x80
42	<i>DataBits</i>	<i>Bits</i> transmitidos em uma palavra.	1	U16	0x00 0x08
43	<i>Parity</i>	Paridade para verificação da integridade do dado.	1	U16	0x00 0x00
44	<i>StopBit</i>	<i>Bit</i> de parada.	1	U16	0x00 0x01
45	<i>Terminator</i>	Finalizador da frase.	1	U16	0x00 0x00
-	<i>Checksum</i>	Soma dos Octetos dentro da tabela <i>TEDS</i> .	2	U16	0xFA 0x17

- *MaxXact*: a quantidade máxima de transações simultâneas no *STIM* foi configurada como o valor 0x01.
- *Battery*: como o módulo funciona, prioritariamente, ligado a uma fonte externa e não uma bateria, esse campo foi configurado com o valor 0x00.
- *RadioVer*: a versão do módulo foi configurada com o valor 0x01, correspondendo a v.1.
- *MaxRetry*: nesse 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.
- *Baud*: para a configuração *baudrate*, foi imposto o valor 9600, taxa comumente utilizada em transmissões seriais.
- *DataBits*: o valor de número de bits por palavra foi configurado em 8 *bits*.
- *Parity*: como não há verificação de paridade, foi configurado o valor zero.
- *Stopbits*: foi configurado somente um *bit* de parada, com valor 0x01.
- *Terminator*: não foi utilizado *bit* de terminação.
- *Checksum*: valor calculado de acordo com a equação 3.15.

Nesse trabalho ao invés da comunicação serial *RS-232*, conforme Song e Lee (2008b), foi proposta a interface a partir de um barramento *USB*. Tal modificação não altera a configuração do valor de *PHY TEDS* e das interfaces com o IEEE1451.0 propostas pelos pesquisadores do NIST. Esse fato é exemplificado pela tabela 3.10, que apresenta a descrição do *PHY TEDS* similar ao apresentado no trabalho dos autores citados (ANEXO H).

A proposta desse trabalho foi a de estender a atualização com a incorporação de uma camada física diferente, com maiores possibilidades de tornar o sensor um sistema totalmente *plug and play*, conforme o espírito de funcionamento dos instrumentos e equipamentos com comunicação *USB*.

3.7 Desenvolvimento e implementação do IEEE1451.5

A norma IEEE1451.5, como apresentada no capítulo anterior, estabelece um padrão para comunicação de redes sem fio. Um dos pontos da norma é o estabelecimento do *WTIM*, que une os conceitos da norma IEEE1451.0 com o IEEE1451.5. Outra característica é o *PHY TEDS* que armazena as configurações de comunicação e interface física.

As conexões entre a norma IEEE1451.0 e as normas IEEE1451.2 e IEEE1451.5 são realizadas através dos *Communications Modules*. Esses módulos permitem a interface entre o *STIM* e *WTIM* com o *NCAP*.

Figura 3.12 – Conexão direta entre *WTIM* e *NCAP*.

Dentro da norma IEEE1451.5 há possibilidade para distintas maneiras de conexão entre os *WTIMs* e o *NCAP*. Nesse projeto, seleccionou-se uma comunicação que possibilite um *NCAP* registrar vários *WTIMs*, conforme figura 3.12.

Para o registro do *PHY TEDS*, conforme o Anexo I, o *WTIM* do projeto se restringiu a especificar somente os campos obrigatórios apresentados na tabela 3.11.

Tabela 3.11 – *PHY TEDS* do *WTIM*.

<i>PHY TEDS - WTIM</i>					
Campo número	Nome	Descrição	Comprimento do Campo (Bytes)	Tipo do Campo	Conteúdo do Campo
Informações relacionadas à Estrutura de Dados					
-	<i>Lenght</i>	Número de octetos para descrever o <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x00 0x00 0x33
3	<i>TEDSID</i>	Identificação do <i>TEDS</i> .	4	U32	0x00 0x01 0x01 0x01
10	<i>Radio</i>	Tipo de rádio comunicador.	1	U8	0x00
11	<i>MaxBPS</i>	Máxima transmissão de dados.	4	U32	0x03 0x37 0xF9 0x80
12	<i>MaxCDev</i>	Número máximo de dispositivos que podem trabalhar simultaneamente.	2	U16	0x00 0x01
13	<i>MaxRDev</i>	Número máximo 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.	2	U16	0x00 0x00
16	<i>MinKeyL</i>	Menor chave de segurança.	2	U16	0x00 0x00
17	<i>MaxKeyL</i>	Maior 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.	1	U32	0x00 0x00 0x03 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>RadioVer</i>	Versão do rádio.	2	U16	0x00 0x01
24	<i>MaxRetry</i>	Número de tentativas para transmissão de comandos.	2	U16	0x00 0x05
-	<i>Checksum</i>	Soma dos Octetos dentro da tabela <i>TEDS</i> .	2	U16	0xFA 0xD4

Para o *PHY TEDS* é digno de nota a determinação da comunicação *Wifi*. Os detalhes de especificações desse *TEDS* seguem abaixo:

- *TEDSID*: os valores configurados foram, respectivamente: 0x05, 0x0D, 0x01 e 0x01. Esses valores configuram o *TEDS* para a norma IEEE1451.5,

com classe *PHY TEDS* e para o formato atualizado da versão IEEE1451 formado somente por octetos.

- *Radio*: esse campo recebeu o valor zero para enumerar a interface de comunicação IEEE802.11.
- *MaxBPS*: o protocolo *Wifi* IEEE802.11g tem máxima taxa de transmissão de 54Mbps.
- *MaxCDev*: esse campo configura o número máximo de dispositivos conectados ao módulo. Como somente há um nó *WTIM* esse campo foi preenchido com o valor 0x01.
- *MaxRDev*: similar ao anterior esse campo configura o número máximo de dispositivos que funcionam simultaneamente ao módulo. O valor preenchido também foi 0x01.
- *Encrypt*: como a transmissão *Wifi* não utilizou nenhuma criptografia para transmissão de dados esse campo ficou configurado com valor zero.
- *Authent*: também não se utilizou nenhuma autenticação. Esse campo foi configurado com o valor zero.
- *MinKeyL*: esse campo armazena a menor chave de criptografia. Como não se utilizou esse atributo, o campo ficou com valor zero.
- *MaxKeyL*: esse campo armazena a maior chave de criptografia. Como não se utilizou esse atributo, o campo ficou com valor zero.
- *MaxSDU*: o máximo tamanho de comando (*Service Data Unit*) que é transferido pelo módulo foi configurado como 255 bits.
- *MinALat*: o mínimo período de latência, em nanosegundos, para realizar a primeira transmissão a um dispositivo foi configurado em meio segundo.
- *MinTLat*: para transmitir o menor pacote entre nós foi configurado o valor de 1μs (valor estimado).
- *MaxXact*: a quantidade máxima de transações simultâneas no *WTIM* foi configurado como o valor 0x01.

- *Battery*: como o módulo funciona, prioritariamente, ligado a uma fonte externa e não uma bateria, esse campo foi configurado com o valor 0x00.
- *RadioVer*: a versão do módulo foi configurada com o valor 0x01, correspondendo a v.1.
- *MaxRetry*: nesse campo foi configurado a máxima quantidade de tentativas para envio de um comando. No caso após cinco tentativas há uma desconexão no canal de comunicação.
- *Checksum*: valor calculado de acordo com a equação 3.15.

3.8 Framework Axis para Web Services

O *AXIS* (*Apache EXtensible Interaction System*) é definido pela *Apache* como um mecanismo *SOAP*. Ele foi utilizado como biblioteca para o desenvolvimento de Consumidores de Serviços e de Provedores de Serviços, em outras palavras, de um cliente de serviços *SOAP* e de um servidor para executar serviços acessíveis pelo *SOAP* (OLIVEIRA, 2005).

Figura 3.13 – Arquitetura de acesso remoto através de *Web Services*.

Para a programação do cliente, o *Axis* fornece uma *API* para invocar serviços do *SOAP RPC*, a possibilitar o envio e o recebimento de mensagens. No lado do servidor, são fornecidos mecanismos para escrever e acessar serviços *RPC* ou serviços de mensagens hospedadas por um *Web Container*.

Além de funções de suporte para o *SOAP*, o *Axis* também inclui suporte extensivo para *WSDL*, bem como ferramentas que geram classes Java a partir de um *WSDL*. Para o desenvolvimento de um provedor de *Web Services* que disponibiliza as informações relativas aos sensores de ECG e de ADM foi utilizado o *Apache Axis2* em conjunto com o *Web Container Apache Tomcat* versão 6.0, além do ambiente integrado de desenvolvimento *Eclipse Helios Service Release 1* com o *Java Development Kit (JDK)* 1.6.0. Todos esses componentes e programas, como visto na figura 3.13, rodando em um sistema operacional *Windows Xp*.

O acesso remoto foi feito através do método *Request-Response Messaging*, no qual o cliente faz uma solicitação ao *Web Service*, que executa um processamento relativo a informações do *TEDS* dos sensores e dos dados coletados de frequência cardíaca ou de graus, no caso da amplitude de movimento. O contêiner intercepta as requisições e as repassa ao programa *NCAP*. Após o processamento, o contêiner envia a resposta ao cliente.

A definição dessa plataforma se deu devido ao fato de ser possível, com o *Axis*, transformar qualquer classe Java em um *Web Service*. Dessa maneira as classes que apresentam as informações dos sensores e dos dados de ECG e de ADM se tornaram um serviço, e seus métodos públicos, as operações do serviço. Permitindo a um cliente remoto o acesso das informações coletadas dos sensores biomédicos através da *Internet*.

4 RESULTADOS

Nesse capítulo são apresentados os resultados do desenvolvimento e integração da rede de sensores biomédicos utilizando o protocolo IEEE1451. Para tanto são expostos os seguintes tópicos: simulação e análise do circuito condicionador de biopotenciais, bem como a caracterização da placa desenvolvida; caracterização dos acelerômetros como inclinômetros e testes com o aparato preso ao braço e antebraço; apresentação do desenvolvimento dos sistemas microcontrolados; o desenvolvimento dos nós IEEE1451.0, IEEE1451.2 e IEEE1451.5, demonstrando o perfil da interface com o usuário e o funcionamento do *Web Service* IEEE1451; e, por último, a validação com o *framework* proposto por Song e Lee (2006) (2007).

4.1 Simulação e análise do circuito de condicionamento de biopotenciais

Como demonstrado no capítulo 3, o projeto de um circuito condicionador de biopotenciais, em específico de ECG, deve ter como objetivo amplificar valores de tensão na faixa de $100\mu\text{V}$ até 4mV , com banda de até 250Hz . Contudo para um medidor de frequência cardíaca, foi especificado uma tensão no eletrodo de aproximadamente 1mV e uma faixa de 100Hz para o sinal. Nesse sentido foi requisito do desenvolvimento do circuito, a simulação dos filtros anteriormente projetados.

Para a simulação dos filtros e do circuito com os amplificadores (diferencial, não inversor e somador) foi utilizado o programa *Multisim* 10 versão estudantil. Esse *software* além de permitir análise *SPICE* (*Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis*) possui instrumentos virtuais que possibilitam acompanhar, tal como uma bancada virtual, a análise transiente de circuitos.

Os três circuitos críticos que foram simulados separadamente foram: o filtro passa-altas de 2ª ordem *Butterworth*, o filtro *notch* duplo T e o filtro passa-baixas de 4ª ordem *Butterworth*. A começar pelo filtro passa-altas, desenhou-se o esquema de

tal forma a obter as condições mais próximas da construção do circuito. Como demonstrado na figura 4.1, o amplificador operacional LF353 foi alimentado com tensão simétrica de 5V.

Figura 4.1 – Esquema elétrico do filtro passa-altas de 2ª ordem.

A partir da análise AC foi possível visualizar a curva de resposta em frequência do módulo e fase do filtro. O cálculo do ganho de tensão foi obtido através da eq.(4.1). O simulador *Multisim* realizou um levantamento de pontos de tensão de saída em relação à tensão de entrada. Através dessas curvas foram analisados os comportamentos dos sinais em função da variação da frequência. Além disso, a resposta em frequência do filtro permitiu confirmar o tipo de filtro projetado, o ganho/atenuação na banda de passagem, bem como a frequência de corte, também conhecida como frequência de meia potência.

$$A_v(dB) = 20 \times \log \frac{V_{saída}}{V_{entrada}} \quad (4.1)$$

A figura 4.2 apresenta o resultado da análise AC do filtro passa-altas traçada entre as frequências de 0Hz (DC) a 10 Hz. A curva do módulo possibilitou verificar que, de fato, foi projetado um filtro passa-altas, pois há um ganho de tensão conforme se aumenta a frequência. A frequência de corte do filtro (ponto de -3dB) se encontra na frequência 0,5Hz, tal como havia sido projetado. Além disso, como se utilizou um filtro ativo não há atenuação na banda passante, o que pode ser visto através do patamar em 0dB do módulo da banda de passagem do filtro.

Figura 4.2 – Curva de resposta em frequência do ganho e fase do filtro passa-altas de 2ª ordem.

Em relação à fase, nota-se que ela não varia linearmente, porém como já debatido em seção anterior, o filtro do tipo *Butterworth* não garante resposta em fase linear, em contrapartida possui pouca ondulação na banda passante, requisito primordial para o condicionamento de biopotenciais.

Para a simulação do filtro *notch* duplo T foram utilizados os resistores e capacitores projetados na seção anterior, além do amplificador operacional LF353. O esquema elétrico e sua alimentação estão representados na figura 4.3.

Figura 4.3 – Esquema elétrico do filtro rejeita-faixas.

O resultado da análise AC do circuito pode ser visto na figura 4.4. Nessa figura foi visualizado que o filtro projetado para rejeitar a frequência de 60Hz atenua uma faixa maior do que a projetada. Em primeiro lugar, verificou-se que a frequência central (f_0) da banda rejeitada está em 54Hz e não em 60Hz. Esse desvio está ligado a impossibilidade de obter os valores precisos de resistores e capacitores projetados, dado que na prática são utilizados valores comerciais desses componentes passivos.

A banda larga de rejeição do filtro pode ser explicada pela escolha dos valores que ajustam o índice de mérito (Q). Embora o circuito tenha atenuado outras frequências para além do 60Hz, ele foi levado em consideração na construção do condicionador, pois o filtro possibilitou que o circuito fosse utilizado em países cujo frequência da rede é 50Hz. Outrossim, o sinal de ECG possui a maior parte do seu conteúdo harmônico até a frequência de 50Hz, o que para o desenvolvimento de um medidor de frequência cardíaca não traria maiores problemas.

Figura 4.4 – Curva de resposta em frequência do ganho e fase do filtro rejeita-faixas.

A simulação do filtro passa-baixas *Butterworth* de 4ª ordem foi realizada utilizando o CI LF347 e alimentação simétrica de 5V, como visto na figura 4.5. Como resultado da análise AC obteve-se o diagrama de resposta em frequência da figura 4.6. Através da curva de ganho em função da frequência foi encontrada a frequência de corte (-3dB) em 110Hz. Essa frequência, calculada para 100Hz teve esse desvio devido a escolha de componentes comerciais que não possuem o valor

exato do projeto. Tal fato não prejudicou o desempenho do circuito condicionador de biopotenciais. Apenas apontou para a necessidade de se ter cuidado em relação a escolha dos componentes a serem utilizados na prototipagem do circuito.

Figura 4.5 – Esquema elétrico do filtro passa-baixas de 4ª ordem.

Figura 4.6 – Curva de resposta em frequência do ganho e fase do filtro passa-baixas.

Por último, realizou-se a análise do circuito com todos os blocos. Nessa análise foram considerados os circuitos amplificadores, bem como os estágios de filtragem e condicionamento (ver Apêndice A). A figura 4.7 apresenta as curvas de ganho e fase do circuito completo. Nessa curva é verificável o comportamento dos filtros passa-altas, rejeita-faixas e passa-baixas atuando em conjunto.

Em relação aos amplificadores foi constatado que a banda de passagem do sinal tem ganho de 60dB, o que em termos de tensão equivaleria a um ganho de mil

vezes. Através desse ganho fica viável amplificar sinais na casa de milivolts para a casa da unidade de volts, esse é o caso de um sinal típico de ECG medido através de uma derivação periférica bipolar. Com isso foi possível realizar a amostragem desse sinal utilizando o conversor analógico-digital do microcontrolador ATmega8535 na configuração diferencial. Em relação à fase, nota-se que os filtros passa-altas e rejeita-faixa aplicam não linearidades nas bandas de rejeição e nas proximidades das frequências de corte. Embora isso não afete o circuito para a aplicação pretendida, o cuidado com a fase é necessário quando não se deseja distorções ou assimetrias no sinal.

Figura 4.7 – Curva de resposta em frequência do ganho e fase do circuito condicionador de biopotenciais.

Como já mencionado o *Multisim* permite a utilização de instrumentos virtuais. Para verificação do desempenho do circuito, foram utilizados os instrumentos virtuais de geração de formas de onda *Agilent 33120A* e o osciloscópio *Agilent 54622D*. Através do gerador foi selecionada uma onda de ECG padrão, de

tensão pico a pico 3mV. Na saída do condicionador de biopotenciais foi obtido a mesma onda amplificada em 3V pico a pico (ver Apêndice B).

4.1.1 Caracterização do circuito de condicionamento de biopotenciais

A placa do circuito condicionador foi projetada no *software CadSoft Eagle* 4.0 e seu esquema elétrico pode ser visto nos Apêndices C, D e E. O circuito prototipado (figura 4.8) possui dois canais diferenciais. O que, a priori, permitiria realizar medidas de duas derivações simultâneas. Cada canal possui todos os filtros e amplificadores anteriormente apresentados. Além disso, os potenciômetros estão acessíveis externamente através de pequenos orifícios na carcaça metálica. Essa carcaça tem o intuito de blindar o circuito de possíveis interferências eletromagnéticas. As paredes dessa caixa metálica estão ligadas ao sinal de terra do circuito, em outras palavras, na mesma referência utilizada na pulseira de aterramento. Essa pulseira, no caso desse projeto, é conectada na perna esquerda do paciente.

Figura 4.8 – Protótipo do circuito de condicionamento de biopotenciais.

Para caracterizar esse circuito foi utilizado o mesmo procedimento feito durante a simulação. Foi imposta na entrada dos canais uma onda senoidal com tensão pico-a-pico de 20mV. Com isso foi levantada uma curva de resposta em

frequência para valores de 0,5 a 150Hz. As medidas de tensão de entrada e de tensão de saída foram obtidas através de um osciloscópio com incerteza de 1% da medida. O valor do ganho foi calculado utilizando a mesma equação apresentada em eq.(4.1). A curva do ganho em relação à frequência é mostrada na figura 4.9.

Pode-se traçar um paralelo entre a figura 4.7 e a figura 4.9. A primeira corresponde à resposta em frequência da simulação do circuito. Enquanto que a segunda demonstra a caracterização do circuito implementado. Na primeira parte da curva de resposta em frequência é possível verificar o funcionamento do filtro passa-altas tal como projetado. Na banda de passagem do circuito, pode-se constatar um ganho de aproximadamente 58dB, que corresponde a um ganho de tensão de 800 vezes. Essa configuração, embora um tanto menor do que a simulada, foi ajustada para uma condição em que a medida experimental do sinal de ECG foi considerada ótima. O filtro rejeita-faixas também fica evidenciado na curva de caracterização do circuito. Em especial, verificou-se que nas frequências próximas a 60Hz obteve-se um ganho de 54dB, valor esse 4dB abaixo da banda de passagem.

Figura 4.9 – Resposta em frequência do circuito condicionador de biopotenciais.

Por último, verificou-se que o filtro passa-baixas inicia seu corte na frequência de 70Hz. Esse filtro foi o que mais se distanciou do projeto e da simulação realizada. Pois enquanto nos cálculos foi projetada uma frequência de corte em 100Hz, na simulação foi vista uma frequência de 110Hz. Tal fato se deu,

em larga medida, a incerteza dos valores dos componentes, principalmente dos capacitores, que são fundamentais para a implementação de filtros.

Para demonstrar o funcionamento do circuito de condicionamento, apresenta-se na figura 4.10 uma medida de ECG. Observa-se nessa medida que a curva R possui valor de amplitude de, aproximadamente, 1,0V e a curva P possui valor de 0,2V. Tais valores estão coerentes com o ganho projetado no circuito, pois como visto no capítulo 2, os valores de amplitude da curva R e da curva P são de 1mV e de 0,2mV, respectivamente. Vale ressaltar que o sinal de ECG medido através da derivação periférica bipolar D1, figura 4.10, é similar ao visto na figura 2.12. O que comprova o funcionamento do condicionador de biopotenciais.

Figura 4.10 – Sinal de ECG condicionado.

Como já discutido anteriormente, a frequência cardíaca de um paciente pode ser medida através do tempo entre duas curvas R. No eletrocardiograma da figura

4.10 observou-se que as curvas R são periódicas e o tempo entre elas é de 840ms. Isso corresponde a 71 batimentos por minuto. Através da amostragem do ECG foi possível ao microcontrolador discriminar a onda R e a partir da contagem de tempo, utilizando um *timer*, medir e transmitir remotamente o valor da frequência cardíaca.

4.2 Caracterização dos acelerômetros como inclinômetros

A caracterização dos acelerômetros MX2125 foi realizada em duas etapas. Primeiramente, confirmou-se a resposta desse sensor para a medida de inclinação em relação ao plano horizontal terra. Após verificar a potencialidade desse sensor como inclinômetro foi utilizada a metodologia apresentada no capítulo 3, cujo enfoque foi de demonstrar uma medida de ADM através da diferença dos ângulos medidos por dois acelerômetros adequadamente alocados no braço e antebraço. Nesse contexto foram obtidos os resultados de medida de ADM entre 20 e 180°.

4.2.1 Medida de inclinação com um acelerômetro

De acordo com a folha de dados do acelerômetro MX2125, uma das principais aplicações desse sensor é a medição de inclinação. Essa medida pode ser representada esquematicamente através da figura 4.11. Nessa figura fica explícito o funcionamento do sensor em três condições de inclinação: 0°, 30° e 90° em relação ao plano de referência.

Se o MX2125 for devidamente montado em uma estrutura mecânica obtém-se o valor da força gravitacional atuando sobre a câmara de gás do acelerômetro. Essa força é apresentada na figura 4.11 pelos módulos dos vetores normais $\vec{G}_x$ e $\vec{G}_y$, que estão simplificados pelas letras G_x e G_y .

Figura 4.11 – Medida de inclinação com o MX2125 em três inclinações distintas.

No primeiro caso o acelerômetro está com inclinação de 0° em relação ao plano de referência. Nota-se que no eixo y do sensor o valor de G_y é nulo, dado que não há influência da força da gravidade sobre a câmera de gás nesse sentido. Já no eixo x do sensor, nota-se que o valor de G_x é dado pelo valor de $1g$. Tal fato é verificado, pois nesse caso temos a máxima medida de aceleração estática, posto que a gravidade atua no mesmo sentido do sensor do eixo x. Cabe ressaltar que embora a força normal ao peso seja dada na unidade Newton ($N = \frac{Kg \cdot m}{s^2}$), os acelerômetros lançam mão de valores proporcionais a “g”.

No segundo caso, ângulo de 30° , verifica-se uma condição em que tanto o eixo x com o y do sensor sofrem influência da gravidade. Nesse sentido, obtém-se os valores de G_x e G_y através de operações trigonométricas, cujos resultados são os valores de $G_x = \frac{\sqrt{3}}{2} \cdot g$ e $G_y = \frac{1}{2} \cdot g$. Já o último caso é similar ao apresentado no primeiro, com a diferença dos eixos x por y e vice-versa. Nessa condição o eixo y do sensor está alinhado ao sentido da força gravitacional e sofre sua influência, tendo como resposta um valor de $G_y = 1g$, enquanto que o eixo x, uma vez fora do sentido de sensibilização da gravidade, tem como valor $G_x = 0g$.

Como já mencionado, os acelerômetros não possuem na sua saída valores diretos de ângulo ou aceleração. No caso do MX2125 sua saída é um sinal de frequência 100Hz com valores de tensão entre 3,3 a 5V. Sua medida de aceleração

estática ou dinâmica é realizada conforme a variação do *duty cycle*¹⁴ do sinal. Através desse sinal de saída o sensor fica imune a ruídos ou interferências eletromagnéticas. Além disso, existem no mercado certos CIs e microcontroladores que desempenham a função de decodificadores de quadratura, o que permite a leitura direta de *duty cycle*.

Para o MX2125 existe uma relação, apresentada pela folha de dados que correlaciona o valor do *duty cycle* com a aceleração do sensor. Essa relação é dada pela eq.(4.2). Como o sensor possui dois eixos de medidas são apresentadas as relações do eixo x e do eixo y.

$$G_x = \frac{\left(\frac{T_{Ligado}}{T_{Ciclo}} - 0,5\right)}{0,125} \quad \text{e} \quad G_y = \frac{\left(\frac{T_{Ligado}}{T_{Ciclo}} - 0,5\right)}{0,125} \quad (4.2)$$

Através dessa relação, caracterizou-se um único sensor para a medida de inclinação. Essa caracterização foi realizada através da variação do ângulo de inclinação de um único sensor e das medidas do *duty cycle* dos eixos x e y. Foram realizadas 10 medidas com o acelerômetro em cada ângulo, sendo que o ensaio contou com medidas de 0° a 360° no sentido anti-horário. Para a realização dessas medidas foram observados os princípios de repetitividade, em outras palavras, foi conservado o mesmo mensurando, as medidas foram repetidas pelo mesmo experimentador utilizando os mesmos instrumentos e nas mesmas condições ambientais.

Do Apêndice F, verificou-se o levantamento de dados do eixo x do acelerômetro. Esse levantamento evidenciou a coleta de 10 medidas de *duty cycle* em cada ângulo de inclinação do sensor. Esses dados foram representados em valores de

¹⁴ *Duty Cycle*, também conhecido como taxa de trabalho, é dado pela relação $DutyCycle = \frac{T_{Ligado}}{T_{Ciclo}}$, que pode ser representado no sinal periódico abaixo:

aceleração, dados pelos pontos G_{x_i} . Tal fato também pode ser visto no Apêndice G com o levantamento de dados do eixo y do acelerômetro.

A partir dessas medidas foi calculado o valor médio da aceleração estática, que estatisticamente representa o valor mais próximo do valor verdadeiro. Essa média é dada por:

$$\overline{G}_x = \frac{\sum_{i=1}^n G_{x_i}}{n} \text{ e } \overline{G}_y = \frac{\sum_{i=1}^n G_{y_i}}{n}, \quad (4.3)$$

sendo $G_{x_1}, G_{x_2}, \dots, G_{x_i}, \dots, G_{x_{10}}$, as medidas coletadas com o acelerômetro no eixo x e $G_{y_1}, G_{y_2}, \dots, G_{y_i}, \dots, G_{y_{10}}$, as medidas coletadas com o acelerômetro no eixo y. Além de n representar o número de amostras coletadas, no caso 10.

Com o intuito de caracterizar as limitações do uso de acelerômetros em medidas de ADM, foram realizados alguns tratamentos estatísticos, a fim de verificar a incerteza da medida. A primeira análise foi realizada através do desvio padrão σ do conjunto de medições, definido pela eq.(4.4).

$$\sigma_x^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (G_{x_i} - G_{x_{mv}})^2 \text{ e } \sigma_y^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (G_{y_i} - G_{y_{mv}})^2 \quad (4.4)$$

Vuolo (1996) demonstra que a melhor estimativa experimental para o desvio padrão σ do conjunto de medições é dada pela eq.(4.5). Tal estimativa foi calculada nos Apêndices F e G.

$$\begin{aligned} \sigma_x^2 &\cong \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (G_{x_i} - \overline{G}_x)^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n G_{x_i}^2 - \frac{n}{n-1} \overline{G}_x^2 \text{ e} \\ \sigma_y^2 &\cong \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (G_{y_i} - \overline{G}_y)^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n G_{y_i}^2 - \frac{n}{n-1} \overline{G}_y^2 \end{aligned} \quad (4.5)$$

A melhor estimativa para o desvio padrão σ_m do valor médio conjunto de medições é dada pela eq.(4.6). Dessa fórmula foi obtida a base para o cálculo da incerteza estatística da medida.

$$\sigma_{m_x} = \frac{\sigma_x}{\sqrt{n}} \text{ e } \sigma_{m_y} = \frac{\sigma_y}{\sqrt{n}} \quad (4.6)$$

Além da incerteza estatística, foi calculada a incerteza sistemática residual σ_r das medidas realizadas com um transferidor, cujo menor valor de leitura é de 1° . Como é prática, a incerteza desse instrumento é dada pela metade da sua menor escala, no caso $0,5^\circ$. Esse valor acumulou nas medidas de aceleração uma incerteza sistemática de $0,0056g$. E composto com a incerteza estatística formou a incerteza padrão σ_p . Essa medida foi obtida, matematicamente, a partir da soma das variâncias estatísticas e da variância sistemática residual, dado pela eq.(4.7).

$$\sigma_{p_x}^2 = \sigma_{m_x}^2 + \sigma_{r_x}^2 \text{ e } \sigma_{p_y}^2 = \sigma_{m_y}^2 + \sigma_{r_y}^2 \quad (4.7)$$

Tais valores também estão representados nos Apêndices F e G. Da análise dos dados foi obtido que a incerteza padrão ficou entre os valores de $0,0056g$ e $0,0061g$ tanto para o eixo x como para o eixo y. O que em termos estatísticos aponta para uma medida precisa, posto que há um alto grau de concordância entre os valores medidos.

Uma vez verificada a incerteza padrão da medida de aceleração estática, passou-se a calcular o ângulo medido por esse parâmetro. Para tanto foi utilizada a eq.(3.11) apresentada no capítulo 3. Nela ficou comprovada que a inclinação do sensor em relação ao plano de referência é dado pelo arco-tangente da divisão de G_x por G_y . O Apêndice H apresenta os dados que foram obtidos a partir dos valores médios de G_x e G_y coletados para cada ângulo.

Com os valores dos ângulos medidos em comparação à referência dada pelo transferidor, esboçou-se o gráfico 4.1. Nota-se que para cada valor de referência da inclinação foi alcançado um valor muito próximo através do acelerômetro. Tal fato referendou a viabilidade da utilização de um acelerômetro como um sensor de inclinação.

Gráfico 4.1 – Caracterização de um acelerômetro como inclinômetro.

A incerteza da medida foi calculada através da propagação de incertezas do acelerômetro no eixo x e no eixo y. Pois como $\theta = \theta(G_x, G_y)$, dado que $\theta = \arctan\left(\frac{G_x}{G_y}\right)$ e os valores de G_x e G_y são completamente independentes entre si, a incerteza padrão em θ foi obtida através da eq.(4.8) que representa a propagação de incertezas.

$$\sigma_{\theta}^2 = \left(\frac{\partial \theta}{\partial G_x} \right)^2 \cdot \sigma_{p_x}^2 + \left(\frac{\partial \theta}{\partial G_y} \right)^2 \cdot \sigma_{p_y}^2 \quad (4.8)$$

Verificou-se, então, que a incerteza padrão em θ foi dada pela eq.(4.9). Esses valores estão representados tanto no Apêndice H como na barra de incertezas em y do gráfico 4.1.

$$\sigma_{\theta}^2 = \left(\frac{\frac{1}{G_y}}{1 + \frac{G_x^2}{G_y^2}} \right)^2 \cdot \sigma_{p_x}^2 + \left(\frac{\frac{G_x \cdot \ln|G_y|}{G_y^2}}{1 + \frac{G_x^2}{G_y^2}} \right)^2 \cdot \sigma_{p_y}^2 \quad (4.9)$$

Numa análise quantitativa, notou-se que a incerteza padrão da medida do ângulo fica em torno de 0,12 a 0,51°. O que qualitativamente aponta para um método tão eficiente de medida de inclinação quanto o uso de um bom transferidor. Já a medida de erro relativo entre a referência (aqui estabelecido como valor verdadeiro) e o valor medido demonstrou que em grande parte das inclinações (22 de 35 medidas) há um erro relativo de no máximo 4% e, no pior caso, um erro relativo de 29%.

4.2.2 Medida de ADM com dois acelerômetros

De posse da caracterização do acelerômetro MX2125 como inclinômetro, tornou-se possível correlacionar as leituras de dois acelerômetros, devidamente colocados em uma articulação corpórea, com as inclinações apresentadas. No caso da medida de ADM da flexão e extensão do cotovelo foi possível medir um ângulo de inclinação entre 20 a 180°. A figura 4.12 apresenta duas medidas de ADM do cotovelo. Esquemáticamente, esses sensores foram alocados no braço, próximo ao ombro, e no antebraço.

Figura 4.12 – Dois acelerômetros MX2125 alocados no braço e antebraço.

Para verificar a funcionalidade da utilização de dois acelerômetros como um eletrogoniômetro foi elaborado um ensaio variando a ADM do cotovelo nos sentidos de flexão e extensão. Esse levantamento, mostrado no Apêndice I, demonstra a

comparação entre o ângulo de referência de um gabarito, no caso um goniômetro, e o valor de ADM calculada pelos dois acelerômetros.

Foram coletados os valores médios do *duty cycle* no eixo x e y dos acelerômetros 1 e 2. A partir desses valores, calculou-se G_{x_1} , G_{y_1} , G_{x_2} e G_{y_2} . Com esses valores foi possível medir o ângulo do primeiro acelerômetro (θ_1) e o ângulo do segundo acelerômetro (θ_2), ambos em relação ao plano de referência. A ADM foi estimada como demonstrado na eq.(3.12), através da diferença entre θ_1 e θ_2 .

Para calcular a incerteza da medida foi aplicada a mesma propagação de erros apresentada no subcapítulo anterior. Como o valor de $ADM = \theta_1 - \theta_2$, a incerteza da medida foi determinada através da eq.(4.10).

$$\sigma_{ADM}^2 = \sigma_{\theta_1}^2 + \sigma_{\theta_2}^2 \quad (4.10)$$

Gráfico 4.2 – Relação entre o ângulo de ADM medido pelo acelerômetro e o ângulo de referência dado pelo goniômetro.

Tendo os valores de referência dado pelo goniômetro, o ângulo medido pelos acelerômetros e a incerteza da medida, foi possível esboçar através do gráfico 4.2 a relação entre ângulo de referência (eixo das abscissas) e o ângulo medido (eixo das ordenadas).

A incerteza máxima da medida de ADM foi de $0,7^\circ$, ou seja, as incertezas das medidas com cada acelerômetro se somaram (de acordo com a equação 4.10), daí um valor maior do que a medida com um único sensor. O erro relativo da medida de ADM com o acelerômetro ficou próximo de 4%. Sendo que na caracterização do ângulo 20° esse erro relativo teve seu máximo em 9%.

Como já dito no capítulo 3, o principal problema dos goniômetros e dos eletrogoniômetros é sua montagem. Os erros relativos encontrados são em larga medida problemas de alocação da régua do goniômetro e do sensor. Além disso, cabe ressaltar problemas decorrentes das diferentes interpretações de posicionamento e de leitura, como, por exemplo, a paralaxe.

Alguns trabalhos, como Elveru et al. (1988), demonstram a facilidade de mensuração de variáveis articulares dos membros inferiores através de eletrogoniômetros. Os autores validaram o instrumento com erros relativos em torno de 2%. Contudo cabe ressaltar que os autores utilizaram outro tipo de sensoriamento elétrico e não acelerômetros. Esses valores ficaram próximos aos valores do instrumento aqui proposto.

Outra questão apontada por Durward et al. (2001) é a velocidade de resposta do sensor. Segundo os autores o equipamento deve ter no mínimo o dobro da velocidade do movimento a ser estudado. Sobre esse aspecto o instrumento proposta não possui nenhum impeditivo, posto que a leitura é feita com os membros parados. Além disso, a resposta dos circuitos digitais utilizados está na casa da dezena de milissegundos.

Confirmada a eficiência do uso de acelerômetros como medidores de ADM, foi programado no sistema embarcado microcontrolado uma rotina que mede o *duty cycle* da saída dos sensores acelerômetros e através das equações 4.2, 3.13 e 3.14 consegue obter o valor de ADM automaticamente.

4.3 Prototipagem dos sistemas embarcados microcontrolados

Para o desenvolvimento do módulo *STIM*, foi projetada uma placa de circuito impresso como visto no Apêndice K. A placa com os componentes e circuitos integrados é mostrada na figura 4.13. Nessa placa além das entradas para os acelerômetros, verificam-se a interface *USB* e o microcontrolador AT90USB162. Nesse microprocessador foram implementados os protocolos IEEE1451.0 e IEEE1451.2.

Figura 4.13 – Sistema embarcado microcontrolado para desenvolvimento do *STIM*.

Para a comunicação via *USB* foi utilizado o *framework LUFA (Lightweight USB Framework for AVR)s*¹⁵. A partir dessa biblioteca foi programada uma porta serial virtual utilizando a classe *CDC*. Nessa configuração os dados ficam disponíveis através de uma porta de comunicação “COM” no sistema operacional *Windows* ou um dispositivo “/dev/ttyS” no sistema operacional *Linux*. Tal fato permite uma comunicação de dados em alta velocidade entre o módulo *STIM* e o *NCAP* instalado em um computador.

Para a construção do nó *WTIM*, além do circuito de condicionamento de biopotenciais foi realizado o projeto e a prototipagem de um sistema embarcado microcontrolado utilizando o microcontrolador ATmega8535 e o módulo *Wifi Wifly*

¹⁵ Disponível em: <http://www.fourwalledcubicle.com/LUFA.php>. Acesso em: 10 de agosto de 2010.

GSX, como descrito no capítulo 3. A figura 4.14 apresenta a placa que foi confeccionada e utilizada para realizar a aquisição de sinais do circuito condicionador e a posterior transmissão via *Wifi* dos dados coletados de acordo com os protocolos IEEE1451.0 e IEEE1451.5.

A figura 4.14 apresenta um conector coaxial conectado a uma entrada do conversor analógico-digital do microcontrolador. Essa entrada permite amostrar tanto a parte negativa como a positiva do sinal de ECG. Esse conector coaxial foi conectado diretamente na saída do circuito da figura 4.8. O projeto do circuito está apresentado no Apêndice J.

Figura 4.14 – Sistema embarcado microcontrolado para desenvolvimento do *WTIM*.

O microcontrolador teve a função de amostrar os sinais de ECG e através da contagem de tempo entre dois pulsos R realizou uma aproximação da frequência cardíaca do paciente. Sendo que a medida da quantidade de batimentos por minuto foi feita dividindo o valor 60 pelo tempo medido.

Os dados coletados foram transmitidos conforme solicitados pelo *NCAP* através do módulo *Wifly*. Esse, como já mencionado no capítulo 3, possui baixo consumo e se comunica com o microcontrolador através de uma conexão serial *UART* de três fios (*TX*, *RX* e *GND*).

Através desse módulo foi realizada uma conexão *Ad hoc* entre o nó *WTIM* e o computador. A configuração foi feita através de uma sintaxe simples, que permite configurar as informações de *SSID* (*Service Set Identifier*), no caso IEEE1451; canal, 1; endereço de *IP*, no caso foi escolhido um valor fixo de 192.168.160.10; uma máscara de rede, 255.255.255.0; e um *IP* de *gateway*, 192.168.160.1, que indica o endereço do computador (*NCAP*).

4.4 Desempenho dos nós IEEE1451

Com os *hardwares* dos *TIMs* e do *NCAP* definidos, foram verificadas as funcionalidades do IEEE1451 e sua dinâmica. Para isso são apresentados nos subcapítulos seguintes os resultados do desenvolvimento do *NCAP*, cujo objetivo é o de apresentar as informações coletadas pelos nós sensores e disponibilizar através de uma rede de controle, no caso a *Internet*. Além disso, exibe-se o desenvolvimento da programação do lado dos *TIMs* (*WTIM* e *STIM*).

4.4.1 Desenvolvimento do *NCAP*

O *software NCAP* foi escrito na linguagem Java¹⁶ e executado em uma máquina virtual no sistema operacional *Windows Xp*. Seus objetos e métodos tem com base o modelo da figura 4.15. Nesse diagrama estão os resultados obtidos no desenvolvimento do *software* do *NCAP*. No modelo ficam evidentes duas partes fundamentais do processador de aplicação: os módulos de comunicação IEEE1451.2 e IEEE1451.5, e a estrutura do IEEE1451.0, que permite decodificar as informações transmitidas pelos *TIMs*.

Para o módulo de comunicação serial do *NCAP* foi utilizada a biblioteca *CommJar*, parte integrante da *Java Communications API*. Através dos comandos dessa biblioteca foi possível configurar e acessar todo tipo de dado transmitido

¹⁶ A escolha pela linguagem orientada a objeto Java se deu devido a sua capacidade em ser multiplataforma, ou seja, a possibilidade de portabilidade. O que permitiria ao *NCAP* em questão ser instalado em diferentes sistemas operacionais e plataformas computacionais.

serialmente. Para o módulo de comunicação IEEE1451.5 e sua comunicação *TCP/IP* iniciada após a conexão *Wifi*, foram aplicados os métodos e as funções disponíveis no *Java Sockets*. Através desses, foi possível estabelecer uma comunicação cliente-servidor entre o *NCAP* e o *WTIM*, no qual este era cliente daquele.

Figura 4.15 – Modelo do *NCAP*.

Figura 4.16 – Interface do *software NCAP* desenvolvido.

A interface gráfica do *NCAP* foi desenvolvida utilizando os recursos do *Swing GUI Designer* do Eclipse, como mostrado na figura 4.16. Nessa interface ficam disponíveis os recursos: de recebimento de informações do *STIM* e *WTIM* na rede; de requisição dos *TEDS* do *STIM* (IEEE1451.2) e dos *TEDS* do *WTIM* (IEEE1451.5); e de recepção e apresentação dos dados coletados pelos sensores dos nós *STIM* e *WTIM*.

4.4.2 Desenvolvimento dos nós IEEE1451.2

O desenvolvimento do nó IEEE1451.2 contou com a construção e configuração dos *TEDS*, conforme apresentado no subcapítulo 3.6. A programação da norma foi desenvolvida utilizando a linguagem ANSI C associada a classes da linguagem orientada a objetos C++. Como resultado do desenvolvimento do nó *STIM* foi obtido o modelo da figura 4.17.

Figura 4.17 – Modelo do nó IEEE1451.2.

Para realizar os testes do nó IEEE1451.2 com a interface *NCAP* foram seguidos os passos de funcionamento, tal como apresentado no diagrama sequencial UML (*Unified Modeling Language*) da figura 4.18. Como já mencionado, o nó *STIM*

sempre responde a uma requisição do *NCAP*, seja de dados, seja de *TEDS*. A única mensagem que é feita independente do *NCAP* é a *Tim Initiated Message*.

Figura 4.18 – Diagrama sequencial de conexão entre o *TIM* e o *NCAP*.

Através da primeira mensagem enviada pelo *STIM*, o *NCAP* já é capaz de encontrar alguns dados a respeito desse nó sensor. Nesse registro o *NCAP* armazena os valores dos *TEDS* e os interpreta. Os valores dos *TEDS*, para o *STIM*, são aqueles encontrados na última coluna das tabelas 3.4, 3.6, 3.8 e 3.10. Esses valores em formato hexadecimal foram transmitidos e o *NCAP* foi responsável em verificar cada campo, decodificar seu valor e registrar essa informação localmente. Após esse passo os dados ficaram disponíveis para exibição na interface Java ou através do *Web Service*.

No botão “Encontrar *STIM* na Rede”, são apresentadas para o usuário as informações do *PHY TEDS* enviadas pelo *STIM*. No caso do teste com o nó sensor

IEEE1451.2 foram registrados os dados: “Número do módulo de comunicação NCAP” (*TIM ID*): 1; “Identificação do módulo de comunicação NCAP” (*Comm Module ID*): 119; “Número do módulo de comunicação STIM” (*Comm Module Type*): 1; “Identificação do módulo de comunicação STIM” (*ID of Channel*): 301; “Número de Canais do STIM” (*Channel Numbers of TIM*): 1; “Identificação do Canal 1 e nome” (*ID of Channel e Name of Channel*): 1 IEEE1451.2 Accelerometer_Sensor. Esses valores estão apresentados na figura 4.19.

Encontrar STIM na Rede

Encontrar dados do STIM

Número do módulo de comunicação NCAP:	<input type="text" value="1"/>
Identificação do módulo de comunicação NCAP:	<input type="text" value="119"/>
Número do módulo de comunicação STIM:	<input type="text" value="1"/>
Identificação do módulo de comunicação STIM:	<input type="text" value="301"/>
Número de Canais do STIM:	<input type="text" value="1"/>
Identificação do Canal 1 e nome:	<input type="text" value="1 IEEE1451.2 Accelerometer_Sensor"/>

Figura 4.19 – Acesso às informações do *STIM*.

Na figura 4.20 são apresentadas as informações que foram requisitadas pelo usuário ao selecionar a opção “Requisitar TEDS IEEE1451.2”. Como resposta a essa requisição foram transmitidos pelo *STIM* alguns valores configurados no *Meta TEDS*, *TransducerChannel TEDS* e no *User's Transducer Name TEDS*. Dentre os dados estão: “Identificação do fabricante” (*Manufacturer ID*): gSIM; “Número do canal” (*Number of Channel*): 1; “Versão dos TEDS” (*Version of TEDS*): v1; e “Número de série” (*Serial Number*): 125.

Requisitar TEDS IEEE1451.2

Requisitar TEDS IEEE1451.2

Identificação do fabricante: gSIM

Número de canais: 1

Versão dos TEDS: v1

Número de série: 0125

Figura 4.20 – Acesso às informações dos *TEDS* do *STIM*.

Por último foram requisitados os dados amostrados, processados, agregados e transmitidos através da interface *USB* para o *NCAP*, conforme apresentado na figura 4.21. Na operação de teste foi obtido o valor de ADM de 42°.

Requisitar Dados Canal 1 IEEE1451.2

Requisitar Dados dos sensores IEEE1451.2

Unidade: °

Número de canais: 1

Identificação do Canal: 1 IEEE1451.2
Accelerometer_Sensor

Dado do sensor: 42

Figura 4.21 – Disponibilização dos dados coletados no sensor do *STIM*.

4.4.3 Desenvolvimento dos nós IEEE1451.5

Similar ao apresentado na seção anterior, para o nó IEEE1451.5 foram utilizadas as configurações dos *TEDS* conforme apresentado no subcapítulo 3.7. A programação da norma também foi feita utilizando a linguagem ANSI C associada à linguagem C++. O modelo desenvolvido do nó IEEE1451.5 está apresentado na figura 4.22.

Os testes dinâmicos com o nó IEEE1451.5 e a interface *NCAP* tomaram como referência o diagrama sequencial *UML* da figura 4.18, sendo que a conexão *Wifi* foi estabelecida entre o módulo *Wifly GSX* e uma placa *Wifi* interna a um *netbook*. Para essa conexão não foram utilizados os protocolos de encriptação via rádio¹⁷. O nó *WTIM* estabeleceu inicialmente a transmissão da *Tim Initiated Message*, que é responsável por enviar os dados do *PHY TEDS*. Após esse envio o *WTIM* passou somente a responder requisições do *NCAP*.

Figura 4.22 – Modelo do nó IEEE1451.5.

¹⁷ Possíveis encriptações para transmissão *Wifi* são: *WPA* (*Wifi Protected Access*), *WPA2*, *WEP* (*Wifi Equivalent Privacy*). Através desses padrões de segurança as informações podem ser transmitidas com maior segurança pela rede sem fio.

The screenshot shows a Java window titled "Encontrar WTIM na Rede". Inside, the title "Encontrar dados do WTIM" is displayed in red. Below it, several fields are populated with data:

Número do módulo de comunicação NCAP:	1
Identificação do módulo de comunicação NCAP:	119
Número do módulo de comunicação WTIM:	2
Identificação do módulo de comunicação WTIM:	202
Número de Canais do WTIM:	1
Identificação do Canal 1 e nome:	1 IEEE1451.5 ECG_Biopotencial_Sensor

Figura 4.23 – Acesso às informações do *WTIM*.

Com o envio dos valores do *PHY TEDS*, o *NCAP* foi capaz de “Encontrar o *WTIM* na Rede”. No teste com o nó IEEE1451 foram obtidos, conforme a figura 4.23, os seguintes dados: “Número do módulo de comunicação *NCAP*” (*TIM ID*): 1; “Identificação do módulo de comunicação *NCAP*” (*Comm Module ID*): 119; “Número do módulo de comunicação *WTIM*” (*Comm Module Type*): 2; “Identificação do módulo de comunicação *WTIM*” (*ID of Channel*): 202; “Número de Canais do *WTIM*” (*Channel Numbers of TIM*): 1; “Identificação do Canal 1 e nome” (*ID of Channel e Name of Channel*): 1 IEEE1451.5 ECG_Biopotencial_Sensor.

No *NCAP* foi possível, após a recepção dos *PHY TEDS* do IEEE1451.5, requisitar parte dos dados dos *Meta TEDS*, *TransducerChannel TEDS* e do *User's Transducer Name TEDS* ao se selecionar a opção “Requisitar TEDS IEEE1451.5”. Na figura 4.24 são apresentadas as informações transmitidas do *WTIM* em resposta a pedido do *NCAP*: “Identificação do fabricante” (*Manufacturer ID*): gSIM; “Número do canal” (*Number of Channel*): 1; “Versão dos TEDS” (*Version of TEDS*): v1; e “Número de série” (*Serial Number*): 125.

Como dito anteriormente, os dados dos *TEDS*, em específico para o *WTIM*, são aqueles encontrados na última coluna das tabelas 3.5, 3.7, 3.9 e 3.11. Esses valores em hexadecimal transmitidos ao *NCAP* foram decodificados e interpretados. Após isso, exibidos na interface local através do aplicativo Java, ou requisitados remotamente pelo *Web Service*.

Identificação do fabricante:	gSIM
Número de canais:	1
Versão dos TEDS:	v1
Número de série:	0125

Figura 4.24 – Acesso às informações dos *TEDS* do *WTIM*.

Por último os dados mensurados pelos sensores foram recebidos pelo *NCAP*, quando solicitados através do pedido “Requisitar Dados do Canal 1 IEEE1451.5”. A figura 4.25 apresenta o valor de frequência cardíaca igual a 72 batimentos por minuto.

Unidade:	batimento/minuto
Número de canais:	1
Identificação do Canal:	1 IEEE1451.5 ECG_Biopotencial_Sensor
Dado do sensor:	72

Figura 4.25 – Disponibilização dos dados coletados no sensor do *WTIM*.

4.5 Interface com *Web Services*

O acesso remoto dos dados coletados pelos sensores e o nome de cada sensor foi feita através de um *Web Service*, escrito a partir do *framework Axis2* (GOMES, 2010) (ALBINADER NETO, 2006).

Esse *Web Service* possuiu como Provedor de Serviços o programa *NCAP* desenvolvido em Java, como já mencionado anteriormente. Para o Consumidor de Serviços foi utilizado o padrão fornecido pelo ambiente Eclipse para clientes J2EE. O Registro de Serviços foi realizado localmente, o que permitiu a comunicação entre o cliente e o provedor *Web Service* sem intermediações.

Na figura 4.26 é apresentado o *WSDL* do *Web Service*. Como visto no capítulo 2, o *WSDL* descreve o *Web Service*, especificando suas operações e definindo o formato de entrada e saída de cada operação. Os dois recursos “*STIM*” e “*WTIM*” descritos no *WSDL* disponibilizam como resposta (*STIM/WTIM Response*) o nome do sensor e o valor do dado coletado.

Figura 4.26 – Descrição *WSDL* do *Web Service* desenvolvido.

A partir da descrição dos serviços do *Web Service*, o *software* de acesso foi alocado dentro do servidor *Apache Tomcat 6.0*. Esse servidor permitiu que as informações fossem acessadas pela rede. No caso dos testes desenvolvidos o acesso foi feito localmente através da URL: <http://localhost:8080/axis2/services/IEEE1451>.

Primeiramente foi realizado o teste para requisitar as informações do *STIM*. Após a conexão com o servidor, foi requisitada a informação do nome do *STIM* e do dado coletado pelo sensor. O arquivo *XML* de resposta do servidor está descrito abaixo:

```
<?xml version = "1.0" encoding = "UTF-8" ?>
<soapenv:Envelope
xmlns:soapenv="http://schemas.xmlsoap.org/soap/envelope/">
  <soapenv:Body>
    <ns:STIMResponse xmlns:ns="http://org.ws/xsd">
      <ns:return>STIM Name: IEEE1451.2 Accelerometer Sensor
Dado: 52°</ns:return>
    </ns:STIMResponse>
  </soapenv:Body>
</soapenv:Envelope>
```

Nesse arquivo é apresentado no cabeçalho “ns:return”, o valor referente ao nome do *STIM*, no caso “IEEE1451.2 Accelerometer_Sensor”, além do dado coletado no momento do funcionamento do *Web Service*, ADM de “52°”. Em específico, a figura 4.27 apresenta no campo “*STIMResponse*” esse mesmo valor, que corresponde a decodificação do arquivo *XML* pelo cliente.

Figura 4.27 – Resposta do *NCAP* à requisição de dados do *STIM*.

Da mesma maneira apresentada no *STIM*, para a requisição do nome e dado do *WTIM*, o *Web Service* respondeu com o arquivo *XML* descrito abaixo:

```
<?xml version = "1.0" encoding = "UTF-8" ?>
<soapenv:Envelope
xmlns:soapenv="http://schemas.xmlsoap.org/soap/envelope/">
  <soapenv:Body>
    <ns:WTIMResponse xmlns:ns="http://org.ws/xsd">
      <ns:return>WTIM Name: IEEE1451.5 ECG Biopotencial Sensor
Dado: 72bpm</ns:return>
    </ns:WTIMResponse>
  </soapenv:Body>
</soapenv:Envelope>
```

No arquivo é apresentado no cabeçalho “ns:return”, o valor referente ao nome do *WTIM*, no caso “IEEE1451.5 ECG_Biopotencial_Sensor”, além do dado coletado no momento do funcionamento do *Web Service*, frequência cardíaca de “72bpm”. Em específico, a figura 4.28 apresenta no campo “*WTIMResponse*” a decodificação do arquivo *XML* pelo cliente.

Figura 4.28 – Resposta do *NCAP* à requisição de dados do *WTIM*.

Diferente de outros trabalhos (SADOK; LISCANO, 2005) (SONG; LEE, 2008c) no qual o *Web Service* era capaz de requisitar informações diretamente do nó *TIM*, no trabalho em questão, o *Web Service* somente requisita os dados que já estão

registrados no *NCAP*. Para tanto, o serviço *Web Service* disponibilizou uma requisição para envio das informações do *STIM* e do *WTIM*.

4.6 Validação do *WTIM* com o *framework* NIST

Para verificar a validade do desenvolvimento do *WTIM* e do *NCAP* desenvolvido foi utilizado o *framework* de Song e Lee (2006). Esse *software* (ver figura 4.29) serviu de parâmetro para validação do desenvolvimento do protocolo IEEE1451.0 e IEEE1451.5 no sistema embarcado *Wifi*.

Algumas modificações pontuais foram realizadas para permitir a correta interface entre o *WTIM* e o *NCAP*. Visto que originalmente o *framework* NIST tinha como modelo de *WTIM* um computador conectado serialmente a um sensor normatizado no padrão IEEE1451. Dessa maneira, tanto o *NCAP* como o *WTIM* foram programados em linguagem Java e instalados em computadores separados. Esses, por sua vez, conectavam-se pela interface *Wifi* e estabeleciam a dinâmica do IEEE1451.

Figura 4.29 – Interface inicial do *framework* NIST IEEE1451.0 e IEEE1451.5.

No caso da rede de sensores biomédicos, o *WTIM* é um sistema microcontrolado e não um computador. Essas modificações não mudaram o mecanismo de conexão entre o *WTIM* e o *NCAP*, que para o *framework* NIST é descrito em cinco etapas.

Na primeira etapa é estabelecida a identificação dos módulos *NCAP* e *WTIM* para eles próprios, ou seja, ao iniciar cada módulo é obtida a informação gravada em uma memória não volátil e integrada ao *software* de controle de comunicação.

A segunda etapa se reduz a transmissão de um anúncio (*Tim Initiated Message*) do módulo *WTIM* ao *NCAP*, como apresentado na figura 4.30. Nessa fase foram transmitidas as informações pertinentes valores do *PHY TEDS*, que contemplam os valores: *TIM Identification*, *Comm Module ID*, *Comm Module Type*, *Comm Module Techonology ID*, *Comm Module Name*, *Comm Module Object*, *IP Address* e *Port*. No anúncio também foram fornecidos os valores e configurações do *TransducerChannel TEDS*, que podem ser vistos nas informações: *Channel Numbers of TIM*, *ID of Channel No. 1*, *Name of Channel No.1*, *ID of Channel No. 2* e *Name of Channel No.2*.

TIM Announcement in NCAP Side	
TIM ID:	2
Comm Module ID:	119
Comm Module Type:	1
Comm Module Technology ID:	5
Comm Module Name:	TIM-DOT5
Comm Module Object:	TIM-Wifi
IP Address:	192.168.160.10
Port:	10020
Channel Numbers of TIM:	1
ID of Channel No.1 :	202
Name of Channel No.1 :	1
ID of Channel No.2 :	IEEE1451.5ECG Biopotencial Sensor
Name of Channel No.2 :	0

Close

Figura 4.30 – Anúncio do *PHY TEDS* do *WTIM*.

O anúncio do *WTIM* ao *NCAP*, realizado através de um método *Publish-Subscriber*, oferece alto grau de desacoplamento entre os publicadores e

consumidores, pois cada nó da rede não teve a necessidade de conhecer a existência dos outros possíveis nós. Outro ponto a ser mencionado foi a verificação do modo de transmissão *Only when commanded* do *WTIM*, ou seja, o nó *NCAP* do NIST respeitou a configuração feita no nó *WTIM*, pois os dados somente foram encaminhados quando o sistema fez algum tipo de requisição.

A terceira parte correspondeu à descoberta do *WTIM* pelo *NCAP*, ou seja, o computador ao receber as informações provenientes do *WTIM*, registrou esses dados em um banco de dados próprio, como forma de estabelecer mais pedidos de informações e dados.

A quarta etapa para a comunicação estabeleceu o início do pedido de *TEDS* do *NCAP* ao *WTIM*. Nessa operação foram pedidas as informações pertinentes do *Meta TEDS*, do *TransducerChannel TEDS* e do *User's Transducer Name TEDS*. No caso do *WTIM* foram apresentadas as seguintes informações: *Manufacturer ID*, *Version of TEDS*, *Number of Channel* e *Serial Number*. Esses dados podem ser vistos na figura 4.31.

Figura 4.31 – Recebimento da informação do *TEDS* do *WTIM*.

A última etapa foi a requisição de dados. Mais uma vez, essa foi realizada através de uma conexão cliente-servidor *TCP/IP* e o *NCAP* requisitouos dados

provenientes do cada sensor de frequência cardíaca. Como já mencionado o *WTIM* utilizou o modo de amostragem *Immediate operation*, ou seja, somente quando requisitados os dados foram amostrados e transmitidos ao *NCAP*. A figura 4.32 apresenta a leitura do medidor de frequência cardíaca igual a 71 batimentos por minuto.

Figura 4.32 – Transmissão dos dados coletados pelo medidor de frequência cardíaca.

Cabe ressaltar que nem toda informação dos *TEDS* configurado no *STIM* e *WTIM* são apresentadas. Partes desses dados são de configurações internas, de ajuste nos modos de transmissão, de limites de medição, de tempos, entre outros.

Outro ponto a ser salientado é que o *framework* de Song e Lee (2006) auxiliou tanto na verificação como no desenvolvimento do *NCAP* desse projeto, mostrado nos subcapítulos 4.4.1. Em específico, a programação do *NCAP* utilizou o modelo de comportamento dinâmico que deve ser realizado entre os *TIMs* e o *NCAP*. Além disso, o software *NCAP* foi inspirado na interface de apresentação dos dados coletados, sejam de *TEDS*, ou de valores amostrados.

4.7 Integração da rede de sensores para engenharia biomédica

A figura 4.33 apresenta a integração dos dois módulos sensores, *STIM* e *WTIM*, com o *NCAP*. A começar pelo *STIM* é possível verificar, na figura, os

acelerômetros, para a medida de ADM, conectados a placa do microcontrolador AT90USB162. Esse sistema microcontrolado se conectou diretamente ao *NCAP*, um *netbook*, através da interface fiada *USB*. Dentre as vantagens da conexão através desse barramento está a alimentação de tensão e corrente propiciada pela porta *USB* 2.0. Segundo esse padrão é possível uma conector *USB* de dispositivo, fornecer uma tensão de 5V com corrente de até 0,5A. Esse valor foi suficiente para alimentar a placa do processador e os acelerômetros. Ao lado do *STIM*, verifica-se um eletrogoniômetro utilizado para caracterizar e calibrar os acelerômetros.

Junto ao *STIM* também se encontra o sistema *WTIM*. Nesse nó sensor são encontrados um par de eletrodos Kendall-LPT. Esses são devidamente colocados no paciente, nos braços direito e esquerdo, contando com a alocação da pulseira de referência na perna esquerda. Os sinais do paciente foram amplificados pelo circuito condicionador de biopotenciais, apresentando pela caixa metálica. Esse circuito foi alimentado com um bateria de 9V, o que atenuou interferências oriundas da rede. Uma vez condicionado o sinal, ele foi amostrado no microcontrolador ATmega8535. Esse processador foi responsável pelo envio das informações padronizadas através do protocolo *Wifi*. Uma vez que esse sistema não estava conectado através de fios com o *NCAP*, fez-se necessário alimentá-lo através de uma fonte externa, como apresentado na figura 4.33.

Para a transmissão *Wifi*, como dito anteriormente, utilizou-se o módulo *Wifly GSX 802.11b/g* conectado do *WTIM*. Esse módulo tem como característica verificada o baixo consumo de potência. Em atividade esse módulo consumiu em média 100mW, enquanto que no modo de dormência somente 10 μ W. Para verificar o alcance da transmissão sem fio foram realizados alguns testes preliminares sem grande rigor. Com sua potência máxima de transmissão, 18dBm (aproximadamente 63,1mW), foi possível transmitir sem perda de informação a uma distância de 50 metros em visada direta. Já em ambientes fechados, essa distância não chegou a 20 metros.

Figura 4.33 – Rede de sensores com *STIM*, *WTIM* e *NCAP*.

Para o teste de integração foi utilizado um *netbook* (*Intel Atom* com *clock* de 1,6GHz e 2GB de memória *RAM*) como plataforma de *hardware* do *NCAP*. Nesse computador estava associado o *software NCAP* desenvolvido em linguagem Java. Foi utilizada essa plataforma, pois nela há um dispositivo *Wifi* embutido, bem como portas *USB2.0*. Tal fato remete a questão da interoperabilidade pretendida no IEEE1451. Visto que essas interfaces de comunicação são comumente encontradas em computadores, *notebooks*, celulares, *tablets* e *PDAs* (*Personal digital assistants*). Além disso, é comum que haja conexão desses equipamentos com redes externas, a exemplificar pela *Internet*. De modo a permitir a comunicação dos nós sensores com uma rede ubíqua.

Com o teste de integração foi verificado o funcionamento das partes que compõem a rede de sensores, tal como caracterizado anteriormente de forma

separada. Através dessa integração foi obtida uma rede de sensores para engenharia biomédica. Nesse sistema foram constatadas as principais características que definem uma rede de sensores (ILYA; MAHGOUB, 2004). Dentre essas estão: endereçamento, que é a capacidade de cada sensor ter um endereço único; agregação dos dados, que corresponde à possibilidade do módulo sumarizar os dados coletados pelos sensores; capacidade de responder a consultas; auto-organização da rede, visto na capacidade da rede em continuar a executar sua função mesmo sem um de seus sensores; e facilidade de instalação.

5 DISCUSSÕES

A partir da arquitetura projetada e dos resultados obtidos foi possível realizar uma avaliação das partes que compõem a rede de sensores. Constituem essa: os dois sensores biomédicos propostos, os sistemas microcontrolados e suas respectivas interfaces de comunicação *USB* e *Wifi*; a normatização dos dados dos sensores por meio do protocolo IEEE1451; e o acesso local das informações através do *software NCAP* e também através de *Web Services*, remotamente.

5.1 SENSORES BIOMÉDICOS E SISTEMAS MICROCONTROLADOS

A proposta de aplicar acelerômetros para auxiliar as medidas de eletrogoniometria não é inédita. Alguns trabalhos também possuem abordagem semelhante, seja utilizando esses sensores para medidas de ADM (SOARES et al., 2010), ou para analisar o comportamento do movimento humano (SILVA, 2007). Nesse sentido esse projeto se propôs a caracterizar de forma mais rigorosa a utilização desses sensores na medida de ADM. Por isso o maior detalhamento dos passos para análise estatística dos dados no capítulo 4. Tal análise demonstrou que a incerteza da medida desses acelerômetros está dentro da incerteza dos equipamentos utilizados em eletrogoniometria, não ultrapassando 1°. Dessa forma fica evidente a viabilidade da utilização de acelerômetros em medidas de ADM. Além disso, cabe ressaltar que esses sensores são componentes de baixo custo. No caso do sensor MXD2125GL, parte principal do módulo MX2125, seu valor está na casa da unidade de reais.

Alguns pontos podem ser discutidos em relação ao uso desses acelerômetros. Primeiramente há uma dificuldade de alocação desses sensores no braço. Em grande medida devido ao MX2125 possuir somente dois eixos. Através de um sensor de três eixos seria possível obter o valor de ADM com menor influência do posicionamento dos acelerômetros, entretanto com aumento do custo computacional. Possíveis

sensores que atenderiam tal especificação são: o AH-6100LR da *Epson Toyocom* e o MMA7260QT da *Freescale*.

Cabe ressaltar que os resultados obtidos com a utilização dos acelerômetros podem ser utilizados em aplicações de Tecnologia Assistiva. Pois é do conceito da Tecnologia Assistiva englobar todos os recursos e serviços que ajudam a ampliar, manter ou melhorar as habilidades funcionais de pessoas com deficiência, proporcionando a elas inclusão e determinado grau de independência (BERSCH; TONOLLI, 2011). Ou seja, através da inclusão de sensores acelerômetros seria possível construir equipamentos, que ajudassem na melhoria da qualidade de vida e na inclusão de pessoas com limitações físicas e/ou idosos.

Em relação ao circuito de condicionamento de biopotenciais cabe verificar que a aplicabilidade do sistema não se restringe somente a medidas de ECG. Pois o circuito elétrico projetado e prototipado permite amplificar sinais de unidades de microvolts até dezenas de milivolts. Além disso, possui uma banda que permite a amplificação de sinais de ECG, EEG¹⁸, e de uma parcela significativa de EMG. A vantagem desse tipo de abordagem é a possibilidade de ter um *hardware* único, que possibilite ajustar ganhos de acordo com o tipo de pesquisa e desenvolvimento que se queira. Por outro lado, essa mesma característica traz desvantagens caso se queira um ajuste fino. Para tanto um *hardware* dedicado permitiria ajustes mais sensíveis nas faixas de tensão medidas para cada sinal biológico. Um *hardware* dedicado também possibilitaria compactar o circuito, bem como aumentar o número de canais por placa.

Dos testes realizados com diferentes tipos de eletrodos não invasivos, percebeu-se que os eletrodos do fabricante Kendall-LPT possuíram a melhor resposta. Em específico, foi utilizado o eletrodo *CARE™ 610 Diagnostic Tab Electrodes*, esse elemento faz parte da linha de eletrodos de diagnóstico do fabricante.

Para a aquisição dos sinais foram utilizados os microcontroladores ATmega8535 e AT90USB162. Esses microprocessadores são circuitos de baixo

¹⁸ Circuitos de condicionamento de EEG podem ser verificados no site: <http://openeeg.sourceforge.net/>.

custo, cerca de R\$12,48¹⁹, que permitem além do condicionamento digital das informações coletadas, a introdução dos *TEDS* e a transmissão através das interfaces *Wifi* e *USB*, respectivamente. Nesse ponto, justifica-se a introdução de um microprocessador a um sensor. Em outras palavras, o custo para transformar um transdutor em um transdutor inteligente é pago através dos benefícios da norma IEEE1451 e também pela facilidade e flexibilidade de operação.

Como já dito, os sistemas microcontrolados também possibilitam a transmissão por diferentes interfaces ou barramentos. No caso do AT90USB162 já havia uma interface *USB* embutida nos periféricos do microcontrolador. Já para a interface *Wifi* foi conectado ao microcontrolador ATmega8535 o módulo *Wifly GSX* 802.11b/g. Esse módulo engloba um microprocessador, um amplificador de baixo ruído *LNA* (*Low Noise Amplifier*) na recepção, um amplificador de potência *PA* (*Power Amplifier*) na transmissão e uma antena integrada tem custo de aproximadamente U\$50,00²⁰. Apesar de encarecer o sistema, a transmissão sem fio dá maior mobilidade e flexibilidade ao instrumento.

5.2 PROTOCOLO IEEE1451

O *STIM* e o *WTIM* foram implementados a partir das bibliotecas e modelos desenvolvidos pelo NIST, especificamente as desenvolvidas por Song e Lee (2006) (2008). A possibilidade de reutilização de *frameworks* produziu maior agilidade na incorporação de sensores comuns à norma IEEE1451. O objetivo da divulgação desses *frameworks* é reduzir as barreiras para a adoção da norma e estimular pesquisas acerca do protocolo. Muito embora sempre haja necessidade de se restringir a utilização do código e adaptá-lo as características do *hardware* desenvolvido.

Da leitura atenta das normas do IEEE1451, bem como do desenvolvimento das redes de sensores, foi comprovado que não há restrição de componentes ou de circuitos para os transdutores inteligentes. Isso permitiu que fosse construída uma

¹⁹ Valor fornecido pelo distribuidor *Farnell Newark* em 10 de novembro de 2011.

²⁰ Valor fornecido pelo distribuidor *Sparkfun* em 10 de novembro de 2011.

rede utilizando sensores não “convencionais”, como é o caso do eletrogoniômetro e do medidor de frequência cardíaca. Tal fato reflete uma questão fundamental do IEEE1451, no qual o fabricante de transdutores deve se concentrar exclusivamente no desenvolvimento do seu produto.

Outra propriedade do IEEE1451, citada no capítulo 2, é a interoperabilidade. Na rede de sensores biomédicos, o *STIM* e *WTIM* se comunicam através de barramentos independentes de fabricante como é o caso do *USB* e do *Wifi*. Tais meios estão presentes em todos os tipos de computadores pessoais e *notebooks* atualmente. Fato também característico do IEEE1451 é o particionamento do sistema em blocos. Para exemplificar tal fato, basta retomar o próprio método de desenvolvimento da rede de sensores, no qual foram detalhados e projetados isoladamente os sensores *STIM*, *WTIM* e o processador de rede *NCAP*.

A perspectiva do IEEE1451 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 IEEE1451 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.

5.3 *NCAP* E *WEB SERVICES*

A programação em Java do *NCAP*, no ambiente Eclipse, permitiu que se criasse uma interface com o usuário de forma a possibilitar o acesso local das informações oriundas dos sensores. Embora o *NCAP* envie os comandos para os sensores e apresente as informações recebidas, o *software* desenvolvido não é capaz de atender todo o tipo de interface do IEEE1451. Em outras palavras, o escopo desse projeto foi o de criar um sistema *NCAP* padronizado, mas não genérico.

Para o acesso remoto foi utilizado o *framework Axis2* para *Web Services*. Essa implementação do protocolo *SOAP* encapsula toda a teoria acerca de *Web Services*,

inclusive as tecnologias *XML*, *SOAP*, *WSDL* e *UDDI*. A integração de um *Web Service* com o IEEE1451 favoreceu a interoperabilidade do sistema.

Outra questão prática refere-se ao protocolo sobre o qual as mensagens *SOAP* trafegam. A arquitetura projetada pelo *W3C* especifica que solicitações e respostas *XML* trafeguem por meio dos protocolos: *HTTP*, *FTP*, *SMTP*, *TCP* puro, entre outros. Na prática o *XML* trafega prioritariamente sobre o *HTTP*, pois esse protocolo é dominante na *Web* e é suportado por diferentes plataformas sem que ocorram restrições ao seu conteúdo.

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

6.1 CONCLUSÕES

No presente trabalho de dissertação foi apresentado o desenvolvimento de uma rede de sensores biomédicos baseado no padrão IEEE1451. Para tanto foram utilizadas ferramentas abertas e padronizadas. Como forma de demonstrar a abrangência do IEEE1451 foram desenvolvidos dois sensores distintos que se conectavam através de um meio com fio e um meio sem fio. Esses nós sensores também possuem como qualidade o acesso remoto através de um *Web Service*.

Compondo a rede de sensores foi projetado e implementado um nó *STIM* inspirado no trabalho de Song e Lee (2008b). O *hardware* desse nó foi desenvolvido utilizando um microcontrolador AT90USB162, de baixo custo, e seu *software* foi programado através das linguagens ANSI C e C++. Distinguindo-se do trabalho de Song e Lee (2008b), foi acrescida a comunicação *USB* em detrimento da serial *RS-232*. Tal fato agregou uma característica inovadora à dissertação, pois os trabalhos que incorporam o IEEE1451 ao barramento *USB* (DEPARI et al., 2004) (KUMAR et al., 2011) não utilizaram o padrão IEEE1451.0 como base de configuração para o padrão de interfaceamento IEEE1451.2.

Com relação ao sensor do *STIM*, foram caracterizados dois acelerômetros *Parallax MX2125* para medidas de eletrogoniometria. Esses foram utilizados para a medida de ADM da flexão e extensão do cotovelo. Os dados coletados desses sensores foram comparados com as leituras realizadas por um goniômetro. Dessa forma, calculou-se um erro relativo médio de 4% com incerteza da medida de 0,7°. Esses valores ficaram dentro da incerteza vista na literatura, o que demonstrou a confiabilidade desse sistema para medidas de eletrogoniometria e de fleximetria das articulações.

O outro nó sensor desenvolvido foi o *WTIM* com base no protocolo de interfaceamento IEEE1451.5. O *hardware* desse nó constou de um microcontrolador ATmega8535 e de um módulo de transmissão *Wifi Wifly GSX 802.11b/g*. Esse nó também teve como base os trabalhos de Song e Lee (2006) (2007). As informações

coletadas por esse nó foram transmitidas por rádio frequência, utilizando o protocolo *Wifi* (802.11b/g). Para a transmissão dos dados foram abertas conexões *TCP/IP*, que permitiram a comunicação conforme o modelo cliente-servidor. Através desse enlace foi possível que o *NCAP* requisitasse os valores dos *TEDS* e dos dados coletados.

Acerca do sensor do *WTIM*, foi projetado e prototipado um circuito de condicionamento de biopotenciais, que permitiu amplificar, filtrar e condicionar sinais coletados por eletrodos não invasivos. Dentre os elementos que constituem esse circuito se encontram: um amplificador diferencial, um filtro passa-altas, um amplificador não inversor, um filtro rejeita-faixas (60Hz) e um filtro passa-baixas. No sistema em questão esse circuito foi responsável por amplificar sinais de ECG, coletados através da derivação periférica bipolar D1. Esse sinal foi amostrado pelo microcontrolador, que por sua vez forneceu o valor da frequência cardíaca através da contagem de tempo entre duas ondas R.

A validação do *WTIM* foi realizada através do *framework* desenvolvido por Song e Lee (2006) (2007). Esse *software* aberto²¹ foi utilizado para caracterizar concomitantemente o *NCAP* e o *WTIM* da rede de sensores biomédicos, como visto no capítulo 4.6. Por meio dessa validação foi possível garantir o funcionamento do IEEE1451.0 e do IEEE1451.5, bem como da qualidade dos testes e resultados obtidos.

Para completar o sistema IEEE1451 foi desenvolvido um *NCAP*, escrito em linguagem Java (*SDK* 6.0) no ambiente integrado de desenvolvimento Eclipse, rodando em um sistema operacional *Windows Xp*. Esse *software* foi responsável pela transmissão dos comandos para envio das informações dos *TEDS* e dos dados amostrados pelos sensores. Além disso, foi responsabilidade do *NCAP* decodificar os *TEDS* e apresentar localmente as informações dos sensores e dos dados coletados.

Por último foi desenvolvido em cima do *NCAP* um sistema para acesso remoto através de um *Web Service*. Essa tecnologia permitiu que as informações apresentadas localmente pelo *NCAP* fossem disponibilizadas na rede de forma a viabilizar a monitoração remota da informação dos sensores e dos dados coletados.

²¹ *An Open Implementation of IEEE 1451* - <http://sourceforge.net/projects/open1451/files/>. Acesso em: 20/11/2011.

Vale ressaltar que a tecnologia *Web Services* permite que praticamente todo tipo de plataforma de *software* e *hardware* tenha acesso às informações do *NCAP*, sem que ocorram problemas e restrições de *firewalls*.

Acerca do funcionamento do IEEE1451, verificou-se que, de fato, há uma distinção entre o projeto do sensor/atuador e da rede de controle. Isso ocorre devido à separação do módulo *TIM* e do módulo *NCAP*. No caso da rede de sensores desenvolvida, o *STIM* e o *WTIM* se comunicavam de maneiras distintas com o *NCAP*. Esse, por sua vez, fez uma interface com a rede de controle *Internet* de maneira totalmente independente da escolha dos sensores.

Esse trabalho também mostrou que o padrão IEEE1451 é capaz de ser integrado a diferentes plataformas de *hardware*, sistemas operacionais e linguagens de programação. Dessa forma foi realçada a possibilidade de interoperabilidade entre distintos transdutores.

Embora ainda haja restrição para o uso do IEEE1451, em grande medida por ser um protocolo que ainda está em processo de modificações e acomodações, verificou-se que há potencial em sua utilização. Esse reside na introdução de informações relativas aos transdutores no *TEDS* e na forma *plug and play* de conexão. Acredita-se que a tendência dos transdutores é a de se tornar sistemas pervasivos, seja no ambiente industrial, da agricultura, residencial, ou médico. Nesse sentido foi meta desse trabalho tentar se antecipar às tendências da microeletrônica.

O fato de algumas normas da família IEEE1451 ainda não estarem totalmente definidas e estabelecidas, justifica o desenvolvimento e as pesquisas no meio acadêmico. Nesse sentido, adquirir conhecimento sobre o protocolo e propor possíveis modificações ou melhorias foram propostas desse trabalho.

A aplicação de um protocolo de rede de sensores, por si só, já é um grande avanço em qualquer sistema de automação. Em especial, o desenvolvimento desse protocolo em aplicações não canônicas, ou seja, não triviais, demonstra a possibilidade de implementação em outros tipos de sistemas. A exemplificar por aplicações em: automação e controle de processos, monitoração ambiental, computação pervasiva, etc.

Os resultados obtidos incluem o desenvolvimento de *hardwares* dedicados ao avanço de redes de sensores em Engenharia Biomédica. Vale novamente ressaltar uma característica fundamental dos sensores IEEE1451, a capacidade de se conectar de maneira *plug and play*. Deste modo, o utilizador apenas tem que fazer a conexão e o sistema automaticamente detecta, configura e comunica sem a necessidade de interação humana. Essa nova abordagem para rede de sensores apresenta vantagens associadas à flexibilidade de configuração e principalmente ao custo em relação ao limitado número de sistemas similares que já existem no mercado.

Por fim cabe, resumidamente, mencionar as contribuições deste trabalho que foram: a pesquisa e revisão bibliográfica das normas do IEEE1451; o desenvolvimento de uma rede de sensores utilizando as normas IEEE1451.0, IEEE1451.2 e IEEE1451.5; a proposta de atualizar o campo de pesquisa sobre o protocolo IEEE1451, com a incorporação da norma IEEE1451.0; o projeto de um circuito condicionador de biopotenciais de baixo custo; a caracterização e análise de acelerômetros como sensores de ADM; o desenvolvimento de um *hardware* embarcado para sensores biomédicos; e, por último, a programação de um *NCAP* capaz de realizar a comunicação entre os dispositivos *USB* e *Wifi*, local e remotamente.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

As possibilidades de desenvolvimento a partir do IEEE1451 são inúmeras. Entretanto alguns pontos podem ser explorados para que se impulse a utilização dessa norma. O principal ponto é aumentar a utilização do *TEDS*, com o desenvolvimento de aplicações que utilizem *TEDS* de calibração, *TEDS* de localização geográficos, entre outros. Em especial, a utilização da localização geográfica através de um sistema de gerenciamento de posição (*GPS*) permitiria que sensores móveis tivessem sua localização transmitida através de um sistema já normatizado.

Como foi apontado no capítulo 5, o desenvolvimento de *TEDS* não é trivial. Uma possibilidade para a otimização dessa etapa crucial seria a de desenvolver

softwares que criassem e editassem *TEDS*, conforme o trabalho de Manda e Gurkan (2009).

Em relação às camadas físicas de transmissão, o IEEE1451 deixa espaço para que haja a incorporação de outros meios de comunicação. Dentre eles destacam-se o sistema *General Packet Radio Service (GPRS)*, que utiliza a rede de telefonia celular para a transmissão de dados (NASCIMENTO et al., 2011).

Com relação ao *hardware* para os sensores vale destacar a tendência para a utilização das plataformas *Motes*, que possuem baixo consumo de energia, baixo custo, são pequenos e incorporam sistemas operacionais que favorecem o desenvolvimento de serviços em tempo real e métodos de redução de consumo através de ciclos de *sleep mode* (latência do sistema). Alguns exemplos desses *hardwares* são: *Crossbow IRIS*, *Crossbow MICAz*, *Crossbow MICA2*, *Crossbow Imote2*, *Crossbow TelosB*, *Atmel AVR Raven*, *Scatternode*, *Shimmer* e *Sun SPOT*.

Através da incorporação desses sensores com os conceitos do IEEE1451, especificamente o IEEE1451.5, poder-se-ia verificar a viabilidade desse protocolo em sistemas que ainda não possuem normatização quanto à comunicação. Além disso, cabe verificar possíveis alternativas para que o IEEE1451 seja incorporado a esses *Motes* de forma a manter o baixo consumo de energia e não sobrecarregar o processador ou o transmissor (TORRI, 2008).

Dentro do protocolo IEEE1451.5 também são possibilidades de trabalho, agregar os protocolos *ZigBee*, *6LoWPan* e *UWB*. O primeiro, principal meio de comunicação de rede de sensores sem fio, permitiria verificar o funcionamento do IEEE1451 em diferentes topologias (*Mesh*, *Star*, *Cluster Tree*). Já o *6LoWPan*, *IPv6 over Low power Wireless Personal Area Networks*, permite a utilização de protocolos *IP* para comunicação de alto nível entre o controlador e os diversos sensores da rede. A escolha do *UWB* reside no fato que nessa tecnologia é possível obter altas taxas de transmissão através de transceptores de baixo custo, baixa potência e baixa susceptibilidade a interferência.

Em relação ao sistema desenvolvido, alguns aspectos poderiam ser incorporados ao trabalho. A exemplificar por um banco de dados que armazene todos os dados coletados pelo *software* de monitoramento *NCAP*. Outro ponto que poderia

ser modificado é a transmissão dos dados da curva de ECG e não somente a frequência cardíaca do paciente. Também poderiam ser transmitidos os sinais coletados de EMG e EEG, pois o condicionador de sinais desenvolvido permite amplificar o espectro que incorpora esses dois tipos de sinais. Além do mais, como se pretende desenvolver um sistema para engenharia biomédica, outros parâmetros médicos podem ser utilizados como a transmissão da pressão arterial, da temperatura ou da medida de oximetria de pulso do paciente.

Ainda sobre a aquisição de sinais de ECG, também é uma possibilidade de continuidade do trabalho o desenvolvimento de filtros digitais que atenuem os artefatos do sinal, em específico o ruído de 60Hz. Para isso poderia-se analisar a resposta do sinal de ECG aos filtros *FIR* (*Finite Impulse Response*) ou *IIR* (*Infinite Impulse Response*) e suas distintas aproximações.

No âmbito das redes de sensores para engenharia biomédica, cabe avaliar os nós sensores *ETag2* desenvolvidos pela Universidade da Virginia. Esses nós sensores sem fio são utilizados para verificar sinais vitais de pacientes, como ECG, oximetria de pulso e temperatura. Outro sistema de *Medical Healthcare* a ser analisado é o *CodeBlue*. Essa plataforma desenvolvida pela Universidade de Harvard trabalha em cima de um *Mote* com um sistema operacional *TinyOS*, medindo valores de oximetria de pulso e de duas derivações de ECG.

Outra possibilidade de trabalho é a integração do IEEE1451 com ISO/IEEE 11073, norma que estabelece interoperabilidade entre equipamentos médicos. O objetivo é permitir a transferência de informações médicas entre equipamentos, de modo a facilitar que essas sejam armazenadas, recuperadas e processadas em tempo real. Dessa norma é possível encontrar bibliotecas como a *Antidote* e a *OpenHealth*.

Outra possível integração do IEEE1451 é com o padrão *HL7* (*Health Level 7*) e com a linguagem normatizada para sensores *SensorML*. Esses padrões têm como objetivo padronizar a linguagem médica e a descrição espacial do sensor, respectivamente. Ambos os padrões permitiriam ampliar a interoperabilidade funcional e semântica dos sensores projetados.

7 TRABALHOS APRESENTADOS

Abaixo segue uma lista de trabalhos apresentados acerca do protocolo IEEE1451 ou publicados durante o desenvolvimento desse mestrado, no qual estão incluídos alguns congressos e o depósito de uma patente.

BECARI, W. SAPP - Sensores e Atuadores Plug and Play. 2005. In: 13º Siicusp - Seminário Internacional de Iniciação Científica da USP, 2005.

CORSO, J. A.; BECARI, W. Plug and Play Network Sensor Architecture. 5º Congresso Ibersensor, Montevideo, Uruguay, 2005.

BECARI, W. Instrumentação Inteligente em Sistemas Dedicados. 2006. In: 14º Siicusp - Seminário Internacional de Iniciação Científica da USP, 2006.

BECARI, W.; CORSO, J. A.; FERNANDEZ, F. J. F. Sensors as alternative way for teaching Embedded Systems and Microelectronics, ICEE International Conference on Engineering Education, Portugal, Coimbra, 2007.

BECARI, W.; RAMIREZ, J.; HIDALGO; D. F.; FALLA; P. H. Desenvolvimento de sensores e sistemas eletrônicos com interface Web para detecção de gases poluentes e adulteração de combustíveis. XVIII Congresso Brasileiro de Automática. Bonito – MS, 2010.

BECARI, W.; RAMIREZ, J. Rede de Sensores utilizando o protocolo IEEE1451. Escola de Instrumentação em Astronomia e Eletrônica Orgânica. São Carlos, 2010.

OLIVEIRA, G.; DOTTO, M.; HENRIQUE, P.; MAIA, T; BECARI, W. Sistema de sensoriamento remoto de umidade e temperatura do solo para irrigação de precisão. 18º SIICUSP, São Paulo, 2010.

OLIVEIRA, G.; DOTTO, M.; HENRIQUE, P.; MAIA, T; BECARI, W. Sistema de sensoriamento remoto de umidade e temperatura do solo para irrigação de precisão. 12º SICT, FATEC-SP, São Paulo, 2010.

RAMIREZ, J. ; BECARI, W.; FILHO, J. F. J. Sistema de controle automático antiderrapante aplicado a um calçado. Depósito de patente, 2011.

NASCIMENTO, B. J.; PONTES, F. O. A.; ALNCANTARA, M. O.; BECARI, W. Sistema de Monitoração Remota de Eletrocardiograma Através da Rede de Telefonia Celular. 13º SICT, FATEC-SP, São Paulo, 2011.

NASCIMENTO, B. J.; PONTES, F. O. A.; ALNCANTARA, M. O.; BECARI, W. Sistema de Monitoração Remota de Eletrocardiograma Através da Rede de Telefonia Celular. 19º SIICUSP, São Paulo, 2011.

REFERÊNCIAS

- ALBINADER NETO, J. A. **Web Services em Java**. Rio de Janeiro: Brasport, 2006.
- ALONSO, G. et al. **Web Services: Concepts, Architectures and Applications**. Springer, 2004.
- ARRUDA JR., C. R. E. **Context Kernel: um Web Service baseado nas dimensões de informação de contexto**. 2003. 85p. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Ciência Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2003.
- AXELSON, J. **USB complete: everything you need to develop custom USB peripherals**. Lakeview Research, 2ª edition, 2001.
- BAILEY, J. J.; BERSON A. S.; GARSON A.; et al. **Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing: A report for health professionals by an ad hoc writing group of the committee on electrocardiography and cardiac electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology**, American Heart Association. Circulation p.81-730, 1990.
- BATISTA, E. A. **Emprego da Tecnologia Java para Implementar a Parte Lógica de um Processador de Aplicação com Capacidade de Operar em Rede de Comunicação (NCAP), em Conformidade com o Padrão IEEE 1451**. Dissertação (Mestrado), FEIS-UNESP. Ilha Solteira: 2004.
- BECARI, W.; CORSO, J. A.; FERNANDEZ, F. J. F. **Sensors as alternative way for teaching Embedded Systems and Microelectronics**, ICEE International Conference on Engineering Education, Portugal, Coimbra, 2007.
- BERSCH, R.; TONOLLI, J. C. **Tecnologia Assistiva**. Disponível em: <<http://www.assistiva.com.br/>>. Acesso em: 10 de setembro 2011.

BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook**. CRC Press, 2000.

CESCHINI, G. W. **Proposta de extensões a métodos e ferramentas de desenvolvimento de sistemas de automação distribuídos baseados em modelos dados pela UML e pela IEC 61499**. Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

CHINNICI, R.; MOREAU, J. J.; RYMAN, A.; WEERAWARANA, S. **Web Services Description Language Part 1 Version 2.0 Specification**. W3C, Disponível em: <<http://www.w3.org/TR/2005/WD-wsdl20-20050510>>, Acesso em agosto de 2010.

CHONG, Chee-Yee; KUMAR, S. P. **Sensor networks: Evolution, opportunities, and challenges**. Proceedings of the IEEE, 91(8): p.1247-1256, Agosto de 2003.

CORSO, J. A.; BECARI, W. **Plug and Play Network Sensor Architecture**. 5º Congresso Ibersensor, Montevideo, Uruguay, 2005.

DEPARI, A.; FERRARI, P.; FLAMMINI, A.; MARIOLI, D.; SISINNI, E.; TARONI, A. **IEEE1451 smart sensors supporting USB connectivity**. Sensors for Industry Conference. Proceedings the ISA/IEEE , p. 177- 182, 2004.

DURWARD, R. B., BAER, W. D., ROWE, P. J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, 2001.

ELMENREICH, W.; PITZEK, S. **Smart transducers, principles, communication and configuration**. IEEE Internacional Conference on Intelligent Engineering Systems, 7., Luxor. Proceedings. p. 510-515, 2003.

ELVERU R. A.; ROTHSTEIN J. M.; MILLER P. J.; ROETTGER R. F. **Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements**. Phys Ther, 1988.

FILHO, T. A. S.; SILVA, A. C. R.; NOGUEIRA, A. L. A. N.; ROSSI, S. R. BATISTA, E. A. **Descrição dos TEDS para o controle de motores de asso em**

conformidade com o padrão IEEE 1451. XVIII Congresso Brasileiro de Automática, Bonito-MS. 12 a 16 de setembro de 2010.

GILSINN, J. D.; LEE, K. **Wireless interfaces for IEEE1451 sensor networks.** SIcon'01, Rosemount, IL, USA, p. 45–50, Novembro 2001.

GODOI, A. C. B. **Detecção de potenciais evocados P300 para ativação de uma interface cérebro-máquina.** 110 p. (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

GOMES, D. A. **Web Services SOAP em Java.** São Paulo: Novatec Editora, 2009.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 11^a ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2006.

HIGUERA, J.; POLO, J.; GASULLA, M. **A Zigbee wireless sensor network compliant with the IEEE1451 standard.** Sensors Applications Symposium, 2009.

IEEE. **IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Transducer to Microprocessor Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats.** IEEE Std 1451.2-1997, Setembro 1998.

_____. **IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators-Network Capable Application Processor (NCAP) Information Model.** IEEE Std 1451.1-1999, Sucedido por 1451.0-2007, 2000.

_____. **IEEE Standard for A Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Mixed-Mode Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats.** IEEE Std 1451.4-2004, p. 1-430, Março de 2004.

_____. **IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators-Digital Communication and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats for Distributed Multidrop Systems.** IEEE Std 1451.3-2003, p. 1-175, 2004.

_____. **IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators – Common Functions, Communication Protocols, and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats.** IEEE Std 1451.0-2007, p. 1-335, Revisão do 1451.1-1999. Setembro 2007.

_____. **IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators Wireless Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats.** IEEE Std 1451.5-2007, p.236, Outubro de 2007.

_____. **IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators - Transducers to Radio Frequency Identification (RFID) Systems Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet Formats.** IEEE1451.7, 2009.

_____. **IEEE P1451.0 Website** (a). Disponível em <<http://grouper.ieee.org/groups/1451/0>>. Acesso em: 2 de julho de 2010.

_____. **IEEE P1451.6 Website** (b). Disponível em <<http://grouper.ieee.org/groups/1451/6>>. Acesso em: 2 de julho de 2010.

ILYAS, M.; MAHGOUB, I. **Handbook of Sensor Networks: Compact Wireless and Wired Sensing Systems.** CRC Press, 2004.

IVLINE, **A quick guide of ECG.** Disponível em <<http://www.ivline.info/2010/05/quick-guide-to-ecg.html>>. Acesso em: Novembro de 2011.

JONES, L. D.; CHIN, A. F. **Electronic Instruments and Measurements,** Prentice Hall, Inc., 2a. Edição, 1991.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular.** 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

KREGER, H. **Web Services Conceptual Architecture (WSCA 1.0),** IBM Software Group, Março de 2001.

KUMAR, A.; SINGH, I. P.; SUD, S. K. **Energy Efficient and Low-Cost Indoor Environment Monitoring System Based on the IEEE 1451 Standard**. IEEE Sensors Journal, vol.11, no.10, p.2598-2610, Outubro de 2011.

LEE, K. **Sensor networking and interface standardization**. In: Instrumentation and Measurement Technology Conference, 18., 2001, Budapest. IEEE, 2001.

_____. **Introduction to IEEE1451 – Family of Standards**. Wireless Sensor Standard Workshop/Meeting – Sensors Expo/Conference. NIST - National Institute of Standards and Technology, 7 de Junho de 2004.

LEE, K.; REICHARDT, M. **Open Standards for Homeland Security Sensor Networks**. IEEE Instrumentation and Measurement Magazine, Dezembro de 2005.

LEE, K. **Smart and Wireless Sensor Standards for Distributed Measurements**. Instrumentation & Measurement Magazine, IEEE Guest Editor, Abril de 2008.

LIPPERT, L. S. **Clinical Kinesiology and Anatomy**. 4th ed. F.A. Davis Company, 2006.

MANDA, S.; GURKAN, D. **IEEE 1451.0 compatible TEDS creation using .NET framework**. IEEE Sensors Applications Symposium, p.281-286, 17-19 Fevereiro de 2009.

MEMSIC. **MEMSIC Website**. Disponível em <<http://www.memsic.com/>>. Acesso em: 10 de agosto de 2011.

MITRA, E. N.; LAFON, Y. **W3C SOAP Part 0 Primer Version 1.2 Specification. W3C**. Disponível em: <http://www.w3.org/TR/2003/REC-soap12-part0-20030624/>, Acesso em: Agosto de 2009.

NASCIMENTO, B. J.; PONTES, F. O. A.; ALNCANTARA, M. O.; BECARI, W. **Sistema de Monitoração Remota de Eletrocardiograma Através da Rede de Telefonia Celular**. Trabalho de Conclusão de Curso, Fundação Instituto Tecnológico de Osasco, 2011.

NATIONAL. **An Overview of IEEE1451 .4 Transducer Electronic Data Sheet (TEDS)**. Specifications for all transducers by National Instruments. Disponível em: < <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/3469>>. Acesso em: Fevereiro de 2011.

NEMETH-JOHANNES, J.; SWEETSER, V.; SWEETSER, D. **Implementation of an IEEE-1451.0/1451.5 compliant wireless sensor module**. Autotestcon p.364-371, 2007.

NIST. **IEEE1451 Protocol Website**. National Institute Of Standards and Technology. Disponível em: <<http://ieee1451.nist.gov>>. Acesso em: Março de 2010.

NORTON, H. **Transducer fundamentals**. In: Handbook of Transducers. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1989.

OLIVEIRA, A. L. **Instrumentação inteligente baseada em Web Services**. Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2005.

ORTOLAN, R. L. **Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação**. São Carlos, 2002. 113 p. Dissertação (Mestrado) - Depto de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

PAVEL, R.; TIPEK A. **Modern Sensors Handbook**. Wiley-ISTE, 2007. 518p.

RAMOS, H. G. **A Contribution to the IEEE STD. 1451.2-1997 Revision and Update**. Proc IEEE AFRICON Conf. in Africa, Windhoek, Namibia, Setembro de 2007.

ROSSI, S. R. **Implementação de um Nó IEEE 1451, Baseado em Ferramentas Abertas Padronizadas, para Aplicações em Ambientes de Instrumentação Distribuída**. Tese (Doutorado), FE/IS-UNESP. Ilha Solteira, 2005.

SADOK, E. F.; LISCANO, R. **A web-service framework for 1451 sensor networks**. Instrumentation and measurement technology conference, Ottawa, Canada, p. 17-19, Maio de 2005.

SAHA, D.; MUKHERJEE, A. **Pervasive Computing: A Paradigm for the 21st Century**. IEEE Computer, 2003.

SAMAD, T.; MCLAUGHLIN, P.; LU, J. **System architecture for process automation: Review and trends**. Journal of Process Control, Volume 17, Issue 3, p.191-201, Março de 2007.

SANTOS, J. C. dos. **Sistema Eletrônico para aquisição, processamento e armazenamento de sinais**. Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

SEDRA, A.S.; SMITH, K.C. **Microeletrônica**. 5ª Ed. São Paulo. Pearson Prentice Hall, 2007.

SILVA, T. I. **Implementação de um sistema para geração e avaliação de movimentos em pacientes hemiplégicos**. Tese de doutorado. UNESP-SP, Ilha Solteira, 2007.

SOARES, F. P.; MENDES, J. P.; SORRENTINO, J. V. M. M.; ALVES, L.; PERES, H. M. P. L. **Eletrogoniômetro para aplicações em fisioterapia**. Trabalho de Conclusão de curso. Fundação Instituto Tecnológico de Osasco. 2010.

SONG, E.; LEE, K. **Object-oriented application framework for IEEE1451.1 standard**. Instrumentation and Measurement Technology Conference. Proceedings of the 21st IEEE, Volume 2, 18-20 Maio de 2004.

_____. **An implementation of the proposed IEEE1451.0 and 1451.5 standards**. Sensors Applications Symposium. Proceedings of the IEEE, p.72-77. 2006.

_____. **Wireless Sensor Network Based on IEEE 1451.0 and IEEE 1451.5-802.11.** Electronic Measurement and Instruments, 8th International Conference, pp.4-11, Julho de 2007.

_____. **Understanding IEEE1451-networked smart transducer interface standard-what is a smart transducer?** Instrumentation & Measurement Magazine, IEEE, 11, n. 2, p. 11–17, 2008.

_____. **Sensor Network based on IEEE 1451.0 and IEEE p1451.2-RS-232.** Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, 2008, p.1728-1733, 12-15 de Maio de 2008.

_____. **STWS: A Unified Web Service for IEEE1451 Smart Transducers.** Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on, vol.57, no.8, p. 1749-1756, Agosto de 2008.

SVEDA, M. **A design framework for Internet-based embedded distributed systems.** 11th IEEE Conference and Workshop on the international Engineerign of computer-based system, p. 113-120, 2004.

TANI, F. K. **Proposta de desenvolvimento de transdutores inteligentes baseados na norma IEEE1451 aplicados a redes LonWorks.** 151 p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

TEXAS. **Active Filter Design Techniques.** In: Op Amps For Everyone: Design Reference. Rev. B. Agosto de 2002.

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

VEGA, C. H. F. **Reconhecimento de estados cognitivos em sinas EEG.** 101 p. (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

VIEGAS, V. M. R. **Projeto e implementação de um sistema de sensores inteligentes baseado na norma IEEE1451**. 2003. 241p. Dissertação (Mestrado) - Instituto Superior Técnico da Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, 2003.

VIEGAS, V.; PEREIRA, J. M. D.; GIRÃO, P. S. **Using a Commercial Framework to Implement and Enhance the IEEE1451.1 Standard**. IMTC 2005 – Instrumentation and Measurement Technology Conference, Ottawa, Ontario, CANADA, 17-19 de Maio 2005.

VIEGAS, V.; PEREIRA, J. M. D.; GIRÃO, P. S. **.NET Framework and Web Services: A Profit Combination to Implement and Enhance the IEEE1451.1 Standard**. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 56, no. 6, Dezembro, 2007.

VUOLO, J. H. **Fundamentos da Teoria de Erros**. São Paulo: Edgar Blücher, 1996.

WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation**. John Wiley and Sons, 3rd edition, 1998.

WEISER, M. **The Computer for the Twenty-First Century**. Scientific American, p. 94-10, Setembro 1991.

WOBSCHALL, D. **Websensor design—Smart HVAC sensors with an internet address**. Proc. Sensors Expo, 2001.

_____. **A wireless gas monitor with IEEE1451 protocol**. Proc. SAS, 2006.

_____. **Networked Sensor Monitoring Using the Universal IEEE 1451 Standard**. IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, 2008.

WOBSCHALL, D.; MUPPARAJU, S. **Low-power wireless sensor with SNAP and IEEE1451 protocol**. IEEE Sensors Applications Symposium, p. 225-227, 2008.

YONGPING, Xie; YUN, Zhang; ZHIJIA, Yang. **A Middleware Framework Based on the IEEE1451 Standards**. Wireless Communications, Networking and Mobile Computing, 2007. International Conference p.3119-3122, 21-25 Set. 2007.

Apêndice A - Simulação do circuito de condicionamento de biopotenciais

Apêndice B - Simulação do circuito condicionador com Instrumentos Virtuais

Sinal na saída do
amplificador.

Sinal na entrada
do amplificador.

Apêndice C - Esquema do circuito de condicionamento de biopotenciais – Parte 1

Date:

TITLE: Condicionamento e Filtragem de Sinais

Sheet: 1/1

Apêndice D - Esquema do circuito de condicionamento de biopotenciais – Parte 2

Apêndice E - Esquema do circuito de condicionamento de biopotenciais – Parte 3

Date:

TITLE: Condicionamento e Filtragem de Sinais

Sheet: 1/1

Apêndice F - Caracterização do acelerômetro MX2125 – Eixo X

Tabela A.1 – Caracterização do eixo x do acelerômetro MX2125.

Ângulo (°)	DUTY1	DUTY2	DUTY3	DUTY4	DUTY5	DUTY6	DUTY7	DUTY8	DUTY9	DUTY10	Gx1	Gx2	Gx3	Gx4	Gx5	Gx6	Gx7	Gx8	Gx9	Gx10	Média do Gx	Desvio Padrão Experimental	Desvio Padrão das Medições	Desvio Padrão do Valor Médio (Incerteza Estatística)	Incerteza Sistemática	Incerteza Padrão	Incerteza relativa		
90	49,2	49,2	49,2	49,2	49,2	49,2	49,2	49,2	49,2	49,2	-0,06	-0,06	-0,06	-0,06	-0,06	-0,06	-0,05	-0,06	-0,06	-0,06	-0,06	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,98E-03	8,88E-02	8,88E+00	
80	51,3	51,3	51,3	51,3	51,3	51,3	51,3	51,3	51,3	51,3	0,10	0,08	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	6,04E-05	7,77E-03	8,28E-03	2,46E-03	5,98E-03	6,08E-02	6,08E+00	
70	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,27	6,83E-05	8,28E-03	8,28E-03	2,61E-03	5,98E-03	6,14E-03	2,72E-02	2,72E+00
60	55,3	55,3	55,3	55,3	55,3	55,3	55,3	55,3	55,3	55,3	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,98E-03	3,11E-02	3,11E+00
50	57,3	57,3	57,3	57,3	57,3	57,3	57,3	57,3	57,3	57,3	0,56	0,56	0,56	0,56	0,56	0,56	0,56	0,56	0,56	0,56	0,56	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,98E-03	9,51E-03	9,51E+00
40	59,3	59,3	59,3	59,3	59,3	59,3	59,3	59,3	59,3	59,3	0,72	0,72	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	1,79E-05	3,86E-03	3,86E-03	1,22E-03	5,98E-03	7,96E-03	7,96E+00	
30	60,1	60,2	60,1	60,2	60,2	60,2	60,2	60,2	60,1	60,1	0,81	0,82	0,81	0,82	0,82	0,82	0,82	0,81	0,81	0,81	0,81	1,79E-05	4,22E-03	4,22E-03	1,33E-03	5,98E-03	7,70E-03	7,70E+00	
20	61,1	61,1	61,1	61,1	61,1	61,1	61,1	61,1	61,1	61,1	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,89	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,98E-03	6,26E-03	6,26E+00
10	61,9	61,9	61,9	61,9	61,9	61,9	61,9	61,9	61,9	61,9	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,95	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,98E-03	5,84E-03	5,84E+00
0	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,98E-03	5,74E-03	5,74E+00
-10	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	62,1	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,97	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,98E-03	5,74E-03	5,74E+00
-20	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	0,92	0,92	0,92	0,92	0,92	0,92	0,92	0,92	0,92	0,92	0,92	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	6,04E-03	6,04E+00	
-30	60,7	60,7	60,7	60,7	60,7	60,7	60,7	60,7	60,7	60,7	0,86	0,86	0,86	0,86	0,86	0,86	0,86	0,86	0,86	0,86	0,86	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	6,49E-03	6,49E+00	
-40	59,5	59,7	59,7	59,7	59,7	59,7	59,7	59,7	59,7	59,7	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,78	0,77	2,56E-05	5,06E-03	5,06E-03	1,60E-03	5,98E-03	7,74E-03	7,74E+00	
-50	58,1	58,1	58,1	58,1	58,1	58,1	58,1	58,1	58,1	58,1	0,65	0,65	0,65	0,65	0,65	0,65	0,65	0,65	0,65	0,65	0,65	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	8,57E-03	8,57E+00	
-60	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	0,52	0,52	0,52	0,52	0,52	0,52	0,52	0,52	0,52	0,52	0,52	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	1,07E-02	1,07E+00	
-70	54,4	54,4	54,4	54,4	54,4	54,4	54,4	54,4	54,4	54,4	0,35	0,35	0,35	0,35	0,35	0,35	0,35	0,35	0,35	0,35	0,35	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	1,58E-02	1,58E+00	
-80	52,4	52,4	52,4	52,4	52,4	52,4	52,4	52,4	52,4	52,4	0,19	0,18	0,18	0,18	0,18	0,18	0,18	0,18	0,18	0,18	0,18	5,97E-05	7,73E-03	7,73E-03	2,44E-03	5,98E-03	3,98E-02	3,98E+00	
-90	50,4	50,4	50,4	50,4	50,4	50,4	50,4	50,4	50,4	50,4	0,03	0,03	0,03	0,03	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03	5,97E-05	7,73E-03	7,73E-03	2,44E-03	5,98E-03	6,07E-03	2,23E-01	2,23E+00
-100	48,4	48,4	48,4	48,4	48,4	48,4	48,4	48,4	48,4	48,4	-0,13	-0,14	-0,14	-0,14	-0,14	-0,14	-0,14	-0,14	-0,14	-0,14	-0,14	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	4,98E-02	4,98E+00	
-110	46,2	46,2	46,2	46,2	46,2	46,2	46,2	46,2	46,2	46,2	-0,30	-0,30	-0,30	-0,30	-0,30	-0,30	-0,30	-0,30	-0,30	-0,30	-0,30	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	1,83E-02	1,83E+00	
-120	44,2	44,2	44,2	44,2	44,2	44,2	44,2	44,2	44,2	44,2	-0,46	-0,46	-0,46	-0,46	-0,46	-0,46	-0,46	-0,46	-0,46	-0,46	-0,46	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	1,20E-02	1,20E+00	
-130	42,5	42,5	42,5	42,5	42,5	42,5	42,5	42,5	42,5	42,5	-0,60	-0,60	-0,60	-0,60	-0,60	-0,60	-0,60	-0,60	-0,60	-0,60	-0,60	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	9,28E-03	9,28E+00	
-140	39,9	39,9	39,9	39,9	39,9	39,9	39,9	39,9	39,9	39,9	-0,73	-0,73	-0,73	-0,73	-0,73	-0,73	-0,73	-0,73	-0,73	-0,73	-0,73	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	7,19E-03	7,19E+00	
-150	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	6,56E-03	6,56E+00	
-160	38,7	38,5	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,5	38,7	-0,90	-0,92	-0,90	-0,90	-0,90	-0,90	-0,90	-0,90	-0,90	-0,90	-0,90	4,55E-05	6,75E-03	6,75E-03	2,13E-03	5,98E-03	6,56E-03	6,56E+00	
-170	37,9	37,9	37,9	37,9	37,9	37,9	37,9	37,9	37,9	37,9	-0,97	-0,97	-0,97	-0,97	-0,97	-0,97	-0,97	-0,97	-0,97	-0,97	-0,97	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,74E-03	5,74E+00	
-180	37,7	37,5	37,7	37,5	37,5	37,5	37,5	37,5	37,5	37,5	-0,98	-0,98	-1,00	-0,98	-1,00	-0,98	-1,00	-0,98	-1,00	-0,98	-0,98	-0,98	5,97E-05	7,73E-03	7,73E-03	2,44E-03	5,98E-03	6,10E-03	6,10E+00
170	37,5	37,7	37,7	37,7	37,7	37,7	37,7	37,7	37,7	37,7	-1,00	-0,98	-1,00	-0,98	-0,98	-0,98	-0,98	-0,98	-0,98	-0,98	-0,98	4,55E-05	6,75E-03	6,75E-03	2,13E-03	5,98E-03	6,03E-03	6,03E+00	
160	38,1	38,1	38,1	38,1	38,1	38,1	38,1	38,1	38,1	38,1	-0,95	-0,95	-0,95	-0,95	-0,95	-0,95	-0,95	-0,95	-0,95	-0,95	-0,95	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	5,84E-03	5,84E+00	
150	38,9	38,7	38,7	38,9	38,9	38,9	38,9	38,9	38,9	38,9	-0,89	-0,90	-0,90	-0,90	-0,89	-0,89	-0,89	-0,89	-0,89	-0,89	-0,89	6,83E-05	8,28E-03	8,28E-03	2,61E-03	5,98E-03	6,14E-03	6,86E-03	6,86E+00
140	39,9	39,7	39,7	39,9	39,7	39,7	39,7	39,7	39,7	39,7	-0,81	-0,82	-0,82	-0,82	-0,81	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	-0,82	4,55E-05	6,75E-03	6,75E-03	2,13E-03	5,98E-03	5,95E-03	7,25E-03	7,25E+00
130	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	-0,70	-0,70	-0,70	-0,70	-0,70	-0,70	-0,70	-0,70	-0,70	-0,70	-0,70	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,98E-03	7,98E-03	7,98E+00	
120	42,9	42,7	42,7	42,9	42,7	42,7	42,9	42,9	42,9	42,9	-0,57	-0,58	-0,58	-0,58	-0,58	-0,58	-0,57	-0,57	-0,57	-0,57	-0,57	6,83E-05	8,28E-03	8,28E-03	2,61E-03	5,98E-03	6,14E-03	1,07E-02	1,07E+00
110	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	-0,42	-0,40	-0,40	-0,42	-0,42	-0,42	-0,42	-0,42	-0,42	-0,42	-0,42	5,97E-05	7,73E-03	7,73E-03	2,44E-03	5,98E-03	6,07E-03	1,48E-02	1,48E+00
100	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	47,2	-0,22	-0,22	-0,24	-0,23	-0,23	-0,23	-0,24	-0,23	-0,23	-0,23	-0,23	3,48E-05	5,90E-03	5,90E-03	1,87E-03	5,98E-03	2,53E-02	2,53E+00	

Apêndice G - Caracterização do acelerômetro MX2125 – Eixo Y

Tabela A.2 – Caracterização do eixo y do acelerômetro MX2125.

Ângulo (°)	DUTYy1	DUTYy2	DUTYy3	DUTYy4	DUTYy5	DUTYy6	DUTYy7	DUTYy8	DUTYy9	DUTYy10	Média de Gy	Desvio Padrão Experimental	Desvio Padrão das Medições	Desvio Padrão (Incerteza Estatística)	Incerteza Sistemática	Incerteza Padrão	Incerteza padrão relativa	Incerteza Relativa
90	62,5	62,7	62,5	62,5	62,7	62,7	62,7	62,7	62,7	62,7	1,01	5,97E-05	7,73E-03	2,44E-03	5,56E-03	6,07E-03	6,00E-03	6,00E-01
80	62,6	62,4	62,6	62,6	62,6	62,6	62,6	62,6	62,6	62,6	1,01	6,83E-05	8,26E-03	2,61E-03	5,56E-03	6,14E-03	6,13E-03	6,13E-01
70	62,2	62,4	62,6	62,6	62,6	62,6	62,6	62,6	62,6	62,6	0,97	7,11E-05	8,43E-03	2,67E-03	5,56E-03	5,16E-03	5,37E-03	6,37E-01
60	61,4	61,4	61,4	61,4	61,4	61,4	61,4	61,4	61,4	61,4	0,91	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	5,09E-03	6,09E-01
50	60,2	60,2	60,2	60,2	60,2	60,2	60,2	60,2	60,2	60,2	0,82	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,81E-03	6,81E-01
40	58,8	58,8	58,8	58,8	58,8	58,8	58,8	58,8	58,8	58,8	0,70	1,14E-05	3,37E-03	1,07E-03	5,56E-03	5,68E-03	5,05E-03	6,05E-01
30	57,1	57,1	57,1	57,1	57,1	57,1	57,1	57,1	57,1	57,1	0,57	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,78E-03	6,78E-01
20	55,5	55,5	55,5	55,5	55,5	55,5	55,5	55,5	55,5	55,5	0,40	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,39E-03	7,39E-01
10	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	53,3	0,24	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
0	50,8	50,8	50,8	50,8	50,8	50,8	50,8	50,8	50,8	50,8	0,08	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-10	48,8	48,8	48,8	48,8	48,8	48,8	48,8	48,8	48,8	48,8	-0,10	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-20	46,6	46,6	46,6	46,6	46,6	46,6	46,6	46,6	46,6	46,6	-0,27	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-30	44,6	44,6	44,6	44,6	44,6	44,6	44,6	44,6	44,6	44,6	-0,42	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-40	42,9	42,9	42,9	42,9	42,9	42,9	42,9	42,9	42,9	42,9	-0,57	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-50	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	41,3	-0,70	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-60	40,1	40,1	40,1	40,1	40,1	40,1	40,1	40,1	40,1	40,1	-0,79	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-70	39,1	39,1	39,1	39,1	39,1	39,1	39,1	39,1	39,1	39,1	-0,87	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-80	38,5	38,5	38,5	38,5	38,5	38,5	38,5	38,5	38,5	38,5	-0,92	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-90	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	-0,94	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-100	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	38,3	-0,94	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-110	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7	-0,90	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-120	39,7	39,7	39,7	39,7	39,7	39,7	39,7	39,7	39,7	39,7	-0,82	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-130	40,5	40,5	40,5	40,5	40,5	40,5	40,5	40,5	40,5	40,5	-0,76	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-140	41,9	42,1	41,9	42,1	41,9	41,9	41,9	41,9	41,9	41,9	-0,65	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-150	43,8	43,5	43,8	43,5	43,8	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5	-0,52	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-160	45,4	45,4	45,4	45,4	45,4	45,4	45,4	45,4	45,4	45,4	-0,37	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-170	47,4	47,4	47,4	47,4	47,4	47,4	47,4	47,4	47,4	47,4	-0,21	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
-180	49,4	49,4	49,4	49,4	49,4	49,4	49,4	49,4	49,4	49,4	-0,05	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
170	51,6	51,6	51,6	51,6	51,6	51,6	51,6	51,6	51,6	51,6	0,13	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
160	53,6	53,6	53,6	53,6	53,6	53,6	53,6	53,6	53,6	53,6	0,29	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
150	55,8	55,8	55,8	55,8	55,8	55,8	55,8	55,8	55,8	55,8	0,46	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
140	57,5	57,5	57,5	57,5	57,5	57,5	57,5	57,5	57,5	57,5	0,60	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
130	59,1	59,1	59,1	59,1	59,1	59,1	59,1	59,1	59,1	59,1	0,73	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
120	60,3	60,3	60,3	60,3	60,3	60,3	60,3	60,3	60,3	60,3	0,82	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
110	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	61,5	0,92	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01
100	62,2	62,2	62,2	62,2	62,2	62,2	62,2	62,2	62,2	62,2	0,98	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	5,56E-03	5,56E-03	4,31E-03	7,31E-01

Apêndice H - Caracterização do acelerômetro MX2125.

Tabela A.3 – Caracterização do acelerômetro MX2125.

Ângulo (°)	Média de Gx	Incerteza Padrão de Gx	Média de Gy	Incerteza Padrão de Gy	Incerteza do Ângulo medido	Ângulo medido (°)	Erro Absoluto	Erro Relativo (%)
90	-0,06	1,01E+00	1,01	1,43E+00	5,00E-01	93,6	3,6	0,04
80	0,10	1,01E+00	1,00	1,42E+00	5,00E-01	84,3	4,3	0,05
70	0,27	1,01E+00	0,97	1,40E+00	5,00E-01	74,4	4,4	0,06
60	0,42	1,01E+00	0,91	1,36E+00	5,01E-01	65,1	5,1	0,08
50	0,58	1,00E+00	0,82	1,29E+00	5,01E-01	54,4	4,4	0,08
40	0,71	1,00E+00	0,70	1,22E+00	4,91E-01	44,5	4,5	0,10
30	0,81	9,91E-01	0,57	1,14E+00	4,60E-01	35,0	5,0	0,14
20	0,89	9,74E-01	0,40	1,05E+00	3,77E-01	24,2	4,2	0,18
10	0,95	9,82E-01	0,24	1,01E+00	2,44E-01	14,1	4,1	0,29
0	0,97	9,71E-01	0,07	9,73E-01	7,33E-02	4,2	4,2	1,00
-10	0,97	9,73E-01	-0,10	9,77E-01	1,00E-01	-5,7	4,3	0,77
-20	0,92	9,59E-01	-0,27	9,97E-01	2,78E-01	-16,5	3,5	0,21
-30	0,86	9,55E-01	-0,42	1,04E+00	3,96E-01	-26,3	3,7	0,14
-40	0,77	9,60E-01	-0,57	1,12E+00	4,65E-01	-36,3	3,7	0,10
-50	0,65	9,51E-01	-0,70	1,18E+00	4,97E-01	-47,0	3,0	0,06
-60	0,52	9,47E-01	-0,79	1,23E+00	5,05E-01	-56,7	3,3	0,06
-70	0,35	9,40E-01	-0,87	1,28E+00	5,04E-01	-68,0	2,0	0,03
-80	0,18	9,38E-01	-0,92	1,31E+00	5,02E-01	-78,9	1,1	0,01
-90	0,03	9,48E-01	-0,95	1,34E+00	5,01E-01	-88,4	1,6	0,02
-100	-0,14	9,46E-01	-0,94	1,33E+00	5,02E-01	-98,5	1,5	0,02
-110	-0,30	9,54E-01	-0,90	1,31E+00	5,03E-01	-108,6	1,4	0,01
-120	-0,46	9,54E-01	-0,83	1,27E+00	5,05E-01	-119,1	0,9	0,01
-130	-0,60	9,68E-01	-0,76	1,23E+00	5,01E-01	-128,3	1,7	0,01
-140	-0,73	9,70E-01	-0,64	1,16E+00	4,85E-01	-138,6	1,4	0,01
-150	-0,83	9,73E-01	-0,51	1,10E+00	4,41E-01	-148,2	1,8	0,01
-160	-0,91	9,79E-01	-0,37	1,05E+00	3,53E-01	-157,9	2,1	0,01
-170	-0,97	9,90E-01	-0,21	1,01E+00	2,12E-01	-167,9	2,1	0,01
-180	-1,00	9,96E-01	-0,04	9,97E-01	3,72E-02	-177,9	2,1	0,01
170	-0,99	9,95E-01	0,12	1,00E+00	1,24E-01	173,0	3,0	0,02
160	-0,95	9,95E-01	0,29	1,04E+00	2,85E-01	163,2	3,2	0,02
150	-0,89	1,01E+00	0,46	1,11E+00	4,09E-01	152,6	2,6	0,02
140	-0,82	1,02E+00	0,60	1,18E+00	4,65E-01	143,8	3,8	0,03
130	-0,70	1,01E+00	0,73	1,24E+00	4,94E-01	133,7	3,7	0,03
120	-0,57	1,00E+00	0,82	1,30E+00	5,01E-01	124,9	4,9	0,04
110	-0,41	1,01E+00	0,92	1,36E+00	5,01E-01	114,1	4,1	0,04
100	-0,23	1,00E+00	0,98	1,40E+00	5,00E-01	103,3	3,3	0,03

Apêndice I - Caracterização do MX2125 para medida de Amplitude de Movimento

Tabela A.4 – Caracterização do MX2125 para medida de ADM.

Ângulo de Gabarito de Referência (°)	Média Dutyx	Média Duty	Média Gx1	Média Gy1	Ângulo medido (°) acelerômetro 1	Incerteza do Ângulo medido	Média Dutyx	Média Duty	Média Gx1	Média Gy1	Ângulo medido (°) acelerômetro 2	Incerteza do Ângulo medido	ADM	Incerteza de ADM	Erro Absoluto	Erro Relativo
20	61,4	51,1	0,91	0,91	84,5	5,00E-01	61,2	55,8	0,90	0,46	62,6	5,01E-01	21,9	7,08E-01	1,9	0,09
30	61,2	51,1	0,90	0,09	84,4	5,00E-01	60	57,6	0,80	0,61	52,8	5,01E-01	31,6	7,08E-01	1,8	0,05
40	61,2	51,1	0,90	0,09	84,4	5,00E-01	58,4	59,4	0,67	0,75	41,8	4,91E-01	42,6	7,01E-01	2,6	0,06
50	61,6	51,1	0,93	0,09	84,6	5,00E-01	56,8	60,6	0,54	0,85	32,7	4,60E-01	51,9	6,79E-01	1,9	0,04
60	61,2	51,1	0,90	0,09	84,4	5,00E-01	54,6	61,4	0,37	0,91	22,0	3,77E-01	62,4	6,26E-01	2,4	0,04
70	61,4	51,1	0,91	0,09	84,5	5,00E-01	52,6	62,2	0,21	0,98	12,0	2,44E-01	72,5	5,56E-01	2,5	0,03
80	61,2	51,1	0,90	0,09	84,4	5,00E-01	50,2	62,4	0,03	0,99	0,9	7,33E-02	83,6	5,05E-01	3,5	0,04
90	61,4	51,1	0,91	0,09	84,5	5,00E-01	48,2	62,2	-0,14	0,98	-8,4	1,00E-01	92,9	5,10E-01	2,9	0,03
100	61,4	51,1	0,91	0,09	84,5	5,00E-01	46,2	61,6	-0,30	0,93	-18,1	2,78E-01	102,6	5,72E-01	2,6	0,03
110	61	51,1	0,88	0,09	84,3	5,00E-01	44,2	60,8	-0,46	0,86	-28,2	3,98E-01	112,5	6,38E-01	2,5	0,02
120	61,2	50,9	0,90	0,07	85,4	5,00E-01	42,6	59,6	-0,59	0,77	-37,6	4,65E-01	123,0	6,83E-01	3,0	0,02
130	61	50,5	0,88	0,04	87,4	5,00E-01	41,4	58,6	-0,69	0,69	-45,0	4,97E-01	132,4	7,05E-01	2,4	0,02
140	61,8	50,9	0,94	0,07	85,6	5,00E-01	39,8	56	-0,82	0,48	-59,5	5,05E-01	145,2	7,10E-01	5,2	0,04
150	60,8	50,9	0,86	0,07	85,2	5,00E-01	38,8	54	-0,90	0,32	-70,3	5,04E-01	155,6	7,10E-01	5,6	0,04
160	60,8	50,9	0,86	0,07	85,2	5,00E-01	38,4	52,2	-0,93	0,18	-79,3	5,02E-01	164,5	7,09E-01	4,5	0,03
170	60,6	51,1	0,85	0,09	84,1	5,00E-01	38,2	50,2	-0,94	0,02	-89,0	5,01E-01	173,1	7,08E-01	3,1	0,02
180	61	50,5	0,88	0,04	87,4	5,00E-01	37,5	50,1	-1,00	0,01	-89,5	5,02E-01	176,9	7,08E-01	-3,1	0,02

Apêndice J - Esquema de polarização do microcontrolador ATmega8535

26/7/2010 09:59:08

Sheet: 1/1

Anexo A – Microcontrolador ATmega8535

Features

- High-performance, Low-power AVR® 8-bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
 - 130 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
 - 32 x 8 General Purpose Working Registers
 - Fully Static Operation
 - Up to 16 MIPS Throughput at 16 MHz
 - On-chip 2-cycle Multiplier
- Nonvolatile Program and Data Memories
 - 8K Bytes of In-System Self-Programmable Flash
Endurance: 10,000 Write/Erase Cycles
 - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
In-System Programming by On-chip Boot Program
True Read-While-Write Operation
 - 512 Bytes EEPROM
Endurance: 100,000 Write/Erase Cycles
 - 512 Bytes Internal SRAM
 - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
 - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescalers and Compare Modes
 - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
 - Real Time Counter with Separate Oscillator
 - Four PWM Channels
 - 8-channel, 10-bit ADC
 - 8 Single-ended Channels
 - 7 Differential Channels for TQFP Package Only
 - 2 Differential Channels with Programmable Gain at 1x, 10x, or 200x for TQFP Package Only
 - Byte-oriented Two-wire Serial Interface
 - Programmable Serial USART
 - Master/Slave SPI Serial Interface
 - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
 - On-chip Analog Comparator
- Special Microcontroller Features
 - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
 - Internal Calibrated RC Oscillator
 - External and Internal Interrupt Sources
 - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby and Extended Standby
- I/O and Packages
 - 32 Programmable I/O Lines
 - 40-pin PDIP, 44-lead TQFP, 44-lead PLCC, and 44-pad QFN/MLF
- Operating Voltages
 - 2.7 - 5.5V for ATmega8535L
 - 4.5 - 5.5V for ATmega8535
- Speed Grades
 - 0 - 8 MHz for ATmega8535L
 - 0 - 16 MHz for ATmega8535

**8-bit AVR®
Microcontroller
with 8K Bytes
In-System
Programmable
Flash**

**ATmega8535
ATmega8535L**

2502X-AVR-10/06

Anexo B – Módulo Wifi WiFly GSX 802.11b/g

www.rovingnetworks.com

RN-131G & RN-131C

RN-131-DS v2.5 5/11/2010

WiFly GSX 802.11 b/g Wireless LAN Module

Features

- Qualified 2.4GHz IEEE 802.11b/g transceiver
- High throughput, 1Mbps sustained data rate with TCP/IP and WPA2
- Ultra-low power - 4uA sleep, 40mA Rx, 210mA Tx (max)
- Small, compact surface mount module
- On board ceramic chip antenna and U.FL connector for external antenna
- 8 Mbit flash memory and 128 KB RAM
- UART hardware interface
- 10 general purpose digital I/O
- 8 analog sensor interfaces
- Real-time clock for wakeup and time stamping
- Accepts 3.3V regulated or 2-3V battery
- Supports Adhoc connections
- On board ECOS-OS, TCP/IP stacks
- Wi-Fi Alliance certified for WPA2-PSK
- FCC / CE / ICS certified and RoHS compliant.
- Industrial (RN-131G) and commercial (RN-131C) grade temperature options

Applications

- Remote equipment monitoring
- Telemetry
- Industrial sensors and controls

- Home Automation
- Medical device monitoring

Description

The WiFly GSX module is a stand alone, embedded wireless 802.11 networking module. Because of its small form factor and extremely low power consumption, the RN-131G is perfect for mobile wireless applications such as asset monitoring, GPS tracking and battery sensors. The WiFly GSX module incorporates a 2.4GHz radio, processor, TCP/IP stack, real-time clock, crypto accelerator, power management and analog sensor interfaces. This complete solution is preloaded with software to simplify integration and minimizes development of your application. In the simplest configuration the hardware only requires four connections (PWR, TX, RX, GND) to create a wireless data connection. Additionally, the sensor interface provides temperature, audio, motion, acceleration and other analog data without requiring additional hardware. The WiFly GSX module is programmed and controlled with a simple ASCII command language. Once the WiFly GSX is setup it can scan to find an access point, associate, authenticate and connect over any Wifi network.

Block Diagram

809 University Avenue • Los Gatos, CA 95032 • Tel (408) 395-6539 • info@RovingNetworks.com

~ page 1 ~

Anexo C – Microcontrolador AT90USB162

Features

- High Performance, Low Power AVR[®] 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
 - 125 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
 - 32 x 8 General Purpose Working Registers
 - Fully Static Operation
 - Up to 16 MIPS Throughput at 16 MHz
- Non-volatile Program and Data Memories
 - 8K / 16K Bytes of In-System Self-Programmable Flash
 - Endurance: 10,000 Write/Erase Cycles
 - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
 - USB boot-loader programmed by default in the factory
 - In-System Programming by on-chip Boot Program hardware-activated after reset
 - True Read-While-Write Operation
 - 512 Bytes EEPROM
 - Endurance: 100,000 Write/Erase Cycles
 - 512 Bytes Internal SRAM
 - Programming Lock for Software Security
- USB 2.0 Full-speed Device Module with Interrupt on Transfer Completion
 - Complies fully with Universal Serial Bus Specification REV 2.0
 - 48 MHz PLL for Full-speed Bus Operation : data transfer rates at 12 Mbit/s
 - Fully independent 176 bytes USB DPRAM for endpoint memory allocation
 - Endpoint 0 for Control Transfers: from 8 up to 64-bytes
 - 4 Programmable Endpoints:
 - IN or Out Directions
 - Bulk, Interrupt and Isochronous Transfers
 - Programmable maximum packet size from 8 to 64 bytes
 - Programmable single or double buffer
 - Suspend/Resume Interrupts
 - Microcontroller reset on USB Bus Reset without detach
 - USB Bus Disconnection on Microcontroller Request
 - USB pad multiplexed with PS/2 peripheral for single cable capability
- Peripheral Features
 - PS/2 compliant pad
 - One 8-bit Timer/Counter with Separate Prescaler and Compare Mode (two 8-bit PWM channels)
 - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare and Capture Mode (three 8-bit PWM channels)
 - USART with SPI master only mode and hardware flow control (RTS/CTS)
 - Master/Slave SPI Serial Interface
 - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
 - On-chip Analog Comparator
 - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- On Chip Debug Interface (debugWIRE)
- Special Microcontroller Features
 - Power-On Reset and Programmable Brown-out Detection
 - Internal Calibrated Oscillator
 - External and Internal Interrupt Sources

8-bit AVR[®]
Microcontroller
with
8/16K Bytes of
ISP Flash
and USB
Controller

AT90USB82
AT90USB162

7707F-AVR-11/10

Anexo D – Acelerômetro *Parallax MX2125*

Web Site: www.parallax.com
 Forums: forums.parallax.com
 Sales: sales@parallax.com
 Technical: support@parallax.com

Office: (916) 624-8333
 Fax: (916) 624-8003
 Sales: (888) 512-1024
 Tech Support: (888) 997-8267

Memsic 2125 Dual-Axis Accelerometer (#28017)

The Memsic 2125 is a low-cost thermal accelerometer capable of measuring tilt, collision, static and dynamic acceleration, rotation, and vibration with a range of ± 3 g on two axes. Memsic provides the 2125 IC in a surface-mount format. Parallax mounts the circuit on a tiny PCB providing all I/O connections so it can easily be inserted on a breadboard or through-hole prototype area.

Features

- Measures ± 3 g on each axis
- Simple pulse output of g-force for each axis
- Convenient 6-pin 0.1" spacing DIP module
- Analog output of temperature (TOut pin)
- Fully temperature compensated over 0 to 70 °C operating temperature range

Key Specifications

- Power Requirements: 3.3 to 5 VDC;
 < 5 mA supply current
- Communication: TTL/CMOS
 compatible 100 Hz PWM output signal
 with duty cycle proportional to
 acceleration
- Dimensions: 0.42 x 0.42 x 0.45 in
 (10.7 x 10.7 x 11.8 mm)
- Operating temperature: 32 to 158 °F
 (0 to 70 °C)

Application Ideas

- Dual-axis tilt and acceleration sensing
 for autonomous robot navigation
- R/C tilt controller or autopilot
- Tilt-sensing Human Interface Device
- Motion/lack-of-motion sensor for
 alarm system
- Single-axis rotational angle and
 position sensing

Theory of Operation

The MX2125 has a chamber of gas with a heating element in the center and four temperature sensors around its edge. When the accelerometer is level, the hot gas pocket rises to the top-center of the chamber, and all the sensors will measure the same temperature.

By tilting the accelerometer, the hot gas will collect closer to some of temperature sensors. By comparing the sensor temperatures, both static acceleration (gravity and tilt) and dynamic acceleration (like taking a ride in a car) can be detected. The MX2125 converts the temperature measurements into signals (pulse durations) that are easy for microcontrollers to measure and decipher.

Anexo E – *Meta TEDS* – IEEE1451.0

Tabela A.5 – *Meta TEDS* IEEE1451.0 (IEEE, 2007a).

Table 43—Structure of the Meta-TEDS data block

Field type	Field name	Description	Data type	# octets
—	—	Length	UInt32	4
0–2	—	Reserved	—	—
3	TEDSID	TEDS Identification Header	UInt8	4
4	UUID	Globally Unique Identifier	UUID	10
5–9	—	Reserved	—	—
Timing-related information				
10	OholdOff	Operational time-out	Float32	4
11	SHoldOff	Slow-access time-out	Float32	4
12	TestTime	Self-Test Time	Float32	4
Number of implemented TransducerChannels				
13	MaxChan	Number of implemented TransducerChannels	UInt16	2
14	CGroup	ControlGroup information sub-block	—	—
Types 20, and 21 define one ControlGroup.				
20	GrpType	ControlGroup type	UInt8	1
21	MemList	ControlGroup member list	array of NTc UInt16	—
15	VGroup	VectorGroup information sub-block	—	—
Types 20 and 21 define one VectorGroup.				
20	GrpType	VectorGroup type	UInt8	1
21	MemList	VectorGroup member list	array of NTv UInt16	—
16	GeoLoc	Specialized VectorGroup for geographic location	—	—
Types 24, 20, and 21 define one set of geographic location information.				
24	LocEnum	An enumeration defining how location information is provided	UInt8	1
20	GrpType	VectorGroup type	UInt8	1
21	MemList	VectorGroup member list	array of NTv UInt16	—
17	Proxies	TransducerChannel proxy definition sub-block	—	—
Types 22, 23, and 21 define one TransducerChannel proxy.				
22	ChanNum	TransducerChannel number of the TransducerChannel proxy	UInt16	1
23	Organiz	TransducerChannel proxy data-set organization	UInt8	1
21	MemList	TransducerChannel proxy member list	array of NTp UInt16	—
18–19	—	Reserved	—	—
25–127	—	Reserved	—	—
128–255	—	Open to manufacturers	—	—
—	—	Checksum	UInt16	2

Anexo F – *TransducerChannel TEDS* – IEEE1451.0

Tabela A.6 – *TransducerChannel TEDS* IEEE1451.0 (IEEE, 2007a).

Table 48—Structure of the TransducerChannel TEDS data block

Field	Field name	Description	Type	# octets
—	—	TEDS length	UInt32	4
0-2	—	Reserved	—	—
3	TEDSID	TEDS Identification	UInt8	4
4-9	—	Reserved	—	—
TransducerChannel related information				
10	CalKey	Calibration key	UInt8	1
11	ChanType	TransducerChannel type key	UInt8	1
12	PhyUnits	Physical Units	UNITS	11
50	UnitType	Physical Units interpretation enumeration	UInt8	1
51	Radians	The exponent for Radians	UInt8	1
52	SterRad	The exponent for Steradians	UInt8	1
53	Meters	The exponent for Meters	UInt8	1
54	Kilogram	The exponent for Kilograms	UInt8	1
55	Seconds	The exponent for Seconds	UInt8	1
56	Amperes	The exponent for Amperes	UInt8	1
57	Kelvins	The exponent for Kelvins	UInt8	1
58	Moles	The exponent for Moles	UInt8	1
59	Candelas	The exponent for Candelas	UInt8	1
60	UnitsExt	TEDS access code for units extension	UInt8	1
13	LowLimit	Design operational lower range limit	Float32	4
14	HiLimit	Design operational upper range limit	Float32	4
15	OError	Worst-case uncertainty	Float32	4
16	SelfTest	Self-test key	UInt8	1
17	MRange	Multi-range capability	UInt8	1
—	—	Data converter-related information	—	—
18	Sample	—	—	—
40	DatModel	Data model	UInt8	1
41	ModLenh	Data model length	UInt8	1
42	SigBits	Model significant bits	UInt16	2
19	DataSet	—	—	—
43	Repeats	Maximum data repetitions	UInt16	2
44	SOrigin	Series origin	Float32	4
45	StepSize	Series increment	Float32	4
46	SUnits	Series units	UNITS	11
47	PreTrigg	Maximum pre-trigger samples	UInt16	2
Timing-related information				
20	UpdateT	TransducerChannel update time (t_u)	Float32	4
21	WSetupT	TransducerChannel write setup time (t_{ws})	Float32	4
22	RSetupT	TransducerChannel read setup time (t_{rs})	Float32	4
23	SPeriod	TransducerChannel sampling period (t_{sp})	Float32	4
24	WarmUpT	TransducerChannel warm-up time	Float32	4
25	RDelayT	TransducerChannel read delay time (t_{dr})	Float32	4
26	TestTime	TransducerChannel self-test time requirement	Float32	4
Time of the sample information				
27	TimeSrc	Source for the time of sample	UInt8	1
28	InPropDl	Incoming propagation delay through the data transport logic	Float32	4
29	OutPropD	Outgoing propagation delay through the data transport logic	Float32	4
30	TSError	Trigger-to-sample delay uncertainty	Float32	4
Attributes				
31	Sampling	Sampling attribute	—	—
48	SampMode	Sampling mode capability	UInt8	1
49	SDefault	Default sampling mode	UInt8	1
32	DataXmit	Data transmission attribute	UInt8	1
33	Buffered	Buffered attribute	UInt8	1
34	EndOfSet	End-of-data-set operation attribute	UInt8	1
35	EdgeRpt	Edge-to-report attribute	UInt8	1
36	ActHalt	Actuator-halt attribute	UInt8	1

Table 48—Structure of the TransducerChannel TEDS data block (continued)

Field	Field name	Description	Type	# octets
Sensitivity				
37	Direction	Sensitivity direction	Float32	4
38	DAngles	Direction angles	Two Float32	8
Options				
39	ESOption	Event sensor options	UInt8	1
61-127	—	Reserved	—	—
128-255	—	Open to manufacturers	—	—
—	—	Checksum	UInt16	2

Anexo G – *User’s Transducer Name TEDS* – IEEE1451.0

Tabela A.7 – *User’s Transducer Name TEDS* IEEE1451.0 (IEEE, 2007a).

Table 72—Structure of the End User Application Specific TEDS data block

Field	Description	Type	Type	# octets
—	TEDS length	UInt32	UInt32	4
0-2	—	Reserved	—	—
3	TEDSID	TEDS identification header	UInt8	UInt8
4-9	—	Reserved	—	—
10	EndUserData	Variable	—	Variable
—	Checksum	UInt16	—	2

Anexo H – *PHY TEDS* – IEEE1451.2

Tabela A.8 – *PHY TEDS* IEEE1451.2 extraído de Song e Lee (2008b).

PhyTEDS						
Field type	Field Name	Description	Data Type	Number of Octets	Length	Value
3	TEDSID	TEDS Identification Header	UInt8	4	4	2 D 0 1 : 11521
10	RS232	IEEE 1451.2-RS232 Physical Type	UInt8	1	1	1 : 1
11	MaxBPS	Max data throughput	UInt32	4	4	0 0 4 B0 : 1200
12	MaxCDev	Max Connected Devices	UInt16	2	2	0 1 : 1
13	MaxRDev	Max Registered Devices	UInt16	2	2	0 1 : 1
14	Encrypt	Encryption	UInt16	1	2	0 0 : 0
15	Authent	Authentication	Boolean	1	1	0 : 0
16	MinKeyL	Min Key Length	UInt16	2	2	0 0 : 0
17	MaxKeyL	Max Key Length	UInt16	2	2	0 0 : 0
18	MaxSDU	Max SDU Size	UInt16	2	2	0 1 : 1
19	MinALat	Min Access Latency	UInt32	4	4	0 0 5 : 5
20	MinTLat	Min Transmit Latency	UInt32	4	4	0 0 5 : 5
21	MaxXact	Max Simultaneous Transactions	UInt8	1	1	1 : 1
22	Battery	Device is battery powered	UInt8	1	1	1 : 1
23	Version	Version #	UInt16	2	2	0 0 : 0
24	MaxRetry	Max Retries before Disconnect	UInt8	1	2	0 5 : 5
41	Baud	Baud rate	UInt32	4	4	0 0 25 S0 : 9600
42	DataBits	Data bits	UInt8	1	1	8 : 8
43	Parity	Mark Parity	UInt8	1	1	0 : 0
44	StopBit	Stop bit	UInt8	1	1	1 : 1
45	Terminator	Terminator	UInt8	1	1	0 : 0
null	Checksum	Checksum	null	2	2	FC 1B: 64539

Tabela A.9 – *PHY TEDS* IEEE1451.2 adaptado de *IEEE P1451.2TM/D21* (não publicado).

Table 2— *PHY TEDS* data block

Field Type	Field Name	Description	Type	# octets	Contents
—		TEDS length	UInt32	4	
3	TEDSID	TEDS Identification Header	UInt8	4	
4-9		Reserved			
10	SERIAL	Serial Bus Type	UInt8	1	See Table 5
11	BPS	Maximum clock/data rate	UInt32	4	See serial protocol clauses for protocol specific details
12	DMAX	Max Data Block Size	UInt16	1	
13	TRIG	Trigger	UInt8	1	See Table 6
14-127		Reserved			
128-255		Open to manufacturers			
—		Checksum	UInt16	2	

Anexo I – *PHY TEDS* – IEEE1451.5

Tabela A.10 – *PHY TEDS* IEEE1451.5 (IEEE, 2007b).

Table 2—PHY TEDS data block

Field type	Field name	Description	Type	# octets	Contents
—		TEDS length	UInt32	4	
3	TEDSID	TEDS Identification Header	UInt8	4	
4–9		Reserved			
10	Radio	Radio Type	UInt8	1	See Table 4
11	MaxBPS	Max data throughput	UInt32	4	Bits per second
12	MaxCDev	Max Connected Devices	UInt16	2	Maximum number of devices that may be simultaneously operational with this device
13	MaxRDev	Max Registered Devices	UInt16	2	Maximum number of devices that may be simultaneously registered with this device
14	Encrypt	Encryption	UInt16	2	Encryption type and key length
15	Authent	Authentication	Boolean	1	TRUE = Authentication supported FALSE = not supported
16	MinKeyL	Min Key Length	UInt16	2	Minimum key length for security functions
17	MaxKeyL	Max Key Length	UInt16	2	Maximum key length for security functions
18	MaxSDU	Max SDU Size	UInt16	2	Maximum payload size for transfer between devices
19	MinALat	Min Access Latency	UInt32	4	Minimum period for initiating a first transmission to an unconnected device
20	MinTLat	Min Transmit Latency	UInt32	4	The period for transmitting an N-octet payload, where N is the minimum payload size
21	MaxXact	Max Simultaneous Transactions	UInt8	1	Maximum number of queued, uncompleted commands
22	Battery	Device is battery powered	UInt 8	1	A nonzero value indicates battery power
23	RadioVer	Radio Version #	UInt16	2	A zero value indicates unknown
24	MaxRetry	Maximum Retries before Disconnect	UInt16	2	A zero value indicates never disconnect
25–31		Reserved			
32–41		Bluetooth Protocol Specific			See Table 7
42–47		Reserved			
48–54		802-11 Radio Specific			
55–63		Reserved			
64–80		ZigBee Protocol Specific			
81–95		Reserved			
96–103		6LoWPAN Protocol Specific			
104–127		Reserved			
128–255		Open to manufacturers			
—		Checksum	UInt16	2	