

EDUARDO ANDRIGHETTO

**SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS
BIOMÉDICOS: REDE *WIRELESS ZIGBEE* COM
APLICAÇÃO DO PADRÃO *IEEE 802.15.4***

FLORIANÓPOLIS

2008

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS
BIOMÉDICOS: REDE *WIRELESS ZIGBEE* COM
APLICAÇÃO DO PADRÃO *IEEE 802.15.4***

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para a
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

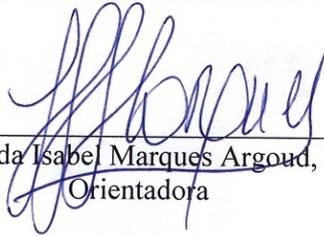
EDUARDO ANDRIGHETTO

Florianópolis, Setembro de 2008.

SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: REDE *WIRELESS ZIGBEE* COM APLICAÇÃO DO PADRÃO *IEEE 802.15.4*

EDUARDO ANDRIGHETTO

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina’.

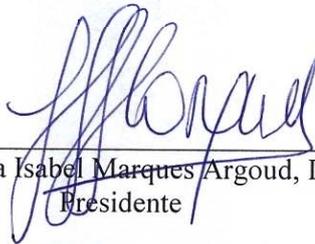


Fernanda Isabel Marques Argoud, Dr.
Orientadora



Kátia Campos de Almeida, Ph.D.
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:



Fernanda Isabel Marques Argoud, Dr.
Presidente



Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.
Co-Orientador



José Marino Neto, Dr.



Márcio Holsbach Costa, Dr.



Golbert de Salvador Ferreira, Dr.



Charles Borges de Lima, Dr.

***Aos meus pais,
Oswaldir Antônio Andrighetto e
Janete Teresa Andrighetto.***

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Aos meus pais, Osvaldir Antônio Andrighetto e Janete Teresa Andrighetto, que com muito esforço tornaram possível a realização dos meus ideais.

À Amanda Silva Maroso, pelo amor, carinho e por sempre estar ao meu lado nos momentos em que mais precisei.

À orientadora deste trabalho, professora Fernanda Isabel Marques Argoud. Aos demais professores co-orientadores: Fernando Mendes de Azevedo e José Marino Neto.

Aos colegas do projeto, Felipe Chagas Santos, Juliano Elesbão Rathke, Paulo Ricardo da Cunha Possa e Robson Adur, pela contribuição no desenvolvimento técnico e prático deste projeto.

Ao colega Geovani Rodrigo Scolaro, pela participação especial no desenvolvimento do *software* dedicado ao projeto.

A toda a equipe envolvida com o Instituto de Engenharia Biomédica, IEB-UFSC.

Aos demais colegas de outros laboratórios do IEB-UFSC, pelo convívio e amizade, que de certa forma contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, CNPq.

Obrigado!

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS: REDE *WIRELESS* ZIGBEE COM APLICAÇÃO DO PADRÃO *IEEE 802.15.4*

Eduardo Andrighetto

Setembro/2008

Orientadora: Fernanda Isabel Marques Argoud, Dr.

Co-Orientador: Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: *Wireless*, Telemetria, *IEEE 802.15.4*, *ZigBee*, Engenharia Biomédica.

Número de páginas: 147.

RESUMO: A primeira versão da tecnologia *wireless* (sem fio) *ZigBee* surgiu em dezembro de 2004, como um novo padrão definido pelo *IEEE 802.15.4* para transmissão digital a curto alcance. Esta tecnologia incorpora diversas vantagens frente às demais, principalmente quanto ao seu baixíssimo consumo de energia e baixas taxas de transmissão, até 250 Kbps. Isso faz do *ZigBee* uma atraente alternativa para projetos de monitoração e sensoriamento remoto, em que os requisitos passam a ser superdimensionados com o emprego das demais tecnologias, como por exemplo, *Bluetooth* e *WiFi*. O presente trabalho aborda o desenvolvimento e a implementação de módulos *wireless* para comunicar um sistema microcontrolado a um microcomputador, compondo o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos (SPSB). Tem como objetivo monitorar e visualizar biossinais de maneira remota, no âmbito da criação inicial de uma Plataforma Didática de Engenharia Biomédica visando o ensino de Engenharia Biomédica na graduação de Engenharia Elétrica equipando o Laboratório de Engenharia Biomédica do Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC). Para a construção dos módulos de comunicação *wireless* são especificados e incorporados dois dispositivos *ZigBee* OEM *Maxstream XBee™*. Um se comunica via USB com o microcomputador e o outro é conectado ao microcontrolador, ADuC 7026 da *Analog Devices*, através da interface serial UART com TX e RX em 115,2 Kbps. Os dois módulos *XBee™* formam entre si o enlace *wireless ZigBee* em conformidade com as normas ANATEL 02/93 e 012/96 nas resoluções 209/00, 305/02, 365/04. Os principais resultados apontam perdas quase nulas dos pacotes transmitidos a curto alcance e com atraso de comunicação de apenas 8 ms para qualquer distância admissível (até 30 m) entre os módulos *ZigBee*. Isso garante o bom funcionamento e comprova a eficiência da tecnologia empregada na transmissão *wireless* adotada para os requisitos deste projeto. A proposta dos módulos de transmissão sem fios no SPSB surge para dar suporte ao ensino no Laboratório de Engenharia Biomédica no que se referem às próprias tecnologias *wireless*, tendo em vista a recente inovação tecnológica no contexto de transmissão sem fios de dados digitais e a confiabilidade dos dados transmitidos nessa aplicação biomédica.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

PROCESSING SYSTEM OF BIOMEDICALS SIGNALS: ZIGBEE WIRELESS NETWORK WITH APPLICATION OF THE IEEE 802.15.4 STANDARD

Eduardo Andrighetto

September/2008

Advisor: Fernanda Isabel Marques Argoud, Dr.

Co-Advisor: Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.

Area of Concentration: Biomedical Engineering.

Keywords: Wireless, Telemetry, IEEE 802.15.4, ZigBee, Biomedical Engineering.

Number of pages: 147.

ABSTRACT: The first version of wireless ZigBee technology show up in 2004's December, with a new standard defined by IEEE 802.15.4 for digital transmission in a short way. This technology goes away advantages side the others, especially because of your low decreasing energy consume and low baud rates. This make the ZigBee an attractive alternative for monitoring projects and remote sensing, where the requirements turn up in a high dimension with the engagement of another technologies, as examples, Bluetooth and WiFi. The present paper approach the development and the implementation of wireless models to connect a microcontroller to a personal computer (PC) composing the Biomedicals Signals Processing System (SPSB). The goal is to monitor and visualizes biosignals in a remote way, in the ambit of first creation of a Didactic Methodology of Biomedical Engineering, going with teach of Biomedical Engineering in the graduation of Electrical Engineering providing the Laboratory of the Biomedical Engineering in the Biomedical Engineering Institute of the Santa Catarina's Federal University (IEB-UFSC). To the elaboration of the wireless communication models are specificity and incorporate two devices of ZigBee OEM Maxstream XBee™. One of those communicates via USB with the PC and the other is connected to the microcontroller, ADuC 7026 of the Analog Devices, through the serial interface UART with TX and RX in 115.2 Kbps. Both the XBee™ models compose together the wireless ZigBee enlace in conformity with the ANATEL 02/93 and 012/96 rules in the 209/00, 305/02 and 365/04 resolutions. The principal results do not show important losses in the information package in a short way and with delay of just 8 ms in the communication for any acceptable distance (up to 30 m) between the ZigBee models. This guaranty the well done and make certain the technology efficiency utilized in wireless transmission adopted for the conditions of this project. The propose of models of wireless transmission in SPSB show up to support about teach in Biomedical Engineering Laboratory with connected ideas with de wireless self technologies, look through the brand new technology innovation in the context of wireless transmission of digital information and credibility of transmitted information in this biomedical application.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	X
LISTA DE TABELAS.....	XII
LISTA DE QUADROS	XIII
LISTA DE ABREVIATURAS.....	XIV
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 INTRODUÇÃO	1
1.1.1 Utilização da Tecnologia ZigBee.....	4
1.1.2 A Engenharia Biomédica no Cenário Nacional	5
1.1.3 Comparações entre Sistemas	6
1.2. MOTIVAÇÃO.....	6
1.3 OBJETIVOS	7
1.3.1 Objetivo Geral.....	7
1.3.2 Objetivos Específicos.....	7
1.4 JUSTIFICATIVA	8
1.5 METODOLOGIA DE TRABALHO	8
1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	9
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	11
2.1 REDES <i>WIRELESS</i>	11
2.1.1 Sistemas Infrared.....	13
2.1.2 Sistemas Narrowband.....	13
2.1.3 Sistemas Spread Spectrum.....	14
2.1.3.1 Espalhamento Espectral com Salto em Frequência.....	15
2.1.3.2 Espalhamento Espectral com Seqüência Direta	16
2.2 QUALIFICAÇÃO DAS REDES QUANTO A TOPOLOGIA	18
2.2.1 Topologia em Estrela.....	19
2.2.2 Topologia em Anel.....	20
2.2.3 Topologia em Barramento.....	21
2.3 QUALIFICAÇÃO DAS REDES QUANTO A EXTENSÃO	21
2.3.1 Wireless Wide Area Network (<i>WWAN</i>).....	22
2.3.1.1 Telefonias Celulares	23
2.3.2 Wireless Metropolitan Area Network (<i>WMAN</i>)	23
2.3.2.1 Worldwide Interoperability for Microwave Accesses (<i>Wimax</i>).....	24
2.3.3 Wireless Local Area Network (<i>WLAN</i>).....	25

2.3.3.1 <i>Wireless Fidelity (WiFi)</i>	26
2.3.3.2 <i>Home Radio Frequency (HomeRF)</i>	27
2.3.4 <i>Wireless Personal Area Network (WPAN)</i>	27
2.3.4.1 <i>Ultra Wideband (UWB)</i>	28
2.3.4.2 <i>Bluetooth</i>	28
2.3.4.3 <i>ZigBee</i>	29
2.4 MODELO DE REDES OSI	29
2.4.1 <i>A Arquitetura OSI</i>	30
2.4.1.1 <i>Camada de Aplicação</i>	31
2.4.1.2 <i>Camada de Apresentação</i>	32
2.4.1.3 <i>Camada de Sessão</i>	32
2.4.1.4 <i>Camada de Transporte</i>	33
2.4.1.5 <i>Camada de Rede</i>	33
2.4.1.6 <i>Camada de Enlace de Dados</i>	34
2.4.1.7 <i>Camada Física</i>	34
2.4.2 <i>Como Funciona</i>	35
2.5 PADRÃO IEEE 802	36
2.5.1 <i>Controle de Enlace Lógico</i>	37
2.5.2 <i>Controle de Acesso ao Meio e Camada Física</i>	37
2.5.2.1 <i>Carrier Sense Multiple Access with Collision Detection</i>	37
2.5.2.2 <i>Token Passing Bus Access Method</i>	38
2.5.2.3 <i>Token Passing Ring Access Method</i>	38
2.5.3 <i>Relação das Normas IEEE para Redes Sem Fio</i>	38
2.6 O PADRÃO IEEE 802.15.4 E A ESPECIFICAÇÃO ZIGBEE	39
2.6.1 <i>O Padrão IEEE 802.15.4</i>	40
2.6.1.1 <i>Camada Física (PHY)</i>	41
2.6.1.2 <i>Controle de Acesso ao Meio (MAC)</i>	41
2.6.2 <i>A Especificação ZigBee</i>	42
2.6.2.1 <i>Camada de Rede (NWK)</i>	43
2.6.2.2 <i>Camada de Aplicação (APL)</i>	45
2.6.2.3 <i>Segurança ZigBee</i>	46
2.7 ERROS DE TRANSMISSÃO	46
2.7.1 <i>Taxa de Erro de Bit</i>	47
2.7.2 <i>Taxa de Erro de Bloco</i>	47
2.8 NORMAS ASSOCIADAS	47
CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1 PLATAFORMA DIDÁTICA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA	49
3.1.1 <i>Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos</i>	50
3.1.1.1 <i>Fonte de Alimentação</i>	52
3.1.1.2 <i>Módulo Base Microcontrolado</i>	54
3.1.1.3 <i>Módulos de Transmissão Wireless</i>	63

3.1.2 Roteiro de Aula Prática.....	68
3.2 AVALIAÇÃO DA PLATAFORMA DIDÁTICA	70
3.2.1 Webmac Senior (4.0)®	70
3.2.2 Pontuação do WebMAC Senior.....	71
3.2.3 Classificação e Avaliação do Produto.....	72
3.2.4 Questionário Aplicado.....	73
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS.....	74
4.1 QUALIDADE DA CONEXÃO <i>WIRELESS</i>	74
4.1.1 Alcance de Comunicação.....	74
4.1.1.1 Indicador PWM Relativo à Distância (RSSI)	76
4.1.2 Atraso da Informação.....	78
4.1.3 Medição do BER e BKER	80
4.1.4 Consumo de Energia.....	84
4.2 TESTES INTEGRADOS COM O SPSB	85
4.2.1 Comparação no Envio de Sinais.....	86
4.3 RESULTADOS DA AVALIAÇÃO.....	87
CAPÍTULO 5 – DISCUSSÕES	90
5.1 TESTES FUNCIONAIS DO SISTEMA	90
5.2 O ROTEIRO DE AULA PRÁTICA	92
5.3 AVALIAÇÃO MOTIVACIONAL	93
5.5 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	93
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO	95
6.1 CONCLUSÕES	95
ANEXO I – ROTEIRO DE AULA PRÁTICA	99
ANEXO II – MINI-CURSO E AVALIAÇÃO	119
ANEXO III – RECURSOS DA PLATAFORMA.....	125
III.1 MÓDULOS DE INSTRUMENTAÇÃO.....	127
III.1.1 Módulo de Eletroencefalografia.....	127
III.1.2 Módulos de ECG, EOG e EMG.....	129
III.1.3 Módulo para Amplificador de Biopotencial.....	131
III.2 <i>SOFTWARE</i> DE VISUALIZAÇÃO COMPUTACIONAL	132
III.3 TUTORIAL TEÓRICO-PRÁTICO	133
III.4 AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL 3D	134
ANEXO IV – PUBLICAÇÕES	137
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	141

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1. DIAGRAMA DE BLOCOS ORIGINAL DO SPSB.....	3
FIGURA 2.1. QUALIFICAÇÃO DAS REDES QUANTO A SUA EXTENSÃO.....	12
FIGURA 2.2. ESPECTRO DE FREQUÊNCIAS DISPONÍVEIS PARA OS SERVIÇOS DE TELECOMUNICAÇÕES.....	13
FIGURA 2.3. ESPALHAMENTO ESPECTRAL COM SALTO EM FREQUÊNCIA (FHSS).....	16
FIGURA 2.4. ESPALHAMENTO ESPECTRAL COM SEQUÊNCIA DIRETA (DSSS).....	17
FIGURA 2.5. TIPOS DE LIGAÇÕES EM REDE.....	18
FIGURA 2.6. TOPOLOGIA DE REDE EM ESTRELA.....	19
FIGURA 2.7. TOPOLOGIA DE REDE EM ANEL.....	20
FIGURA 2.8. TOPOLOGIA DE REDE EM BARRAMENTO.....	21
FIGURA 2.9. DISTRIBUIÇÃO DAS APLICAÇÕES, TAXAS DE TRANSMISSÃO E EXTENSÃO DAS REDES <i>WIRELESS</i>	22
FIGURA 2.10. REDE ILUSTRATIVA <i>WIMAX</i>	24
FIGURA 2.11. APLICAÇÃO <i>WIMAX</i> PARA INTERNET <i>WIRELESS</i>	25
FIGURA 2.12. REDE <i>WIRELESS</i> LAN TÍPICA.....	25
FIGURA 2.13. DISPOSITIVOS DE ACESSO A INTERNET POR <i>WIFI</i>	26
FIGURA 2.14. DISPOSITIVO <i>WIRELESS HOMERF</i>	27
FIGURA 2.15. TRANSMISSÃO DE VÍDEO COM DISPOSITIVO UWB.....	28
FIGURA 2.16. MÓDULOS OEM <i>BLUETOOTH</i>	29
FIGURA 2.17. MÓDULOS OEM <i>ZIGBEE</i>	29
FIGURA 2.18. AS 7 CAMADAS DO MODELO DE REFERÊNCIA OSI.....	31
FIGURA 2.19. FUNCIONAMENTO ILUSTRATIVO DO MODELO OSI.....	35
FIGURA 2.20. RELAÇÃO ENTRE O MODELO RM/OSI – ISO E O PADRÃO IEEE 802.....	36
FIGURA 2.21. PILHA PROTOCOLAR <i>ZIGBEE</i> E ARQUITETURA DAS CAMADAS FUNCIONAIS.....	43
FIGURA 2.22. TOPOLOGIAS DE REDES <i>ZIGBEE</i>	44
FIGURA 3.1. DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS.....	50
FIGURA 3.2. CIRCUITO ELÉTRICO PARA FONTE DE ALIMENTAÇÃO.....	52
FIGURA 3.3. FONTE DE ALIMENTAÇÃO IMPLEMENTADA PARA O SPSB.....	53
FIGURA 3.4. LAYOUT DA FONTE DE ALIMENTAÇÃO.....	54
FIGURA 3.5. DIAGRAMA FUNCIONAL DE BLOCOS DO MICROCONTROLADOR ADUC 7026.....	55
FIGURA 3.6. CIRCUITO DE LIGAÇÃO DO ADUC 7026.....	56
FIGURA 3.7. CIRCUITOS DE DISPONIBILIZAÇÃO EM CONECTORES <i>LATCH</i> E EMULAÇÃO <i>JTAG</i>	57
FIGURA 3.8. CIRCUITO USB COM ISOLAÇÃO ELÉTRICA, ADUM 1200, E CIRCUITO SERIAL RS232.....	58
FIGURA 3.9. DETALHE DA ISOLAÇÃO ELÉTRICA ADUM 1200.....	59
FIGURA 3.10. <i>LAYOUT</i> DO CIRCUITO IMPRESSO PARA O MÓDULO BASE.....	59

FIGURA 3.11. MÓDULO BASE IMPLEMENTADO.	60
FIGURA 3.12. PACOTE DE TRANSMISSÃO SERIAL UTILIZADO NO SPBS.....	62
FIGURA 3.13. ALGORITMO EM FLUXOGRAMA PARA O <i>FIRMWARE</i>	63
FIGURA 3.14. CIRCUITO ELÉTRICO PARA O DISPOSITIVO OEM <i>XBEE™</i> E CONECTOR <i>LATCH</i> SPSB.	65
FIGURA 3.15. CIRCUITO ELÉTRICO USB FT232R.....	65
FIGURA 3.16. CIRCUITO ELÉTRICO PARA INDICAÇÕES LUMINOSAS LNK, RX, TX E DISTÂNCIA DE ALCANCE. .	65
FIGURA 3.17. <i>LAYOUT</i> DO CIRCUITO IMPRESSO PARA OS MÓDULOS <i>WIRELESS</i>	66
FIGURA 3.18. MÓDULOS <i>WIRELESS</i> IMPLEMENTADOS.	67
FIGURA 3.19. DIAGRAMA DE BLOCOS PARA CONEXÃO <i>WIRELESS ZIGBEE</i>	67
FIGURA 3.20. CONJUNTO SPSB MÍNIMO PARA ROTEIRO DE AULA PRÁTICA <i>WIRELESS</i> . (A) SOFTWARE DE VISUALIZAÇÃO SPSB; (B) FONTE DE ALIMENTAÇÃO SPSB; (C) MÓDULO BASE SPSB; (D) MÓDULO WIRELESS LOCAL; (E) MÓDULO WIRELESS REMOTO; (F) CABO FLEXÍVEL 20 VIAS; (G) CABO DE CONEXÃO USB;	69
FIGURA 3.21. PONTUAÇÕES DO <i>WEBMAC SENIOR 4.0</i>	72
FIGURA 3.22. CLASSIFICAÇÃO DOS RESULTADOS DO <i>WEBMAC SENIOR 4.0</i>	73
FIGURA 4.1. RAIO DE ABRANGÊNCIA DA REDE COM TRANSMISSÃO CONFIÁVEL.	76
FIGURA 4.2. CIRCUITO COMPARADOR DE NÍVEIS DE TENSÃO.....	77
FIGURA 4.3. SAÍDA PWM (ESQUERDA) E NÍVEL RSSI MÁXIMO (DIREITA) PARA TRANSMISSÃO CONFIÁVEL.	77
FIGURA 4.4. SAÍDA PWM (ESQUERDA) E NÍVEL RSSI MÉDIO (DIREITA) PARA TRANSMISSÃO CONFIÁVEL.	78
FIGURA 4.5. SAÍDA PWM (ESQUERDA) E NÍVEL RSSI MÍNIMO (DIREITA) PARA TRANSMISSÃO CONFIÁVEL.	78
FIGURA 4.6. SEQÜÊNCIA DE TRANSMISSÃO (A) E ATRASO DE TRANSMISSÃO DO SINAL (B).	79
FIGURA 4.7. ATRASO ENTRE ENVIO E RETORNO DO SINAL.	80
FIGURA 4.8. CONFIGURAÇÃO DO SOFTWARE X-CTU PARA TESTES BER.	81
FIGURA 4.9. RETORNO CONECTANDO OS PINOS TX E RX PARA TESTE BER, <i>WIRELESS XBEE™</i>	81
FIGURA 4.10. RETORNO CONECTANDO OS PINOS Tx e Rx PARA TESTE BER, USB UM232R.....	83
FIGURA 4.11. SIMULAÇÃO DE PONTOS DE ECG GRAVADOS NO MICROCONTROLADOR ADUC7026.	85
FIGURA 4.12. SINAL DE ECG GERADO NOS CONVERSORES D/A E ENVIADO PELO MICROCONTROLADOR.	86
FIGURA 4.13. SINAL DE ECG VIA <i>ZIGBEE</i> NO <i>SOFTWARE DOCKLIGHT 1.6.8</i>	86
FIGURA 4.18. PONTUAÇÕES DO SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS.	88
FIGURA 4.19. EXPECTATIVA PELO SUCESSO DO SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS.....	89
FIGURA III.1. MÓDULO EEG IMPLEMENTADO.....	128
FIGURA III.2. CADEIA DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS DE EEG.....	128
FIGURA III.3. MÓDULO DE ECG, EOG E EMG, IMPLEMENTADOS COM O MESMO <i>LAYOUT</i>	129
FIGURA III.4. COMPONENTES DA CADEIA DE AQUISIÇÃO.....	130
FIGURA III.5. MÓDULO DE INTERFACE AMPLIFICADOR DE BIOPOTENCIAL IMPLEMENTADO.	131
FIGURA III.6. <i>SOFTWARE</i> DE VISUALIZAÇÃO SPSB.	132
FIGURA III.7. MONITOR MULTIPARÂMETROS INSERIDO NO CTI VIRTUAL.	135

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1. CARACTERÍSTICAS DOS DIFERENTES PROTOCOLOS DAS TECNOLOGIAS WWAN.	23
TABELA 2.2. PADRÃO IEEE 802.15.4 E AS CARACTERÍSTICAS DA CAMADA FÍSICA.	41
TABELA 3.1. PRINCIPAIS TECNOLOGIAS <i>WIRELESS</i> DISPONÍVEIS E CARACTERÍSTICAS DE OPERAÇÃO.	64
TABELA 4.1. TESTES DE TRANSMISSÃO <i>WIRELESS</i> COM RSSI EM INDICAÇÃO DE SINAL MÁXIMO.	82
TABELA 4.2. TESTES DE TRANSMISSÃO <i>WIRELESS</i> COM RSSI EM INDICAÇÃO DE SINAL MÉDIO.	82
TABELA 4.3. TESTES DE TRANSMISSÃO <i>WIRELESS</i> COM RSSI EM INDICAÇÃO DE SINAL MÍNIMO.	82
TABELA 4.4. <i>BIT ERROR RATE</i> NA TRANSMISSÃO <i>WIRELESS XBEE™</i>	83
TABELA 4.5. <i>BIT ERROR RATE</i> NA TRANSMISSÃO USB UM232R.	84
TABELA 4.6. CONSUMO DE ENERGIA DOS MÓDULOS <i>WIRELESS</i>	84
TABELA 4.7. AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS.	87
TABELA 4.8. PONTUAÇÕES DO SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS.	88

LISTA DE QUADROS

QUADRO 2.1. FAIXAS DE FREQUÊNCIAS UTILIZADAS EM TELECOMUNICAÇÕES.	12
QUADRO 2.2. VANTAGENS E DESVANTAGENS DA TÉCNICA FHSS.	16
QUADRO 2.3. VANTAGENS E DESVANTAGENS DA TÉCNICA DSSS.	17
QUADRO 2.4. OPÇÕES DE CONTROLE DE ACESSO AO MEIO ASSOCIADOS AOS MEIOS FÍSICOS.	37
QUADRO 2.5. RELAÇÃO DAS NORMAS IEEE 802.	39
QUADRO 2.6. NORMAS IEEE 802 RELACIONADAS ÀS REDES <i>WIRELESS</i>	39
QUADRO 2.7. FUNCIONALIDADES DOS DISPOSITIVOS <i>ZIGBEE</i> FFDS E RFDS.	42
QUADRO 3.1. ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO MÓDULO OEM <i>XBEE</i> TM	68
QUADRO III.1. PRINCIPAIS RECURSOS E ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO MÓDULO DE EEG.	128
QUADRO III.2. PRINCIPAIS RECURSOS E ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO MÓDULO DE ECG.	130
QUADRO III.3. PRINCIPAIS RECURSOS E ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO MIAB.	131

LISTA DE ABREVIATURAS

ADC – Analog Digital Converter
AES – Advanced Encryption Standard
AF – Application Framework
ANATEL – Agência Nacional das Telecomunicações
APL – Applications Layer
APO – Applications Objects
APS – Application Sub Layer
ASCII – American Standard Code for Information Interchange
ATM – Asynchronous Transfer Mode
BER – Bit Error Rate
BKER – Block Error Rate
BPSK – Binary Phase Shift Keying
CCITT – Comite Consultatif International Télégraphonique
CDMA – Code Division Multiple Access
CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CRC – Cyclic Redundancy Checksum
DSSS – Direct Sequence Spread Spectrum
ECG – Eletrocardiograma
EEG – Eletroencefalograma
EMG – Eletromiograma
EOG – Eletrooculograma
ETSI – European Telecommunications Standards Institute
FCC – Federal Communications Commission
FFDs – Full Function Devices
FHSS – Frequency Hopping Spread Spectrum
GSM – Global System for Mobile communications
IEEE – Institute of Electrical and Electronics Engineers
IEB – Instituto de Engenharia Biomédica
IES – Instituições de Ensino Superior
IrDA – Infrared Data Association

ISM – Industrial, Scientific and Medical
ISO – International Organization for Standardization
LAN – Local Area Network
LED – Light Emitting Diode
LR-WPAN – Low-Rate Wireless Personal Area Network
LSB – Least Significant Bit
MAN – Metropolitan Area Network
MIPS – Millions of Instructions per Second
MSB – Most Significant Bit
NWK – Network Layer
OEM – Original Embedded Manufacturer
OFDM – Ortoogonal Frequency Divison Multiplexing
O-QPSK – Offset Quadrature Phase Shift Keying
PAN – Personal Area Network
PDA – Personal Digital Assistant
PWM – Pulse-Width Modulation
QoS – Quality of Service
RF – Rádio Frequência
RFDs – Reduced Function Devices
RM/OSI – Reference Model for Open Systems Interconnection
RSSI – Received Signal Strength Indication
SiedSup – Sistema Integrado de Informações da Educação Superior
SPSB – Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos
TDMA – Time Division Multiple Access
UART – Universal asynchronous Receiver/Transmitter
UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina
UHF – Ultra High Frequency
USB – Universal Serial Bus
UWB – Ultra Wide Band
VHF – Very High Frequency
WAN – Wide Area Network
WiFi – Wireless Fidelity
Wimax - Worldwide Interoperability for Microwave Accesses
ZDO – ZigBee Device Object

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1 INTRODUÇÃO

Os programas brasileiros de graduação em engenharia apresentam um notório déficit com relação à formação do engenheiro biomédico. Pesquisas apontam a escassez de cursos ou disciplinas referentes à graduação destes profissionais na grande maioria das universidades nacionais. Frente a isto, é de extrema importância que novas propostas e projetos sejam executados para garantir o desenvolvimento nesta área.

Em “A Inserção da Engenharia Biomédica nos Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica no Brasil” (POSSA *et al.*, 2008), foi realizada uma investigação focada no grau de inserção de temas específicos de engenharia biomédica nos cursos de graduação de engenharia elétrica do Brasil.

Em poder dos resultados preliminares dessa investigação, o Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC) percebeu a real necessidade e se propôs a investir ainda mais em suas disciplinas na graduação em engenharia elétrica. Atualmente, o curso conta com duas disciplinas: Introdução à Informática Médica e Fundamentos de Engenharia Biomédica. A intenção é fortalecer ainda mais a natureza prática e técnica do engenheiro, criando um laboratório para aulas práticas de engenharia biomédica no curso de engenharia elétrica da UFSC.

Para tanto, a proposta do Laboratório de Engenharia Biomédica surge com o desenvolvimento de uma plataforma didática focada no ensino e graduação da

engenharia elétrica com um projeto inicial denominado Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos, SPSB, para a aquisição, o processamento, a visualização e a compreensão de sinais bioelétricos através de *hardwares*, *softwares* e tutoriais sobre os temas, disponibilizados no portal Saúde+Educação¹ do Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC).

A plataforma SPSB engloba soluções didáticas de *hardware*, *software*, *hipermídia* e realidade virtual, dentro da concepção da implantação do Laboratório de Engenharia Biomédica, no curso de engenharia elétrica da UFSC. O objetivo é desenvolver em etapas uma plataforma completa de processamento de sinais bioelétricos, a qual deve atender necessidades inerentes às atividades de ensino, pesquisa, desenvolvimento e inovação, P&D&I, do Instituto de Engenharia Biomédica nas áreas de Informática Médica, Instrumentação Biomédica, Engenharia Clínica e Bioengenharia.

No âmbito de ensino, o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos deve ilustrar, praticar e suscitar os conteúdos relacionados à engenharia biomédica para estudantes de graduação em engenharia elétrica e profissionais de áreas afins, em programas de educação continuada do IEB-UFSC.

Quanto a P&D&I, a plataforma serve como ferramenta e ambiente de desenvolvimento de trabalhos de mestrado e doutorado, eventualmente incorporando-os e assim expandindo e suplantando as funcionalidades de ensino.

Para desenvolver o SPSB, o Instituto de Engenharia Biomédica definiu um grupo de pesquisa formado por professores e pós-graduandos em engenharia elétrica com a finalidade de explorar e contribuir nas principais áreas de ensino em engenharia biomédica, aplicando conhecimentos de Instrumentação Biomédica e Informática Médica.

Dentro da concepção de *hardware*, o SPSB conta com um moderno sistema microcontrolado, ADuC 7026 da *Analog Devices*, incorporado a uma placa base com estrutura modular que permite conectar os mais variados módulos de aquisição de sinais bioelétricos. Inicialmente, o SPSB dispõe de quatro módulos de aquisição de sinais e um módulo de comunicação *wireless*². Cada módulo de aquisição é independente entre si e auto-suficiente no tratamento do sinal coletado.

Os quatro módulos individuais na **Figura 1.1** consistem de circuitos eletrônicos para aquisição e condicionamento analógico de sinais: inicialmente, com um canal bipolar para eletrooculografia (EOG), eletromiografia (EMG), eletrocardiografia (ECG), e seis canais para eletroencefalografia (EEG); todos para aplicação com eletrodos de superfície.

¹ <http://www.saudeeducacao.ufsc.br>.

² Termo em inglês referente a comunicação sem fio.

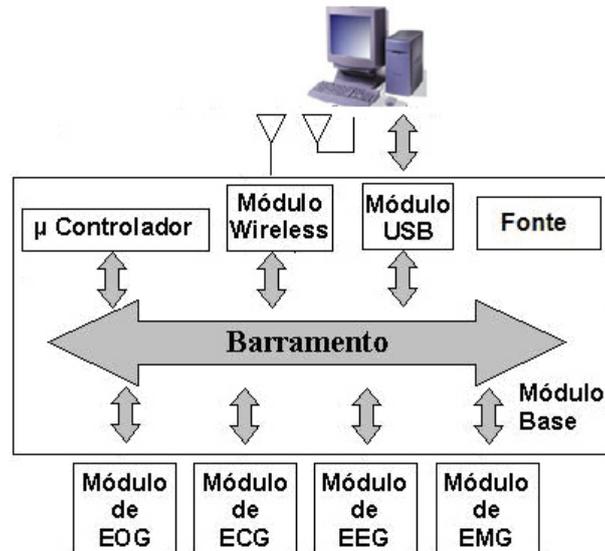


Figura 1.1. Diagrama de blocos original do SPSB.

O objetivo de implementar tais módulos é ilustrar a aquisição, a digitalização e a visualização dos sinais no nível de *hardware* e de sistema, possibilitando o estudo de estruturas internas de circuitos presentes na aquisição destes sinais aos estudantes de graduação em engenharia elétrica da UFSC.

A distinção que colabora para que este equipamento tenha um caráter “didático” é dada pelo baixo nível de integração dos componentes dos circuitos eletrônicos. Neste contexto, são disponibilizados ao usuário de cada módulo do sistema, diversos “pontos de acesso” aos circuitos internos, onde permite-se testar e alterar parâmetros, ou mesmo substituir integralmente circuitos específicos do módulo. Além disso, todos os módulos são acompanhados por roteiros de aulas práticas referentes ao assunto abordado.

No presente trabalho, são estudadas, desenvolvidas e praticadas as tecnologias de comunicação *wireless*, com o objetivo de fazer-se a transmissão dos sinais bioelétricos selecionados pelo SPSB para um microcomputador via radiofrequência.

Diversos métodos de transmissão são utilizados na telemetria médica, como por exemplo, transmissão acústica (ISTEPANIAN *et al.*, 1997), luz infravermelha (PARK *et al.*, 1998) e radiofrequência. Porém, o mais utilizado é a radiofrequência, principalmente por ser menos susceptível à presença de obstáculos entre transmissor e receptor (MARTINCOSKI, 2003).

Segundo MARTINCOSKI (2003), Os sistemas de telemetria médica por radiofrequência surgiram na década de 70, fazendo uso de dispositivos de transmissão sobre uma única frequência de rádio com modulação analógica.

A primeira versão da tecnologia *wireless ZigBee*³ surgiu em dezembro de 2004, como um novo padrão definido pelo IEEE802.15.4⁴ para transmissão digital de curto alcance. Esta tecnologia incorpora diversas vantagens frente às demais, principalmente quanto ao seu baixíssimo consumo de energia e baixas taxas de transmissão. Isso faz do *ZigBee* uma atraente alternativa para projetos de monitoração e sensoriamento remoto, em que os requisitos passam a ser superdimensionados com o emprego das demais tecnologias, como por exemplo, *Bluetooth* e *WiFi*.

Dentre as principais aplicações *ZigBee*, cita-se:

- a automação e controle predial;
- controle industrial;
- periféricos para computadores;
- controles remotos;
- e saúde pessoal.

1.1.1 UTILIZAÇÃO DA TECNOLOGIA ZIGBEE

A tecnologia *ZigBee* ainda apresenta pouca maturidade no mercado brasileiro, porém isso não tem afetado a sua utilização em novos projetos de comunicações sem fios. Desenvolvida para garantir comunicação confiável com baixo consumo de energia e baixas taxas de transmissão, o *ZigBee* é promissor, principalmente em projetos de sensoriamento remoto e acionamento de dispositivos a distância.

Alguns trabalhos desenvolvidos em redes *wireless* com a tecnologia *ZigBee* e com ótimos resultados são citados a seguir:

- *Performance Analysis of Low Rate Wireless Technologies for medical Applications* (GOLMIE *et. al.*, 2005);
- Desenvolvimento de uma aplicação com o protocolo *ZigBee* aplicado em instrumentação de ensaio em voo (TEIXEIRA, 2006);
- Redes de sensores: *ZigBee* (RICARDO, 2006);
- Sensoriamento de ambientes utilizando o padrão *ZigBee* (MONSIGNORE, 2007);
- Proposta de um sistema telemétrico para aquisição de sinais fisiológicos (SCHWARZ, 2007);

³ Metáfora para a maneira como os dispositivos se acham e se comunicam na rede. Como o zig-zag das abelhas para indicar comida as outras abelhas.

⁴ *Standard Report: Wireless Medium Access Control, MAC, and Physical Layer, PHY, Specification for Low-Rate Wireless Personal Area Network, LR-WPANs.*

- *System-level design of radio receiver for IEEE 802.15.4 “ZigBee” application* (OUALKADI *et. al.*, 2007);
- *Wireless sensor networks: A survey on the state of the art and de 802.15.4 and ZigBee standards* (BARONTI *et. al.*, 2007);
- *Implementation of Security policy for Clinical Information Systems Over Wireless Sensor Networks* (MISIC *et. al.*, 2007);
- Sensorização sem fios sobre ZigBee e IEEE 802.15.4 (MALAFAYA, 2008).

1.1.2 A ENGENHARIA BIOMÉDICA NO CENÁRIO NACIONAL

Dos 1647 cursos de engenharia abordados na pesquisa através da base de dados do Sistema Integrado de Informações da Educação Superior (SiedSup) apenas 326 foram enquadrados como cursos de engenharia elétrica. Porém, como a pesquisa dependia das informações disponibilizadas na Internet pelos próprios cursos, somente 214 puderam ser analisados (POSSA *et. al.*, 2008).

Foram identificadas cerca de 40 disciplinas de engenharia biomédica oferecidas nos cursos de engenharia elétrica, distribuídas em apenas 16 cursos dos 214 analisados. Essas disciplinas, representam cerca de 2208 horas-aulas com um percentual de apenas 14% de abordagem prática. O restante, cerca de 1898 horas-aulas, referem-se ao tema engenharia biomédica de forma exclusivamente teórica (POSSA *et al.*, 2008).

Segundo POSSA *et al.* (2008), os resultados da pesquisa apontam que apenas 7,5% dos cursos de engenharia elétrica possuem pelo menos uma disciplina de engenharia biomédica. Assim, pode-se estimar que mais de 90% dos alunos graduados em engenharia elétrica no Brasil terminam a formação acadêmica básica sem qualquer contato formal com este importante campo de atuação profissional.

Estes índices incipientes de atividade prática (cerca de 310 horas-aulas) são particularmente preocupantes em uma área como a engenharia biomédica, de intenso interfaceamento com um campo de conhecimento complexo, de rápido crescimento e estranho à formação usual do engenheiro, como a biologia em geral e a saúde em particular (POSSA *et. al.*, 2008).

É claramente necessário examinar a situação das instituições de ensino em engenharia elétrica que não apresentaram seus dados neste levantamento, como por exemplo a desatualização de seus *web sites*, para que um quadro preciso possa ser apreciado. No entanto, os dados do presente levantamento sugerem que os temas de

engenharia biomédica apresentam uma contribuição incipiente na formação em engenharia elétrica (POSSA *et. al.*, 2008).

Com a idealização da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica, não se pretende revolucionar o ensino de engenharia biomédica e nem preencher totalmente a lacuna apontada, mas acrescentar melhorias e agregar mais qualidade no ensino deste tema à graduação de engenharia elétrica.

1.1.3 COMPARAÇÕES ENTRE SISTEMAS

Diferente de outros sistemas comerciais existentes de aquisição de sinais fisiológicos, como o *MP150WSW System* da *BIOPAC Systems* (BIOPAC, 2008), o SPSB tem sua aplicação mais voltada ao ensino de engenharia biomédica em cursos de graduação de engenharia elétrica. A grande diferença do SPSB frente a estes sistemas é a possibilidade de alteração nas configurações de *hardware*. Os sistemas comerciais existentes possuem uma arquitetura fechada, não permitindo inserção de circuitos eletrônicos abertamente no seu sistema.

Por mais que existam outros sistemas didáticos na área, como o *ADInstruments in Education* (ADINSTRUMENTS, 2008), a grande maioria não apresenta a característica fundamental que torna o SPSB inovador. O que demonstra o SPSB ser tão atrativo é a possibilidade de estudar-se todas as fases de aquisição de um sinal biomédico: como estes sinais são gerados e suas localizações; como estes sinais são adquiridos; a maneira como são condicionados eletronicamente; e como são interpretados na tela do computador.

Além dos aspectos técnicos e funcionais abordados, existe uma preocupação com outras questões fundamentais para a utilização deste equipamento em disciplinas para ensino de engenharia biomédica, tais aspectos são: segurança, compatibilidade eletromagnética do equipamento, e robustez (exigida para aplicações deste tipo).

1.2. MOTIVAÇÃO

A principal motivação para a realização deste trabalho partiu da constatação examinada na pesquisa sobre a inserção dos temas de engenharia biomédica nos cursos de graduação de engenharia elétrica brasileiros. Observando o baixo interesse na área pelas inúmeras universidades que oferecem este curso, o Instituto de Engenharia

Biomédica motivou-se a implantar o Laboratório de Engenharia Biomédica e assim promover a sua área na Universidade Federal de Santa Catarina. No curso de graduação de engenharia elétrica, o IEB-UFSC atua através de duas disciplinas: Introdução à Informática Médica e Fundamentos de Engenharia Biomédica.

Com a instituição do Laboratório de Engenharia Biomédica, pretende-se investir na natureza técnica e prática dos profissionais da área e assim oferecer mais qualidade de ensino para a UFSC. Através disso, busca-se incentivar novos estudantes interessados na formação biomédica a iniciarem a pós-graduação junto ao IEB. Dessa forma, almeja-se consolidar ainda mais o mercado de trabalho para a engenharia biomédica, formando profissionais cada vez mais aptos a exercer a função.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolvimento da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica, implementando módulos para o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos. Estes módulos englobam: soluções de *hardware*, *software* e tutoriais; possibilitando a aquisição, a transmissão e a visualização de parâmetros eletrofisiológicos no âmbito da concepção do Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina.

1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Projeto e implementação de um módulo base digital microcontrolado e respectivo *firmware*, com funcionalidades de amostragem, digitalização e gerenciamento de protocolos de comunicação com um computador;
- Projeto e implementação de um módulo local *wireless* para recepção de parâmetros eletrofisiológicos, que permita conectar um microcomputador ao módulo base digital do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos;
- Projeto e implementação de um módulo remoto *wireless* para transmissão de parâmetros eletrofisiológicos, que possibilite telemetria entre o módulo base digital e o microcomputador para visualização gráfica;

- Elaboração de um roteiro para aula prática sobre transmissão sem fios de sinais eletrofisiológicos, utilizando-se o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos;
- Avaliação do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos na prática.

1.4 JUSTIFICATIVA

Por ser uma área multidisciplinar, o ensino de engenharia biomédica na graduação de engenharia elétrica deve prever a necessidade de atividades práticas com relação aos seus conteúdos, principalmente no que diz respeito aos sinais eletrofisiológicos, já que não são imagens comuns no ensino de engenharia elétrica. Com isso, justifica a criação da plataforma didática e a implementação do Laboratório de Engenharia Biomédica no curso de engenharia elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.

Particularmente a implementação de um módulo de transmissão *wireless* visa eliminar os cabos na transmissão dos sinais eletrofisiológicos entre o polígrafo e microcomputador. Isto permite uma locomoção e movimentação mais livres do indivíduo, a partir do qual os sinais são adquiridos. Aumenta-se o conforto, melhorando em princípio, a qualidade dos sinais adquiridos e viabilização do exame, mesmo com a ocorrência de eventuais artefatos de movimento. No aspecto técnico, facilita-se o manuseio do equipamento em aulas práticas, elimina-se a ocorrência de maus contatos e o rompimento dos cabos de transmissão. Também, o equipamento torna-se capaz de realizar telemetria, ou seja, monitoração à distância.

Além disso, a proposta do módulo de transmissão sem fios dá suporte ao ensino para a graduação em engenharia elétrica, no que se refere às próprias tecnologias *wireless*, tendo em vista a recente inovação tecnológica no contexto de transmissão sem fios de dados.

1.5 METODOLOGIA DE TRABALHO

Para o desenvolvimento deste trabalho, partiu-se de um levantamento bibliográfico sobre os principais tópicos envolvidos no tema *wireless*. Mais especificamente, estudos de requisitos e viabilidade da capacidade de transmissão de

sinais simultâneos, tecnologias disponíveis, taxas máximas de transmissão, taxas de erros e perdas, custo associado à tecnologia e consumo de energia.

O passo seguinte foi a determinação dos requisitos mínimos do sistema com o objetivo de executar a especificação técnica da melhor tecnologia *wireless* a ser empregada. Estes requisitos foram baseados na finalidade do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos em laboratórios de ensino ou salas de aula, e nas taxas de amostragens e resolução mínimas de cada módulo de aquisição incorporado.

Com a aquisição da tecnologia *wireless* apropriada, construiu-se uma primeira versão em protótipo do módulo de transmissão sem fios para testes iniciais. Baseado nestes testes comprovou-se a escolha adequada da tecnologia e implementou-se o modelo definitivo com uma versão industrial para as placas de circuito impresso.

Tendo em mãos as versões finais dos módulos de *hardware*, partiu-se para os testes e avaliações de desempenho dos equipamentos construídos. Entre os principais, estão testes quanto ao atraso de transmissão, quanto às perdas de pacotes de dados, quanto à distância máxima na qual os módulos garantem uma comunicação confiável e testes em conjunto com os módulos didáticos de aquisição.

Por fim, uma avaliação do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos foi realizada através de um mini-curso organizado pelo Instituto de Engenharia Biomédica, denominado de Engenharia Biomédica na Prática. O mini-curso teve por objetivo expor o trabalho desenvolvido aos acadêmicos de engenharia da Universidade Federal de Santa Catarina. E com a aplicação da plataforma de ensino desenvolvida, obteve-se a avaliação de cada aluno participante através de um questionário relativo ao projeto.

1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O Capítulo 1 apresenta uma breve introdução sobre o projeto e cita a pesquisa sobre a atual situação brasileira no quesito ensino de engenharia biomédica em cursos de graduação de engenharia elétrica. Com isso, motiva-se o projeto da Plataforma de Ensino de Engenharia Biomédica e traçam-se os objetivos a serem atingidos e justificados na implantação do Laboratório de Engenharia Biomédica no curso de graduação de engenharia elétrica da UFSC.

O Capítulo 2 trata da fundamentação teórica. Após a introdução ao tema, são citadas as tecnologias mais difundidas quanto a redes sem fio, como por exemplo *Wimax*, *WiFi* e o *Bluetooth*. Em seguida, apresenta os conceitos iniciais envolvidos na arquitetura

RM/OSI – ISO⁵ para sistemas abertos e o emprego do padrão IEEE 802 às redes WLAN, WPAN e WMAN. Finalizando o capítulo, são abordados os tópicos sobre o padrão IEEE 802.15.4 e a especificação *ZigBee* que fundamenta o caráter prático do projeto.

O Capítulo 3 apresenta os materiais e métodos para a implementação do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos, abordando os dispositivos utilizados com uma descrição funcional dos módulos que o compõe tanto em *hardwares* como em *firmware*, e o instrumento de avaliação *WebMac Senior 4.0* utilizado na avaliação do sistema .

O Capítulo 4 mostra os resultados dos testes obtidos em laboratório acerca dos módulos *wireless* e da avaliação da plataforma implementada.

O Capítulo 5 aborda as discussões acerca dos tópicos envolvidos nos demais capítulos e principalmente quanto aos resultados obtidos. Apresenta as possibilidades de melhorias do sistema através de sugestões baseadas no trabalho que foi desenvolvido.

O Capítulo 6 traz a conclusão deste trabalho.

O Anexo I relata o roteiro de aula prática sobre o tema *wireless* com aplicação biomédica, disponibilizado no portal Saúde+Educação em seu tutorial relativo ao Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

O Anexo II apresenta o mini-curso e questionário de avaliação aplicado.

O Anexo III refere-se aos demais módulos integrantes da plataforma desenvolvida, temas abordados pelos demais integrantes do grupo.

O Anexo IV cita as publicações geradas através do projeto da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica.

Por fim, as referências bibliográficas utilizadas são listadas em ordem alfabética.

⁵ Padronização estabelecida mundialmente para permitir compatibilidade entre diferentes fabricantes de dispositivos de rede.

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 REDES WIRELESS

Uma rede sem fios é formada por um conjunto de sistemas conectados através de tecnologias que utilizam a atmosfera como principal meio de transmissão. Dentre as principais formas de propagação desses sinais, são amplamente utilizados os sistemas *Infrared* (Infravermelho), *Narrowband* (faixa estreita) e *Spread Spectrum* (espalhamento espectral), que utilizam comunicações óticas e eletromagnéticas para transmissão dos dados.

Com a grande liberdade de disposição física que as redes sem fios permitem aos seus dispositivos, surgem diversas topologias nas suas configurações. Várias são as estratégias de topologias, embora as variações sempre derivem de três topologias básicas que são as mais freqüentemente empregadas: anel; barramento; e estrela (ALVES, 1992).

De acordo com a especificação e os protocolos que cada tecnologia emprega, as redes *wireless* podem ser qualificadas quanto a sua extensão de abrangência, **Figura 2.1**, definidas como: *Wireless Personal Area Network* (WPAN) que são as redes pessoais formadas por periféricos e dispositivos que se comunicam num curto alcance; *Wireless Local Area Network* (WLAN) que são as redes locais formadas entre um conjunto de equipamentos dentro de uma empresa, por exemplo; *Wireless Metropolitan Area Network* (WMAN) que são as redes capazes de abranger e comunicar dispositivos

em diferentes pontos de uma mesma cidade; e a *Wireless Wide Area Network* (WWAN) que são capazes de intercomunicar diferentes cidades e comunicar dispositivos de um lado a outro no globo terrestre como o caso das telefônicas celulares.

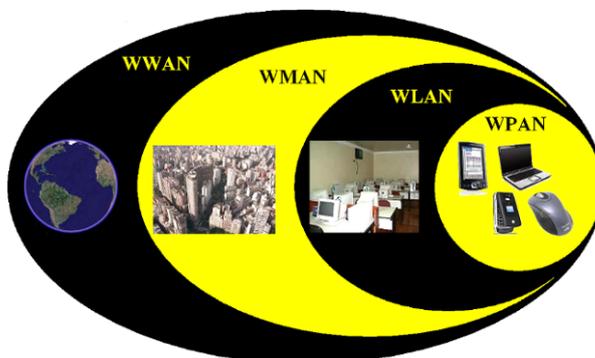


Figura 2.1. Qualificação das redes quanto a sua extensão.
Fonte: adaptado de TEIXEIRA (2004).

Quanto às faixas de frequências utilizadas para transmissão em radiofrequência (RF) elas podem ser classificadas de acordo com o **Quadro 2.1**. Englobando as comunicações óticas, o espectro completo de todas as frequências disponíveis para os serviços de telecomunicações é apresentado na **Figura 2.2**.

Quadro 2.1. Faixas de frequências utilizadas em telecomunicações.

Faixa de Frequência (Hz)	Denominação Técnica	Denominação Popular	Exemplos de Utilização
300 a 3000	E.L.F. (<i>Extremely Low Frequency</i>)	Ondas Extremamente longas	Comunicação para submarinos, escavações de minas etc.
3K a 30K	V.L.F. (<i>Very Low Frequency</i>)	Ondas muito longas	Comunicação para submarinos, escavações de minas etc.
30K a 300K	L.F. (<i>Low Frequency</i>)	Ondas longas	Auxílio à navegação aérea, serviços marítimos, radiodifusão local.
300K a 3M	M.F. (<i>Medium Frequency</i>)	Ondas médias	Auxílio à navegação aérea, serviços marítimos, radiodifusão local.
3M a 30M	H.F. (<i>High Frequency</i>)	Ondas tropicais / Ondas curtas	Radiodifusão local e distante, sistemas marítimos (estações costeiras). Transmissão de TV, sistemas comerciais e particulares de comunicação, serviços de segurança pública (Polícia, Bombeiros etc.).
30M a 300M	V.H.F. (<i>Very High Frequency</i>)	Microondas	Transmissão de TV, sistemas comerciais e particulares de comunicação, serviços de segurança pública (Polícia, Bombeiros etc.).
300M a 2G	U.H.F. (<i>Ultra High Frequency</i>)	Microondas	Comunicação pública à longa distância: sistemas interurbanos e internacionais em radiovisibilidade, tropodifusão e satélite.
2G a 3G	U.H.F. (<i>Ultra High Frequency</i>)	Microondas	Comunicação pública à longa distância: sistemas interurbanos e internacionais em radiovisibilidade, tropodifusão e satélite.
3G a 30G	S.H.F. (<i>Super High Frequency</i>)	Microondas	Comunicação pública à longa distância: sistemas interurbanos e internacionais em radiovisibilidade, tropodifusão e satélite.
30G a 300G	E.H.F. (<i>Extremely High Frequency</i>)	Microondas	Comunicação pública à longa distância: sistemas interurbanos e internacionais em radiovisibilidade, tropodifusão e satélite.

Fonte: WIRTH (2003).

2.1.1 SISTEMAS INFRARED

Sistemas definidos pela *Infrared Data Association* (IrDA) utilizam comunicação ótica de alta frequência como principal meio de transmissão em uma rede de comunicação. A frequência para transmissão infravermelha no espectro de cores situa-se um pouco abaixo da luz visível ao olho humano, **Figura 2.2**. E como a luz é consideravelmente direcional, exige certo alinhamento entre os dispositivos na rede tornando-a pouco atrativa para redes que necessitem de mobilidade.

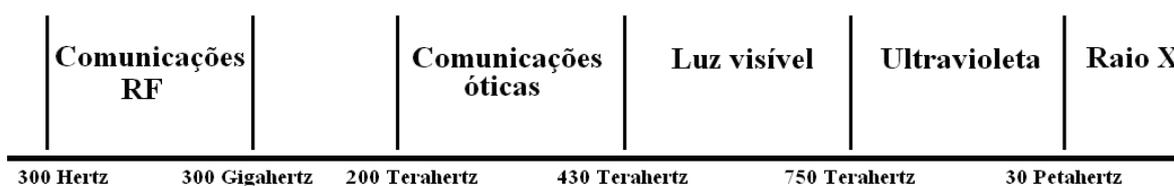


Figura 2.2. Espectro de frequências disponíveis para os serviços de telecomunicações.
Fonte: adaptado de WIRTH (2003).

Os sistemas baseados em IrDA conseguem taxas de transmissão de até 16 Mbps, porém apresentam limitações de alcance. Assim como a luz visível, a luz infravermelha também não atravessa materiais opacos como paredes e mobília, limitando a atuação do transmissor ao seu campo de visão (MARTINCOSKI, 2003).

Segundo TEIXEIRA (2006), os sistemas infravermelhos diretos de baixo custo fornecem uma distância muito limitada, em torno de 1,5 metros, e são principalmente aplicadas às redes WPAN, *Wireless Personal Area Network*, e ocasionalmente em WLAN, *Wireless Local Area Network*.

2.1.2 SISTEMAS NARROWBAND

Os sistemas *Narrowband* (faixa estreita) fazem uso de uma única frequência de transmissão/recepção não possuindo mecanismos de proteção contra fortes interferências eletromagnéticas e quebra de sigilo das informações (PAIM, 2005). O *crosstalk*, interferência, indesejável entre os vários canais de comunicação pode ser evitado coordenando cuidadosamente os diferentes usuários nos diferentes canais de frequência (TEIXEIRA, 2006). Dessa forma, evita-se que usuários distintos ocupem a mesma frequência portadora.

Nos sistemas de faixa estreita, podem-se ter dispositivos com alcances desde uma dezena metros até dezenas de quilômetros a depender da potência e faixa de

freqüências utilizadas. Em algumas aplicações o item alcance é fator preponderante na escolha do equipamento a ser utilizado (PAIM, 2005). A concentração de potência no espectro, obtida pela transmissão contínua dentro do mesmo canal de radiofreqüência, proporcionam a estes sistemas maior alcance comparado com outros sistemas como é o caso dos sistemas que utilizam espalhamento espectral⁶, também denominado *Spread Spectrum*.

2.1.3 SISTEMAS SPREAD SPECTRUM

Espalhamento Espectral ou *Spread Spectrum* é uma técnica que codifica um sinal para sua transmissão digital. Ela foi originalmente desenvolvida pelos militares durante a Segunda Guerra Mundial, com o objetivo de transformar as informações a serem transmitidas num sinal parecido com um ruído radioelétrico evitando assim a monitoração pelas forças inimigas (OLIVEIRA e BERNAL-FILHO, 2004).

Dessa forma, objetiva-se codificar o sinal original de comunicação realizando o seu espalhamento no espectro de freqüências. Isso faz com que o sinal ocupe uma banda maior no espectro com uma baixa densidade de potência, apresentando uma baixa relação sinal/ruído.

Segundo OLIVEIRA e BERNAL-FILHO (2004), o desenvolvimento da tecnologia espalhamento espectral viabilizou a transmissão de dados via rádio com alta confiabilidade e com taxas de transmissão cada vez maiores, o que possibilitou o seu uso na implementação de redes locais, WLAN, ou regionais, WMAN, trazendo grande mobilidade e flexibilidade para seus usuários.

Sistemas com espalhamento espectral utilizam a técnica de espalhamento espectral para prover maior segurança, integridade e confiabilidade na troca de informações, (TEIXEIRA, 2006). Embora se ocupe uma maior banda, estão menos sujeitos a ruídos e interferências que outras tecnologias que utilizam freqüência fixa predeterminada, já que um ruído em uma determinada freqüência irá afetar apenas a transmissão nessa freqüência, e não a faixa inteira (RUFINO, 2005).

Os rádios com espalhamento espectral utilizam as faixas de freqüências livres adotadas por vários países, inclusive o Brasil, denominadas internacionalmente como bandas ISM (*Instrumentation, Scientific & Medical*) definidas nas faixas de 900 MHz,

⁶ Técnica na qual a energia gerada em uma ou mais freqüências discretas é deliberadamente espalhada no tempo ou no domínio da freqüência. Pode ser utilizada para o estabelecimento de comunicação segura, para prevenção de detecção ou para aumentar a resistência à interferências.

2,4 GHz e 5,8 GHz para utilização em serviços médicos, científicos e instrumentais (OLIVEIRA e BERNAL-FILHO, 2004).

Duas principais técnicas para espalhamento espectral são usadas: espalhamento espectral com saltos em frequências (*Frequency Hopping Spread Spectrum*, FHSS) e espalhamento espectral com seqüência direta (*Direct Sequence Spread Spectrum*, DSSS) (YACOUB, 2002). Segundo RUFINO (2005), todos os tipos de redes sem fios atuais fazem uso dessa tecnologia como padrão de comunicação.

2.1.3.1 Espalhamento Espectral com Salto em Frequência

Neste modelo a banda 2,4 GHz é dividida em 75 canais e a informação é enviada utilizando todos estes canais numa seqüência pseudo-aleatória, em que a frequência de transmissão dentro da faixa vai sendo alterada em saltos (RUFINO, 2005). Esta seqüência é determinada por um circuito gerador de códigos “pseudo-randômicos” que na verdade trabalha num padrão pré-estabelecido.

O receptor por sua vez deve estar sincronizado com o transmissor, ou seja, deve saber previamente a seqüência de canais onde o transmissor vai saltar para poder sintonizar estes canais e receber os pacotes transmitidos (OLIVEIRA e BERNAL-FILHO, 2004). Uma vez sincronizados, estabelecem um canal lógico, portanto, o sinal é recebido por quem conhece a seqüência de saltos e aparece como ruído para outros possíveis receptores (RUFINO, 2005).

Quando os dispositivos que compartilham uma mesma banda empregam FHSS, a interferência causada por colisões de transmissão em uma mesma frequência pode ser reduzida, pois cada conexão possui uma seqüência de saltos diferente. Além disso, se houver colisão, apenas um pacote da mensagem será perdido e não a mensagem inteira (MARTINCOSKI, 2003).

Com essa técnica, limita-se a velocidade de transmissão a 2 Mbps, já que todo o espectro é utilizado e as mudanças de canais constantes causam grande retardo na transmissão do sinal (RUFINO, 2005).

O espalhamento espectral da densidade de potência e o salto em frequência FHSS são apresentados na **Figura 2.3**. Nela percebe-se a frequência portadora que alterna canal por canal aleatoriamente em cada instante de tempo.

O **Quadro 2.2** apresenta as principais vantagens e desvantagens dessa técnica.

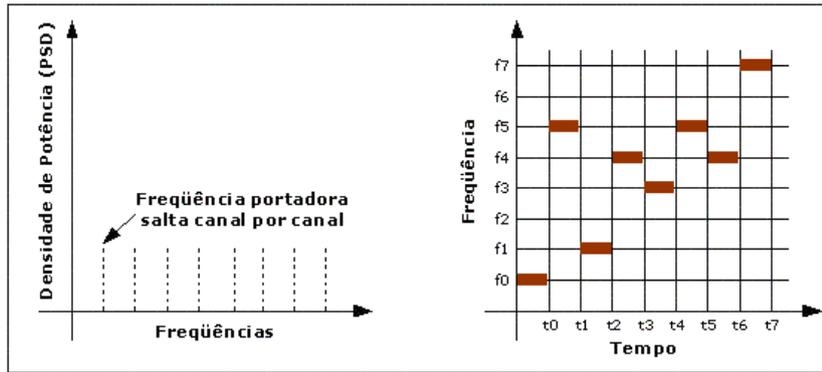


Figura 2.3. Espalhamento Espectral com Salto em Frequência (FHSS).
Fonte: OLIVEIRA e BERNAL-FILHO (2004).

Quadro 2.2. Vantagens e desvantagens da técnica FHSS.

Vantagens	Desvantagens
Os canais que o sistema utiliza para operação não precisam ser seqüenciais.	Ocupação maior do espectro em razão da utilização de diversos canais ao longo da banda.
A probabilidade de diferentes usuários utilizarem a mesma seqüência de canais é muito pequena.	Circuito gerador de freqüências (sintetizador) possui grande complexidade.
A realização de sincronismo entre diferentes estações é facilitada em razão das diferentes seqüências de saltos.	Sincronismo entre a transmissão e a recepção é mais crítico.
Maior imunidade às interferências.	Baixa capacidade de transmissão, da ordem de 2 Mbit/s.
Equipamentos de menor custo.	

Fonte: OLIVEIRA e BERNAL-FILHO (2004).

2.1.3.2 Espalhamento Espectral com Seqüência Direta

Na técnica *Direct Sequence Spread Spectrum*, DSSS, empregando a tecnologia de espalhamento espectral com seqüência direta, o sinal de informação é multiplicado por um sinal codificador com característica pseudo-aleatória, conhecido como *Chip Sequence* ou pseudo-ruído, “*Pseudo-Noise*” ou *PN-code*, (OLIVEIRA e BERNAL-FILHO, 2004). Esta técnica consiste em separar cada bit de dados em 11 novos bits, que são enviados de forma redundante por um mesmo canal em diferentes freqüências, e a banda 2,4 GHz é dividida em três canais (RUFINO, 2005).

O sinal codificador é um sinal binário gerado numa freqüência muito maior do que a taxa do sinal de informação. Ele é usado para modular a portadora, de modo a expandir a largura da banda do sinal de rádio freqüência transmitido. No receptor o sinal de informação é recuperado através de um processo complementar usando um gerador de código local similar e sincronizado com o código gerado na transmissão (OLIVEIRA e BERNAL-FILHO, 2004).

Quanto maior o *chip* (Figura 2.4), maior será a probabilidade de recuperação da informação original. Contudo, uma maior banda é requerida. Mesmo que um ou mais bits no *chip* sejam danificados durante a transmissão, técnicas estatísticas embutidas no rádio são capazes de recuperar os dados originais sem a necessidade de retransmissão (TEIXEIRA, 2006).

Em razão da utilização de uma grande largura de banda para transmissão, os sistemas em seqüência direta dispõem de poucos canais dentro da banda. Estes canais são totalmente separados de forma a não gerar interferência entre eles (OLIVEIRA e BERNAL-FILHO, 2004). Essa característica torna o DSSS mais susceptível a ataques diretos em uma freqüência fixa e a ruídos que ocupem parte da banda utilizada (RUFINO, 2005).

Segundo OLIVEIRA e BERNAL-FILHO (2004), a técnica de seqüência direta é também o princípio utilizado pelo CDMA, *Code Division Multiple Access*, na telefonia celular.

O Quadro 2.3 apresenta as principais vantagens e desvantagens desta técnica.

Quadro 2.3. Vantagens e desvantagens da técnica DSSS.

Vantagens	Desvantagens
O circuito gerador de freqüência (sintetizador) é mais simples, pois não tem necessidade de trocar de freqüência constantemente.	Maior dificuldade para manter o sincronismo entre o sinal <i>PN-code</i> gerado e o sinal recebido.
O processo de espalhamento é simples, pois é realizado através da multiplicação do sinal de informação por um código.	Maior dificuldade para solução dos problemas de interferências.
Maior capacidade de transmissão, da ordem de 11 Mbit/s.	Equipamentos de maior custo.

Fonte: OLIVEIRA e BERNAL-FILHO (2004).

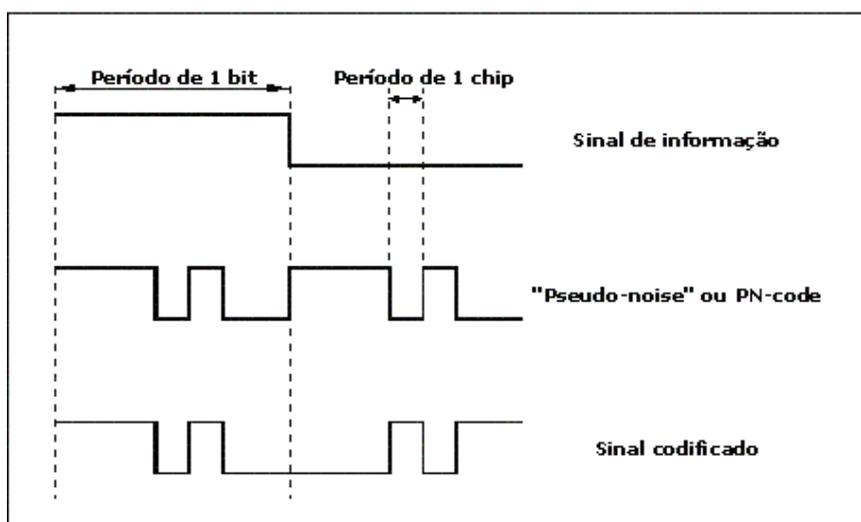


Figura 2.4. Espalhamento Espectral com Seqüência Direta (DSSS).

Fonte: OLIVEIRA e BERNAL-FILHO (2004).

O espalhamento espectral da densidade de potência e a técnica de seqüência direta DSSS são apresentados na **Figura 2.4**. Nela percebe-se o sinal de informação sendo multiplicado pelo código PN, gerando na seqüência o sinal codificado em DSSS.

2.2 QUALIFICAÇÃO DAS REDES QUANTO A TOPOLOGIA

Ao organizar os enlaces físicos num sistema de comunicação, confronta-se com diversas formas possíveis de utilização das vias de transmissão. Em primeiro lugar, as ligações físicas podem ser de dois tipos: ponto a ponto ou multiponto (**Figura 2.5**) (SOARES *et al*, 1995). Assim:

- ligações ponto a ponto caracterizam-se pela presença de apenas dois pontos de comunicação, um em cada extremidade do enlace ou ligação em questão;
- ligação multiponto observa-se a presença de três ou mais dispositivos de comunicação com possibilidade de utilização do mesmo enlace.

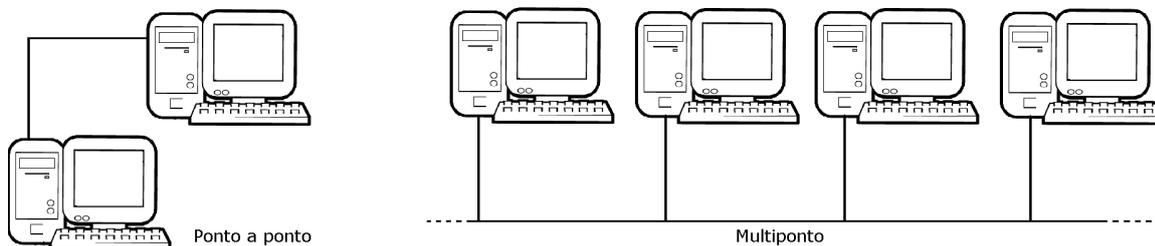


Figura 2.5. Tipos de ligações em rede.
Fonte: SOARES *et al.* (1995).

A forma de utilização do meio físico que conecta estações dá origem à seguinte classificação sobre a comunicação no enlace:

- *simplex*: o enlace é utilizado apenas em um dos dois possíveis sentidos de transmissão;
- *half-duplex*: o enlace é utilizado nos dois possíveis sentidos de transmissão, porém apenas um por vez;
- *full-duplex*: o enlace é utilizado nos dois possíveis sentidos de transmissão simultaneamente.

A topologia refere-se ao *layout* físico e ao meio de conexão dos dispositivos na rede, ou seja, como estes estão conectados. Os pontos no meio onde são conectados

recebem a denominação de nós, sendo que estes nós sempre estão associados a um endereço, para que possam ser reconhecidos pela rede (ALVES, 1992).

2.2.1 TOPOLOGIA EM ESTRELA

Neste tipo de topologia cada nó é interligado a um nó central, nó mestre, através do qual todas as mensagens devem passar. Este nó age como centro de controle da rede, interligando os demais nós escravos, **Figura 2.6**, (ALVES, 1992).

Esta topologia tem como principal desvantagem as poucas vias de rede, pois basta falhar o dispositivo central para que toda a rede pare por completo. Ainda, a troca de grandes quantidades de informação pode sobrecarregar o dispositivo central, congestionando o fluxo de informação na rede. Outro problema da rede estrela é relativo à modularidade. A configuração pode ser expandida até certo limite imposto pelo nó central (SOARES *et al*, 1995).

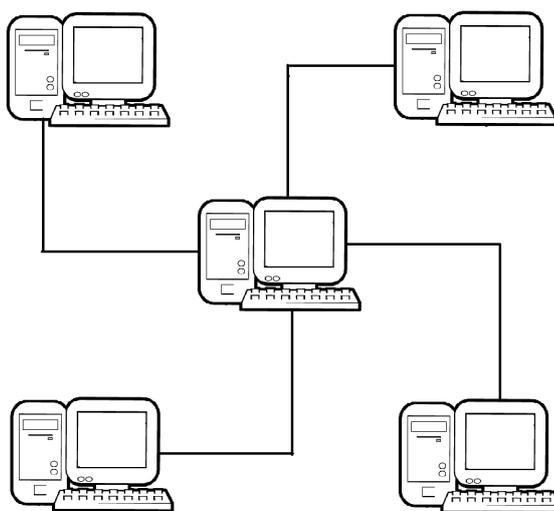


Figura 2.6. Topologia de rede em estrela.
Fonte: adaptado de ALVES (1992).

O desempenho de uma rede estrela depende da quantidade de tempo requerido pelo nó central para processar e encaminhar uma mensagem, e da carga de tráfego na conexão, isto é, o desempenho é limitado pela capacidade de processamento do nó central. Um crescimento modular visando o aumento do desempenho torna-se a partir de certo ponto impossível, tendo como única solução a substituição do nó central (SOARES *et al*, 1995).

2.2.2 TOPOLOGIA EM ANEL

Redes em anel, **Figura 2.7**, são capazes de transmitir e receber dados em qualquer direção. As configurações mais usuais, no entanto, são unidirecionais, de forma a simplificar a regeneração e retransmissão do sinal, pois sendo unidirecionais evitam problemas de roteamento (SOARES *et al*, 1995).

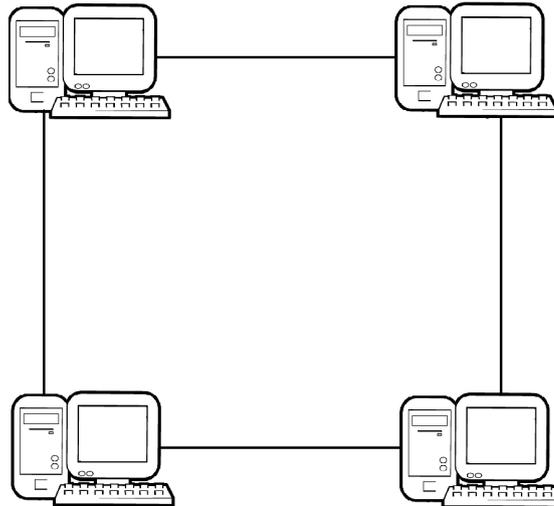


Figura 2.7. Topologia de rede em anel.
Fonte: adaptado de ALVES (1992).

O sinal originado por um nó passa em torno do anel, sendo que em cada nó o sinal é regenerado e retransmitido. Como acontece em qualquer topologia cada nó atende por um endereço que, ao ser reconhecido por uma estação, aceita a mensagem e a trata (ALVES 1992).

Uma interrupção no anel pode ser prontamente identificada e isolada, uma vez que o transmissor não recebe a confirmação da recepção da mensagem por ele enviada. A correta localização da estação defeituosa pode ser efetuada por cronometragem da mensagem, ou ausência de *status* da estação (ALVES, 1992).

Quando uma mensagem é enviada por um nó, ela entra no anel e circula até ser retirada pelo nó de destino, ou então até voltar ao nó de origem. Erros de transmissão e processamento podem fazer com que uma mensagem continue eternamente a circular no anel (SOARES *et al*, 1995).

2.2.3 TOPOLOGIA EM BARRAMENTO

Na topologia em barramento todos os nós são conectados diretamente na barra de transporte, sendo que o sinal gerado por uma estação propaga-se ao longo da barra em todas as direções, **Figura 2.8**. Cada nó atende por um endereço na barra de transporte, portanto quando uma estação conectada no barramento reconhece o endereço de uma mensagem, esta a aceita imediatamente, caso contrário, a despreza (ALVES, 1992).

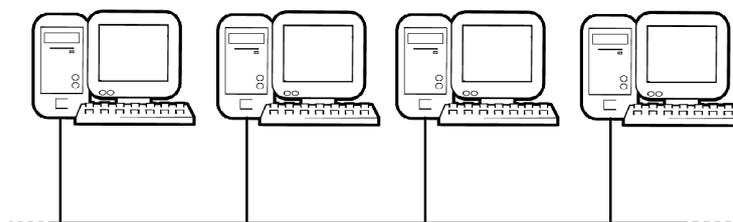


Figura 2.8. Topologia de rede em barramento.
Fonte: adaptado de ALVES (1992).

O desempenho de um sistema em barra comum é determinado pelo meio de transmissão, número de nós conectados, controle de acesso, tipo de tráfego e outros fatores (SOARES *et al*, 1995). A perda de um dos nós da rede não afeta o comportamento geral da rede, como ocorre nas topologias estrela e anel, a menos que o barramento falhe.

2.3 QUALIFICAÇÃO DAS REDES QUANTO A EXTENSÃO

As redes sem fio constituem-se uma alternativa às redes convencionais com fio, combinando a mobilidade do usuário com a conectividade de velocidades elevadas, fornecendo as mesmas funcionalidades, mas de forma flexível e de fácil configuração (TEIXEIRA, 2006). Dependendo da tecnologia utilizada, as redes podem atingir longas distâncias.

De acordo com a especificação e os protocolos que cada tecnologia emprega, as redes *wireless* podem ser qualificadas quanto a sua extensão de abrangência, taxas de transmissão e aplicações, **Figura 2.9**:

- *Wireless Personal Area Network* (WPAN): redes pessoais formadas por periféricos e dispositivos que se comunicam num curto alcance;

- *Wireless Local Area Network (WLAN)*: redes locais formadas entre um conjunto de equipamentos dentro de uma empresa, por exemplo;
- *Wireless Metropolitan Area Network (WMAN)*: redes capazes de abranger e comunicar dispositivos em diferentes pontos de uma mesma cidade;
- *Wireless Wide Area Network (WWAN)*: capazes de intercomunicar diferentes cidades e até mesmo países, como o caso das telefonias celulares.

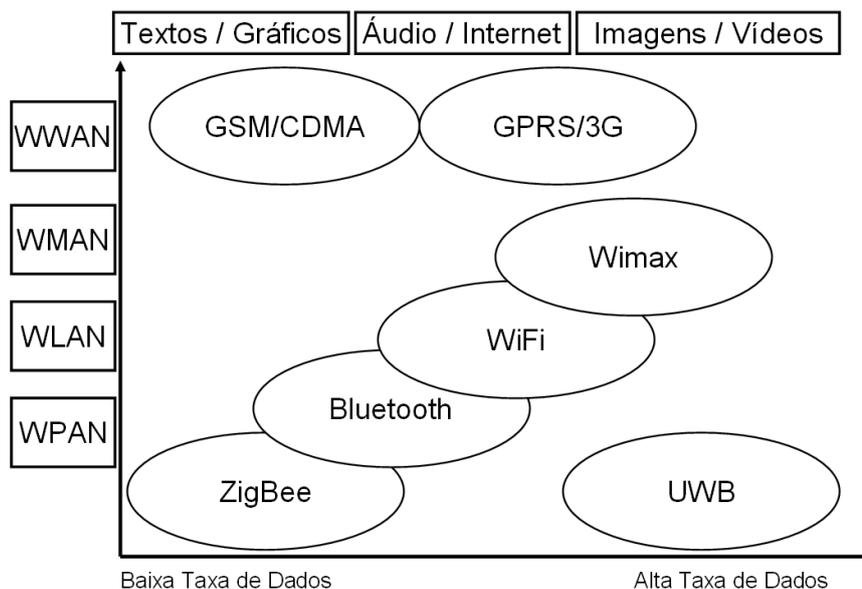


Figura 2.9. Distribuição das aplicações, taxas de transmissão e extensão das redes *wireless*.
Fonte: Adaptado de MONSIGNORE (2007).

A seguir, são apresentadas algumas características técnicas das principais tecnologias *wireless* disponíveis atualmente, em especial as que utilizam modulação com espalhamento espectral por não serem tão limitadas quanto as *Infrared*, que precisam de linha de visada para operar e ser uma modulação mais segura do que sistemas *Narrowband*.

2.3.1 WIRELESS WIDE AREA NETWORK (WWAN)

A proposta deste tipo de rede é ter um alcance global, a exemplo do que acontece com a tecnologia GSM, *Global System for Mobile Communications*, (MONSIGNORE, 2007). Nesse padrão se classificam as tradicionais tecnologias do telefone celular de voz e alguns serviços de dados, *Wireless Data Services*, tais como GPRS, EDGE, 1xRTT, EV-DO, UMTS (TEIXEIRA, 2006).

2.3.1.1 Telefônicas Celulares

As velocidades de transmissão destas tecnologias vão desde poucos Kbps a até 14 Mbps. Estas velocidades são bastante limitadas quando comparadas ao *Wimax* que alcança até 75 Mbps com canalização de 20 MHz (TEIXEIRA, 2006). As principais características como frequência de operação, banda e taxa de transmissão dos protocolos da tecnologia WWAN são apresentados na **Tabela 2.1**.

Tabela 2.1. Características dos diferentes protocolos das tecnologias WWAN.

Tecnologia WWAN	CDMA IS-95	CDMA2000 1xRTT	CDMA2000 1xEV-DO	CDMA 1xEV-DV	TDMA
Frequências	824 – 925 MHz 1750 – 1990 MHz	411 – 493 MHz 824 – 925 MHz 1750 – 1990 MHz			824 – 894 MHz 1850 – 1990 MHz
Banda	1,23 – 1,25 MHz				30 KHz
Taxa de Transmissão	14,4 Kbps	144-307 Kbps	700 Kbps – 2,4 Mbps	3,09 Mbps	9,6 – 19,2 Kbps
Tecnologia WWAN	GSM	GPRS	EDGE	W-CDMA	HSDPA
Frequências	450 – 486 MHz 824 – 894 MHz 876 – 960 MHz 1710 – 1880 MHz 1850 – 1990 MHz			824 – 894 MHz 876 – 960 MHz 1710 – 1880 MHz 1710 – 2155 MHz 1850 – 1990 MHz 1920 – 2170 MHz	
Banda	200 KHz				5 MHz
Taxa de Transmissão	9,6 – 19,2 Kbps	44 – 171,2 Kbps	384 Kbps	144 Kbps – 2 Mbps	14 Mbps

Fonte: TEIXEIRA (2006).

2.3.2 WIRELESS METROPOLITAN AREA NETWORK (WMAN)

As WMANs são redes que espalham sua abrangência por vários quilômetros e cobrem partes de cidades. Estas redes possuem um tamanho maior do que as redes locais WLANs e suas funcionalidades também diferem. As WMANs frequentemente conectam prédios, os quais contêm diversos computadores interligados em sub-redes locais. O padrão IEEE 802.16 iniciou o seu desenvolvimento em 1999, cujo objetivo geral foi promover uma técnica de acesso sem fio alternativo às soluções por fio.

Atualmente dentro das WWAN temos os seguintes padrões:

- **IEEE 802.16.1** – Interface aérea para operar na faixa de 10 a 66 GHz;
- **IEEE 802.16.2** – Coexistência entre sistemas BWA⁷;
- **IEEE 802.16.3** – Interface aérea para faixas licenciadas de 2 a 11 GHz;
- **IEEE 802.16d ou 802.16** – Tecnologia *Wimax*.

⁷ Acesso *wireless* de banda larga.

2.3.2.1 Worldwide Interoperability for Microwave Accesses (Wimax)

A tecnologia *Wimax* permite taxas de transmissão de até 75 Mbps em *Wireless Metropolitan Area Network*, WMAN. O *Wimax* é regulamentado pelo padrão IEEE 802.16 e opera na faixa de frequência *Industrial, Scientific & Medical*, ISM, de 2,4 GHz que não precisa de autorização para ser utilizada. Agrega modulação *Orthogonal frequency-division multiplexing*, OFDM, (IEEE 802.16, 2004). Entre as principais aplicações para o *Wimax* está a criação de uma rede de cobertura de conexão de Internet similar à de cobertura celular, permitindo acesso à Internet mesmo em movimento conforme visto nas **Figura 2.10** e **Figura 2.11**.

Quanto à topologia, esse padrão define dois tipos de estações: uma estação base (BS, *Base Stations*) e estações clientes (SS, *Subscriber Station*). As estações base geralmente são conectadas às redes públicas e servem a diversas estações clientes, as quais servem às sub-redes públicas ou privadas domésticas ou corporativas (TEIXEIRA, 2006).

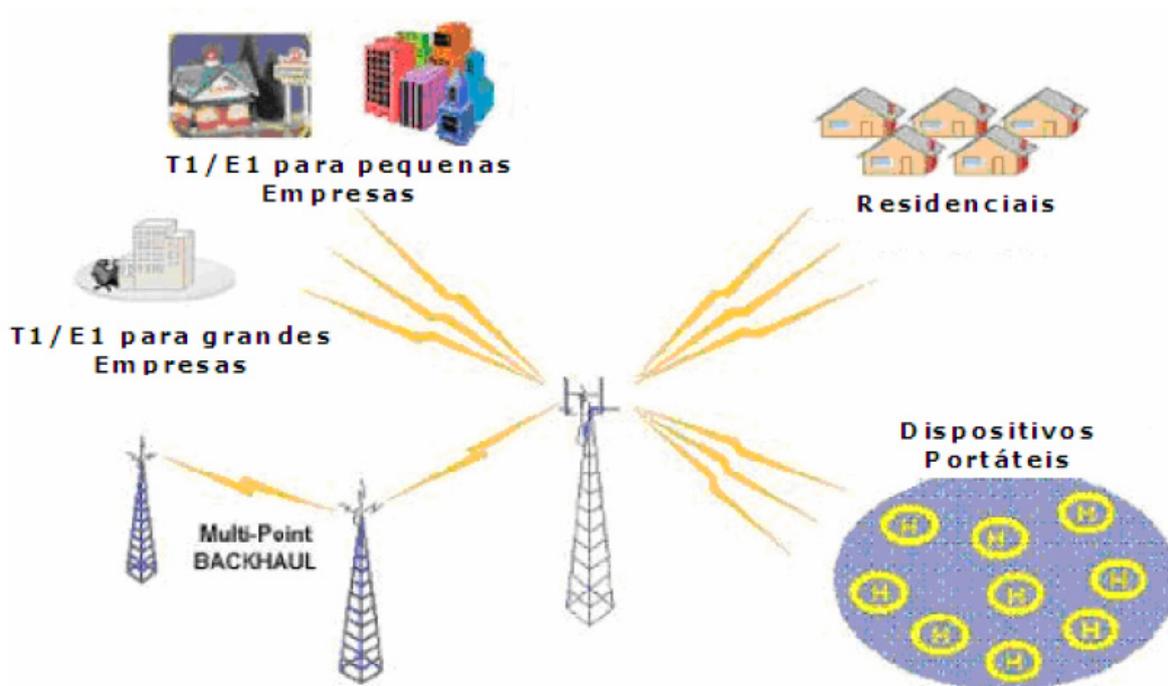


Figura 2.10. Rede ilustrativa *Wimax*.
Fonte: TEIXEIRA (2006).



Figura 2.11. Aplicação *Wimax* para internet *wireless*.
 Fonte: <http://www.airspan.com>.

2.3.3 WIRELESS LOCAL AREA NETWORK (WLAN)

O padrão WLAN iniciou sua definição com o grupo 802 do IEEE, uma associação formada por membros em 150 países, composta de engenheiros das áreas de telecomunicações, computação, eletrônica e ciências aeroespaciais. O IEEE definiu, até o momento, algo em torno de 900 padrões tecnológicos ativos e utilizados pela indústria e conta com mais 700 em desenvolvimento (TEIXEIRA, 2006).

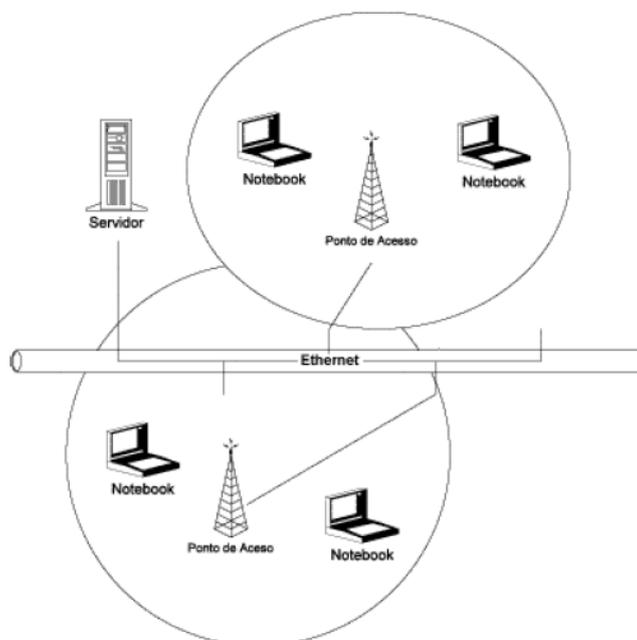


Figura 2.12. Rede *Wireless LAN* típica.
 Fonte: TEIXEIRA (2006).

A princípio, o padrão 802.11 e seus derivados foram desenvolvidos para trabalhar com protocolos ordinários de LANs na transmissão de grandes quantidades de dados. Desta maneira, esta tecnologia não possui tantas funcionalidades quanto a tecnologia *Bluetooth*, como por exemplo, canais específicos para áudio e suporte de qualidade de serviço, QoS⁸, (MARTINCOSKI, 2003).

A **Figura 2.12** ilustra uma rede WLAN típica para acesso à Internet, por exemplo, através de *notebooks*.

2.3.3.1 Wireless Fidelity (WiFi)

A tecnologia *WiFi* permite taxas de transmissão de 1, 2, 5.5, 11 e 54 Mbps em *Wireless Local Area Network*. O *WiFi* é regulamentado pelo padrão IEEE 802.11 e opera na faixa de frequência *Industrial, Scientific & Medical*, de 2,4 GHz e 5 GHz. Agregam os dois modos de modulação: espalhamento espectral com seqüência direta (DSSS) e espalhamento espectral com saltos em frequências (FHSS) (IEEE 802.11, 1999). Entre as principais aplicações para o *WiFi* estão amplamente difundida redes entre computadores e acesso à Internet com dispositivos ilustrados na **Figura 2.13**.



Figura 2.13. Dispositivos de acesso a Internet por *WiFi*.
Fonte: <http://www.dlink.com>.

⁸ *Quality of Service*: em redes de comutação de circuitos, refere-se à probabilidade de sucesso em estabelecer uma ligação a um destino. Em redes de computação de pacotes refere-se à garantia de largura de banda ou, como em muitos casos, é utilizada informalmente para referir probabilidade de um pacote circular entre dois pontos de rede.

2.3.3.2 Home Radio Frequency (HomeRF)

A tecnologia *HomeRF*, **Figura 2.14**, permite uma taxa máxima de transmissão de até 1,6 Mbps em *Wireless Local Area Network*. O *HomeRF* é regulamentado pelo padrão IEEE 802.11 e opera na faixa de frequência *Industrial, Scientific & Medical* de 2,4 GHz. Agrega modulação de espalhamento espectral com saltos em frequências (IEEE 802.11, 1999). Esta tecnologia foi originalmente concebida para estabelecer uma especificação industrial aberta para a comunicação digital sem fio entre computadores e dispositivos eletrônicos no interior e nos arredores de residências. A participação de diversas empresas das mais variadas áreas proporcionou um desenvolvimento que permitiu tanto transmissão de dados como de áudio (MARTINCOSKI, 2003).

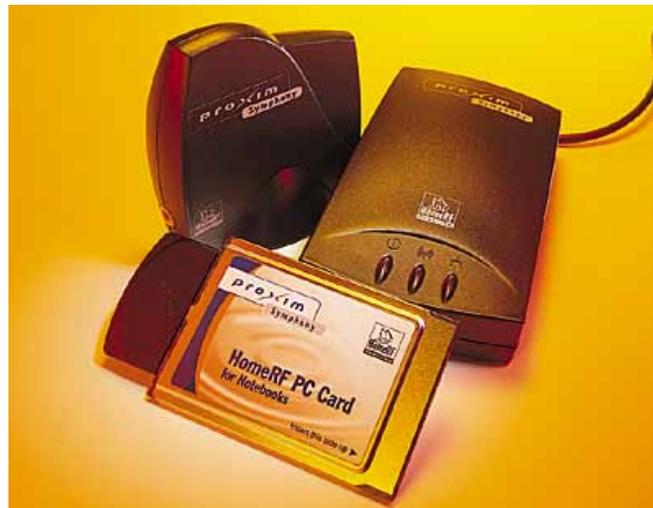


Figura 2.14. Dispositivo *wireless HomeRF*.
Fonte: <http://www.proxim.com>.

2.3.4 WIRELESS PERSONAL AREA NETWORK (WPAN)

Uma WPAN pode ser bem definida como sendo uma rede composta por dispositivos pessoais usando tecnologias para comunicação sem fio de curto e médio alcance (TEIXEIRA, 2006). As tecnologias WPAN são descritas no padrão IEEE 802.15, sendo consideradas como suas extensões principais o *Bluetooth*, o *UWB* e o *ZigBee*.

2.3.4.1 Ultra Wideband (UWB)

A tecnologia UWB, **Figura 2.15**, permite uma taxa máxima de transmissão de até 100 Mbps em *Wireless Personal Area Network*. O UWB é regulamentado pelo padrão IEEE 802.15.3, e em 2002 a *Federal Communications Commission*, FCC, dos Estados Unidos aprovou a operação e comercialização de rádios UWB para a faixa de frequências entre 3,1 GHz e 10,6 GHz, com potência média de transmissão limitada a 41 dBm/MHz (MARTINCOSKI, 2003). Agrega modulação *orthogonal frequency-division multiplexing* (OFDM) e entre as principais aplicações desta tecnologia destaca-se o seu uso em radares de curto alcance, transmissão de imagem/vídeo e sistemas de posicionamento e localização (IEEE 802.15.3, 2003).



Figura 2.15. Transmissão de vídeo com dispositivo UWB.
Fonte: <http://www.toshiba.com>.

2.3.4.2 Bluetooth

A tecnologia *Bluetooth*, **Figura 2.16**, permite uma taxa máxima de transmissão de até 1 Mbps em *Wireless Personal Area Network*. O *Bluetooth* é regulamentado pelo padrão IEEE 802.15.1 e opera na faixa de frequência *Industrial, Scientific & Medical* de 2,4 GHz e incorpora modulação espalhamento espectral com saltos em frequências (IEEE 802.15.1, 2002). Entre as principais aplicações para o *Bluetooth* estão as conexões sem fio a curtas distâncias de dispositivos como celulares, *palm tops*, fones de ouvido, microfones, computadores, teclados e PDAs entre outros.

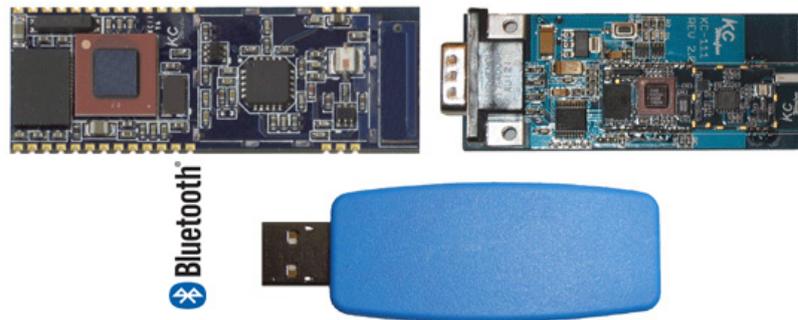


Figura 2.16. Módulos OEM *Bluetooth*.
Fonte: <http://www.kcwirefree.com>.

2.3.4.3 ZigBee

A tecnologia *ZigBee*, **Figura 2.17**, permite taxa máxima de transmissão de 20 Kbps, 40 Kbps e 250 Kbps em *Wireless Personal Area Network*. O *ZigBee* é regulamentado pelo padrão IEEE 802.15.4 e opera nas faixas de frequências *Industrial, Scientific & Medical* de 868 MHz, 910 MHz e 2,4 GHz (IEEE 802.15.4, 2004). Opera com modulação espalhamento espectral com seqüência direta.



Figura 2.17. Módulos OEM *ZigBee*.
Fonte: <http://www.maxstream.net>.

2.4 MODELO DE REDES OSI

Com as recentes inovações tecnológicas, a constante busca por novidades eletrônicas e com a imensa gama de produtos disponíveis no mercado, vive-se um tempo onde os sistemas eletrônicos passam a ser inevitavelmente incorporados ao cotidiano dos consumidores. Celulares, *notebooks*, *iPod's* e PDA's, são exemplos claros de que

para não viver-se um caos nas comunicações faz-se necessária a existência de uma padronização mundial. Isto para permitir que aparelhos de diferentes fabricantes possam estabelecer comunicação um com o outro sem conflitos de protocolos.

Na década de 80, o modelo de referência do órgão ISO – *International Organization for Standardization* – foi oficializado pela norma internacional RM/OSI – *Reference Model for Open Systems Interconnection* – sob código ISO/TC97/SC 16 7498/1 e emitido pelo CCITT – *Comité Consultatif International Télégraphique* (TEIXEIRA, 2006). O objetivo deste modelo foi facilitar a comunicação entre *hardwares* devido a grande variedade de fabricantes e, como proposta, organizar as implementações descrevendo o comportamento de um sistema aberto e independente das concepções internas de cada dispositivo.

O modelo OSI é usado para entender como os protocolos de rede funcionam. Normalmente quando se estuda redes entre sistemas este é um dos primeiros tópicos do guia de estudos (TORRES, 2007).

2.4.1 A ARQUITETURA OSI

Segundo TEIXEIRA (2006), a arquitetura OSI é composta por sete camadas e cada uma delas fornece serviços de comunicação com confiabilidade à camada seguinte. A transferência de dados e informação de controle é realizada junto à camada imediatamente anterior até chegar à camada física, onde realmente acontece a transferência de dados através dos meios físicos. Esse processo é repetido inversamente pelo sistema receptor até chegar à camada de aplicação.

O processo de transmissão da arquitetura OSI para comunicação de dois programas em sistemas diferentes é ilustrado na **Figura 2.18**. As setas que apontam para baixo indicam o sentido de transmissão pelo sistema de origem, e as setas para cima indicam o sentido de recepção da informação pelo sistema de destino.

A idéia básica do modelo de referência OSI é: cada camada é responsável por algum tipo de processamento e cada camada apenas comunica-se com a camada imediatamente inferior ou superior. Por exemplo, a camada 6 só poderá comunicar-se com as camadas 7 e 5, e nunca diretamente com a camada 1 (TORRES, 2007).

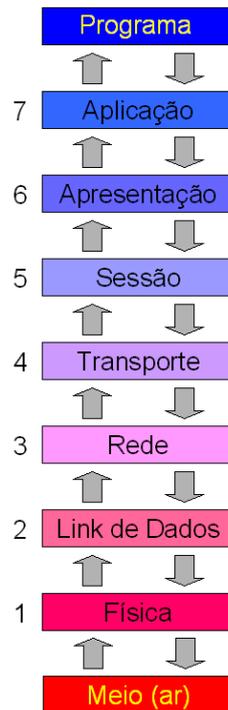


Figura 2.18. As 7 camadas do modelo de referência OSI.
Fonte: TORRES (2007).

2.4.1.1 Camada de Aplicação

A camada de aplicação faz a interface entre o programa que está enviando ou recebendo dados e a pilha de protocolos. É a camada que fornece aos usuários acesso ao ambiente OSI e provê sistemas distribuídos de informação. Ao se enviar ou receber *e-mails*, por exemplo, o programa de *e-mails* entra em contato com esta camada do modelo OSI.

Segundo WIRHT (2003), as principais funções da camada de aplicação são:

- seleção do modo de diálogo “*full duplex*” ou “*half duplex*”;
- determinação da qualidade de serviço aceitável na conexão: retardo de transferência, taxa de erro tolerável, etc.;
- identificação dos futuros parceiros na comunicação: por nome ou endereço;
- especificação de aspectos relativos à segurança: controle de acesso, integridade de dados etc.

2.4.1.2 Camada de Apresentação

A camada de apresentação é responsável pela conversão do formato ou código enquanto soluciona problemas de diferenças de sintaxe entre fonte e destino. Por exemplo, se o programa usa códigos diferentes do ASCII, esta camada será a responsável por traduzir o dado recebido para o padrão ASCII.

As conversões de formato ou códigos realizadas nessa camada seguem assim por todas as outras etapas do modelo OSI sendo desfeitas apenas na camada de apresentação do sistema receptor, quando o código retorna ao seu formato original para a camada de aplicação.

Segundo WIRHT (2003), a camada de apresentação é responsável por:

- compressão de texto;
- criptografia;
- conversão de formatos de arquivos;
- conversão de códigos;
- conversão de comprimentos de linhas e telas;
- determinação do conjunto de caracteres a serem utilizados;
- determinação de uma linguagem comum para comunicação entre processos.

2.4.1.3 Camada de Sessão

A camada de sessão tem a responsabilidade de estabelecer a reunião de comunicação entre dois programas de sistemas diferentes, organizando e sincronizando o diálogo. Neste ponto são definidas as regras de como será feita a transmissão dos dados e as marcações dos dados transmitidos. Assim, se a rede falhar, os dois programas podem reiniciar a transmissão a partir da última marcação ao invés de retransmitir todos os dados novamente.

Segundo WIRTH (2003), a camada de sessão é responsável por:

- negociar o estabelecimento de conexão com outro processo;
- gerenciar o diálogo entre os processos, garantindo uma comunicação ordenada;
- determinar se a comunicação é *duplex* ou *full duplex*;
- recuperação da conexão em caso de queda do nível de transporte;

- tornar possível a transferência de arquivos muito grandes numa situação em que não seria viável recomeçar a transmissão de todo o arquivo cada vez que houvesse um problema de rede;
- possibilitar comunicações em que uma transação não pode ser interrompida pela metade.

2.4.1.4 Camada de Transporte

A camada de transporte é a responsável pela transmissão confiável da informação. Garantindo a integridade da comunicação, os arquivos são divididos em vários pacotes pequenos para facilitar a manipulação das próximas camadas e são repassados para a camada de rede. No sistema receptor, a camada de transporte é responsável por remontar os pacotes na formatação original da informação e advertir para a camada seguinte quanto ao sucesso da transmissão.

Segundo WIRTH (2003), as principais funções da camada de transporte são:

- estabelecimento e liberação da conexão de transporte;
- controle de seqüência e erro;
- controle de fluxo quanto à permissão de envio pelo transmissor;
- segmentação, blocagem e concatenação determinando a quantidade máxima de bit por quadro;
- monitoração da qualidade de serviço.

2.4.1.5 Camada de Rede

Cabe à camada de rede endereçar os pacotes e converter endereços lógicos em endereços físicos, de forma que os pacotes consigam chegar corretamente ao destino. Essa camada também determina a rota que os pacotes irão seguir para atingir o destino, levando em consideração fatores como condições de tráfego da rede e prioridades.

Segundo WIRTH (2003), as principais funções são:

- roteamento;
- multiplexação da conexão de rede;
- controle de erros;
- seqüenciação das unidades de dados de serviço de rede a serem transmitidas;

- controle de fluxo quanto às taxas de transmissão;
- estabelecer prioridades na transmissão de interrupções sobre dados normais.

2.4.1.6 Camada de Enlace de Dados

A camada de enlace de dados pega os pacotes de dados recebidos da camada de rede e transforma-os em quadros que serão trafegados pela rede, adicionando informações como: o endereço do sistema de origem, o endereço do sistema de destino, dados de controle, a informação original que se quer transmitir e uma soma de verificação, também conhecida como Cyclical Redundancy Check, CRC. O quadro criado por esta camada é enviado para a camada física, que converte esse quadro em sinais elétricos para serem enviados através do meio de transmissão. Quando o receptor recebe um quadro, a sua camada de enlace de dados confere se o dado chegou íntegro, refazendo a soma de verificação CRC. Se os dados estiverem corretos, ele envia uma confirmação de recebimento, chamada *acknowledge* ou simplesmente *ack*. Caso essa confirmação não seja recebida, a camada de enlace de dados do transmissor reenvia o quadro, já que ele não chegou até o receptor ou então chegou com os dados corrompidos.

Segundo WIRTH (2003), as suas principais funções são:

- estabelecimento e liberação da conexão de enlace sobre conexões físicas ativas;
- *splitting* da conexão de enlace que permite execução de uma conexão de enlace sobre várias conexões físicas;
- montagem e delimitação de quadros;
- controle de fluxo;
- controle de acesso ao meio de transmissão;
- controle de erro.

2.4.1.7 Camada Física

A camada física é responsável pela transmissão propriamente dita entre os dois sistemas. Trata-se diretamente das características mecânicas e elétricas para acessar os meios de transmissão. Esta camada processa os quadros enviados pela camada de

enlace de dados e transforma-os em sinais compatíveis com os meios de transmissão, por exemplo: sinais elétricos para cabos, sinais luminosos para fibras ópticas, e ondas eletromagnéticas para redes sem fios.

Segundo WIRTH (2003), as principais funções da camada física são:

- definição de tensões e correntes elétricas utilizadas na comunicação;
- definição do período de um bit;
- definição do tipo de conector;
- transmissão *half duplex* ou *duplex*;
- estabelecimento e liberação de conexões físicas;
- quantidade de pinos do conector de transmissão/recepção;
- designação das funções dos pinos nos conectores.

2.4.2 COMO FUNCIONA

Durante a transmissão de dados, cada camada pega as informações passadas pela camada superior e acrescenta as suas informações de controle, passando os dados alterados para a camada logo abaixo. Da mesma forma, na recepção dos dados o processo inverte-se e cada camada remove a informação de controle adicionada na camada correspondente e passa para a camada logo acima.

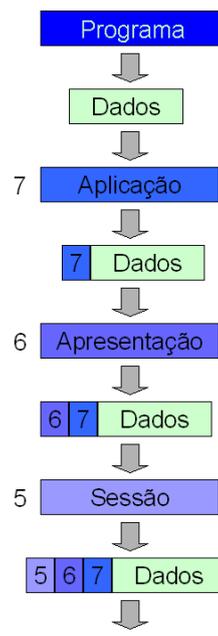


Figura 2.19. Funcionamento ilustrativo do modelo OSI.
Fonte: TORRES (2007).

O princípio de funcionamento do modelo OSI é apresentado na **Figura 2.19**. Nela, é ilustrado um sistema durante o envio de dados para a rede. Cada camada trata o pacote recebido da camada superior como se fosse um bloco inteiro e acrescenta o seu cabeçalho representado pelo número da sua camada. Quando o dado chega a camada física ele contém os cabeçalhos de 1 a 7, integrando o pacote final de envio. Ao receber o pacote da rede, cada camada retira o seu cabeçalho correspondente e repassa para cima até que a informação retorne a sua versão original.

2.5 PADRÃO IEEE 802

Com a finalidade de adequar o modelo RM/OSI – ISO para o desenvolvimento de redes locais, o Comitê 802 do *IEEE, Institute of Electrical and Electronics Engineers* dos Estados Unidos, desenvolveu e publicou uma série de normas para redes locais (LANs) e Metropolitanas (MANs) que foram adotadas mundialmente inclusive pela ISO (TELECO, 2007).

O modelo de referência elaborado pelo IEEE 802, na década de 80, definiu uma arquitetura com três camadas correspondentes aos níveis 1 e 2 do modelo RM/OSI – ISO e o documento IEEE 802.1 descrevendo essa relação (SOARES *et al.*, 1995).

A **Figura 2.20** apresenta a relação entre o modelo RM/OSI – ISO e o modelo IEEE 802 que atua diretamente na camada enlace de dados e camada física da arquitetura OSI.

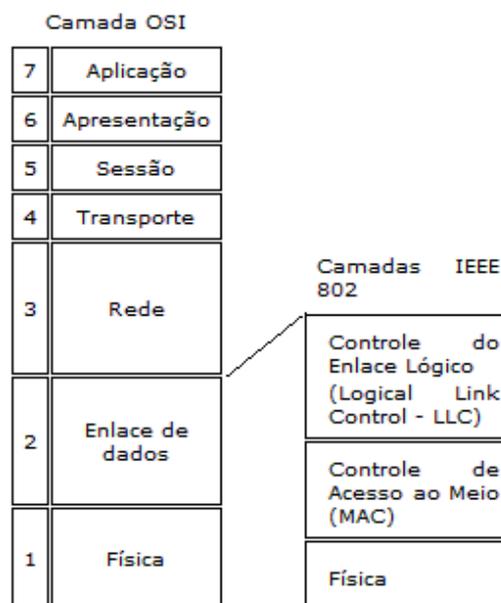


Figura 2.20. Relação entre o modelo RM/OSI – ISO e o padrão IEEE 802.
Fonte: TELECO (2007).

2.5.1 CONTROLE DE ENLACE LÓGICO

Segundo SOARES et al. (1995), o documento IEEE 802.2 descreve a camada superior da camada de enlace de dados que utiliza o protocolo *Logical Link Control* (LLC).

A camada de Controle de Enlace Lógico (LLC) determina as formas de endereçamento dos sistemas conectados ao meio e gerencia a troca de informações entre dispositivos da rede. A LLC determina às camadas superiores os serviços que permitem uma comunicação confiável de uma seqüência de bits, *frames*, entre usuários da rede (TEIXEIRA, 2006).

2.5.2 CONTROLE DE ACESSO AO MEIO E CAMADA FÍSICA

A função do Controle de Acesso ao Meio (MAC) é permitir que dispositivos compartilhem a capacidade de transmissão de uma rede. Ele controla o acesso ao meio de transmissão de modo a se ter um uso ordenado e eficiente deste meio (TELECO, 2007).

A IEEE 802 apresenta várias opções de MAC, associadas aos meios físicos, como é apresentado no **Quadro 2.4**.

Quadro 2.4. Opções de Controle de Acesso ao Meio associados aos meios físicos.

IEEE	802.3	802.4	802.5	802.6	802.11	802.12	802.16
MAC	CSMA/CD <i>ethernet</i> Coaxial	<i>Token bus</i>	<i>Token ring</i>	DQDB	CSMA (WLAN)	prioridade	WLAN Banda Larga
Físico	Fios ⁹ Fibra	Coaxial Fibra	Fios ⁹	Fibra	Sem fio	Fios ⁹	Sem fio

Fonte: TELECO (2007).

2.5.2.1 Carrier Sense Multiple Access with Collision Detection

Segundo SOARES et al. (1995) o padrão que define redes utilizando o *Carrier Sense Multiple Access with Collision Detection* (CSMA/CD) como método de acesso às redes em barramentos é o IEEE 802.3.

Para compartilhar um meio de transmissão no método CSMA/CD, as estações aguardam por um “silêncio” no meio, o que indica nenhuma estação transmitindo, e

⁹ Par de fios trançados

enviam sua mensagem de maneira binária serial. Se em algum momento houver colisões de mensagens no meio, as duas estações param e esperam um novo “silêncio” para recomeçar (ALVES, 1992).

Mais de 90% das redes LANs e MANs utilizam o CSMA/CD como mecanismo de controle de acesso, sendo conhecidas como redes ethernet (TELECO, 2007).

2.5.2.2 Token Passing Bus Access Method

Segundo SOARES et al. (1995), o padrão IEEE 802.4 define redes utilizando o *Token Passing Bus Access Method* como método de acesso à redes em barramentos. No *Token Bus*, um conjunto de estações é conectado paralelamente a um meio de transmissão onde todas as estações são conectadas a um ponto comum.

O subnível MAC providencia acesso seqüencial ao barramento de conexão, passando o controle da estação em formato lógico circular e determinando quando a estação terá acesso para transmitir no meio físico. A estação reconhece o *token* de uma estação antecessora assim como a passagem do *token* para a estação sucessora (ALVES, 1992).

2.5.2.3 Token Passing Ring Access Method

Segundo SOARES et al. (1995), o padrão IEEE 802.5 define redes utilizando o *Token Passing Ring Access Method* como método de acesso às redes em anel. No *Token Ring*, um conjunto de estações é conectado serialmente formando o meio de transmissão em anel e a informação é transmitida seqüencialmente de uma estação para a outra.

No *Token Ring* a informação circula serialmente no anel e passa por cada estação até que a atinja a estação endereçada. Ao repassar pela estação original, a informação é reconhecida e eliminada da rede (ALVES, 1992).

2.5.3 RELAÇÃO DAS NORMAS IEEE PARA REDES SEM FIO

Pela necessidade de atender o maior número possíveis de aplicações, foram criados várias normas IEEE para redes nas camadas 1 e 2 do modelo RM/OSI – ISO

para as camadas Física e de Enlace de Dados. As principais delas são apresentadas no **Quadro 2.5**.

O comitê 802 do *IEEE* tem os seguintes grupos de trabalhos ativos na proposta de elaboração de normas para as redes sem fios, apresentados no **Quadro 2.6**:

Quadro 2.5. Relação das normas IEEE 802.

Documentos 802	Overview and Architecture.
802.1	LAN/MAN Management
802.2	Logical Link Control.
802.3	CSMA/CD Access Method and Physical Layer Specifications.
802.4	Token Bus Access Method and Physical Layer Specifications.
802.5	Token Ring Access Method and Physical Layer Specifications.
802.6	Distributed Queue Dual Bus Access Method and Physical Layer Specifications.
802.7	Broad Band Technical Advisory
802.8	Fiber Optical Technical Advisory
802.9	Integrated Services LAN
802.10	Interoperable LAN/MAN Security.
802.11	Wireless LAN Medium Access Control (MAC) Sublayer and Physical Layer Specifications.
802.12	Demand Priority Access Method, Physical Layer and Repeater Specification.
802.13	LAN 100Base-X
802.14	Cable-TV Based Broadband Communication Network
802.15	Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for: Wireless Personal Area Networks.
802.16	Standard Air Interface for Fixed Broadband Wireless Access Systems.
802.17	Resilient Packet Ring Access Method and Physical Layer Specifications.
802.18	Radio Regulatory Technical Advisory
802.19	Coexistence Technical Advisory
802.20	Mobile Wireless Access

Fonte: TELECO (2007).

Quadro 2.6. Normas IEEE 802 relacionadas às redes wireless.

Documentos 802	Overview and Architecture	Exemplos
802.11	Wireless LAN (WLAN)	WIFI
802.15	Wireless Personal Area Network (WPAN)	Bluetooth, ZigBee, UWB
802.16	Broadband Wireless Access (BBWA)	WiMax
802.20	Mobile Wireless Access	Mobile-Fi

Fonte: TELECO (2007).

2.6 O PADRÃO IEEE 802.15.4 E A ESPECIFICAÇÃO ZIGBEE

A *ZigBee Alliance* é uma associação formada por várias empresas dos mais diversos segmentos, como *Motorola*, *Philips*, *Samsung*, *Siemens*, *Analog Devices*, *Texas Instruments*. Têm como objetivo desenvolverem padrões e produtos *wireless* de monitoramento e controle que sejam confiáveis, de baixo custo, baixo consumo e conectados em redes sem fio como um padrão global aberto (BARONTI *et al*, 2007).

A tecnologia *ZigBee* é implementada sobre padrão IEEE 802.15.4 que define a Camada Física (PHY) e de Acesso ao Meio (MAC) em *Personal Area Networks* para baixos custos e baixas taxas de transmissão. Fica a cargo da especificação *ZigBee* de definir a Camada de Rede (NWK) e de Aplicação (APL) que dêem suporte para a finalidade da aplicação e para as combinações de topologias possíveis entre os dispositivos na rede, sejam elas: *Star* (Estrela); *Cluster Tree* (Árvore); e *Mesh* (Malha) (ZIGBEE ALLIANCE, 2006).

O padrão oferece atualmente interfaces com velocidades de conexão serial compreendidas entre 10 Kbps e 115 Kbps e com um alcance de transmissão entre 10 m e 100 m, dependendo diretamente da potência dos equipamentos e de características ambientais como, por exemplo, obstáculos físicos e interferência eletromagnética.

O padrão *ZigBee* pode ser empregado em diversos tipos de aplicações. Algumas destas estão relacionadas abaixo (FRIAS, 2004):

- automação e controle predial (segurança, controle de acesso e iluminação);
- controle industrial (gerenciamento de ativos, controle de processos, etc.);
- periféricos para PC (teclado, *mouse* e *joystick*);
- controle remoto de produtos eletrônicos;
- automação residencial e comercial;
- saúde pessoal (monitoração de pacientes, acompanhamento de exercício físico).

2.6.1 O PADRÃO IEEE 802.15.4

O padrão IEEE 802.15.4 define as características de construção das Camadas Física e de Acesso ao Meio para redes *wireless* com baixas taxas de transmissão definidas como *Low-Rate Wireless Personal Area Networks* (LR-WPAN). As principais vantagens de uma LR-WPAN são a facilidade de instalação, transferência de dados confiáveis, operação em espaço limitado, baixíssimos custos e longa expectativa de vida para baterias, enquanto mantém pilhas de protocolos simples e flexíveis (BARONTI *et al*, 2007).

2.6.1.1 Camada Física (PHY)

A Camada Física suporta três bandas de frequências: em 2.4 GHz com 16 canais, em 915 MHz com 10 canais, e em 868 MHz com apenas 1 canal. Todas as três bandas utilizando espalhamento espectral com seqüência direta como técnica de transmissão (IEEE 802.15.4, 2003).

A banda de 2.4 GHz emprega *Offset Quadrature Phase Shift Keying* (O-QPSK) para sua modulação enquanto que as bandas de 868/915 MHz fazem uso da modulação *Binary Phase Shift Keying* (BPSK). A **Tabela 2.2** apresenta as principais características das três bandas (BARONTI *et al.*, 2007).

Tabela 2.2. Padrão IEEE 802.15.4 e as características da Camada Física.

	2.4GHz	915 MHz	868 MHz
Taxa bruta de Transmissão	250 kbps	40 kbps	20 kbps
Número de Canais	16	10	1
Modulação	O-QPSK	BPSK	BPSK
<i>Chip sequence</i>	32	15	15
Bit por símbolo	4	1	1
Período do símbolo	16 μ s	24 μ s	49 μ s

Fonte: Adaptado de BARONTI *et al.* (2007).

2.6.1.2 Controle de Acesso ao Meio (MAC)

A Camada de Acesso ao Meio define dois tipos de dispositivos numa rede: dispositivos com funções reduzidas (*Reduced Function Devices*, RFDs) e dispositivos com funções completas (*Full Function Devices*, FFDs). O modo FFD capacita ao dispositivo funcionar tanto como *Pan Coordinator* na rede ou como *End-device*.

Quando acionado como um *Pan Coordinator*, o dispositivo envia sinalizações (*beacons*) que promovem o sincronismo nos serviços de comunicação da rede. Já o modo RFD somente pode atuar como dispositivo *End-device* e é normalmente implementado em sensores ou transdutores como: atuadores, chaves e dispositivos de iluminação. *End-points* somente conseguem interagir com um único FFD. (BARONTI *et al.*, 2007).

Dois principais tipos de topologias de redes são considerados no padrão IEEE 802.15.4, *Star* e *Peer-to-peer*:

- **Topologia Star:** é adotado um modelo de rede entre mestre e escravo. Um FFD assume a função de mestre na rede configurado como *Pan Coordinator*. Os outros dispositivos, escravos, podem ser configurados

como RFD ou FFD, mas somente se comunicarão com o *Pan Coordinator*, sem transmitir informações entre si;

- **Topologia *Peer-to-peer***: um dispositivo FFD pode se comunicar com outro FFD, dentro do alcance da rede, e pode encaminhar mensagens para outros FFD fora do alcance desta rede desde que tenha um FFD intermediário, que alcance as duas redes. Mas, apenas um dispositivo é selecionado como *Pan Coordinator* o qual assume o papel de administrador da rede.

O **Quadro 2.7** apresenta as principais funcionalidades dos dois tipos de dispositivos *ZigBee* com suas principais características:

Quadro 2.7. Funcionalidades dos dispositivos *ZigBee* FFDs e RFDs.

Coordenador da Rede – FFD	Nó da Rede – RFD
Ajustes de parâmetros da rede	Função passiva na rede
Transmite informações pela rede	Efetua buscas por redes disponíveis
Gerencia os nós da rede	Transferência de dados da aplicação
Armazena informações dos nós de rede	Determina o <i>status</i> dos dados
Distribui mensagens entre nós de rede	Solicita dados ao coordenador da rede
Opera tipicamente no estado <i>active</i>	Pode permanecer no estado <i>sleep</i> por longos períodos

Fonte: TEIXEIRA (2006).

2.6.2 A ESPECIFICAÇÃO ZIGBEE

A especificação *ZigBee* padroniza as camadas superiores da pilha protocolar, representada na **Figura 2.21**. A Camada de Rede (NWK) é encarregada de organizar e rotear a rede, construída sobre as funcionalidades IEEE 802.15.4, enquanto a Camada de Aplicação (APL) dá suporte ao desenvolvimento das aplicações e comunicações entre dispositivos na rede. A Camada de Aplicação engloba a camada Suporte à Aplicação, a camada Objeto do Dispositivo *ZigBee* (ZDO) e a Sub-camada de Aplicação (APS). A camada Suporte à Aplicação suporta até 240 Objetos de Aplicação (APO) os quais fazem parte da aplicação *ZigBee* definida pelo usuário. O ZDO provê serviços que permitem aos APOs se descobrirem, função *Discovery*, na rede e se organizarem em aplicações distribuídas. A APS oferece uma interface para serviços de segurança para os APOs e ZDOs (ZIGBEE ALLIANCE, 2006).

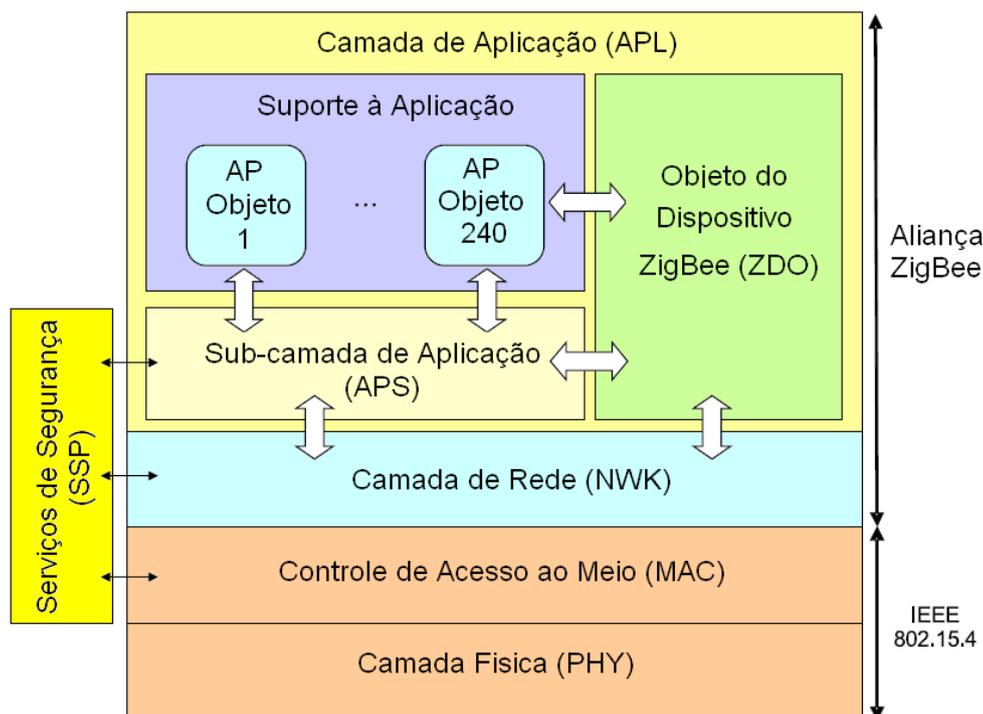


Figura 2.21. Pilha protocolar *ZigBee* e arquitetura das camadas funcionais.
Fonte: Adaptado de ZIGBEE ALLIANCE (2006).

2.6.2.1 Camada de Rede (NWK)

A Camada de Rede *ZigBee* inclui mecanismos usados na conexão e desconexão de dispositivos numa rede, na aplicação de segurança aos frames e no roteamento para seus destinos. Adicionalmente, a Camada de Rede inclui a descoberta e manutenção de rotas entre os dispositivos envolvidos na rede. A descoberta e o armazenamento das informações das vizinhanças pertinentes também são feitos na camada NWK. O coordenador da camada NWK é responsável por iniciar uma nova rede sempre que apropriado, e assinalar endereços para os novos dispositivos associados.

A especificação *ZigBee* identifica três tipos de dispositivos na rede:

- ***ZigBee End-device***: corresponde a um simples dispositivos operando em RFD ou FFD;
- ***ZigBee Router***: deve ser FFD com capacidade de roteamento na rede;
- ***ZigBee Pan Coordinator***: único na rede, deve ser FFD e gerencia a rede em que está inserido.

Além da topologia *Star* prevista pelo padrão IEEE 802.15.4, a Camada de Rede *ZigBee* também provê suporte a topologias mais complexas como a *Cluster Tree* e a *Mesh*, apresentadas na Figura 2.22, conforme são descritas a seguir:

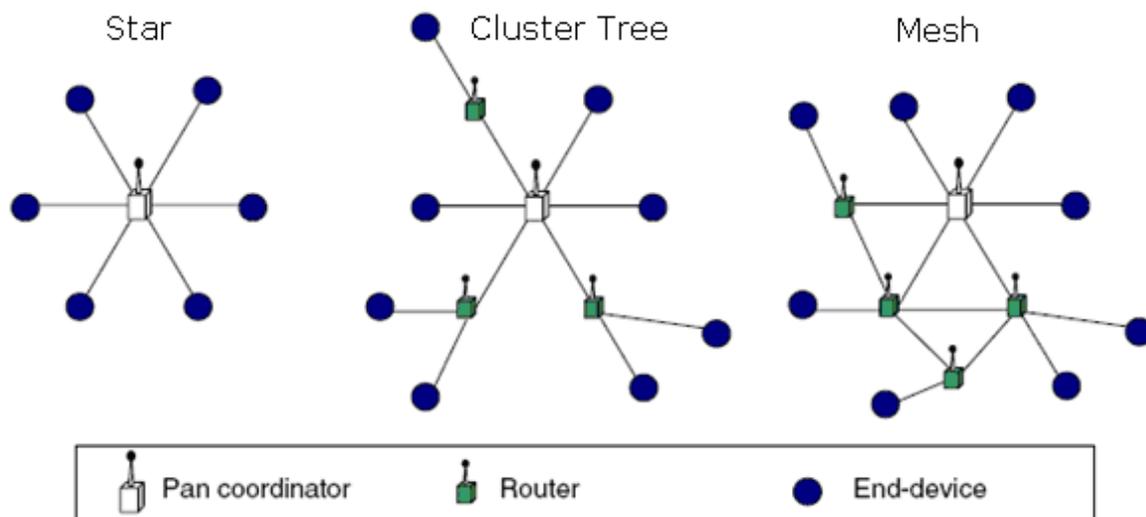


Figura 2.22. Topologias de Redes ZigBee.
Fonte: BARONTI et al. (2007).

- **Topologia Star:** Na topologia *Star* um dispositivo atua como *Pan Coordinator*, o qual se encarrega de toda a comunicação em um dado canal de rádio. O coordenador da PAN deve ser capaz de se comunicar com qualquer outro dispositivo na rede, classificando-se como dispositivo de função completa FFD. Este dispositivo necessariamente deve estar no modo de recepção sempre que não estiver transmitindo. Os demais dispositivos na estrela são classificados como dispositivos de função reduzida, RFD. Estes não podem participar de qualquer atividade de roteamento e podem somente se comunicar com dispositivos FFD. Dessa forma, não podem assumir qualquer função de coordenador de rede (MONSIGNORE, 2007) e (TEIXEIRA, 2006).
- **Topologia Cluster Tree:** A topologia *Cluster Tree* é formada apenas modificando-se a topologia *Star*. Um ou mais dos RFDs conectados ao *Pan Coordinator* são substituídos por FFDs, e nestes FFDs mais RFDs ou FFDs podem ser conectados. Uma vantagem desta topologia é que ela pode ser usada para aumentar a cobertura geográfica da rede (MONSIGNORE, 2007) e (TEIXEIRA, 2006).
- **Topologia Mesh:** na topologia *Mesh* há uma conectividade completa entre todos os dispositivos de função completa FFDs participantes da rede, sendo um deles o *Pan Coordinator*. Os dispositivos de funções reduzidas RFDs também podem participar da rede, mas somente estarão conectados aos FFDs, não participando, assim, das funções de roteamento. A vantagem desta topologia consiste na confiabilidade e

vazão das informações na rede por meio da possibilidade de uso de múltiplos caminhos (MONSIGNORE, 2007) e (TEIXEIRA, 2006).

A topologia *Mesh* permite que a rede se ajuste automaticamente em sua inicialização, na entrada de novos dispositivos ou perda de dispositivos. Nesta situação, existem múltiplos caminhos entre os diferentes nós e a rede é auto-suficiente para aperfeiçoar o tráfego de dados. Usando esta configuração podem-se ter redes muito extensas, cobrindo largas áreas geográficas (FRIAS, 2004).

A seguir são mostradas algumas características e funções da Camada de Rede, NWK, *ZigBee*:

- **Network Scan:** é a capacidade de um dispositivo em detectar os canais ativos dentro de sua faixa de comunicação. Esta faixa é chamada de *Personal Operating Space* (POS) nas conexões de redes pessoais;
- **Creating/Joining a PAN:** criar uma PAN é a capacidade de construir uma rede sobre canais sem usar o POS. Associar-se (*joining*) a uma PAN é a capacidade de formar uma rede com outro membro;
- **Device Discovery:** é a descoberta do dispositivo ou a capacidade de identificar os dispositivos sobre os canais ativos de uma PAN;
- **Service Discovery:** é a descoberta de um serviço e a capacidade de determinar quais serviços são suportados pelos dispositivos dentro de uma rede;
- **Binding:** é a capacidade de comunicar-se no nível da aplicação com outro dispositivo da rede.

2.6.2.2 Camada de Aplicação (APL)

A Camada de Aplicação do *ZigBee* é composta pela Sub-camada de Aplicação, pelo Suporte à Aplicação, e pelos Objetos do Dispositivo *ZigBee*. A Sub-camada de Aplicação forma o nível mais baixo da Camada de Aplicação. Aqui é onde as funções *binding* e *Discovery* são executadas. A Camada APS também é responsável por encaminhar as mensagens através dos dispositivos que não estão habilitados para se comunicarem diretamente, e habilita a funcionalidade de modificar a topologia da rede (MONSIGNORE, 2007).

O Objeto do Dispositivo *ZigBee* é um objeto de aplicação especial residente em todos os nós da rede *ZigBee*. É sempre o *end point* zero e, seqüencialmente, os outros

end points são numerados de 1 a 240. Tem seu próprio perfil, conhecido como Perfil do Dispositivo *ZigBee* (ZDP) que tanto os outros *end points* quanto os outros nós *ZigBee* podem reconhecer. É o ZDP que contém os serviços para a descoberta dos dispositivos (ZIGBEE ALLIANCE, 2006).

O ZDO é responsável pela gerência dos dispositivos e também pelas chaves e políticas de segurança da rede. A Camada de Aplicação faz chamadas ao ZDO a fim de descobrir outros dispositivos e os serviços que estes oferecem, especificando os ajustes de segurança para a rede (ZIGBEE ALLIANCE, 2006).

2.6.2.3 Segurança ZigBee

A Camada MAC utiliza o padrão AES (*Advanced Encryption Standard*) como seu algoritmo de criptografia, descrevendo uma variedade de rotinas de segurança. Estas rotinas têm como objetivo prover a confidencialidade, integridade e autenticidade dos quadros da Camada MAC (TEIXEIRA, 2006).

Este padrão oferece 3 níveis de segurança:

- sem segurança;
- controle de acesso aos dados;
- segurança com chave simétrica de 128 *bits* AES.

A camada Serviços de Segurança (SSP) fornece segurança estabelecendo e trocando chaves, e usando estas chaves para fixar as comunicações. Os serviços de segurança não são fixos em uma única camada, mas são usados pelas camadas MAC, NWK e APS para fornecer a segurança em cada nível. A regra geral é: a camada responsável por gerar um *frame* de dados é também responsável por codificá-los quando envia e autenticá-los quando recebe (ZIGBEE ALLIANCE, 2006).

2.7 ERROS DE TRANSMISSÃO

A qualidade de um circuito de comunicação de dados é medida em função da quantidade de erros provocada pelo meio de transmissão e equipamentos utilizados na rede. Como indicativos para os erros de transmissão podem ser utilizados taxas de erros de um único bit ou a taxas de erros de blocos ou pacotes.

2.7.1 TAXA DE ERRO DE BIT

A taxa de erro de bit (BER), é a relação entre o número de bits errados e o número total de bits transmitidos durante um determinado espaço de tempo num circuito de comunicação de dados, normalmente 15 minutos (SILVEIRA, 1991).

$$BER = \frac{\text{número de bits errados}}{\text{número de bits transmitidos}} \quad (1)$$

A Embratel utiliza como referência para medição do BER o valor 5×10^{-5} , qualquer que seja a velocidade de transmissão do circuito. Isso significa que para cada 100000 bits transmitidos, apenas 5 podem estar errados, garantindo uma boa qualidade nos circuitos de dados (SILVEIRA, 1991).

2.7.2 TAXA DE ERRO DE BLOCO

A taxa de erro de bloco (BKER) é a relação entre o número de blocos recebidos com pelo menos 1 bit errado e o número total de blocos transmitidos durante um determinado espaço de tempo num circuito de comunicação de dados, normalmente 15 minutos (SILVEIRA, 1991).

$$BKER = \frac{\text{número de blocos com um ou mais bits errados}}{\text{número de blocos transmitidos}} \quad (2)$$

2.8 NORMAS ASSOCIADAS

Nos Estados Unidos a regulamentação para operação dos sistemas que utilizam a tecnologia *spread spectrum* foi estabelecida pelo *Federal Communications Commission* (FCC) através da recomendação contida no *FCC Rules – Title 47 – Part 15*, e a padronização de codificação foi definida pelo *IEEE* através da recomendação 802.11 (OLIVEIRA e BERNAL-FILHO, 2004).

No Brasil existe uma legislação específica para regular os sistemas de espalhamento espectral. Esse conjunto de regras foi inicialmente definido na norma 002/93, aprovada pela portaria 046 do Ministério das Comunicações de 28 de janeiro de

1993, modificado pela portaria 814 de 12 de julho de 1996, e atualmente definido pelo Anexo à Resolução 365 da Anatel, emitido em 10/05/2004 (ANATEL, 2004).

É importante salientar que no Brasil, como em vários outros países, a operação do sistema por espalhamento espectral não necessita de licença governamental para instalação e operação, desde que as regras e requisitos da Resolução 365 sejam obedecidos (FLEMING e ARANHA, 2005).

As faixas de frequências estabelecidas para uso por equipamentos de radiocomunicação empregando a técnica de espalhamento espectral, para aplicações ponto a ponto e ponto multiponto, estão assim definidas: 902 a 928 MHz, 2400 a 2483,5 MHz e 5725 a 5850 MHz. A regulamentação vigente estabelece as condições de operação para os sistemas que operam por saltos de frequência, para os sistemas que operam em seqüência direta e para os sistemas híbridos (ANATEL, 2000), (ANATEL, 2002) e (ANATEL, 2004).

- para sistemas de salto em frequência (FHSS) operando nas faixas de 900 MHz, a potência de pico máxima de saída do transmissor não deve ser superior a 1 W para sistemas que empreguem no mínimo 50 canais de salto e 0,25 W para sistemas empregando menos de 50 canais de salto;
- sistemas FHSS operando nas faixas de 2,4 GHz e 5,8 GHz devem trabalhar com potência de pico máxima de saída do transmissor não superior a 1 W.
- para sistemas de seqüência direta (DSSS) a potência de pico máxima de saída do transmissor não pode ser superior a 1 W para todas as faixas de frequências.

CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 PLATAFORMA DIDÁTICA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

A Plataforma Didática de Engenharia Biomédica foi idealizada no ano de 2007 com a finalidade de tentar preencher a lacuna investigada e existente nos cursos de engenharia elétrica quanto aos conteúdos direcionados à engenharia biomédica (POSSA, 2008). O objetivo da plataforma é criar um instrumento de auxílio ao ensino e aprendizagem dos temas técnicos e práticos que formam o engenheiro biomédico, principalmente quanto a prática de aquisição dos biossinais.

Dessa forma, a Plataforma Didática de Engenharia Biomédica conta com um conjunto de tecnologias e equipamentos desenvolvidos por meios de:

- *hardwares*, através do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos;
- *softwares*, através do *Software* de Visualização SPSB;
- tutoriais, através dos conteúdos e roteiros de aulas práticas referentes à proposta SPSB, disponibilizados no Portal Saúde+Educação;
- e ambientes de realidade virtual, através do Hospital-Escola Virtual™ do IEB-UFSC.

A seguir, são descritos os componentes que integram a Plataforma Didática abordando os objetivos específicos deste trabalho quanto ao *hardware* microcontrolado, o

sistema módulo de rede *wireless* desenvolvido, o roteiro de aula prática e a ferramenta utilizada para avaliar o projeto do SPSB. Os demais componentes da plataforma encontram-se no **Anexo III**.

3.1.1 SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS

O Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos representa o primeiro trabalho a ser desenvolvido dentro da concepção da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica. Com o sucesso inicial, estima-se que outras propostas de ensino sejam incorporadas a esta plataforma e que agreguem mais informações e funcionalidades à proposta inicial deste projeto.

O SPSB foi projetado e implementado visando facilitar a utilização e manuseio de seus *hardwares*. Para isso, todos os componentes de *hardwares* foram desenvolvidos em sistema aberto e expostos, identificando todas as partes esquemáticas dos seus circuitos elétricos. Com isso ganha-se em didática, mas se torna inevitável as aquisições de bio-sinais com eventuais presenças de artefatos e ruídos impostos pelo meio, por mais que haja tratamento destes sinais através de filtros.

Uma representação gráfica através de diagrama de blocos é ilustrada na **Figura 3.1**. Nela, são representados em comunicação com o microcomputador todos os *hardwares* desenvolvidos no projeto da plataforma didática e indicados os objetivos específicos deste projeto em particular.

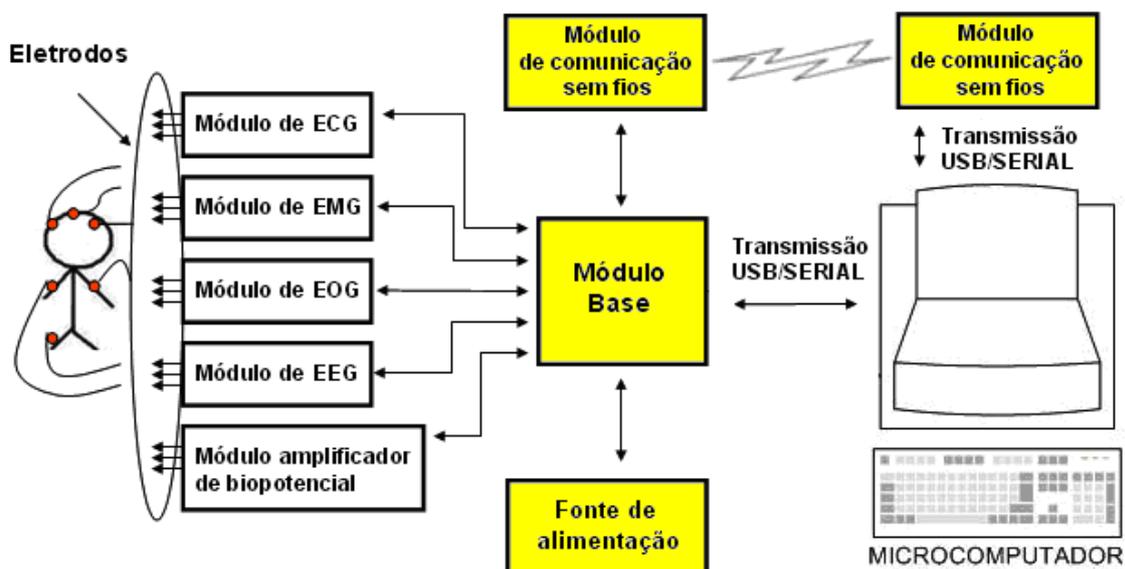


Figura 3.1. Diagrama de blocos do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

A fonte de alimentação foi projetada para atender aos níveis de tensão específicos utilizados pelo SPSB, a isolação entre a rede elétrica e os usuários do sistema.

O módulo base gerencia todo o comportamento do SPSB através do microcontrolador ADuC 7026 da *Analog Devices*. Sua principal função é receber os sinais dos módulos didáticos de instrumentação, digitalizá-los e enviá-los ao microcomputador através da interface serial *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter* (UART) por meio de comunicação USB, RS232 ou comunicação *wireless*.

Os módulos de ECG, EMG, EOG, EEG e módulo amplificador de biopotencial formam o conjunto de instrumentação dos bio-sinais. Estes módulos são responsáveis pela aquisição e tratamento no condicionamento dos sinais fisiológicos encaminhados ao módulo base. Com eles, o SPSB torna-se capaz de realizar eletrocardiogramas, eletromiogramas, eletrooculogramas e eletroencefalogramas.

Os módulos de comunicação sem fios formam a rede *wireless ZigBee* presente no SPSB. Com eles o sistema torna-se capaz de telemetria¹⁰ e possibilita um melhor manuseio do equipamento sobre bancadas, sem a presença tão próxima de um computador. Além de evitar a excessiva fiação entre os componentes proporciona mais qualidade e menos imprevistos devido a maus contatos elétricos.

Esta dissertação é parte integrante da construção inicial da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica. Contribui principalmente com o desenvolvimento do SPSB nos módulos base, comunicação sem fios, e com o roteiro de aula prática referentes a tecnologias *wireless* e a aplicação *ZigBee*. Os outros itens da Plataforma Didática, brevemente abordados no **Anexo III**, são implementados pelos outros integrantes do grupo e identificados nos seus respectivos módulos.

Fazem parte do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos:

- Fonte de Alimentação;
- Módulo Base;
- Módulos *wireless*;
- Módulo de EEG;
- Módulos de ECG, EMG e EOG;
- Módulo de Interface para Amplificador de Biopotenciais.

¹⁰ Palavra de origem grega onde *tele* = remoto e *metron* = medida. A telemetria geralmente refere-se à comunicações sem fio, isto é, usa um sistema de rádio para implementar um enlace de dados. Porém, pode também referir-se aos dados transferidos sobre outras mídias, tais como telefone, redes de computadores ou através de um enlace ótico.

3.1.1.1 Fonte de Alimentação

Para evitar os ruídos intrínsecos das fontes chaveadas, optou-se pelo desenvolvimento de uma fonte linear com transformador isolador, já que tais ruídos poderiam afetar a aquisição dos sinais bioelétricos por estes possuírem características morfológicas de baixas amplitudes. A escolha deste transformador garante que o circuito eletrônico permaneça isolado da rede elétrica mesmo com um eventual dano ao transformador. Testes de segurança contra correntes de fuga garantiram que a isolação da fonte permitiu manter os níveis de corrente de fuga inferiores aos níveis especificados pela norma NBR IEC 60601-1/94.

O circuito eletrônico da fonte de alimentação SPSB, **Figura 3.2**, apresenta as seguintes características elétricas:

- **entrada:** 110/220 V em 60 Hz;
- **saída:** +5 V, -5 V e +3,3 V em corrente contínua máxima de 1 A limitada por cada regulador.

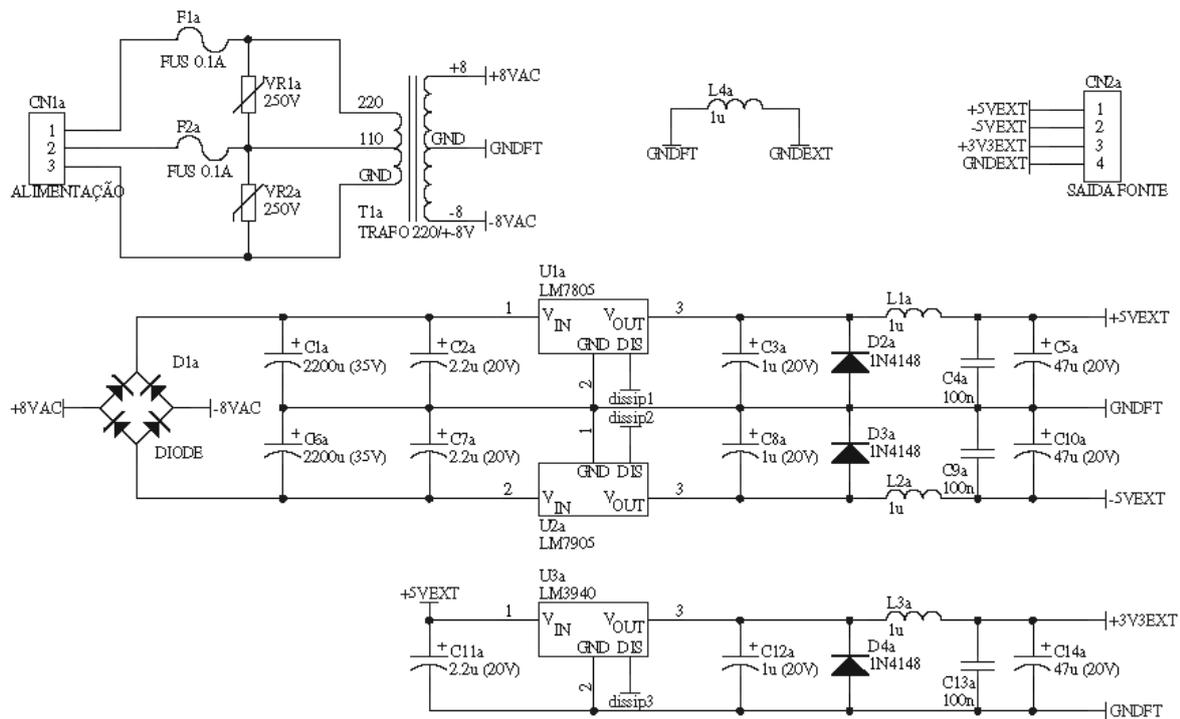


Figura 3.2. Circuito elétrico para fonte de alimentação.

Além dos diodos e capacitores do estágio de retificação e filtragem do sinal, podem ser citados como principais componentes na implementação da fonte de alimentação:

- **LM7805:** regulador de tensão com características lineares para alimentação de circuitos com +5 Volts (NATIONAL SEMICONDUCTOR, 2000);
- **LM7905:** regulador de tensão com características lineares para alimentação de circuitos com -5 Volts (FAIRCHILD SEMICONDUCTOR, 2002);
- **LM3940:** regulador de tensão com características lineares para alimentação de circuitos com +3,3 Volts (NATIONAL SEMICONDUCTOR, 2007).

A razão para a utilização destes reguladores refere-se principalmente ao baixo ruído na tensão de saída regulada, para melhor funcionamento dos componentes digitais, e ainda, com proteção interna contra um eventual curto-circuito. Tudo isso com um baixo custo de implementação.

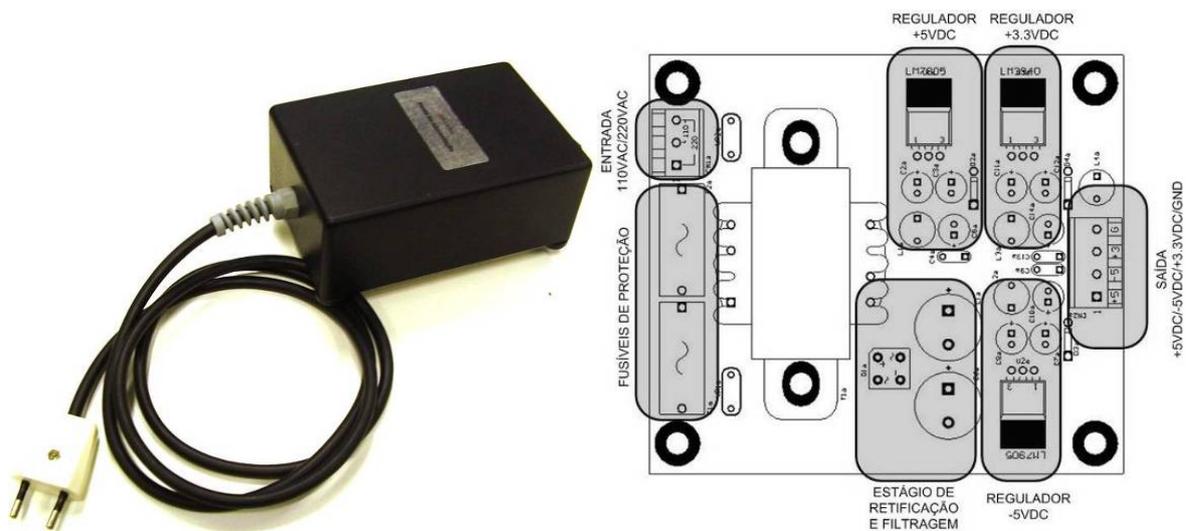


Figura 3.3. Fonte de alimentação implementada para o SPSB.

A fonte de alimentação e a disposição dos componentes na placa de circuito impresso são ilustradas na **Figura 3.3**. Foi desenvolvida através do *software* Protel 99 SE e seu *layout* é ilustrado na **Figura 3.4**.

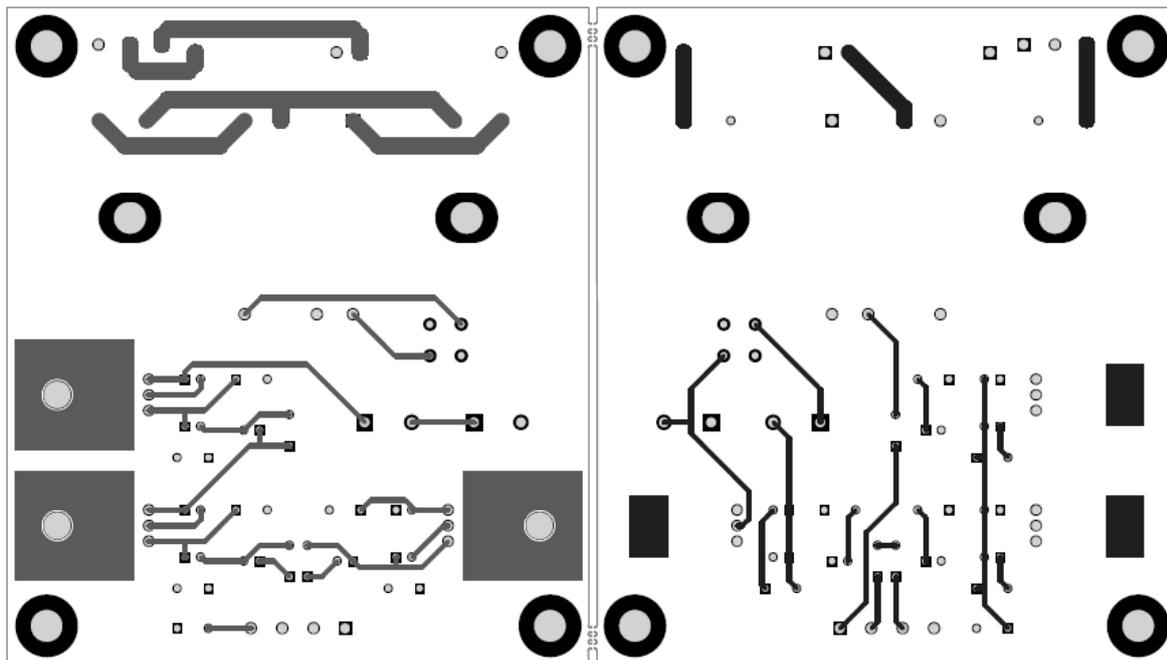


Figura 3.4. Layout da fonte de alimentação.

3.1.1.2 Módulo Base Microcontrolado

Para tornar possível a integração modular de vários módulos de aquisição de sinais eletrofisiológicos em um mesmo conjunto de *hardware*, foi pensado e projetado um módulo de gerenciamento central capaz de atender todos os requisitos individuais de instrumentação. O módulo base do SPSB torna possível a comunicação em conjunto de todos os seis canais de aquisição, distribuídos entre os módulos didáticos de aquisição, com o *software* de visualização no computador.

No módulo base são previstos circuitos e recursos capazes de comunicação serial RS232, comunicação USB isolada, interface de comunicação para os módulos didáticos de instrumentação e transmissão *wireless*, LEDs indicativos de conexão efetuada, LEDs indicativos de transmissão serial TX e RX, também conector com LEDs indicativos de níveis de tensão em corrente contínua de +5 V -5V e +3.3V.

O elemento central no módulo base é o microcontrolador ADuC 7026, (ANALOG DEVICES, 2007), com recursos de emulação em interface JTAG¹¹, gravação com

¹¹ *Join Test Action Group*: nome utilizado pelo padrão IEEE 1149.1, *Standard Test Access Port and Boundary-Scan Architecture*, para testes e *debug* de *firmwares* em microprocessadores.

interface serial TTL¹² e interface de gravação serial RS232, além de chaves de gravação, *reset* e *debug* por *software*.

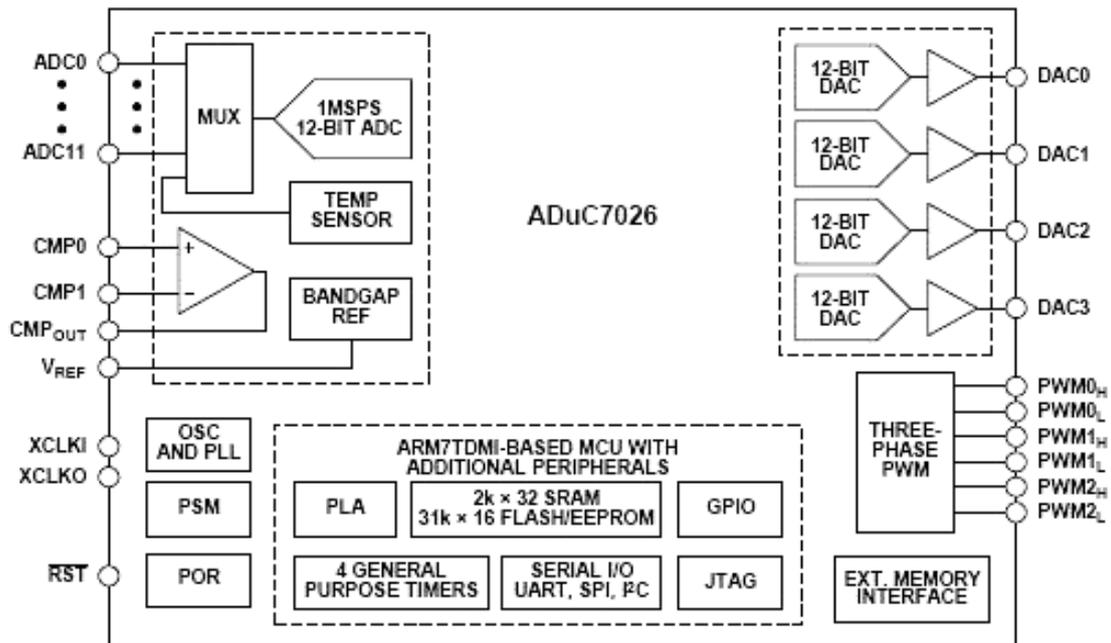


Figura 3.5. Diagrama funcional de blocos do microcontrolador ADuC 7026.
Fonte: ANALOG DEVICES (2007).

O diagrama de blocos do microcontrolador ADuC 7026 é ilustrado na **Figura 3.5**, representando uma unidade central de processamento com arquitetura ARM7TDMI[®] RISC 16/32-bit com 41MIPS com frequência de operação de 41.78 MHz gerado a partir de PLL¹³ em frequência de cristal externo de 32 KHz.

Internamente, o microcontrolador ADuC 7026 apresenta 12 entradas para conversão analógico-digital com resolução de 12 bits, 4 conversores digital-analógico com referência interna de tensão em 2,5 Volts, suporte para *debug* e *download* de *firmware* através de interface JTAG, interface de comunicação serial simultânea para transmissão e recepção de dados, *watchdog timer*¹⁴ para controle de *firmware* e 40 vias de acesso GPIO¹⁵.

¹² *Transistor-Transistor Logic*: classe de circuitos digitais construídos com transistores de junção bipolares, BJT, e resistores. Apresentam funções de porta lógica e amplificação pelos transistores.

¹³ *Phase-Locked Loop*: sistema de realimentação em que o sinal de realimentação é usado para sincronizar a frequência instantânea do sinal de saída com a frequência instantânea do sinal de entrada.

¹⁴ Dispositivo interno que permite reiniciar o programa principal em caso de falha de execução.

¹⁵ *General Purpose Input/Output*: portas configuráveis como entrada ou saída de requisições microcontroladas.

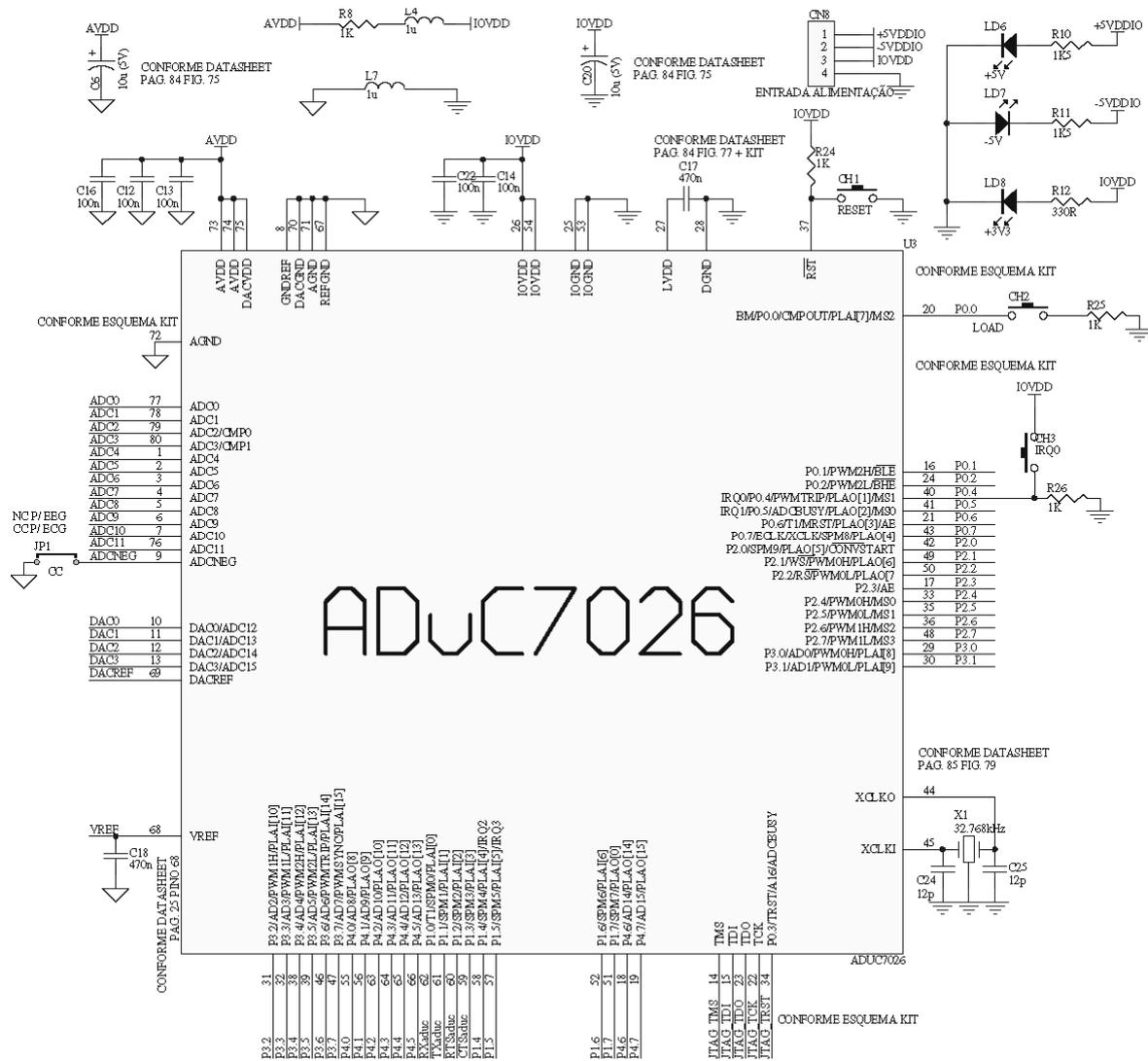


Figura 3.6. Circuito de ligação do ADuC 7026.

A **Figura 3.6** ilustra o circuito esquemático de conexões eletrônicas dos recursos citados para o microcontrolador ADuC 7026 no módulo base do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

Para conectar o módulo base aos módulos didáticos de aquisição dos biossinais e módulos *wireless*, foram utilizados conectores *latch* de 40 vias para conexão do módulo de EEG (por operar com os seis canais simultaneamente) e 20 vias para os demais que fazem uso de um canal por vez. Este conector foi adotado por possuir polarização de conexão e encaixe ejetor, isto evita a conexão invertida dos módulos e facilita o manuseio com a utilização de cabos flexíveis e dos ejetores.

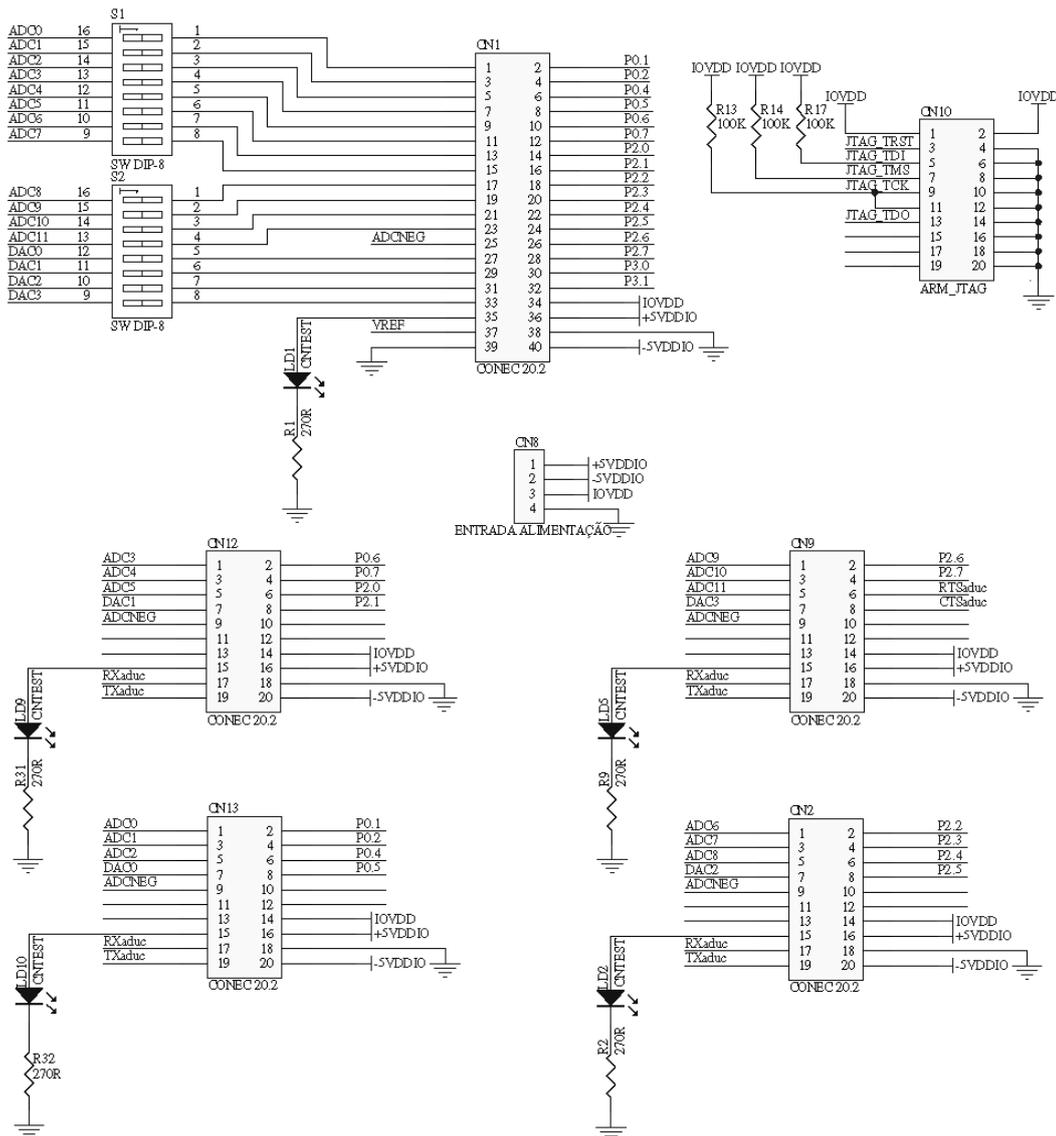


Figura 3.7. Circuitos de disponibilização em conectores *latch* e emulação JTAG.

Para facilitar a percepção quanto ao correto encaixe e uso dos módulos conectados ao SPSB, foram dispostos LEDs indicadores que informam a presença do módulo conectado.

A **Figura 3.7** ilustra os conectores *latch* e as conexões eletrônicas com o microcontrolador para a interface modular entre os componentes do SPSB. Nela verifica-se a presença de todos os recursos disponíveis, permitindo desenvolvimento de novas aplicações para o dispositivo.

São previstas duas formas de comunicação de dados no módulo base do SPSB com o microcomputador: através de dispositivo de comunicação serial RS232, MAX232 (TEXAS INSTRUMENTS, 2002) e comunicação USB através do dispositivo FT232R (FTDI, 2005).

O dispositivo FTDI FT232R possui o conjunto de protocolos USB incorporados internamente e disponibiliza arquivos *DLL*¹⁶ para completar a comunicação com o computador. Assim, sua utilização na *hardware* torna-se simples.

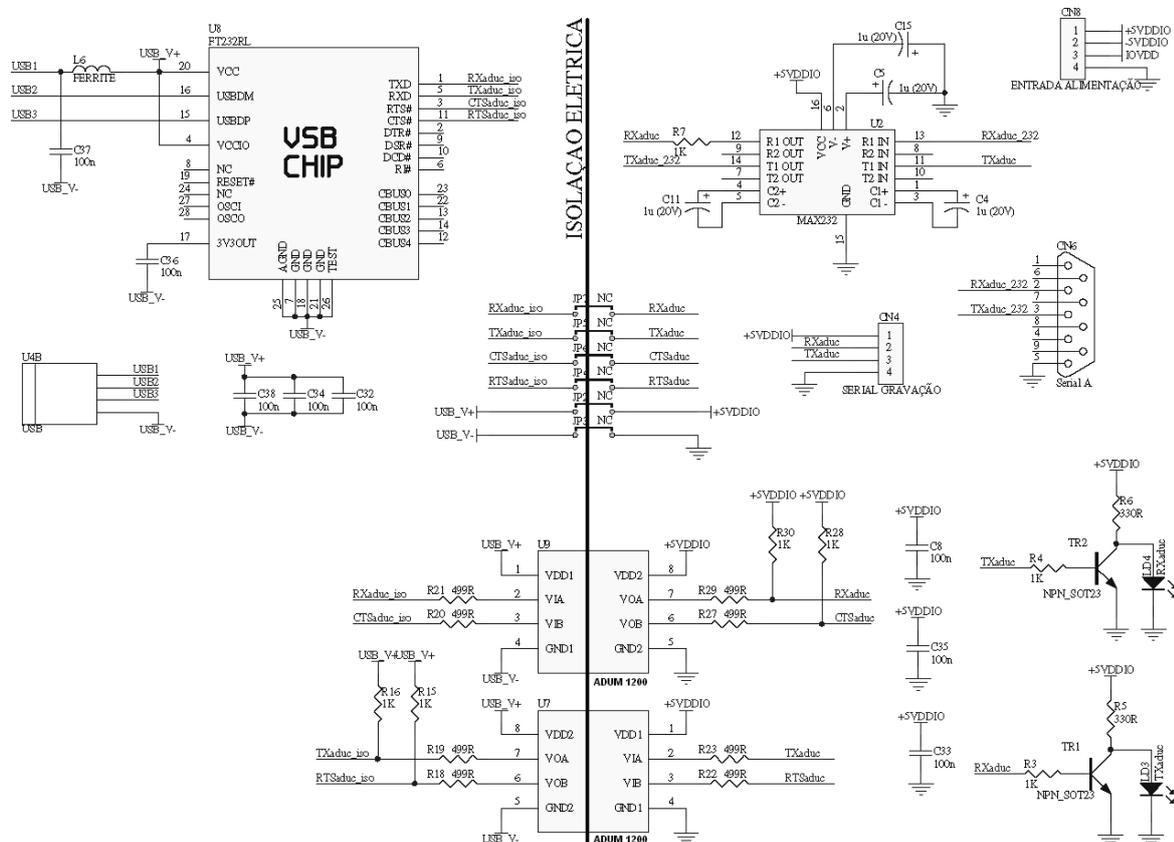


Figura 3.8. Circuito USB com isolação elétrica, ADuM 1200, e circuito serial RS232.

A Figura 3.8 ilustra o circuito esquemático para as duas formas de comunicação serial do módulo base. Nela percebe-se a comunicação USB isolada eletricamente por meio do dispositivo ADuM 1200 (ANALOG DEVICES, 2008). Somente a comunicação USB foi isolada devido à praticidade do dispositivo USB FT232R, pois este pode ser alimentado pelo próprio microcomputador.

Devido aos requisitos de segurança do projeto, optou-se por implementar uma interface de comunicação isolada das fontes de energia providas da rede elétrica. A utilização da comunicação serial UART facilita a incorporação de dispositivos para esta isolação, pois emprega apenas duas vias (TX e RX).

¹⁶ *Dynamic-Link Library*: provêm os benefícios comuns de bibliotecas compartilhadas, como a modularidade. Esta modularidade permite que alterações sejam feitas no código ou dados em uma DLL autocontida, compartilhada por vários aplicativos, sem que qualquer modificação seja feita nos aplicativos em si.

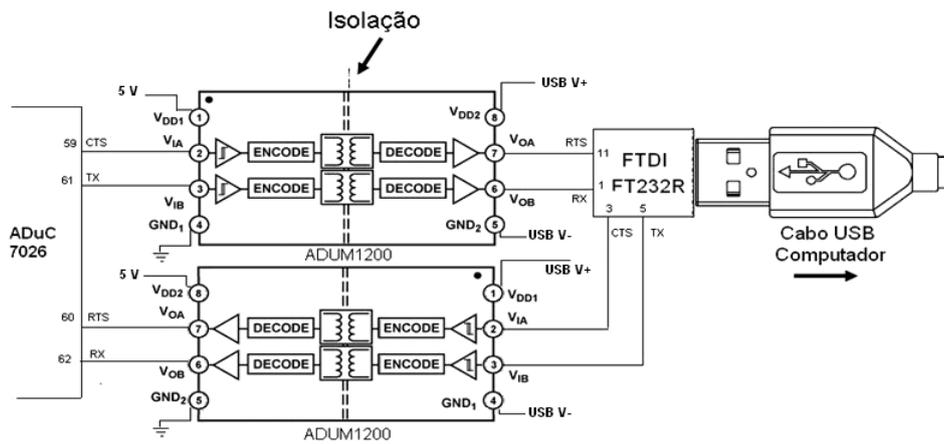


Figura 3.9. Detalhe da isolação elétrica ADUM 1200.
 Fonte: ANALOG DEVICES (2008).

Para efetuar a isolação elétrica entre os dispositivos de comunicação, foi utilizado o circuito integrado ADuM 1200 (ANALOG DEVICES, 2008), ilustrado na **Figura 3.9**. Possibilitando isolar até dois canais de comunicação por componente, com taxas de transmissão de até 25 Mbps através de tecnologia *iCoupler*®, com acopladores magnéticos baseados em transformadores *chip-scale* (WAYNE, 2005).

A **Figura 3.10** ilustra o *layout* do circuito impresso para o módulo base implementado através do *software* Protel 99 SE.

A **Figura 3.11** apresenta o Módulo Base implementado, que centraliza todo o gerenciamento e controle do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

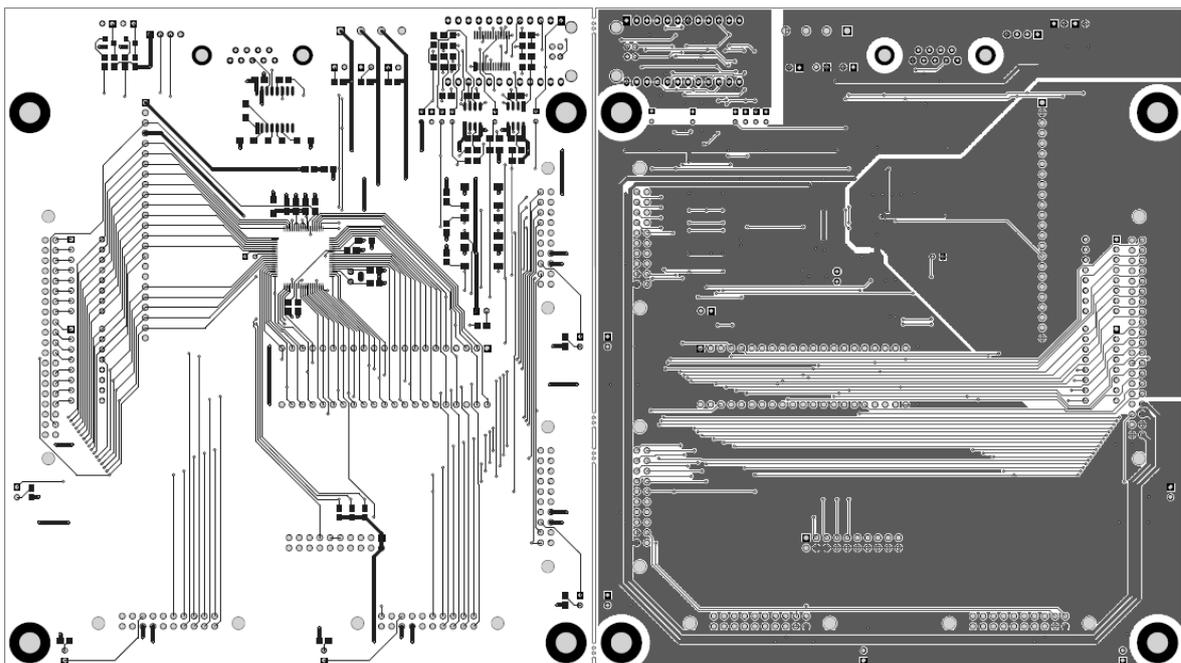


Figura 3.10. Layout do circuito impresso para o módulo base.

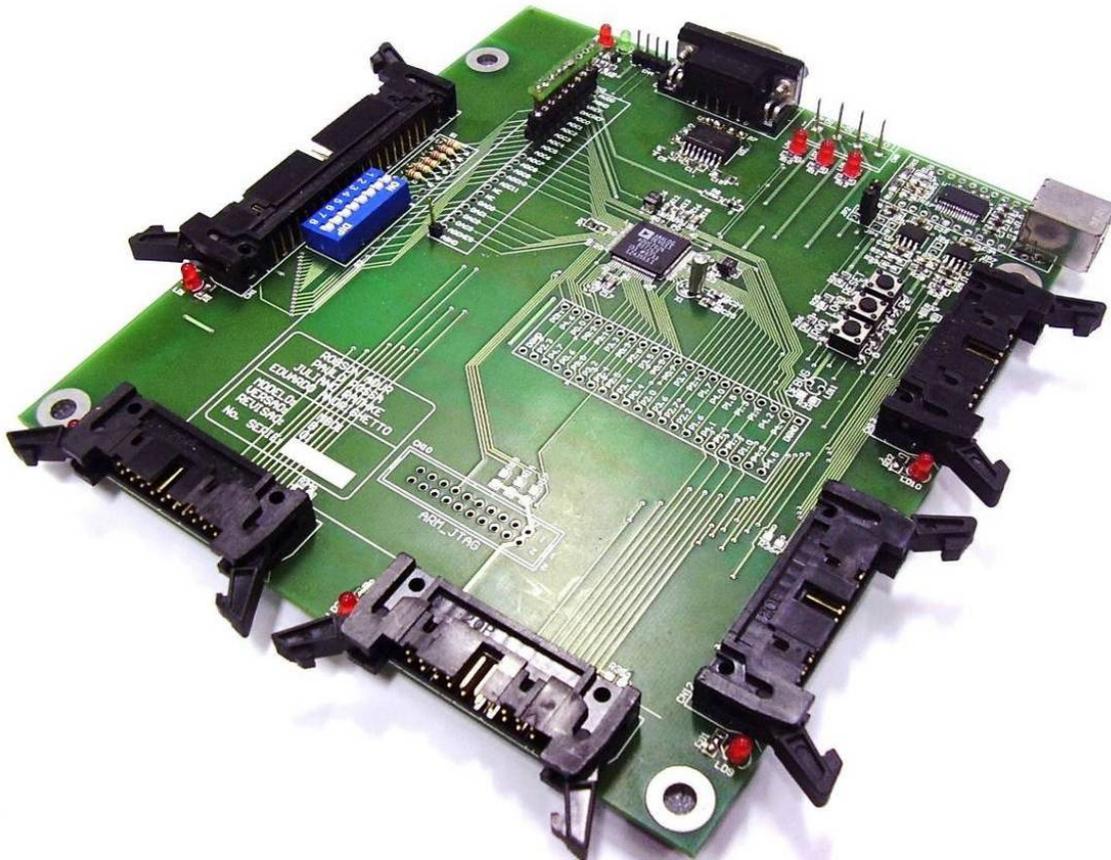


Figura 3.11. Módulo base implementado.

3.1.1.2.1 Firmware Embarcado

Com o objetivo de gerenciar as atividades do ADuC 7026 foi desenvolvido um *firmware*¹⁷ básico com três funções principais: digitalização, geração de sinais e transmissão serial.

O *firmware* embarcado no módulo base tem a função de digitalizar os sinais analógicos adquiridos e condicionados pelos módulos de instrumentação do SPSB. Para isso, os conversores analógico-digitais foram configurados a operar no modo *single-ended* utilizando uma faixa dinâmica de conversão de 0 Volts até uma tensão de referência limite. No caso do ADuC 7026, pode ser usada a referência interna do próprio microcontrolador, como 2,5 Volts, por exemplo.

Respeitando o teorema de *Nyquist*¹⁸, as frequências de amostragens para cada sinal adquirido podem ser previstas como sendo:

¹⁷ Denominação comum para programas personalizados inseridos em microcontroladores.

¹⁸ A Frequência de amostragem deve ser no mínimo duas vezes maior do que a máxima componente de frequência que deseja-se digitalizar.

- para o ECG, 200 Hz (QUIANG & MINGSHI, 2005);
- para o EMG 1000 Hz (IVES & WIGGLESWORTH, 2002);
- para o EOG 300 Hz (WEBSTER, 1998);
- para o EEG 200 Hz (EPSTEIN, 2003).

Dessa forma para garantir a máxima frequência caracterizada no sinal de EMG os ADC's do microcontrolador foram configurados com a taxa de amostragem em 1 kHz. Assim, é possível adquirir sinais com frequências próximas dos 500 Hz, nos módulos de instrumentação do SPSB.

O Módulo Base do SPSB também exerce a função de simulador de sinais com a implementação de um eletrocardiograma no *firmware* do microcontrolador. O objetivo é simular um coração digital emitindo sua frequência cardíaca através dos conversores digital-analógicos do ADuC 7026. Este sinal é reconstruído a partir de pontos amostrados de um sinal real com 200 amostras por segundo e 8 bits de resolução (TOMPKINS, 1995).

Dessa forma o sinal oriundo do próprio microcontrolador pode ser utilizado como referência padrão para atividades de aulas práticas que envolvam eletrocardiogramas. Esse sinal é disponibilizado a todos os módulos de instrumentação, os quais podem utilizá-lo para substituir os eletrodos de aquisição eletrofisiológica e fazê-lo percorrer toda a sua cadeia de aquisição e condicionamento de sinais.

Para transmitir os dados digitalizados pelo microcontrolador, foi utilizada a forma de comunicação UART que repassa os dados de maneira serial através de duas vias, com taxas de transmissão configuráveis até um máximo de 115,2 Kbps, a qual foi utilizada para garantir a transmissão em 12 bits dos seis canais simultâneos do SPSB.

O pacote de transmissão utilizado na comunicação serial entre o SPSB e o microcomputador, faz uso de um conjunto de 15 bytes de informação conforme ilustrado na **Figura 3.12**. Os dois primeiros bytes formam o cabeçalho do pacote, juntos eles marcam o início da transmissão e marcam também um ponto de referência para que o sistema identifique a posição de cada canal dentro do pacote. Em seguida, são transmitidos os canais de 1 a 6 que representam os 6 primeiros conversores analógico-digitais do microcontrolador. Cada canal é transmitido com 16 bits, 8 MSB¹⁹ e 8 LSB²⁰. Os 4 primeiros MSB são ignorados e os 12 bits seguintes carregam a informação da conversão analógico-digital instantânea. Isto ocorre porque a UART do ADuC 7026 transmite os dados sempre de 8 em 8 bits. Por fim, o pacote é encerrado com a transmissão de mais 1 byte.

¹⁹ *Most Significant bit* – Bits mais significativos.

²⁰ *Least Significant bit* – Bits menos significativos.

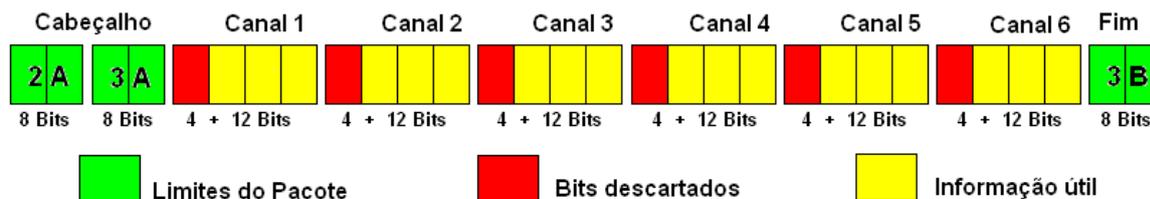


Figura 3.12. Pacote de transmissão serial utilizado no SPBS.

A transmissão dos pacotes utiliza códigos hexadecimais formados por 4 bits de dados cada. Dois valores hexadecimais originam 1 caractere na tabela ASCII. O início do pacote 2A e 3A, representa em ASCII²¹ os caracteres “*” e “.” em hexadecimal. Ao fim, o código 3B representa da mesma forma um “;”. Sendo assim, toda a informação para os 6 canais transmitidos só é válida se contiver 12 bytes entre um “*.” e “;”, norteados pelo software no computador que identifica a posição de cada canal no pacote. Qualquer não conformidade com o cabeçalho e o fim do pacote, implica numa transmissão imperfeita e o conjunto é desconsiderado.

O algoritmo desenvolvido, ilustrado em fluxograma na **Figura 3.13**, apresenta de maneira sucinta as 3 etapas principais que o firmware desenvolve por blocos:

- Início: marca a instauração do *firmware* embarcado no microcontrolador;
- Configurações iniciais: representa o bloco em que se configuram os conversores analógico-digitais, a comunicação serial e a taxa de transmissão;
- Gera ECG: configuração dos conversores digital-analógicos para gerar de maneira analógica os pontos digitais do sinal de ECG padrão;
- Recebe comando: aguarda a ordem emitida pelo *software* do computador para o início da transmissão;
- Inicia pacote: escreve o cabeçalho 2A e 3A na porta serial dando a referência inicial para os canais na seqüência;
- Converte ADC: converte os sinais analógicos dos módulos de instrumentação para digitais no registrador do microcontrolador;
- Máscaras de 12, 8 e 4 bits: escrevem na porta serial o sinal digital convertido, do canal 1 ao 6 consecutivamente, com o número de bits selecionados pelo *software* do computador;

²¹ Acrônimo para *American Standard Code for Information Interchange*: codificação de caracteres de sete bits baseada no alfabeto inglês. Desenvolvida a partir de 1960, grande parte das codificações de caracteres modernas a herdaram como base. A codificação define 128 caracteres, preenchendo completamente os sete bits disponíveis.

- Encerra pacote: determina o fim do pacote com o código 3B na porta serial, inicia o próximo pacote ou aguarda o novo comando conforme a ordem atualizada do computador.

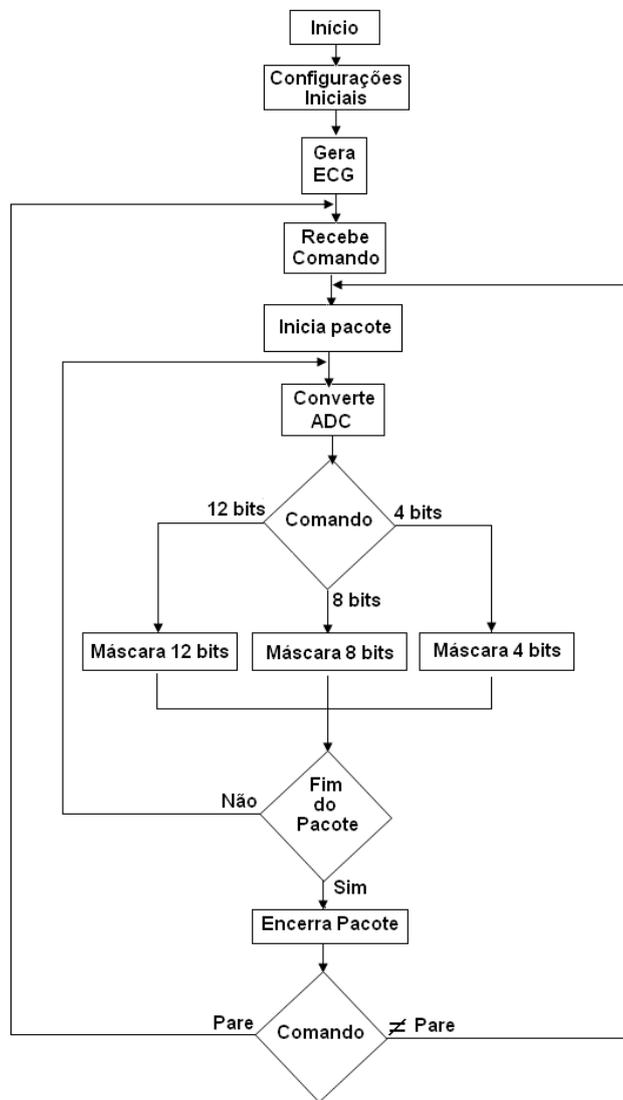


Figura 3.13. Algoritmo em fluxograma para o *firmware*.

3.1.1.3 Módulos de Transmissão *Wireless*

Para iniciar um projeto de transmissão de sinais a primeira coisa a ser considerada são os requisitos de projeto. Deve-se conhecer a característica e a natureza específica de cada sinal a se transmitir, tais como: amplitudes e componentes em frequência. A partir disso, estabelecer as taxas mínimas de amostragem, números de bits

e taxas de transmissão que se deve utilizar. Outros fatores que também devem ser considerados para a implementação do *hardware* são: dimensão da conexão, transmissão analógica ou digital, conhecimento das tecnologias possíveis de serem empregadas.

Dentro da concepção inicial que define o posicionamento de cada um dos padrões de acesso *wireless*, são definidas as regiões de cobertura que cada rede abrange compondo *Personal Area Network*, *Local Area Network*, *Metropolitan Area Network* e *Wide Area Network*, conforme a **Tabela 3.1** que apresenta as principais tecnologias e características dos padrões *wireless*.

Tabela 3.1. Principais tecnologias *wireless* disponíveis e características de operação.

Padrões <i>wireless</i>	Taxa bruta de Transmissão (Mbps)	Região de Abrangência	Frequência de Operação (GHz)
<i>Wimax</i>	75	<i>MAN</i>	2.4
<i>WiFi</i>	1, 2, 5.5, 11 e 54	<i>LAN</i>	2.4 e 5
<i>HomeRF</i>	1.6	<i>LAN</i>	2.4
<i>Ultra Wideband</i>	100	<i>PAN</i>	3.1 e 10
<i>Bluetooth</i>	1	<i>PAN</i>	2.4
<i>ZigBee</i>	0.02, 0.04 e 0.250	<i>PAN</i>	0.868, 0.910 e 2.4

De acordo com as características individuais levantadas na **Tabela 3.1** e comparando-se com as necessidades do projeto SPSB, as melhores soluções para implementação no módulo de comunicação sem fios foram o padrão *ZigBee* e o padrão *Bluetooth*. Ambas as tecnologias garantem tranquilamente a taxa de transmissão serial requerida pela configuração UART em 115,2 Kbps no *firmware* do microcontrolador.

Assumindo como base a tecnologia *ZigBee* e através da especificação técnica requerida, com uma busca entre as tecnologias OEM²², encontra-se o dispositivo *MaxStream XBee™* que pode operar tanto como o protocolo *ZigBee* quanto apenas sob o padrão *IEEE 802.15.4*. A diferença entre estas duas formas de operação constitui-se principalmente quanto às topologias de rede que elas empregam.

O protocolo *IEEE 802.15.4* permite a criação de redes ponto-a-ponto, ponto-multiponto e *peer-to-peer*²³. Embora o protocolo *IEEE 802.15.4* requeira a figura de um coordenador na rede, os módulos da *MaxStream* podem ser utilizados sem que esta opção esteja ativada (SCHWARZ, 2007).

²² *Original Equipment Manufacturer*.

²³ Topologia de rede em que um dispositivo se comunica com outro por intermédio de um terceiro.

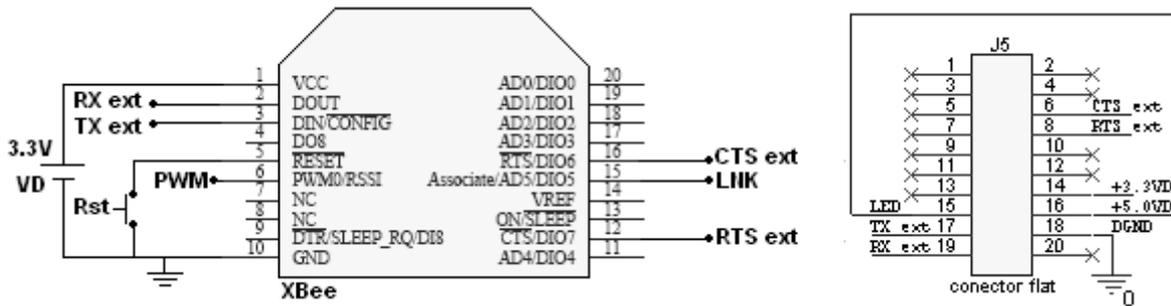


Figura 3.14. Circuito elétrico para o dispositivo OEM XBee™ e conector latch SPSB.

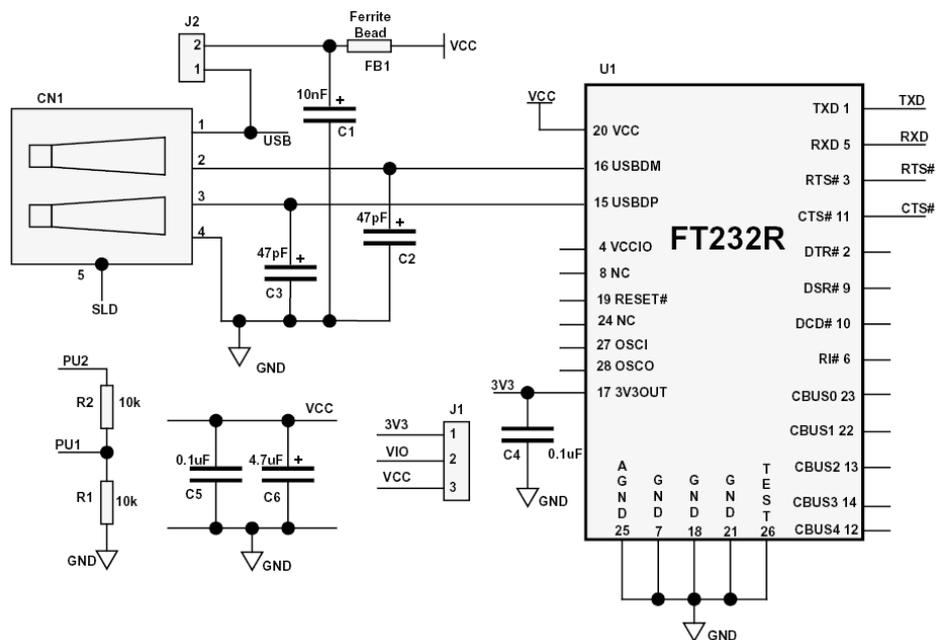


Figura 3.15. Circuito elétrico USB FT232R.
Fonte: FTDI (2005).

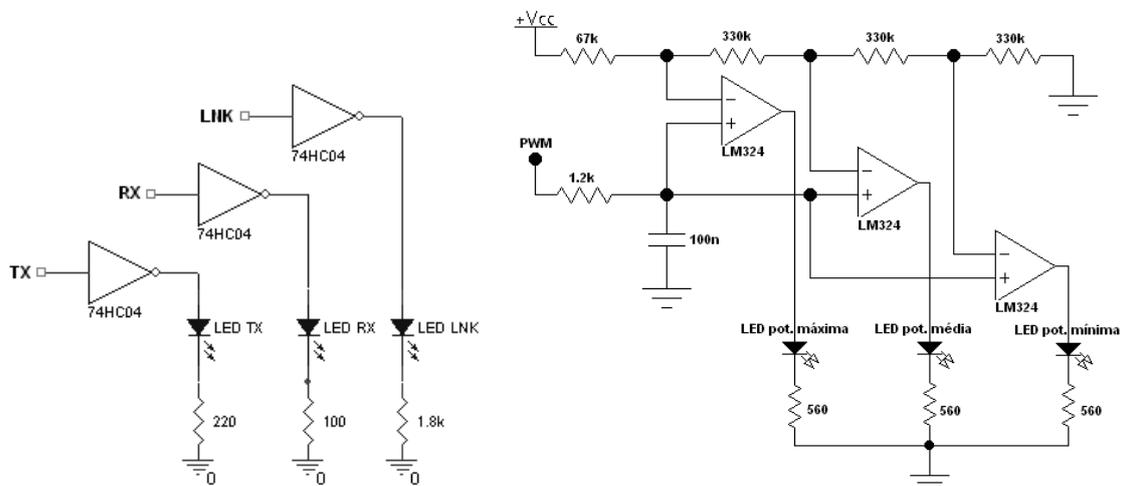


Figura 3.16. Circuito elétrico para indicações luminosas LNK, RX, TX e distância de alcance.

O protocolo *ZigBee* é baseado no *IEEE 802.15.4*, com as vantagens de permitir a implementação de topologias de rede *Mesh* e a capacidade de autocura²⁴. Em redes pequenas, a topologia *Mesh* e a capacidade de autocura não são necessárias, portanto, o protocolo utilizado pode ser simplesmente o *IEEE 802.15.4* (SCHWARZ, 2007).

Segundo SCHWARZ (2007), os módulos permitem ainda duas formas de endereçamento dos pacotes para se ter um mínimo de segurança na rede: endereçamento em 16 bits ou endereçamento em 64 bits. O modo de endereçamento de 16 bits requer que o endereço seja gravado no *firmware* do rádio. Este endereço deve ser escolhido de forma a permanecer único dentro da rede. Cada módulo *XBee™* possui um número de 64 bits fornecido pelo *IEEE* que é único em escala mundial.

As Figuras 3.14, 3.15 e 3.16 ilustram os circuitos esquemáticos para implementação física do *hardware* dos módulos de comunicação *wireless* do SPSB. Nelas observa-se a conexão do módulo *OEM XBee™*, do conector *latch* para o Módulo Base SPSB, do dispositivo USB para o microcomputador e por fim os circuitos de indicações luminosas de LNK, TX, RX, e alcance de comunicação através de um circuito comparador de tensões com uma saída PWM, disponível no módulo *ZigBee*.

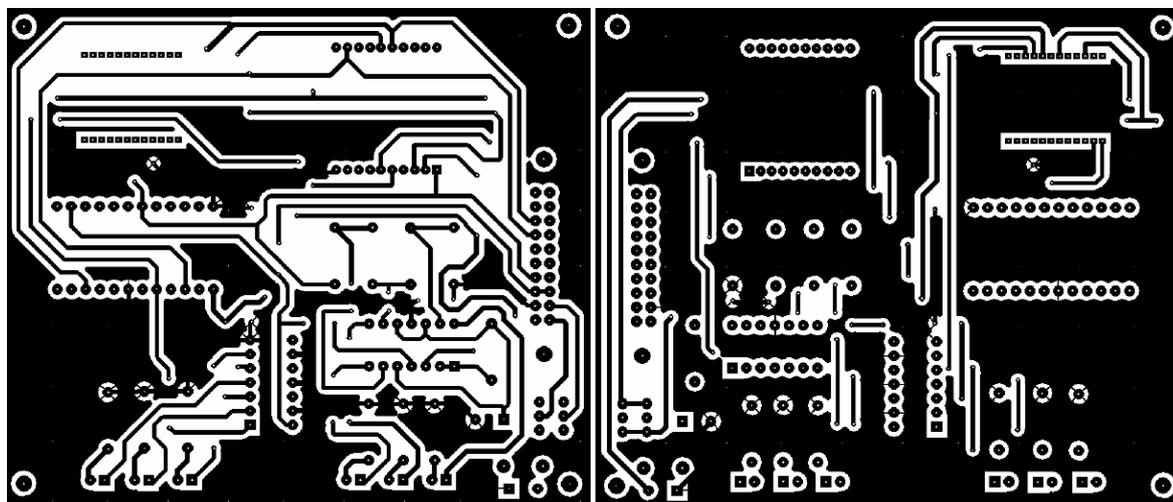


Figura 3.17. *Layout* do circuito impresso para os módulos *wireless*.

A Figura 3.17 ilustra o *layout* do circuito impresso para os módulos de rede *wireless ZigBee*. Tanto o módulo local quanto o módulo remoto são implementados sobre o mesmo circuito impresso para diminuir custos de projeto.

²⁴ Caso um dispositivo da rede necessário para acessar outro mais distante não esteja funcional, uma nova rota pode ser automaticamente gerada pela rede para o acesso aos demais dispositivos que perderam a conexão.

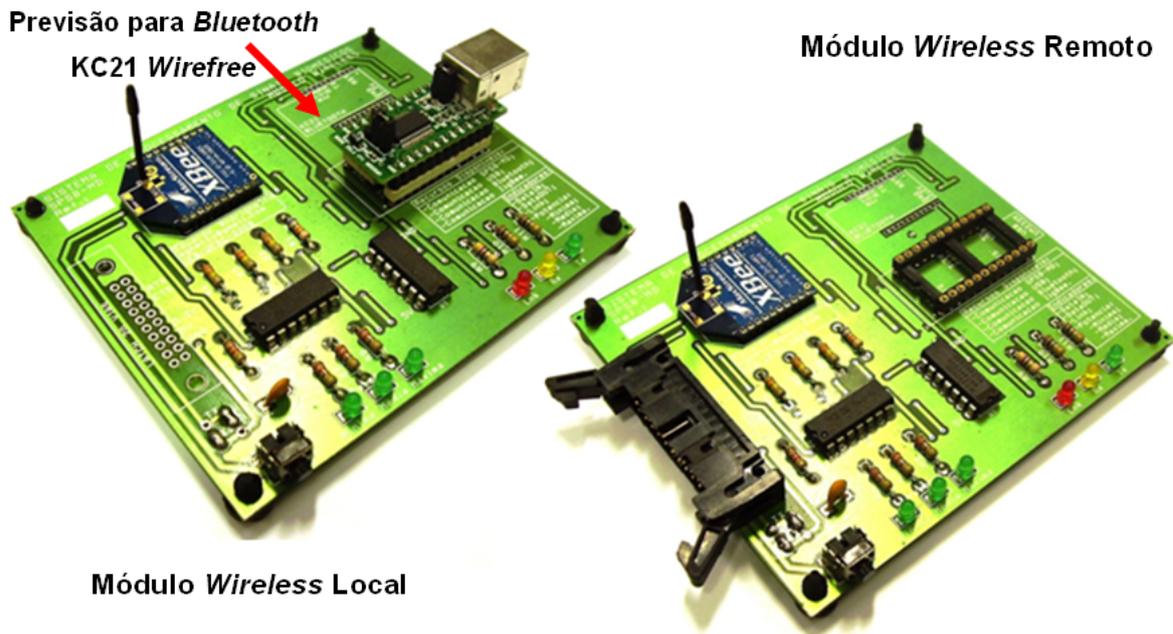


Figura 3.18. Módulos *wireless* implementados.

A placa de circuito impresso para os módulos de rede *wireless* ainda disponibiliza uma previsão para conexão futura (indicada na **Figura 3.18**) do dispositivo *Bluetooth* KC21 *Wirefree*, caso haja necessidade de um aumento na taxa de transmissão de dados entre o SPSB e o microcomputador.

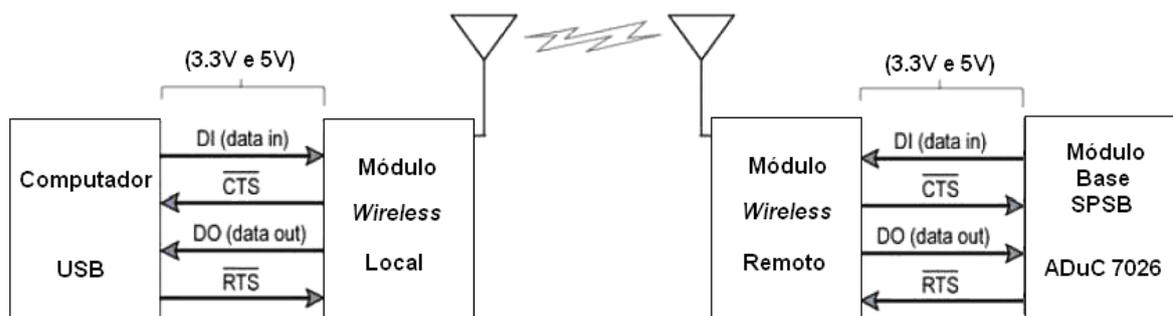


Figura 3.19. Diagrama de blocos para conexão *wireless* Zigbee.
 Fonte: Adaptado de MAXSTREAM (2007).

Os dois módulos implementados operam segundo a topologia de rede ponto-a-ponto em que: o módulo de comunicação local conectado ao microcomputador exerce função de mestre na rede, e o módulo de comunicação remoto junto ao SPSB, opera como escravo. Os dois módulos são a base para o roteiro de aula prática sobre transmissão sem fios, comunicando o SPSB com o microcomputador,

A **Figura 3.19** ilustra o diagrama de blocos simplificado dos módulos de comunicação *wireless*. Nela percebe-se as requisições de *Data In* e *Data Out* como forma

de comunicação serial *TX* e *RX*, item que merece um cuidado especial no projeto do *layout* de *hardware* para não haver uma conexão indevida. De tal maneira, uma requisição *TX* de um dispositivo deve ser sempre conectada a uma entrada *RX* no outro. O mesmo deve ser previsto para os itens de controle *Clear-to-Send*, *CTS*, e *Request-to-Send*, *RTS*.

O principal dispositivo, OEM *XBee™*, apresenta as seguintes características de transmissão *wireless*, ver o **Quadro 3.1**.

Quadro 3.1. Especificações técnicas do módulo OEM *XBee™*.

	Especificações	Características
Performance	Interna/Urbana	30 m
	Externa RF com linha de visada	100 m
	Potência de transmissão	1 mW (0 dBm)
	Taxa de transmissão	(1.2 – 115.2) Kbps
Fonte	Sensibilidade	-92 dBm (perdas de pacotes em 1%)
	Tensão	3.3 V
	Corrente de transmissão	45 mA (@3.3V)
	Corrente de recepção	50 mA (@3.3V)
Gerais	Frequência	ISM 2.4Ghz
	Temperatura	-40 a 85 ° C
	Antena	Tipo fio
Rede e Segurança	Topologias	Ponto-a-ponto, ponto-multiponto, <i>peer-to-peer</i> e <i>Mesh</i>
	Número de canais	16 canais em seqüência direta DSSS
	Opções de filtro	PAN ID, canal e endereçamento

Fonte: Adaptado de MAXSTREAM (2007).

3.1.2 ROTEIRO DE AULA PRÁTICA

Para auxiliar a utilização do *hardware* do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos, foi desenvolvido pelos membros da equipe um conjunto de roteiros de aulas práticas com o objetivo de apresentar aos estudantes de maneira prática:

- a aquisição através dos amplificadores de biopotenciais;
- o condicionamento através dos filtros analógicos;
- o tratamento digital através da conversão analógico-digital;
- a transmissão *wireless* através da tecnologia *ZigBee*;
- experimentos virtuais utilizando o ambiente de realidade virtual.

O **Anexo I** apresenta o roteiro de aula prática referente às tecnologias de transmissão *wireless*, denominado Redes *Wireless* com Aplicação Biomédica. Neste roteiro o objetivo é: conhecer novas técnicas confiáveis de transmissão sem fios, através de módulos OEM que se apresentam como uma solução pronta e de fácil aplicação para desenvolver habilidades de compreensão de redes e enlaces de comunicação.

O roteiro de práticas *wireless* apresenta inicialmente uma introdução ao tema abordando os tipos de redes, as formas de transmissão e principais tecnologias disponíveis atualmente. Em seguida, dá subsídios básicos para a implementação de um sistema de comunicação sem fios tratando dos tipos de dados e taxas de transmissão necessárias. Após isto, apresenta o projeto da rede *wireless* no Sistema de Processamento de Sinais biomédicos e desenvolve o roteiro de aula prática com as instruções necessárias para a utilização dos *hardwares* envolvidos. Ao final, o usuário é convidado a testar, analisar e comparar a transmissão sem fios.

Os materiais necessários para a execução do roteiro de aula prática Redes *Wireless* com Aplicação Biomédica são listados a seguir (conforme **Figura 3.20**):

- *Software* de Visualização SPSB;
- Fonte de Alimentação SPSB;
- Módulo Base SPSB;
- Módulo *Wireless* Local;
- Módulo *Wireless* Remoto;
- cabo flexível 20 vias;
- cabo de conexão USB;
- *software* de desenvolvimento *ZigBee* (X-CTU).

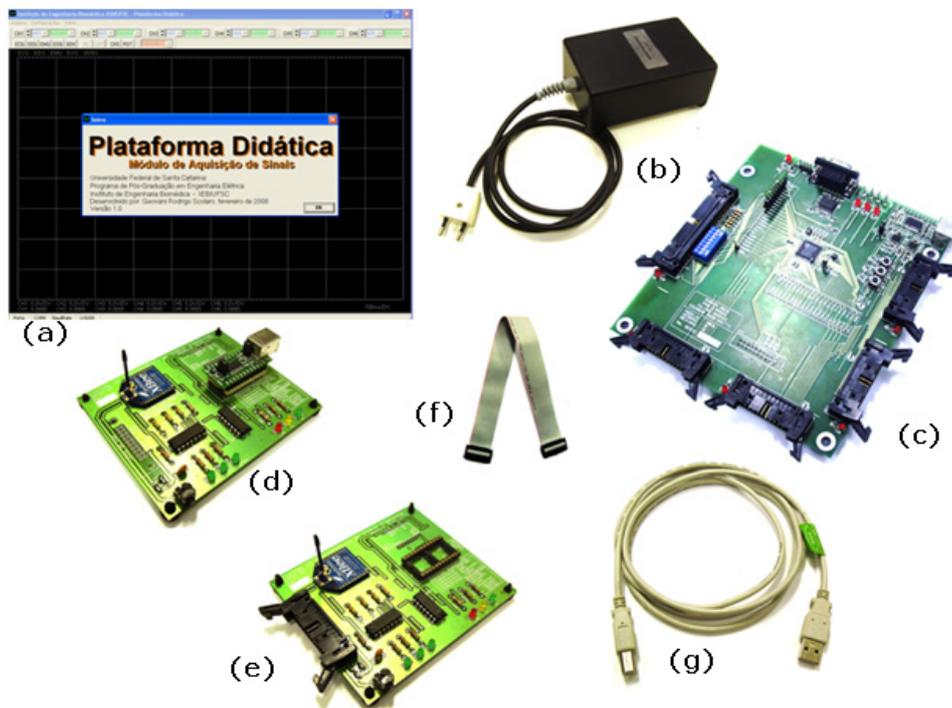


Figura 3.20. Conjunto SPSB mínimo para roteiro de aula prática *wireless*. (a) Software de Visualização SPSB; (b) Fonte de Alimentação SPSB; (c) Módulo Base SPSB; (d) Módulo *Wireless* Local; (e) Módulo *Wireless* Remoto; (f) cabo flexível 20 vias; (g) cabo de conexão USB;

3.2 AVALIAÇÃO DA PLATAFORMA DIDÁTICA

Para avaliar o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos em sua Plataforma Didática de Engenharia Biomédica, foi realizado um mini-curso para alunos das Engenharias do Centro de Tecnologia e Computação da UFSC intitulado Engenharia Biomédica na Prática, **Anexo II**, no Instituto de Engenharia Biomédica nos dias 28 de junho e 07 de julho de 2008. Este mini-curso foi elaborado em conjunto pelo grupo de pesquisas formado com a finalidade de avaliar o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos. Todos os componentes que integram a Plataforma Didática foram apresentados para um grupo de 10 selecionados entre 52 inscritos, os quais desempenharam função de avaliadores.

O objetivo do mini-curso foi ensinar aos participantes os principais conceitos do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos utilizando os *hardwares*, tutoriais, roteiros de aulas práticas e ambientes de realidade virtual, desenvolvidos para a Plataforma Didática de Engenharia Biomédica.

Dessa forma, ao final do mini-curso foi aplicado um questionário aos participantes que avaliaram todo o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos desenvolvido no projeto.

Além do mini-curso, a avaliação do sistema foi repetida da mesma forma por um grupo de quatro alunos matriculados na disciplina de Fundamentos de Engenharia Biomédica na graduação de engenharia elétrica da UFSC.

Para desenvolver o questionário aplicado ao grupo, foram pesquisados diversos sistemas de avaliações com validade científica comprovada. Por ser um produto híbrido, um conjunto de *hardwares* e *softwares*, não foi encontrada nenhuma forma de avaliação específica para a plataforma didática.

Para tanto, a forma de avaliação que mais se adequou ao projeto foi o *Website Motivational Analysis Checklist Senior (4.0)*[©], *WebMAC Sênior*, (SMALL e ARNONE, 1999). Porém, com poucas modificações que não afetaram a sua estrutura de avaliação, o *WebMac Sênior* pôde ser direcionado a avaliar a Plataforma Didática de Engenharia biomédica em seu Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

3.2.1 WEBMAC SENIOR (4.0)[©]

A avaliação efetuada pelo *WebMAC Sênior* consiste de sua aplicação a um grupo de usuários do produto, através de um questionário focado em quatro atributos. Nele,

mede-se o grau de concordância entre a questão abordada e a experiência individual do avaliador na utilização do produto, através de 32 questões (SMALL e ARNONE, 1999).

Numericamente, cada item é quantificado da seguinte maneira:

- **3** = concordo plenamente;
- **2** = concordo parcialmente;
- **1** = discordo em partes;
- **0** = discordo totalmente;
- **NA** = não aplicável.

Para cada item NA, deve-se atribuir um dos seguintes valores:

- **0** = o produto avaliado seria beneficiado se tivesse incluído esse item;
- **1** = o produto avaliado não requer esse item;
- **2** = o produto avaliado ficou melhor por não incluir esse item.

3.2.2 PONTUAÇÃO DO *WEBMAC SENIOR*

Quando todos os 32 itens tiverem uma pontuação numérica, transfere-se cada pontuação para o espaço apropriado numerado em uma das quatro colunas abaixo. Então coloca-se as pontuações para cada coluna e define-se o total para cada um dos seguintes atributos:

- a coluna **E** reflete quão Estimulante;
- a coluna **S** reflete quão Significante;
- a coluna **O** reflete quão Organizado;
- a coluna **F** reflete quão Fácil-de-usar.

<u>E</u>	<u>S</u>	<u>O</u>	<u>F</u>
1. ____	2. ____	3. ____	4. ____
5. ____	6. ____	7. ____	8. ____
9. ____	10. ____	11. ____	12. ____
13. ____	14. ____	15. ____	16. ____
17. ____	18. ____	19. ____	20. ____
21. ____	22. ____	23. ____	24. ____
25. ____	26. ____	27. ____	28. ____
29. ____	30. ____	31. ____	32. ____
TOTAL E ____	TOTAL S ____	TOTAL O ____	TOTAL F ____

Pode-se visualizar claramente as pontuações totais de cada atributo marcando-se com pontos ou barras o gráfico da **Figura 3.21**, e com isso decidir-se quanto às necessidades do produto avaliado.

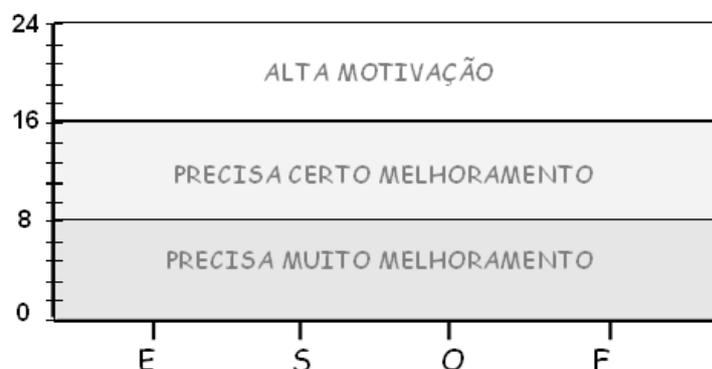


Figura 3.21. Pontuações do *WebMac Senior 4.0*.
Fonte: adaptado de SMALL e ARNONE (1999).

3.2.3 CLASSIFICAÇÃO E AVALIAÇÃO DO PRODUTO

Para ter suas duas pontuações totais quanto à qualidade de motivação através da pontuação total dos quatro atributos (E, S, O, F), deve-se somá-los da seguinte forma:

$$V = E + S \quad (3)$$

$$XS = O + F \quad (4)$$

A pontuação V reflete uma breve pontuação de motivação na dimensão do valor. Isto é, quanto o produto avaliado é convidativo e útil. A pontuação XS reflete uma breve pontuação na dimensão Expectativa pelo Sucesso. Isto é, quão organizado e fácil-de-usar o produto é (SMALL e ARNONE, 1999).

Para calcular a execução e as pontuações do grupo ou classe, basta ser efetuada a média aritmética das pontuações V e XS de todos os avaliadores, criando uma classe pontuação média V e uma classe pontuação média XS .

Os resultados podem ser visualizados e avaliados marcando a classe pontuação média V e a classe pontuação média XS no gráfico na **Figura 3.22**. O ponto de intersecção entre as classes representa a classificação do produto avaliado através da motivação dos avaliadores.

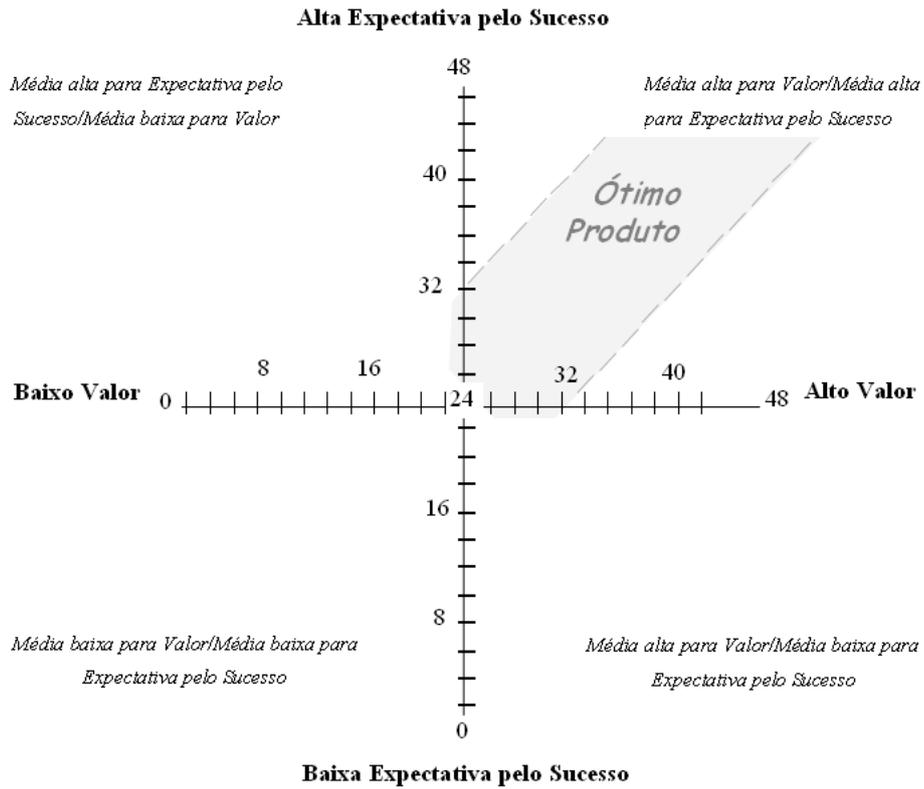


Figura 3.22. Classificação dos resultados do *WebMac Senior 4.0*.
 Fonte: adaptado de SMALL e ARNONE (1999).

3.2.4 QUESTIONÁRIO APLICADO

O questionário aplicado foi desenvolvido e estruturado em conformidade com as exigências do *WebMac Sênior 4.0* (ver no **Anexo II**) em conjunto por todo o grupo de pesquisas. Constitui-se de 32 questões referentes ao Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos, onde se avaliam o caráter motivacional através de quatro atributos quanto ao *hardware*, tutorial e roteiros de aulas práticas inseridos no portal Saúde+Educação do IEB-UFSC.

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS

4.1 QUALIDADE DA CONEXÃO WIRELESS

Para avaliar a qualidade da tecnologia *wireless ZigBee* no Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos, foram verificados quatro dos principais pontos de interesse no que diz respeito à transmissão sem fios: o alcance de comunicação; o atraso da informação; as taxas de erros de bits e de perdas de pacotes; e o consumo de energia do módulo *ZigBee*.

4.1.1 ALCANCE DE COMUNICAÇÃO

O módulo *wireless ZigBee XBee™* utilizado neste projeto operam com potência de transmissão de 1 mW, cujo alcance nominal é especificado em até 30 metros em ambientes internos (*indoor*) e até 100 metros em ambientes externos (*outdoor*) com linha de visada entre antenas (MAXSTREAM, 2007). Porém, em ambientes com obstáculos, como por exemplo paredes e grandes aglomerações de pessoas, o alcance pode ser reduzido devido às atenuações do sinal ao atravessar tais obstáculos.

Quando se fala em frequências de rádio, tem-se em mente que um sinal será propagado no espaço por alguns centímetros ou por vários quilômetros. A distância percorrida está diretamente ligada às frequências do sinal. Em tese, quanto mais alta a

freqüência, menor a distância alcançada, (RUFINO, 2005). Porém, a distância alcançada é diretamente proporcional com a potência de transmissão do dispositivo.

A predição do nível de sinal *wireless* em ambientes internos tem por objetivo garantir uma cobertura eficaz da área desejada. Em ambientes *indoor* a cobertura depende notavelmente da geometria do lugar, cujos limites afetam a propagação e prejudicam o funcionamento da rede (SANCHES, 2005).

Segundo SANCHES (2005), um modo empírico de predição que pode ser utilizado é o modelo *One Slope* que assume uma dependência linear entre a perda de trajeto (dB) e a distância logarítmica, sendo expressa como:

$$L = L(d0) + 10n \log(d) \quad (5)$$

Onde:

- L = perda por propagação do sinal em função da distância [dB];
- d = distância entre base e terminal em metros;
- $L(d0)$ = perda de propagação de referência a um metro de distância em dB;
- n = gradiente de potência-distância.

Com a freqüência de 2.4 GHz utilizada pelo *ZigBee*, o valor de $L(d0)$ fica estimado em torno de 40,2 dB e em se tratando de um ambiente interno pouco obstruído o valor de n pode variar entre 2,2 e 2,7 (SANCHES, 2005).

Com base nos cálculos, para os valores acima podemos prever uma atenuação no sinal de aproximadamente -40 dB para -75 dB, conforme se varia a distância entre 1 a 20 metros respectivamente.

Para a realização dos testes referentes ao alcance de comunicação, foram utilizados os seguintes instrumentos: kit de desenvolvimento *Maxstream XBee™/Xbee-Pro™ ZigBee*, módulos OEM RF e *software X-CTU*; e osciloscópio TPS 2014 (*Tektronix*).

O alcance de comunicação do módulo *wireless* pôde ser verificado com auxílio do *software X-CTU*, que, utilizando um PWM (*Pulse-Width Modulation*) disponível no módulo *XBee™* e modulado conforme a intensidade do *link* entre os dispositivos de RF, informa a perda do sinal por propagação em função da distância (RSSI).

A **Figura 4.1** ilustra o resultado do experimento realizado. Para os primeiros metros observa-se o nível máximo do sinal e transmissão sem perdas. No teste inicial, 100% dos pacotes transmitidos são definidos *Good* e o RSSI, *Received Signal Strength Indication*, indica -40 dB no nível do sinal.

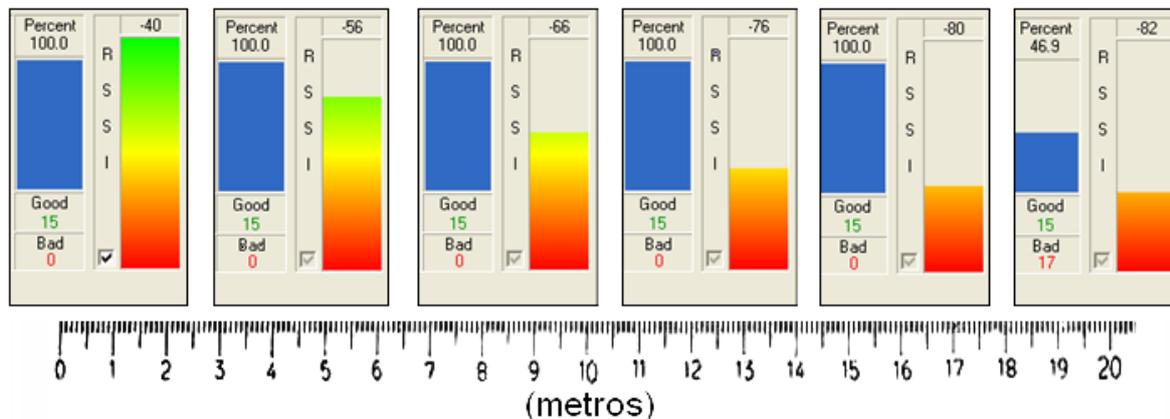


Figura 4.1. Raio de abrangência da rede com transmissão confiável.

Na medida em que os módulos de RF são afastados, a potência do sinal decai gradualmente em função de suas distâncias sem apresentar perdas até por volta de 20 metros, quando o RSSI indica -82 dB e a comunicação começa a apresentar falhas.

Ao se comparar os valores da **Figura 4.1** com a predição do nível do sinal calculado, percebe-se uma diferença significativa demonstrando a influência do gradiente de potência-distância em um ambiente interno bastante obstruído a partir de aproximadamente 10 metros (onde os testes foram realizados).

4.1.1.1 Indicador PWM Relativo à Distância (RSSI)

Os módulos OEM *XBee™* disponibilizam um importante recurso quanto à confiabilidade na transmissão *wireless*, o RSSI (*Received Signal Strength Indication*). Uma saída PWM modulada a partir da intensidade do sinal na comunicação entre os dois módulos é utilizada para a visualização da força deste sinal e para prever se a distância empregada pode comprometer ou não os dados transmitidos.

Aplicando um circuito integrador a essa saída PWM e associando a um circuito comparador de tensões (**Figura 4.2**) pode-se estabelecer 4 níveis de identificação quanto a intensidade do sinal de RF: sinal muito forte para níveis entre -40 dB e -50 dB; sinal forte para níveis até -60 dB; sinal moderado para níveis de até -70 dB; e sinal fraco quando próximo dos -80 dB (MAXSTREAM, 2007).

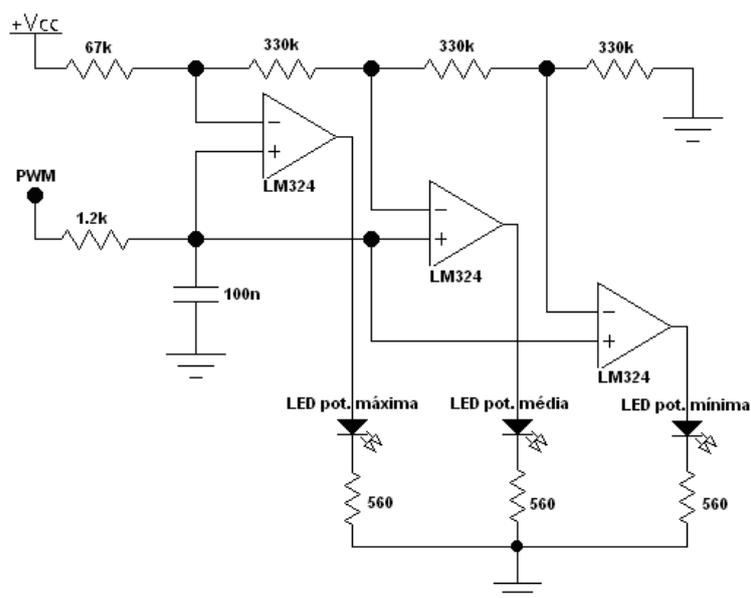


Figura 4.2. Circuito comparador de níveis de tensão.

Conectando-se LEDs na saída de cada amplificador operacional, tem-se visualmente os quatro níveis de indicação quanto a força do sinal no caso de três, dois, um ou nenhum LED acesos.

As Figuras 4.3, 4.4 e 4.5 ilustram através do osciloscópio as medidas do sinal PWM e níveis DC no circuito integrador variando conforme a distância entre os dois módulos OEM XBee™.

A saída PWM (Figuras 4.3, 4.4 e 4.5 da esquerda) ilustra o sinal com a ponteira do osciloscópio no ponto PWM indicado na Figura 4.2. Este sinal é integrado para um nível DC e comparado com um nível fixado em três escalas para o RSSI dos módulos. Este nível fixado é ilustrado nas Figuras 4.3, 4.4 e 4.5 (direita) e quando atingido aciona a indicação luminosa implementada, através de LED's, no circuito da Figura 4.2.

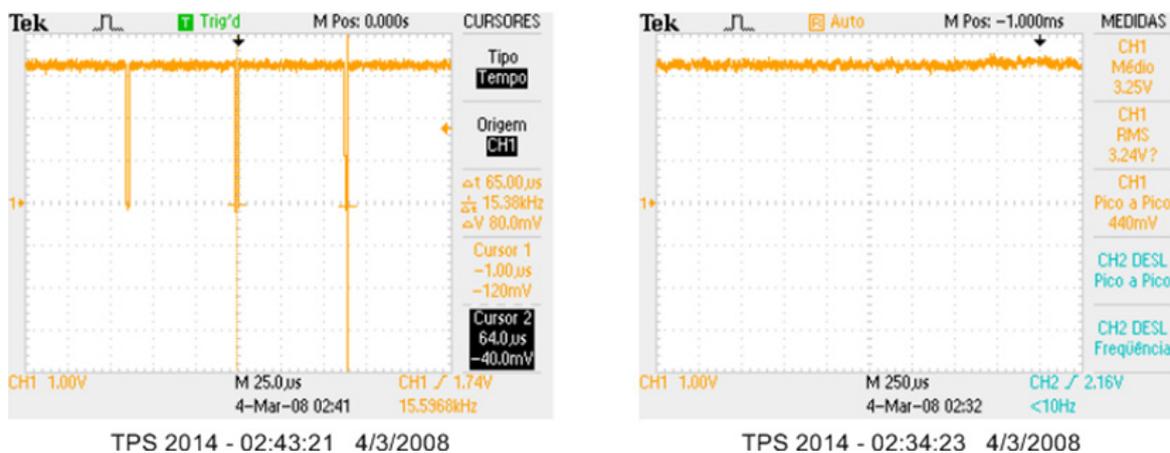


Figura 4.3. Saída PWM (esquerda) e nível RSSI máximo (direita) para transmissão confiável.

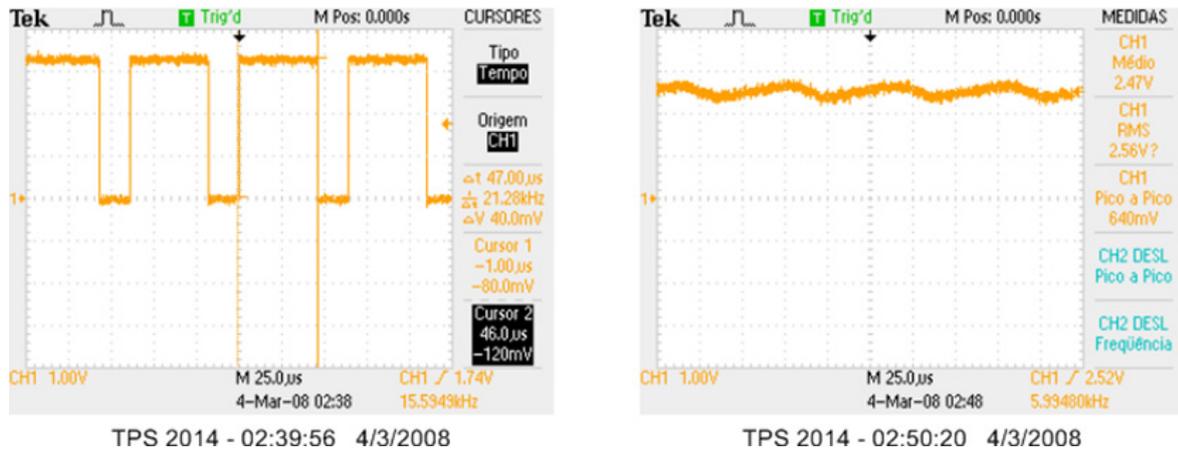


Figura 4.4. Saída PWM (esquerda) e nível RSSI médio (direita) para transmissão confiável.



Figura 4.5. Saída PWM (esquerda) e nível RSSI mínimo (direita) para transmissão confiável.

4.1.2 ATRASO DA INFORMAÇÃO

O atraso de recepção dos dados é o parâmetro que reflete a somatória de todos os atrasos impostos pelos mecanismos de transmissão. O atraso pode ser entendido como o tempo de resposta do sistema (MARTINCOSKI, 2003). Dessa forma, o atraso é o tempo necessário para que um comando seja percebido pelo destinatário e o tempo de retorno da informação solicitada.

Para avaliar o atraso da informação *wireless*, foi levado em conta apenas o atraso imposto pelo meio de transmissão entre os dois módulos *ZigBee* OEM *XBee*TM. Foram utilizadas as duas unidades remotas simultaneamente. Com o auxílio de dois canais do osciloscópio TPS 2014, tomou-se o sinal digital no pino TX (canal 1 da **Figura 4.6**) de um dos módulos *XBee*TM e no canal 2 adquiriu-se o sinal digital de RX do outro módulo *ZigBee*. Assim, foi possível registrar o momento em que ocorrem as requisições entre os

dois rádios OEM XBee™ e mensurar o tempo de 8 ms necessários para que um bit seja recebido do outro lado da conexão.

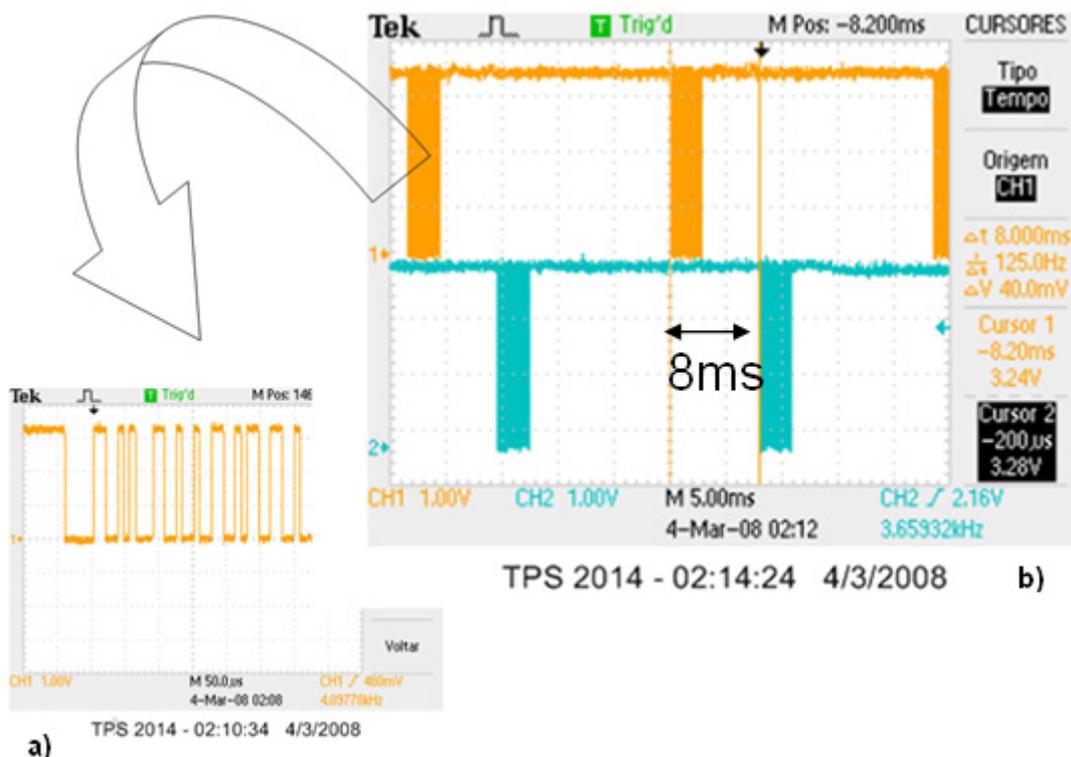


Figura 4.6. Seqüência de transmissão (a) e atraso de transmissão do sinal (b).

A Figura 4.6 ilustra a banda passante do módulo transmissor em TX e RX do módulo receptor. No detalhe (a), o primeiro nível baixo representa o *start bit*. Em seguida, os dados da seqüência de informação passam a serem transmitidos seguidos da última troca de nível denominado *stop bit* que determina o fim da seqüência (MAXSTREAM, 2007).

Levando-se em conta que o destinatário pode levar o mesmo tempo para devolver o dado requisitado, é necessário verificar qual o tempo decorrido para que a informação volte para o módulo que a solicitou. Para isso, as duas ponteiros do osciloscópio são conectadas nos pinos TX e RX do mesmo módulo OEM XBee™.

Dessa forma, mede-se a requisição na banda passante sendo enviada em TX e o retorno solicitado de RX. O tempo ΔT apresentado na Figura 4.7 mostrou que o tempo de atraso entre envio e retorno da informação foi de 16 milissegundos em todas as distâncias com conexão possíveis (até 30 metros).

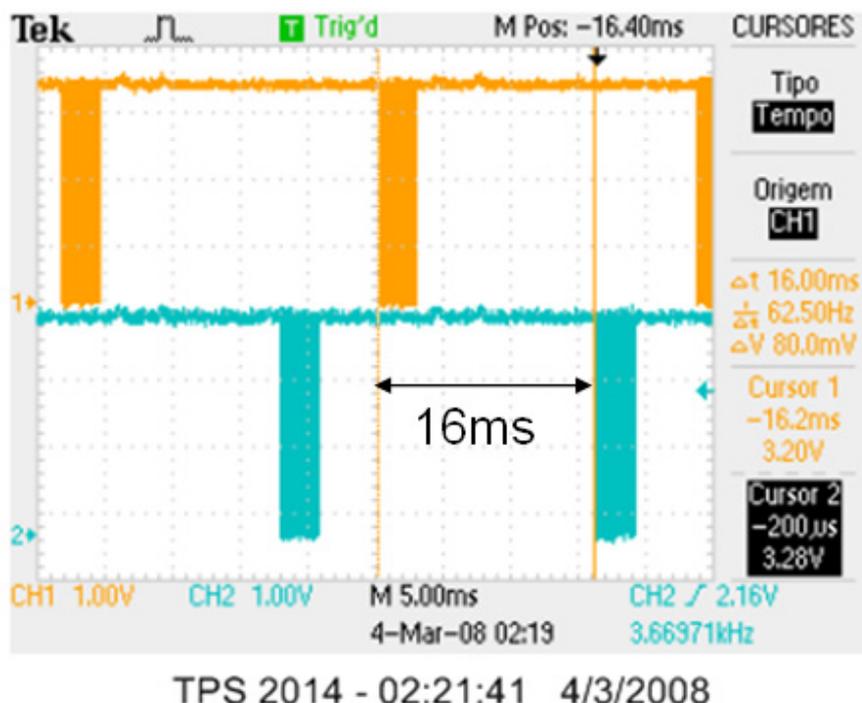


Figura 4.7. Atraso entre envio e retorno do sinal.

4.1.3 MEDIÇÃO DO BER E BKER

A medição de BER e BKER é feita através da emissão de uma seqüência de bits que é comparada com o original na recepção, visando a detecção de erros. Para isto, foi utilizado o *software* X-CTU distribuído pela *Maxstream* como parte integrante do kit de desenvolvimento *wireless ZigBee Xbee™*, ilustrado na **Figura 4.8**.

Para se aproximar do pacote de transmissão utilizado pelo SPSB, cada bloco é composto por um pacote de 15 bytes (120 bits). Para obter resultados com aproximadamente 15 minutos de experimento e um intervalo de 16 ms²⁵ entre pacotes, é necessário o envio de 46875 pacotes, totalizando 5625000 bits por teste.

O teste consiste em fazer um retorno no módulo receptor para que este devolva a mesma seqüência recebida ao transmissor (**Figura 4.9**). Assim, o dado recebido pode ser comparado com o enviado.

Configurou-se o *software* X-CTU para gerar 46875 pacotes com intervalos de 16 ms entre eles. O pacote é enviado de um módulo *XBee™* para outro e retorna para a origem, onde é comparado. Se correto no retorno, o pacote é marcado como (bom). Caso contrário, quando o pacote que retorna não é igual ao que foi enviado, ele é definido como (ruim) e indica um erro na transmissão.

²⁵ Tempo necessário para o envio e o retorno da informação, visualizado na **Figura 4.7**.

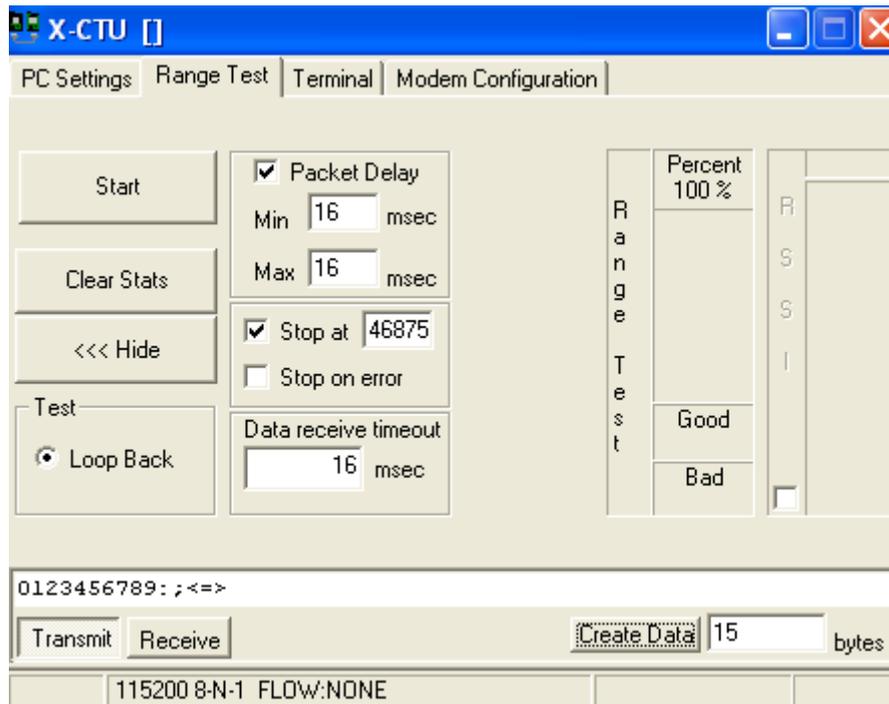


Figura 4.8. Configuração do software X-CTU para testes BER.

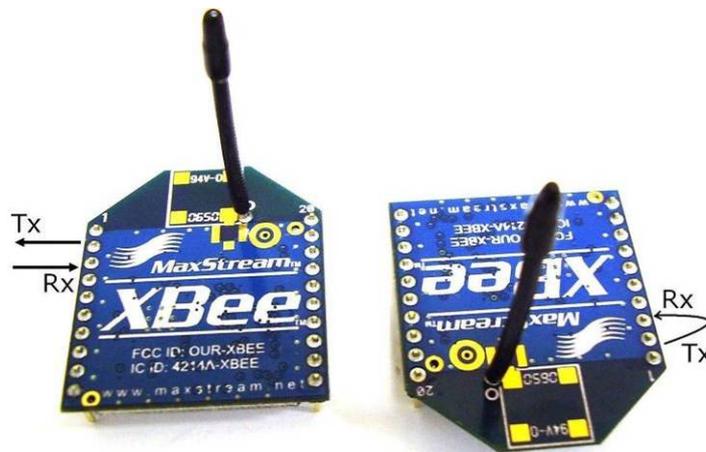


Figura 4.9. Retorno conectando os pinos TX e RX para teste BER, *wireless XBee™*.

Os testes foram repetidos 10 vezes para três distâncias diferentes entre os módulos ZigBee OEM *XBee™*, conforme o nível de força do sinal. Dessa forma, levantaram-se os dados experimentais para cada caso onde são visualizados nas Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3.

Tabela 4.1. Testes de transmissão *wireless* com RSSI em indicação de sinal máximo.

Testes (15min)	Pacotes de 15 Bytes com 16 ms de delay					
	Pacote Bom	Pacote Ruim	Total de pacotes	Bytes	Bits	BKER
1	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
2	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
3	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
4	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
5	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
6	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
7	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
8	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
9	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
10	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
TOTAL (150 min)	468750 (100%)	0 (0%)	468750 (100%)	7031250	56250000	0

Tabela 4.2. Testes de transmissão *wireless* com RSSI em indicação de sinal médio.

Testes (15min)	Pacotes de 15 Bytes com 16 ms de delay					
	Pacote Bom	Pacote Ruim	Total de pacotes	Bytes	Bits	BKER
1	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
2	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
3	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
4	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
5	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
6	46874 (99,9979%)	1 (0,0021%)	46875 (100%)	703125	5625000	$2,133 \times 10^{-5}$
7	46874 (99,9979%)	1 (0,0021%)	46875 (100%)	703125	5625000	$2,133 \times 10^{-5}$
8	46873 (99,9957%)	2 (0,0043%)	46875 (100%)	703125	5625000	$4,267 \times 10^{-5}$
9	46873 (99,9957%)	2 (0,0043%)	46875 (100%)	703125	5625000	$4,267 \times 10^{-5}$
10	46873 (99,9957%)	2 (0,0043%)	46875 (100%)	703125	5625000	$4,267 \times 10^{-5}$
TOTAL (150 min)	468742 (99,9983%)	8 (0,0017%)	468750 (100%)	7031250	56250000	$1,707 \times 10^{-5}$

Tabela 4.3. Testes de transmissão *wireless* com RSSI em indicação de sinal mínimo.

Testes (15min)	Pacotes de 15 Bytes com 16 ms de delay					
	Pacote Bom	Pacote Ruim	Total de pacotes	Bytes	Bits	BKER
1	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
2	46875 (100%)	0 (0%)	46875 (100%)	703125	5625000	0
3	46873 (99,9957%)	2 (0,0043%)	46875 (100%)	703125	5625000	$4,267 \times 10^{-5}$
4	46873 (99,9957%)	2 (0,0043%)	46875 (100%)	703125	5625000	$4,267 \times 10^{-5}$
5	46873 (99,9957%)	2 (0,0043%)	46875 (100%)	703125	5625000	$4,267 \times 10^{-5}$
6	46871 (99,9915%)	4 (0,0085%)	46875 (100%)	703125	5625000	$8,533 \times 10^{-5}$
7	46871 (99,9915%)	4 (0,0085%)	46875 (100%)	703125	5625000	$8,533 \times 10^{-5}$
8	46870 (99,9893%)	5 (0,0107%)	46875 (100%)	703125	5625000	$1,067 \times 10^{-4}$
9	46869 (99,9872%)	6 (0,0128%)	46875 (100%)	703125	5625000	$1,280 \times 10^{-4}$
10	46866 (99,9808%)	9 (0,0192%)	46875 (100%)	703125	5625000	$1,920 \times 10^{-4}$
TOTAL (150 min)	468716 (99,9927%)	34 (0,0073%)	468750 (100%)	7031250	56250000	$7,253 \times 10^{-5}$

Considerando que cada pacote perdido é composto por 120 bits e que eles podem conter apenas 1 bit errado ou então todos os 120 bits, podemos calcular o índice BER entre o melhor e o pior caso, conforme a Tabela 4.4. É notável que na pior das hipóteses, quando todos os bits do pacote são julgados errados, o BER é igual ao BKER.

Segundo SILVEIRA (1991), a taxa de erros de blocos pode ser satisfatória, mesmo que a taxa de erros de bits não o seja, caso os erros apareçam em grupos e não aleatoriamente, conforme ilustrado abaixo:

ERROS ALEATÓRIOS	10E01	1000E	E1010	10E01	00E01	10E11
------------------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

$$BER = \frac{6}{30}$$

$$BKER = \frac{6}{6}$$

ERROS EM GRUPO	10101	1000E	E1010	10101	EEE0E	10111
----------------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

$$BER = \frac{6}{30}$$

$$BKER = \frac{3}{6}$$

Tabela 4.4. *Bit Error Rate* na transmissão *wireless XBee™*.

Testes (15min)	Índice BER para indicação de alcance máximo, médio e mínimo					
	3 LEDs acesos		2 LEDs acesos		1 LED aceso	
	Melhor caso	Pior caso	Melhor caso	Pior caso	Melhor caso	Pior caso
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	3.556×10^{-7}	4.267×10^{-5}
4	0	0	0	0	3.556×10^{-7}	4.267×10^{-5}
5	0	0	0	0	3.556×10^{-7}	4.267×10^{-5}
6	0	0	1.778×10^{-7}	2.133×10^{-5}	7.111×10^{-7}	8.533×10^{-5}
7	0	0	1.778×10^{-7}	2.133×10^{-5}	7.111×10^{-7}	8.533×10^{-5}
8	0	0	3.556×10^{-7}	4.267×10^{-5}	8.889×10^{-7}	$1,067 \times 10^{-4}$
9	0	0	3.556×10^{-7}	4.267×10^{-5}	$1,067 \times 10^{-6}$	$1,280 \times 10^{-4}$
10	0	0	3.556×10^{-7}	4.267×10^{-5}	$1,600 \times 10^{-6}$	$1,920 \times 10^{-4}$
TOTAL (150 min)	0	0	1.422×10^{-7}	1.707×10^{-5}	$6,044 \times 10^{-7}$	$7,253 \times 10^{-5}$

O nível de perdas de transmissão a -92dB (acima de 30 metros de distância) é de 1% para todas as freqüências de transmissão UART (MAXSTREAM, 2007).

Para investigar a contribuição do módulo USB UM232R utilizado na conexão entre o microcomputador e os módulos OEM *XBee™* no teste, foram repetidos os testes com o *loop* conectando os pinos Rx e Tx do próprio módulo USB ilustrado na **Figura 4.10**. Os resultados visualizados na **Tabela 4.5** comprovam que todos os erros de transmissão são originados no enlace de radiofreqüência.

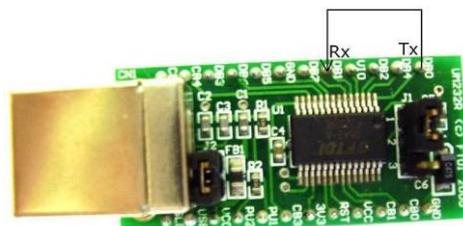


Figura 4.10. Retorno conectando os pinos Tx e Rx para teste BER, USB UM232R.

Tabela 4.5. *Bit Error Rate* na transmissão USB UM232R.

Testes (15min)	Pacotes de 15 Bytes com 1 ms de <i>delay</i> mínimo					
	Pacote Bom	Pacote Ruim	Total de pacotes	Bytes	Bits	BKER
1	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
2	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
3	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
4	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
5	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
6	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
7	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
8	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
9	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
10	46046 (100%)	0 (0%)	46046 (100%)	690690	5525520	0
TOTAL (150min)	460460 (100%)	0 (0%)	460460 (100%)	6906900	55255200	0

4.1.4 CONSUMO DE ENERGIA

Visto que estes módulos de comunicação *wireless* não são alimentados através de baterias, o consumo de energia não representa um ponto crítico para o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

Como o número de componentes integrantes das placas de transmissão sem fios é reduzido espera-se que a comunicação *wireless* não drene muita corrente da fonte de alimentação visto que os LEDs para indicação visual e módulos *ZigBee* possuem características de baixo consumo.

Com auxílio de um amperímetro (*Fluke 179 True-rms Multimeter*) foram levantados os principais pontos de consumo dos módulos de conexão *wireless*. A Tabela 4.6 apresenta estes resultados.

Tabela 4.6. Consumo de energia dos módulos *wireless*.

Componentes	Corrente (mA)	Tensão (V)	Potência (mW)
Circuito Indicador LNK	6	5	30
Circuito Indicador TX	11	5	55
Circuito Indicador RX	17	5	85
Circuito Indicador de Alcance	20	5	100
Módulo USB UM232R	15	5	75
Módulos <i>Zigbee</i> OEM <i>XBee</i> TM	51	3.3	168

Como o módulo USB UM232R está presente apenas no dispositivo que se conecta ao microcomputador, o consumo de energia entre os dois pontos de comunicação *wireless* apresentam uma pequena diferença.

No caso do módulo *wireless* remoto, alocado junto ao SPSB, o consumo nominal de corrente durante uma transmissão é de 88 mA. Esse valor refere-se ao consumo do módulo OEM *XBee*TM e dos circuitos indicadores LNK, TX e alcance. A potência nesse caso chega a valores próximos dos 350 mW na fonte de alimentação.

Já para o módulo *wireless* local, conectado ao microcomputador através de conexão USB, o consumo nominal de corrente referentes aos dispositivos UM232R, OEM Xbee™ e dos circuitos indicadores LNK, RX e alcance é de 109 mA. Com isso estima-se a potência suprida pela porta USB em aproximadamente 460 mW durante o recebimento de dados.

4.2 TESTES INTEGRADOS COM O SPSB

Para avaliar o funcionamento dos módulos de transmissão *wireless* na prática, faz-se necessário a integração entre o módulo base microcontrolado e algum módulo didático de aquisição eletrofisiológica, tendo como finalidade a transmissão *ZigBee* para visualização do sinal na tela do microcomputador.

A seguir é descrito um teste em conjunto entre o módulo base SPSB e módulos *wireless ZigBee* na transmissão de um sinal eletrocardiográfico, onde comparam-se o sinal gerado, transmitido via *ZigBee* e recebido pelo microcomputador.

Foram utilizados para as análises da transmissão *wireless* o osciloscópio TPS 2014 e como ferramenta de desenvolvimento para protocolos de comunicação serial, o programa *Docklight 1.6.8*.

Com a finalidade de facilitar os testes e ressaltar apenas os resultados da transmissão *wireless* no SPSB, foi utilizado um simulador implementado através de um conjunto de pontos de ECG no microcontrolador do módulo base TOMPKINS (1995). Pontos estes, simulado e esboçado na **Figura 4.11** com características de 8 bits de resolução e amostragem de 200 pontos por segundo.

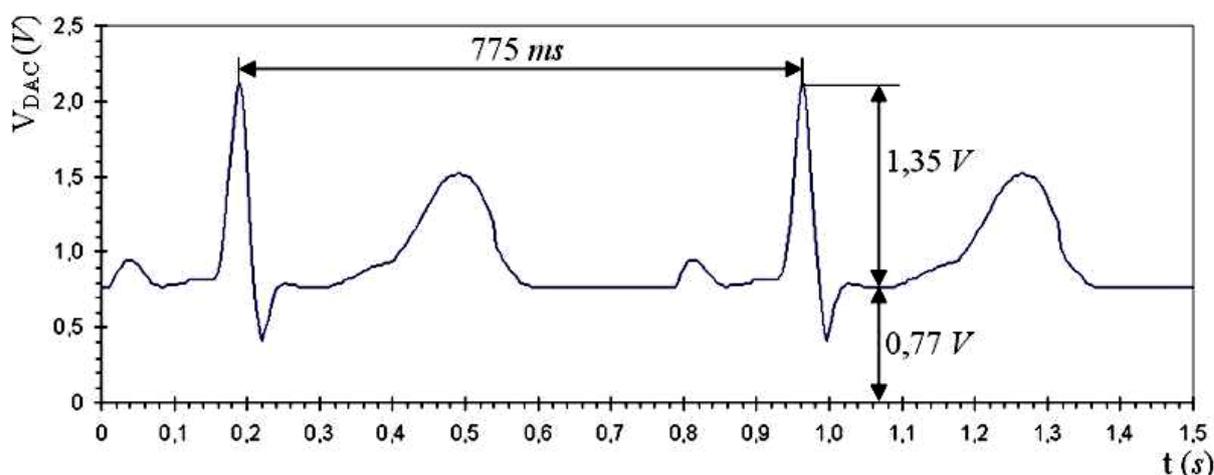


Figura 4.11. Simulação de pontos de ECG gravados no microcontrolador ADuC7026.

4.2.1 COMPARAÇÃO NO ENVIO DE SINAIS

A **Figura 4.12** ilustra o sinal do simulador de ECG, canal um do osciloscópio, na saída do conversor digital-analógico do microcontrolador do módulo base. Este sinal gerado com base nos pontos da **Figura 4.11** é diretamente repassado ao conversor analógico-digital e através da UART, transmitido serialmente via *wireless* para o microcomputador.

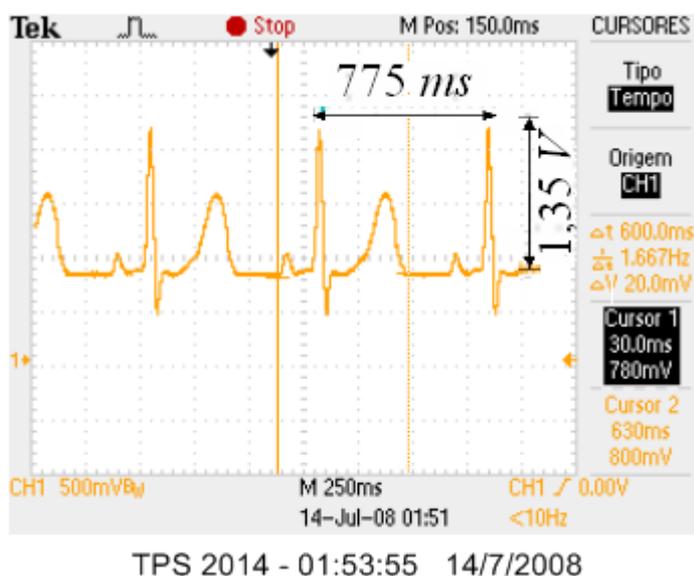


Figura 4.12. Sinal de ECG gerado nos conversores D/A e enviado pelo microcontrolador.

O conjunto de pontos recebidos pelo computador, através da comunicação serial utilizada nos módulos *wireless*, é reconstituído por meio do programa *Docklight 1.6.8* e ilustrado na **Figura 4.13**.

Ao se comparar o sinal da **Figura 4.13** com o sinal gerado pelo microcontrolador, **Figuras 4.11** e **4.12**, conclui-se que a transmissão *ZigBee* dos módulos *wireless* cumpre bem seu papel, como era de se esperar devido a baixíssima taxa de perdas de pacotes demonstradas pelos testes BER e BKER da **seção 4.1.3**.

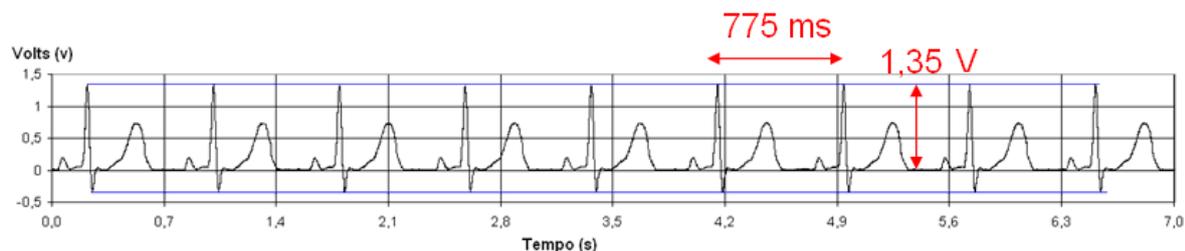


Figura 4.13. Sinal de ECG via *ZigBee* no software *Docklight 1.6.8*.

4.3 RESULTADOS DA AVALIAÇÃO

Aplicado o sistema de avaliação, os resultados obtidos podem ser verificados na **Tabela 4.7**, onde as linhas representam o grau para cada questão abordada e as colunas os seus respectivos avaliadores. Participantes do mini-curso correspondem a 10 avaliações, e alunos da disciplina de graduação a 4. Dessa forma, tem-se uma amostra de 14 avaliadores.

Tabela 4.7. Avaliação do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

Estudantes Questões	Graduação				Mini-curso									
	G1	G2	G3	G4	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
1	2	2	2	3	2	3	3	3	3	3	3	2	3	3
2	1	3	3	3	2	3	3	3	2	3	2	3	3	3
3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
4	3	3	3	3	1	3	2	3	3	3	3	3	3	2
5	2	2	3	2	2	3	3	2	3	2	2	2	2	3
6	1	3	3	2	2	2	3	2	3	2	3	3	3	3
7	1	3	1	3	2	3	3	2	3	2	3	2	2	3
8	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	2	2	3	3
9	1	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3
10	3	3	3	3	3	3	3	2	3	2	3	2	2	3
11	3	2	3	2	0	2	2	3	3	2	3	1	3	3
12	1	2	2	1	2	3	2	3	3	2	3	3	2	3
13	1	3	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2	3
14	1	2	2	3	3	3	3	2	3	3	3	3	3	2
15	1	2	3	3	2	3	3	3	2	2	3	3	3	3
16	2	2	3	3	1	3	3	1	3	2	3	2	2	1
17	1	2	3	3	2	3	3	1	3	2	3	1	2	3
18	2	3	3	2	3	3	3	2	3	3	3	3	2	2
19	1	3	3	3	2	2	3	3	3	3	3	2	3	2
20	3	2	3	1	2	3	3	2	3	3	3	3	2	3
21	2	3	3	2	3	2	3	2	3	2	3	2	3	3
22	2	3	3	2	3	3	3	2	3	3	3	3	3	3
23	2	2	3	3	2	3	3	3	3	2	2	2	2	2
24	1	2	3	3	0	2	2	3	3	2	2	2	3	3
25	1	2	3	1	2	3	3	2	3	2	3	2	2	3
26	2	3	3	3	2	3	3	3	3	3	3	1	2	3
27	1	3	3	3	2	3	3	2	3	3	3	2	2	3
28	3	3	3	1	3	3	2	3	2	3	3	3	2	3
29	3	3	3	1	3	3	3	3	3	3	2	3	3	1
30	1	2	3	1	2	3	3	2	3	2	2	2	2	3
31	3	3	3	3	3	2	2	3	3	2	3	2	3	2
32	1	2	2	1	1	3	2	3	3	2	3	3	2	2
33	Sim	Sim	Não	Sim	Sim	Não	Não	Sim						

█ = NA

Para levar em conta o conhecimento do avaliador sobre os temas abordados, foi incluída no sistema de avaliação a questão 33. Com ela verifica-se a condição de primeira vez ou não que o estudante observa os conteúdos abordados.

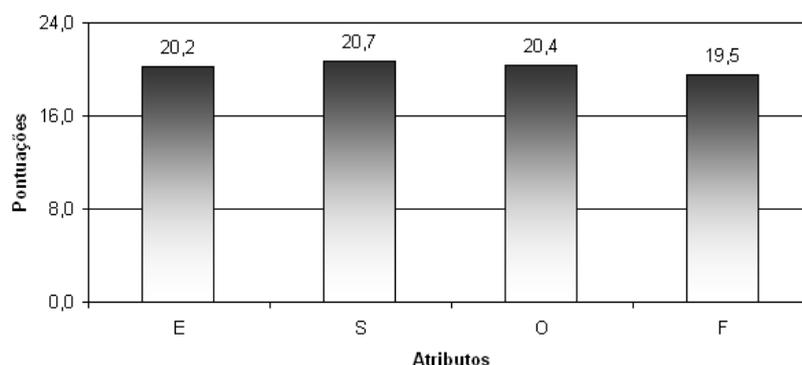
Separando as 32 questões em colunas quanto a cada atributo avaliado, é gerada a **Tabela 4.8**. Dela resultam as classes pontuação média V e pontuação média XS para a análise gráfica.

Tabela 4.8. Pontuações do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

Atributos	Estimulante	Significante	Organizado	Fácil-de-usar	V	XS
G1	13	13	14	16	26	30
G2	20	22	21	18	42	39
G3	23	23	22	22	46	44
G4	17	19	23	16	36	39
C1	20	20	16	13	40	29
C2	23	23	21	23	46	44
C3	24	24	22	19	48	41
C4	18	18	22	21	36	43
C5	24	23	23	23	47	46
C6	19	21	19	20	40	39
C7	22	22	23	22	44	45
C8	18	20	17	21	38	38
C9	20	20	21	19	40	40
C10	22	22	21	20	44	41
Soma	283	290	285	273	573	558
Média	20,2	20,7	20,4	19,5	40,9	39,9

Com a média aritmética de cada atributo é traçado o gráfico da **Figura 4.18**. Segundo SMALL e ARNONE (1999), dessa forma identifica-se o estado em que se encontra o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos conforme sua pontuação:

- Entre 0 e 8 pontos – precisa muito melhoramento;
- Entre 8 e 16 pontos – precisa de certo melhoramento;
- Entre 16 e 24 pontos – alta motivação.

**Figura 4.18. Pontuações do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.**

Com os valores das duas classes, pontuação média V e pontuação média XS, é traçado o gráfico no plano cartesiano da **Figura 4.19**. Nele se observa a região de qualidade ótima para o produto avaliado com média alta pelo valor e média alta para expectativa pelo sucesso.

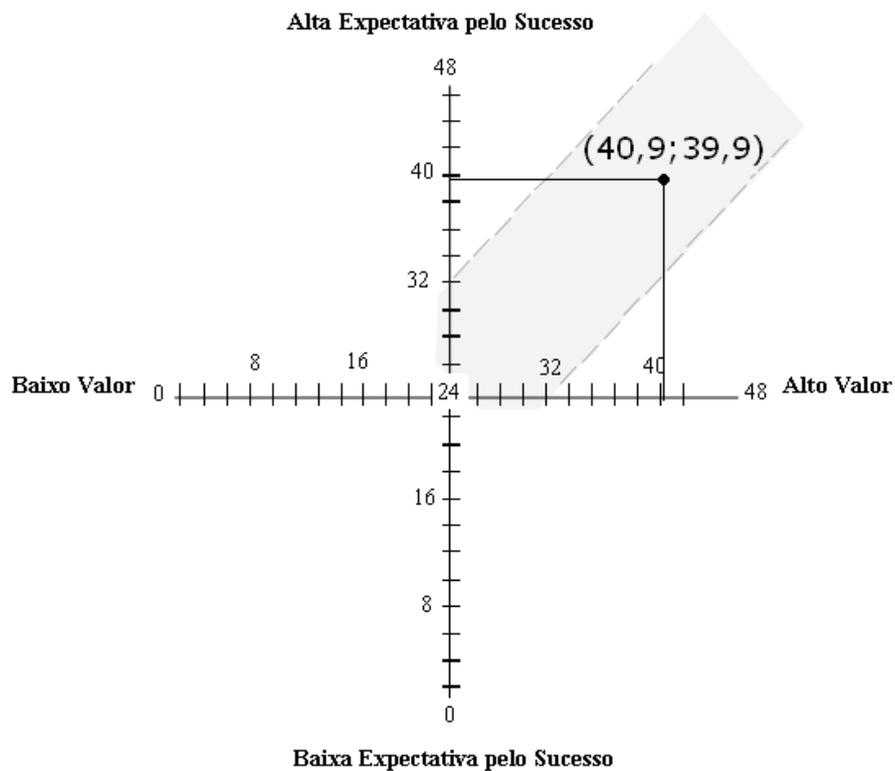


Figura 4.19. Expectativa pelo sucesso do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

CAPÍTULO 5 – DISCUSSÕES

5.1 TESTES FUNCIONAIS DO SISTEMA

Os testes funcionais do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos foram intencionalmente limitados aos módulos de transmissão *wireless* por estes serem os *hardwares* específicos de implementação deste trabalho. Nesses testes foi investigado principalmente a qualidade da transmissão *wireless* através do alcance de comunicação, do atraso da informação, das taxas de erros BER e BKER, e do consumo de energia do módulo *ZigBee*.

Em uma primeira análise, quanto ao alcance da propagação do sinal *wireless* nos módulos de transmissão, observa-se uma garantia de confiabilidade na comunicação para distâncias não superiores a 20 m para ambiente com obstáculos físicos. Embora os módulos consigam trafegar informações a essa distância, os pacotes enviados começam a apresentar perdas significativas nos dados de interesse.

Quanto ao atraso imposto pelo meio de transmissão foram observadas medidas de apenas 8 ms para o envio de dados e cerca de 16 ms para que o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos responda as requisições do *software*. Os atrasos são desprezíveis para o desempenho do sistema.

As perdas de pacotes através das taxas de erros BER e BKER foram divididas em três etapas de análises: a primeira com indicação de RSSI máximo (para transmissão de 1 a 5 metros de distância aproximadamente), a segunda com indicação de RSSI médio

(para transmissão de 5 a 10 metros de distância aproximadamente), por fim, a terceira etapa com indicação de RSSI mínimo (para transmissão entre 10 e 15 metros aproximadamente). Distâncias maiores não foram investigadas pelas falhas apresentadas no teste anterior.

Os testes foram realizados com base na referência citada para 15 minutos de transmissão. Para comprovar a aleatoriedade dos eventuais erros, os testes foram repetidos 10 vezes para cada caso e classificados em ordem crescente por perdas de pacote. Portanto, esta classificação crescente não significa movimentações dos módulos dentro das faixas de distâncias para cada um dos três casos. Os erros de transmissão são registrados aleatoriamente, dependendo das condições ambientais em cada caso, como, por exemplo, a movimentação de pessoas durante os testes.

Como o *software* utilizado para os testes BER e BKER somente apresenta as perdas de pacotes transmitidos e não apenas de um único bit, foi necessário estimar os resultados entre os piores e melhores casos obtidos. Como melhor caso, foi assumido a perda de um único bit dentro do pacote errado. Para o pior caso, foi considerado que todos os bits dentro do pacote transmitido contenham erros.

Os principais resultados quanto aos índices BER e BKER apontam que para distâncias de até 5 metros os erros de pacote e de bits entre o melhor e o pior caso permaneceram nulos para os 10 testes repetidos. Porém, isso não garante que em algum momento um pacote errado seja transmitido.

Para distâncias de transmissão entre 5 e 10 metros, os 10 testes realizados demonstram uma faixa intermediária onde o teste pode se apresentar com nenhuma perda, durante o período estipulado, ou com níveis muito baixos de pacotes errados, que em porcentagens apresentam valores irrisórios.

No terceiro caso, a distância acima de 10 metros apresentou a maior instabilidade de transmissão como era de se esperar. Apesar de ainda apontar testes com perdas nulas, a presença de pacotes errados variou de forma bem mais acentuada, mas mesmo assim não baixou a porcentagem de 99,9% de pacotes bem transmitidos.

Nas análises entre os melhores e os piores casos apresentados, comprova-se a qualidade da tecnologia *wireless ZigBee* utilizada no projeto. Mesmo com a presença de erros para condições de alcance indicados com RSSI médio, os níveis BER entre o melhor e o pior caso ficaram abaixo da especificação 5×10^{-5} citada. Já para o terceiro caso, onde indicação de RSSI mínimo, o pior caso extrapola a referência na maioria das 10 repetições. Porém, isso não se torna relevante visto que nem todos os bits dentro do pacote estão necessariamente comprometidos e além do mais, o melhor caso ainda indica pouquíssimas perdas, na ordem de 10^{-7} .

Como os testes BER e BKER foram realizados através da interface USB pelo dispositivo UM232R, que emprega um *chip* FTDI FT232R, conectando os módulos *wireless ZigBee* ao microcomputador, fez-se necessário investigar qual o comprometimento dos resultados por influência da USB. Nos testes efetuados comprovou-se que os erros apontados são totalmente originados pelo meio de transmissão em radiofrequência.

O consumo de energia dos módulos *wireless* não é preocupante, já que o SPSB utiliza a fonte de alimentação conectada a rede de distribuição de energia elétrica. Mesmo assim os resultados obtidos apresentam um baixo consumo e são adequados até mesmo no caso de se alimentar o sistema por baterias.

Para finalizar os testes de *hardware*, englobando testes de conjunto com o sistema digital microcontrolado, foram analisados graficamente os envios de sinais através dos módulos de comunicação *wireless*. Através de um sinal de ECG padrão, simulado pelo próprio microcontrolador do módulo base, foram comparados: o sinal simulado implementado no microcontrolador; o sinal na saída do conversor digital-analógico do microcontrolador, que é entregue a amostragem e conversão analógico-digital novamente para a transmissão; e por fim, o sinal recebido pelo computador, através de uma análise nos pacotes recebidos pelo do *software Docklight 1.6.8*;

Embora o sinal de ECG padrão seja gerado a partir de um conjunto de pontos para uma onda P, Q R S e T em repetição, alguns erros de transmissão podem mascarar erros intrínsecos de conversão D/A ou A/D inevitáveis no próprio microcontrolador.

O sinal padrão de ECG gravado no microcontrolador foi comparado com os pontos recebidos pelo *software Docklight*, o qual não apresentou perdas no traçado. Ao comparar-se o sinal recebido com o sinal simulado, percebe-se com fidelidade a repetição do sinal padrão de ECG gerado pelo microcontrolador.

5.2 O ROTEIRO DE AULA PRÁTICA

A abordagem prática inicia-se como teorias básicas sobre redes de dispositivos *wireless* apresentando as principais topologias empregadas, tecnologias existentes e formas de transmissão de dados. Em seguida, é apresentado o projeto da rede *wireless* implementada neste trabalho através da especificação técnica realizada onde se define a tecnologia *ZigBee* como melhor solução praticada. Partindo para conhecimentos mais avançados sobre a tecnologia aborda-se o conteúdo programático com caráter prático, onde se identificam os módulos *wireless* e realizam-se experimentos de gravação de

firmware além de testes de perdas de pacotes transmitidos, atrasos de transmissão, e por fim o uso dos módulos sem fios na comunicação entre SPSB e microcomputador.

Com isso, objetiva-se adequar os conteúdos tanto para um público iniciante no assunto quanto para um público com conhecimentos já avançados acerca das práticas realizadas.

O roteiro de aula prática desenvolvido neste trabalho foi avaliado em conjunto com a Plataforma Didática de Engenharia Biomédica durante o mini-curso realizado. Dessa forma, os resultados da aplicação dele estão introduzidos na avaliação motivacional da plataforma como um todo, através do sistema *WebMac Sênior 4.0* (SMALL e ARNONE, 1999).

5.3 AVALIAÇÃO MOTIVACIONAL

Por mais que uma primeira avaliação tenha sido realizada com sucesso, ainda faz-se necessária uma validação da Plataforma de Engenharia Biomédica. Devido ao prazo breve do Projeto de Mestrado, não seria viável a validação imediata do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

Para uma melhor validação, faz-se necessário comparar duas turmas durante um período letivo. Uma utilizando a Plataforma desenvolvida e a outra não. Com isso compara-se os resultados qualitativos e quantitativos através de avaliações e infere-se os benefícios reais ao aprendizado que o SPSB pode acrescentar.

Embora o projeto fique na expectativa de uma validação, com base na análise motivacional avaliada pelo sistema *WebMac Sênior 4.0*, pode-se esperar um alto nível de acréscimo didático referente a aplicação da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica ao ensino e à graduação da Engenharia Elétrica.

Com a avaliação através do *WebMac Sênior 4.0* obteve-se um ótimo resultado demonstrado pelas **Figuras 4.18 e 4.19**, que classificam a Plataforma Didática em altamente motivadora e ótimo produto, apresentando alta expectativa pelo sucesso e alta valorização quanto a sua utilidade.

5.5 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A principal sugestão apresentada aqui é quanto a aquisição de maiores quantidades de módulos OEM *MaxStream XBeeTM*, com intuito de permitir aos alunos

implementarem a rede de comunicação *ZigBee*. A característica de fácil aplicação dos módulos OEM e a aprendizagem referente à tecnologia *wireless* poderia ser mais bem explorada através de circuitos desenvolvidos em matrizes de contatos pelos próprios alunos.

Como melhoria da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica, sugere-se apresentar uma nova solução de *software* para a visualização dos biossinais na tela do computador. Poderia ser implementado um *software* com recursos de tratamento de sinais através da aplicação de filtros adaptativos, e de transformadas de *Fourier* e *Wavelets*, por exemplo. Com isso, ampliar a natureza prática do projeto, abordando aulas referentes à informática médica.

Ainda com a intenção de aumentar-se o nível de abordagem prática do sistema sugere-se o desenvolvimento de outros módulos de instrumentação para captação de mais tipos de biossinais, como: fotoplestimografia, pressão sangüínea, bioimpedância elétrica, funções pulmonares e eletrorretinografia.

Para finalizar, sugere-se o desenvolvimento de um modelo profissional do SPSB, com taxas de aquisição maiores e com possibilidade de monitorações com grau clínico de interpretação dos biossinais.

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO

6.1 CONCLUSÕES

A idealização inicial de uma Plataforma Didática de Engenharia Biomédica, planejada e estruturada a partir de uma necessidade investigada nos cursos de graduação de engenharia elétrica, começa a se tornar realidade. Um primeiro trabalho na área foi concluído através da implementação do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos, com a intenção de criar uma ferramenta de auxílio ao aprendizado prático de temas referentes à engenharia biomédica.

A divisão deste projeto entre um grupo de pesquisas propicia o desenvolvimento de *hardware* com arquitetura modular. Dessa forma, cada integrante pode acrescentar o seu conhecimento técnico e prático ao conjunto. Com isso, busca-se destacar uma natureza didática para a plataforma, criando dispositivos *stand-alone*²⁶ para se desenvolver e empregar em aulas práticas sobre os temas tratados.

Um importante aspecto observado durante as avaliações é que a estrutura modular do *hardware* apresentou-se bastante favorável à aprendizagem, por facilitar o manuseio individual dos módulos de aquisição durante a realização das práticas abordadas.

²⁶ Literalmente, ficar em pé por si só. Representam um conjunto auto-suficiente para o seu próprio funcionamento.

Este trabalho integra o SPSB e apresenta um estudo inicial relativo às principais características e especificações técnicas referentes às tecnologias *wireless* mais utilizadas na atualidade. Isso com o intuito de apresentar a solução mais adequada a ser implementada na Plataforma Didática de Engenharia Biomédica, através dos módulos de transmissão sem fios do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos.

Após o levantamento das especificações de cada tecnologia *wireless* e definidas as características de funcionamento do SPSB, atribui-se o uso do padrão *IEEE 802.15.4* com a tecnologia *ZigBee*. Esta opção representa custos de projeto relativamente baixos, algo em torno de 30 dólares por módulo OEM, com manutenção simples, pois, é fácil substituir o dispositivo danificado.

A tecnologia *ZigBee* é um padrão recente e ainda com pouca representação no mercado comercial, mas nem por isso deixa de expandir-se com sucesso em suas aplicações. Num futuro próximo, é estimado que esta tecnologia tenha presença marcante no cotidiano das pessoas, principalmente em aplicações de projetos residenciais, e até mesmo em monitorações pessoais quanto à saúde.

A qualidade dos sinais adquiridos pelos módulos de instrumentação e transmitidas ao computador mostra-se adequada à finalidade deste projeto. Como não há necessidade de interpretação clínica dos bio-sinais visualizados no SPSB, a proposta é atendida porque mesmo com taxas de amostragens relativamente baixas nas conversões analógico-digitais, o sinal mantém sua característica.

Os níveis de ruído presentes nos sinais visualizados devem-se em grande parte às fontes de irradiações eletromagnéticas e à própria radiofrequência dos módulos *wireless*. Por mais que exista a presença de filtros analógicos no SPSB, a arquitetura aberta desejável para o *hardware*, não admite melhores blindagens eletromagnéticas nos circuitos eletrônicos. Dessa forma, a miniaturização destes circuitos poderia contribuir para se tentar evitar tais ruídos, mas isso afetaria o caráter didático do *hardware*.

Logicamente os ministrantes das aulas práticas através do SPSB devem possuir conhecimento do sistema em uso e dos bio-sinais visualizados no microcomputador, a fim de se explorar ao máximo o que a plataforma didática pode oferecer na aprendizagem de engenharia biomédica.

Espera-se que o SPSB também sirva como plataforma para desenvolvimento de pesquisas e projeto de novos componentes de *hardware* para a aquisição de outros tipos de bio-sinais futuramente, como por exemplo, fotopletismografia, eletrorretinografia e bioimpedância elétrica. Também, que a partir do desenvolvimento do SPSB possam ser reproduzidos sistemas de processamento para versões de grau clínico e científico. Além

da versão virtual, em ambientes 3D a serem incluídos no Hospital-Escola Virtual™ do IEB-UFSC.

Os resultados qualitativos obtidos e discutidos neste trabalho demonstram que o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos atingiu todas as expectativas quanto a testes de *hardwares* e avaliação da plataforma. O valor alcançado pela avaliação através do *WebMac Sênior 4.0* para cada atributo investigado foi bem cotado, apontando que o sistema avaliado apesar da pequena amostragem é altamente motivador e de grande utilidade para a aplicação no ensino. Os gráficos demonstram uma marcante expectativa pelo sucesso da plataforma.

Por mais que o *software* de visualização do SPSB não tenha se apresentado como uma solução sofisticada e atual, realizando apenas as funções básicas de um osciloscópio inicialmente, foi idealizado no início do projeto que uma versão de caráter definitivo seria apresentada numa nova proposta de dissertação de Mestrado na área, aplicando recursos atuais quanto ao processamento de sinais através de computação aplicada.

O Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos ainda é um protótipo. Melhorias quanto à segurança em seu uso podem ser necessárias para torná-lo um produto comercial. Dessa forma, atualmente é destinado apenas para turmas já avançadas nos cursos de engenharia elétrica, com conhecimentos técnicos e práticos em aulas de laboratórios e equipamentos elétricos.

O que se espera ao final desta etapa do projeto é que a Plataforma Didática de Engenharia Biomédica possa ter aplicação imediata durante a instituição do Laboratório de Engenharia Biomédica para o desenvolvimento das aulas práticas de disciplinas de interesse.

ANEXO I – ROTEIRO DE AULA PRÁTICA



4.4 Aula Prática 4: Redes *Wireless* com Aplicação Biomédica

4.4.1 Introdução

Uma rede *Wireless* é formada por um conjunto de sistemas conectados através de tecnologias que utilizam a atmosfera como principal meio de transmissão. Dentre as principais formas de propagação desses sinais são amplamente utilizados os sistemas **Infrared**, **Narrowband** e **Spread Spectrum**, que utilizam ondas luminosas e eletromagnéticas para se comunicar.

Com a grande liberdade de disposição física que as redes sem fios permitem aos seus dispositivos, surgem diversas **Topologias de Rede** nas suas configurações. Várias são as estratégias de topologias, embora as variações sempre derivem de três topologias básicas, **Figura 55**, que são as mais frequentemente empregadas: **a) Anel**; **b) Barramento**; **c) Estrela**.

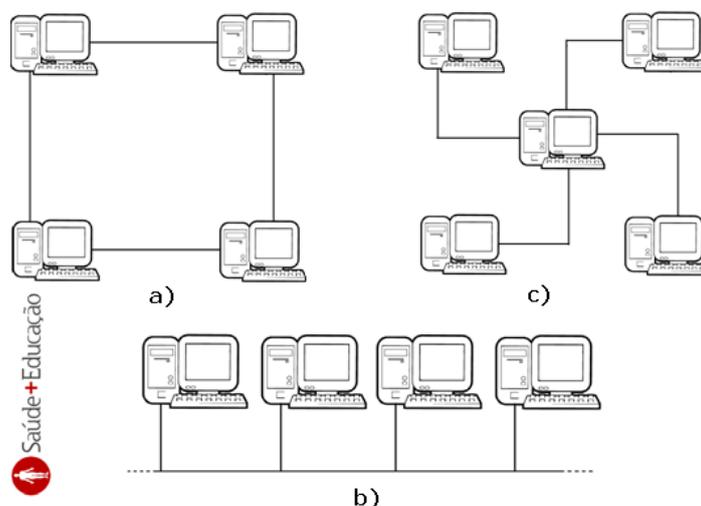


Figura 55 – Qualificação das redes quanto a sua topologia.

De acordo com a especificação e os protocolos que cada tecnologia emprega, as redes *wireless* podem ser qualificadas quanto a sua extensão de abrangência, **Figura 56**, definidas como:

- **Wireless Personal Area Network (WPAN)** que são as redes pessoais formadas por periféricos e dispositivos que se comunicam num curto alcance;
- **Wireless Local Area Network (WLAN)** que são as redes locais formadas entre um conjunto de equipamentos dentro de uma empresa, por exemplo;

- **Wireless Metropolitan Area Network (WMAN)** que são as redes capazes de abranger e comunicar dispositivos em diferentes pontos de uma mesma cidade; e a
- **Wireless Wide Area Network (WWAN)** que são capazes de intercomunicar diferentes cidades e comunicar dispositivos de um lado a outro no globo terrestre como o caso das telefônicas celulares.

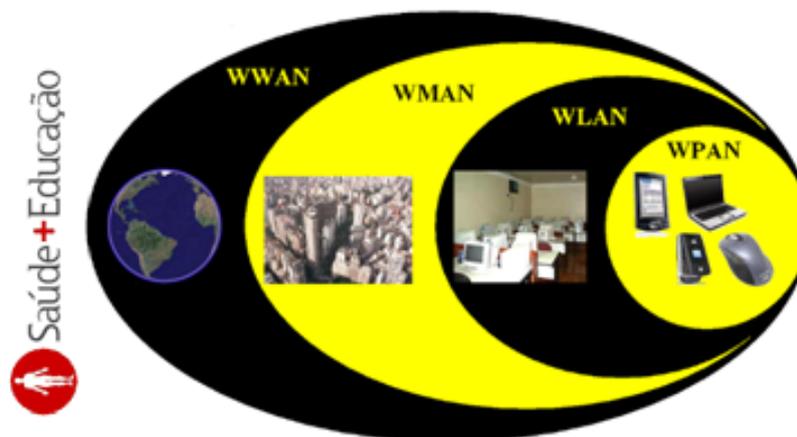


Figura 56 – Qualificação das redes quanto a sua extensão.

A seguir são apresentadas algumas características técnicas das principais tecnologias wireless disponíveis atualmente, em especial as que utilizam modulação **Spread Spectrum** por não serem tão limitadas quanto as **Infrared** que precisam de linha de visada para operar e ser uma modulação mais segura do que sistemas **Narrowband**:

- **Bluetooth:** A tecnologia Bluetooth permite uma taxa máxima de transmissão de até 1 Mbps em Wireless Personal Area Network (WPAN). O Bluetooth é regulamentado pelo padrão **IEEE 802.15.1** e opera na faixa de frequência ISM (Industrial, Scientific & Medical) de 2,4 GHz que não precisa de autorização para ser utilizada agregando modulação **Frequency Hopping Spread Spectrum (FHSS)**. Entre as principais aplicações para o Bluetooth estão as conexões sem fio a curtas distâncias de dispositivos como celulares, palm tops, fones de ouvido, microfones, computadores, teclados, etc.

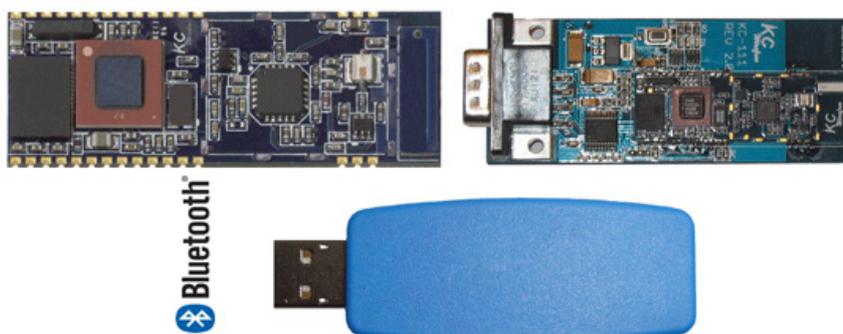


Figura 57 – Módulos OEM Bluetooth. **Fonte:** <http://www.kcwirefree.com>

• **ZigBee:** A tecnologia Zigbee permite uma taxa máxima de transmissão de 20 Kbps, 40 Kbps e 250 Kbps em Wireless Personal Area Network (WPAN). O Zigbee é regulamentado pelo padrão **IEEE 802.15.4** e opera nas faixas de frequências ISM de 868 MHz, 910 MHz e 2,4 GHz agregando modulação **Direct Sequence Spread Spectrum (DSSS)**. Entre as principais aplicações para o Zigbee estão automação e controle predial; controle industrial; periféricos para computadores; controles remotos; e saúde pessoal.



Figura 58 – Módulo wireless ZigBee. **Fonte:** <http://www.maxstream.net>

• **HomeRF (Home Radio Frequency):** A tecnologia HomeRF permite uma taxa máxima de transmissão de até 1,6 Mbps em Wireless Local Area Network (WLAN). O HomeRF é regulamentado pelo padrão **IEEE 802.11** e opera na faixa de frequência ISM de 2,4 GHz agregando modulação **Frequency Hopping Spread Spectrum (FHSS)**. Esta tecnologia foi originalmente concebida para estabelecer uma especificação industrial aberta para a comunicação digital sem fio entre computadores e dispositivos eletrônicos no interior e nos arredores de residências. A participação de diversas empresas das mais variadas áreas proporcionou um desenvolvimento que permitiu tanto transmissão de dados como de áudio.

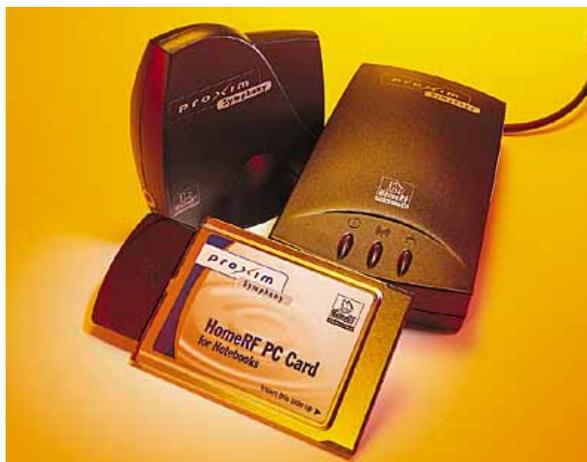


Figura 59 – Módulo wireless HomeRF. **Fonte:** <http://www.proxim.com>

• **Ultra Wideband (UWB):** A tecnologia UWB permite uma taxa máxima de transmissão de até 100 Mbps em Wireless Personal Area Network (WPAN). O UWB é regulamentado pelo padrão **IEEE 802.15.3** e em 2002, a Federal Communications Commission (FCC) dos Estados Unidos aprovou a operação e comercialização de rádios UWB para a faixa de frequências entre 3,1 GHz e 10,6 GHz, com potência média de transmissão limitada a 41 dBm/MHz agregando modulação **Orthogonal frequency-division multiplexing (OFDM)**. Entre as principais aplicações desta tecnologia destaca-se o seu uso em radares de curto alcance e sistemas de posicionamento e localização.



Figura 60 – Transmissão UWB. **Fonte:** <http://www.toshiba.com>

• **WiFi (Wireless Fidelity):** A tecnologia WiFi permite taxas de transmissão de 1, 2, 5.5, 11 e 54 Mbps em Wireless Local Area Network (WLAN). O WiFi é regulamentado pelo padrão **IEEE 802.11** e opera na faixa de frequência ISM de 2,4 GHz e 5 GHz agregando os dois modos de modulação **Direct Sequence Spread Spectrum (DSSS)** e **Frequency Hopping Spread Spectrum (FHSS)**. Entre as principais aplicações para o WiFi estão amplamente difundida redes entre computadores e acesso a internet.



Figura 61 – Internet por WiFi. **Fonte:** <http://www.dlink.com>

• **WIMAX (Worldwide Interoperability for Microwave Access):** A tecnologia WIMAX permite taxas de transmissão de até 75 Mbps em Wireless Metropolitan Area Network (WMAN). O WIMAX é regulamentado pelo padrão **IEEE 802.16** e opera na faixa de frequência ISM de 2,4 GHz agregando a modulação **Orthogonal frequency-division multiplexing (OFDM)**. Entre as principais aplicações para o WIMAX está a criação de uma rede de cobertura de conexão de Internet similar à de cobertura celular, permitindo acesso à Internet mesmo em movimento;



Figura 62 – Internet por WIMAX. **Fonte:** <http://www.airspan.com>

4.4.2 Projetando uma rede Wireless

Para projetar uma rede de comunicação wireless devem ser levadas em conta algumas características básicas tais como a natureza da informação que se quer transmitir, a taxa mínima de transmissão aceitável, o local onde a rede irá operar e a abrangência de operação que garanta o enlace de comunicação.

4.4.2.1 Tipo de dados

Para caracterizar a natureza do tráfego na transmissão é importante conhecer a forma como os dados são repassados de um dispositivo para outro. Há três classes básicas para a natureza do tráfego classificadas como:

1. **Constant Bit Rate (CBR):** é a classe de tráfego contínuo com taxas de transmissão constante. Sua característica básica é que a taxa média de envio é igual a taxa de pico durante a transmissão, sendo a única característica necessária para quantificar a natureza do tráfego;
2. **Bursty:** é a classe de tráfego em rajadas. Sua característica básica é de que a rede nem sempre está transmitindo. Passa por períodos de atividade e inatividade. Assim, a taxa de transmissão assume valores de máximo e mínimo de forma que não se pode levar apenas a taxa média de transmissão em consideração. Para se caracterizar uma fonte com tráfego em rajadas é significativo levar em consideração a distribuição das rajadas ao longo do tempo, a duração das rajadas, e a taxa de pico atingida durante as rajadas;

3. **Variable Bit Rate (VBR):** é a classe de tráfego contínuo com taxas variáveis. Apresentam transmissão sem interrupções com variações na taxa de transmissão ao longo do tempo. Parâmetros como a média e a variância da taxa de transmissão podem ser utilizados para caracterizar o comportamento destas fontes.

De uma maneira geral, podemos qualificar os tipos de dados a serem transmitidos de acordo com os requisitos de comunicação exigidos pelo sistema. Estes, podem ser qualificados nos seguintes grupos:

1. **Texto:** o tráfego gerado por informações em texto é em sua grande maioria de rajada. A vazão média dos dados vai depender muito da aplicação, variando desde alguns poucos bits por segundo para aplicações de correio eletrônico, até alguns megabits por segundo em transferência de arquivos. Quanto à tolerância a erros, na grande maioria das aplicações não se pode tolerar erro nem em um único bit: suponha, por exemplo, o caso da perda de um bit numa transferência eletrônica de fundos;
2. **Áudio:** o tráfego de áudio se caracteriza por gerar um tráfego contínuo com taxa constante. O tráfego gerado para comunicação dessa mídia é do tipo CBR, caso não seja empregada nenhuma técnica de compactação ou compressão. A vazão média gerada pela mídia de áudio depende da qualidade do sinal, da codificação e compactação ou compressão quando utilizadas. Sinais de áudio de alta qualidade (qualidade de CD estéreo, por exemplo), dependendo do número de amostras, geram taxas em torno de 1,411 Mbps com 16 bits por amostra. Quanto às perdas, as taxas de erros de bits ou de pacotes podem ser relativamente altas, devido ao alto grau de redundância presente nos sinais de áudio;
3. **Imagem:** no caso de imagens animadas, a natureza do tráfego gerado pela mídia gráfica também é de rajadas, com vazões médias chegando a algumas dezenas de megabits por segundo. Quanto a tolerância a erros na grande maioria dos casos a perda de um único bit na transmissão não afetará a imagem. Já a perda de um pacote inteiro poderá apagar um bloco da imagem e inutilizar toda a informação, por exemplo, uma doença que se quer diagnosticar através de uma imagem médica;
4. **Vídeo:** Tal qual a mídia de áudio, a mídia de vídeo se caracteriza por gerar um tráfego contínuo com taxa constante. A vazão média gerada por uma fonte de vídeo varia com a qualidade do sinal, e os algoritmos de codificação, compactação e compressão empregados. Sistemas de vídeo apresentam informações como uma seqüência de quadros, sendo cada quadro composto de linhas. Um dos sistemas de distribuição de televisão mais utilizados usa 525 linhas por quadro a uma taxa de 30 quadros por segundo. Nesses sistemas, se uma linha contiver 720 pontos, sendo cada ponto codificado por 24 bits obteremos uma taxa de $525 \text{ linhas} \times 30 \text{ quadros/seg} \times 720 \text{ pontos} \times 24 \text{ bits/ponto} =$

252Mbps. A taxa de erro de bit pode ser maior que a taxa de erro de pacote, pelos mesmos motivos explicitados para as imagens gráficas. No entanto, no vídeo, como a imagem não é estática e devem ser gerados vários quadros por segundo, a taxa de erro de pacote não é tão crítica. Quando utilizamos técnicas de compressão, um erro pode se propagar e às vezes até um único erro de bit pode ser intolerável.

4.4.2.2 Taxas de transmissão

Para quantificar a taxa de transmissão a ser empregada, deve se ter em mente o tipo de dado que se vai transmitir. Como foi descrito acima, cada caso tem o seu requisito mínimo a ser exigido pelo sistema. Em geral, a equação básica que rege os processos de transmissão a taxas constantes (**CBR**) depende principalmente do número de amostras utilizadas pelos conversores A/D e da resolução que eles proporcionam com o número de bits conforme estudado na Aula Prática 2: Conversão Analógico/Digital e Biossinais.

$$Taxa = N_A.N_B.N_C$$

Equação 1

Onde,

N_A é o número de amostras do conversor A/D por segundo;

N_B é o número de bits de resolução do conversor A/D;

N_C é o número de canais a ser transmitido;

Para quantificar transmissões em rajadas (**Bursty**) e com taxas variáveis (**VBR**) é necessário levar em consideração a distribuição das rajadas ao longo do tempo, a duração das rajadas, a taxa de pico atingida durante as rajadas, e parâmetros como a média e a variância da taxa de transmissão.

4.4.2.3 Abrangência e espaço físico

Outro fator primordial na escolha de uma tecnologia wireless é o ambiente físico no qual ela irá atuar. Condições industriais normalmente apresentam inúmeras fontes ruidosas que podem afetar os sinais eletromagnéticos. A escolha de sistemas com modulação **Spread Spectrum** se torna muito atrativa nesses casos porque a técnica permite que o sistema use o espalhamento espectral e sua codificação para driblar frequências mais suscetíveis a ruídos.

O local também pode impor barreiras físicas como paredes e estrutura predial que atenuam o sinal de Rádio Frequência (RF) e isso implica diretamente na escolha da Potência de Transmissão do dispositivo wireless que determinará a abrangência que o sinal irá percorrer.

Como visto na **Figura 56**, as redes são qualificadas quanto a sua extensão geralmente considerando redes **WPAN** para regiões de abrangência da ordem de dezenas de metros, redes **WLAN** para regiões de abrangência da ordem de centenas de metros, redes **WMAN** para regiões com raio de cobertura da ordem de dezenas de Km podendo interconectar diferentes cidades, e redes **WWAN** para conexões a longas distâncias até mesmo intercontinentais empregadas pelas tecnologias celulares.

4.4.3 A aplicação wireless no SPSB

Para o projeto do **Módulo Wireless MBEE** aplicado ao **Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos** foram considerados como requisitos exigidos pelo sistema um tráfego de dados constante (**CBR**) para transmissão em tempo real dos sinais eletrofisiológicos. O sistema utiliza o microprocessador **ADuC 7026** que possibilita 12 bits de resolução e varre apenas 6 dos seus 12 canais de conversão A/D a 1000 amostras por segundo. A aplicação em sala de aula ou no **Laboratório de Engenharia Biomédica** não requer tanta potência de transmissão por ser uma estrutura com dimensões reduzidas e praticamente não impor barreiras físicas ao sinal.

Com isso, a melhor solução a ser utilizada no projeto **MBEE** é o emprego da tecnologia **Zigbee** que oferece taxas de comunicação serial a 115,2Kbps Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (**UART**) em Wireless Personal Area Network (**WPAN**).

4.4.4 Conhecendo o MBEE

O Módulo Wireless Zigbee (MBEE) é um dos módulos que integram a Plataforma Didática SPSB. Sua função é servir como ferramenta de auxílio para aula prática sobre transmissão sem fios de dados. Este módulo possibilita a comunicação entre o Módulo Base do SPSB e o microcomputador, dando liberdade de movimento para os hardwares. O MBEE é composto por um par de hardwares conectados: um ao Módulo Base do SPSB (atuando como dispositivo remoto), e outro ao computador através de conexão USB (atuando como dispositivo local). O **Quadro 1** ilustra as características elétricas do módulo OEM XBEE Maxstream:

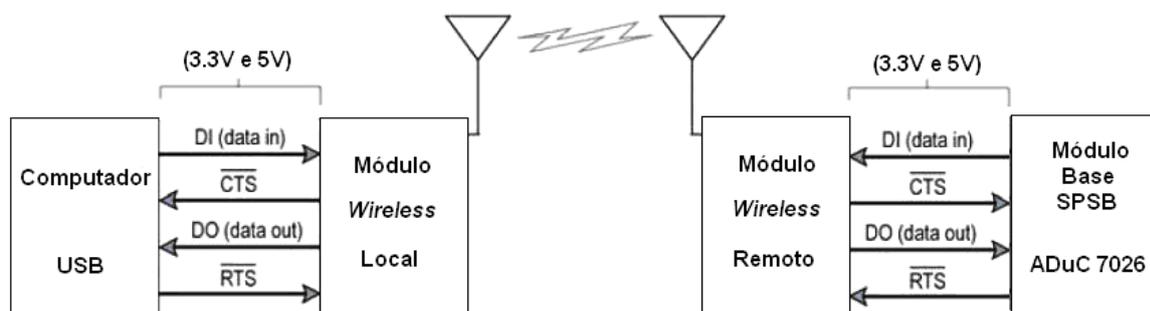


Figura 63 – Diagrama de blocos com o esquema de ligação entre módulos. **Fonte:** Adaptado de (MAXSTREAM, 2007).

A **Figura 63** apresenta o diagrama de blocos com o esquema de ligação entre os módulos.

Quadro 1 – Especificações técnicas do o módulo OEM XBEE Maxstream

	Especificações	Características
Performance	Interna/Urba	30 m
	Externa RF com linha de visada	100 m
	Potência de transmissão	1 mW (0 dBm)
	Taxa de transmissão	115.2 Kbps
	Sensibilidade	-92 dBm
Fonte	Tensão	3.3 V e 5 V
	Corrente de transmissão	45 mA (@3.3 V)
	Corrente de recepção	50 mA (@3.3 V)
Gerais	Freqüência	ISM 2.4 Ghz
	Temperatura	-40 a 85 ° C
	Antena	Tipo fio
Rede e Segurança	Topologias	Ponto-a-ponto
	Número de canais	16 canais em seqüência direta
	Opções de filtro	DSSS PAN ID, canal e endereçamento

Fonte: Adaptado de (MAXSTREAM, 2007).

A **Figura 64** mostra os principais detalhes do MBEE local (PC) detalhe 5 na foto e dispositivo remoto (SPSB) detalhe 6:

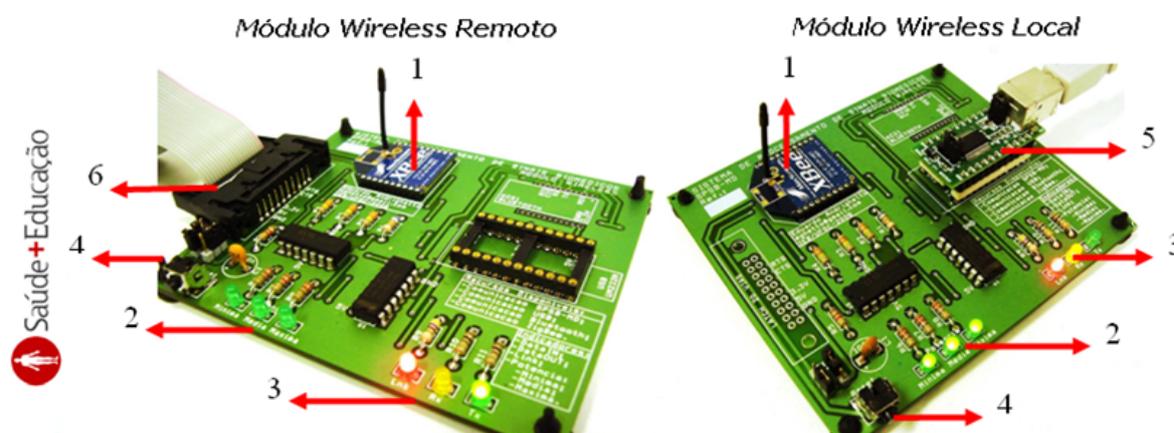


Figura 64 – Detalhes do MBEE.

Onde:

1. Módulo Zigbee OEM XBEE Maxstream;
2. Indicação luminosa para potencia do sinal em 3 níveis;
3. Indicação luminosa para transmissão serial Tx e Rx por RF;
4. Chave reset de comunicação;
5. Módulo OEM USB UM232R para interface PC;
6. Conector Header 20T com ejetor para interface SPSB;

NOTA: As placas foram confeccionadas para servir tanto como dispositivo local ou como remoto na rede, dependendo apenas da presença do **item 5** em uma e **item 6** na outra, como na **Figura 64**.

4.4.5 Roteiro de Aula Prática

4.4.5.1 Objetivo

Conhecer novas técnicas confiáveis de transmissão sem fios (*wireless*) através de módulos **OEM (Original Equipment Manufacturer)** que se apresentam como uma solução pronta e de fácil aplicação para desenvolver habilidades de compreender redes e enlaces de comunicação.

4.4.5.2 Materiais Necessários

1. Módulo de visualização SPSB (**Figura 65a**);
2. Fonte de tensão do módulo de base (**Figura 65b**);
3. Módulo base SPSB (**Figura 65c**);
4. Módulo *wireless* local (**Figura 65d**);
5. Módulo *wireless* remoto (**Figura 65e**);
6. cabo flexível 20 vias (**Figura 65f**);
7. Cabo de conexão USB (**Figura 65g**);
8. *Software X-CTU* (**Figura 67**).

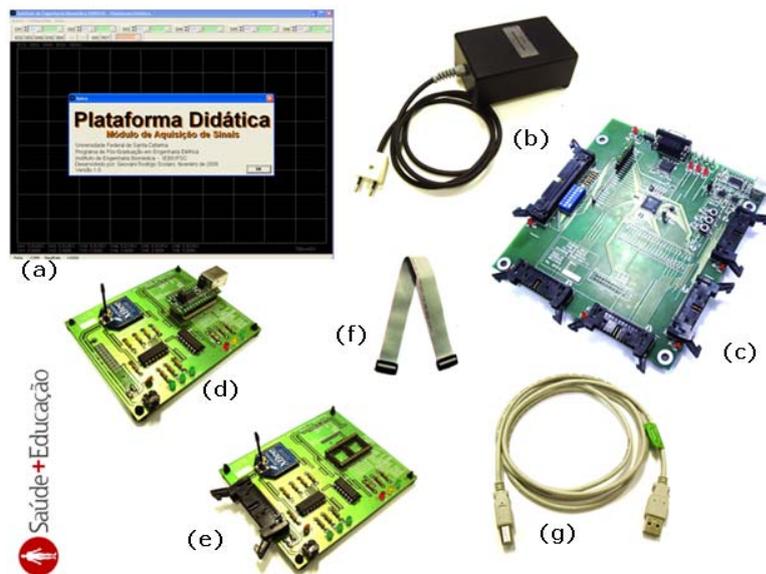


Figura 65 – Material necessário para aula prática.

4.4.5.3 Instruções Gerais

O **Módulo Wireless Zigbee MBEE** foi projetado para atender todos os requisitos necessários para um perfeito funcionamento e transmissão sem fios de todas as placas de aquisição projetadas para o SPSB. Porém, para simplificar esta aula prática, ao invés de utilizar um módulo de aquisição com eletrodos conectados ao corpo, vamos fazer uso de um simulador de ECG implementado em firmware gravado no microcontrolador do SPSB. Fica a cargo do aluno o interesse em repetir aulas práticas anteriores utilizando a transmissão wireless.

NOTA: Por detalhes de projeto, sempre que o MBEE for conectado nos conectores **CN13** e **CN12** visualizados na **Figura 39** do **Capítulo 4.1**, o módulo automaticamente passa a transmitir o sinal simulado de ECG nos canais 1 a 3 ou 4 a 6 do software dependendo do conector utilizado ao enviar o comando de início pelo software. Para a transmissão dos sinais adquiridos pelas placas de aquisição do SPSB, o MBEE **deve** ser conectado ou em **CN9** ou em **CN2** conforme a mesma **Figura 39**.

Prática 1 – Perdas de Pacotes

1) Localize o ícone de atalho para o programa X-CTU (**Figura 66**) identificado no desktop ou no menu <Iniciar/Programas/MaxStream/X-CTU no Windows. Conecte o módulo *wireless* local (ver **Figura 64**) na porta USB do microcomputador e execute o programa X-CTU. Caso não encontre este programa, execute o tópico de instalação.



X-CTU

Figura 66 – Ícone de atalho para o programa X-CTU.

2) Certifique-se de selecionar a **USB Serial Port (COM)** correta. O módulo *wireless* emula esta porta COM e o número habilitado varia com cada microcomputador. **Evite a COM 1**, geralmente utilizada pela porta Serial RS232. Neste exemplo a porta habilitada é a COM7 (**Figura 67a**).

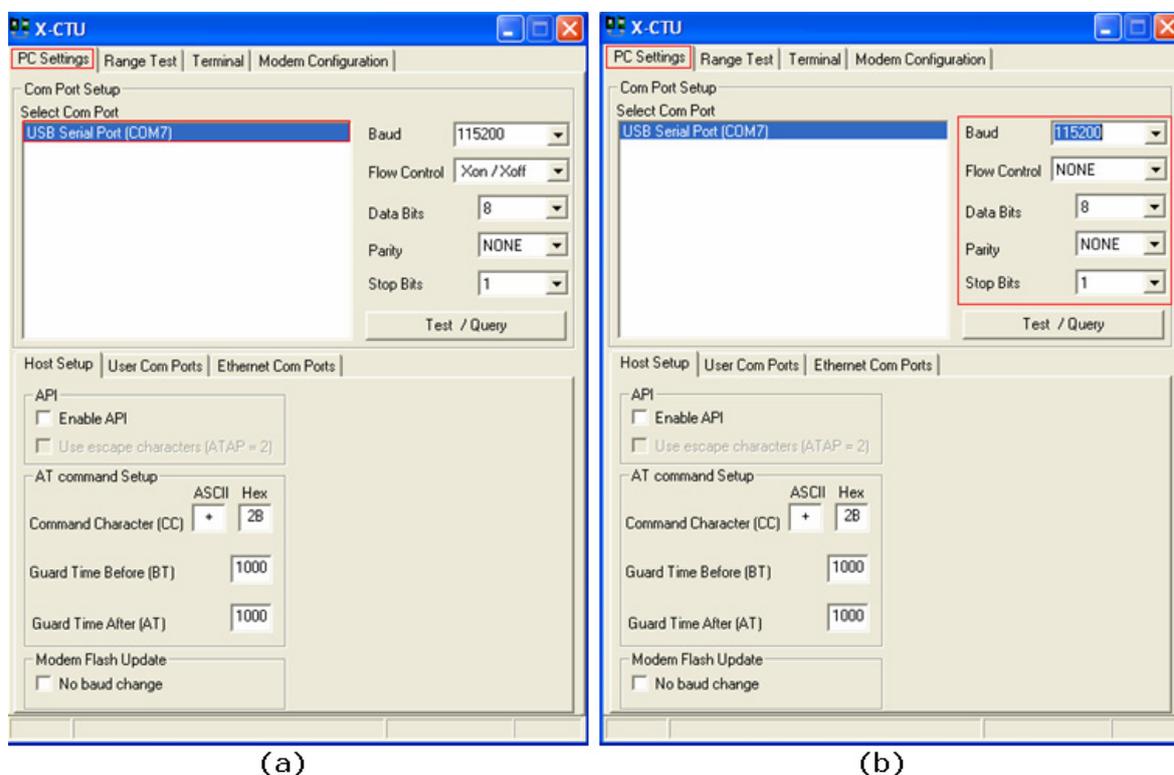


Figura 67 – Configuração da porta Com (a) e da taxa de transmissão (b).

3) Configure **Baud** para a taxa de transmissão em **115200bps** (Figura 67b), **Flow Control** para **NONE**, **Data Bits** para **8**, **Parity** para **NONE**, **Stop Bits** para **1**.

4) Clique na guia **Modem Configuration** e em seguida no botão **Read** para verificar o *firmware* presente no módulo *Xbee* (Figura 68a). Caso o *software* peça para pressionar o botão **reset** faça isso no *hardware* com um toque lento no botão identificado (Figura 69).

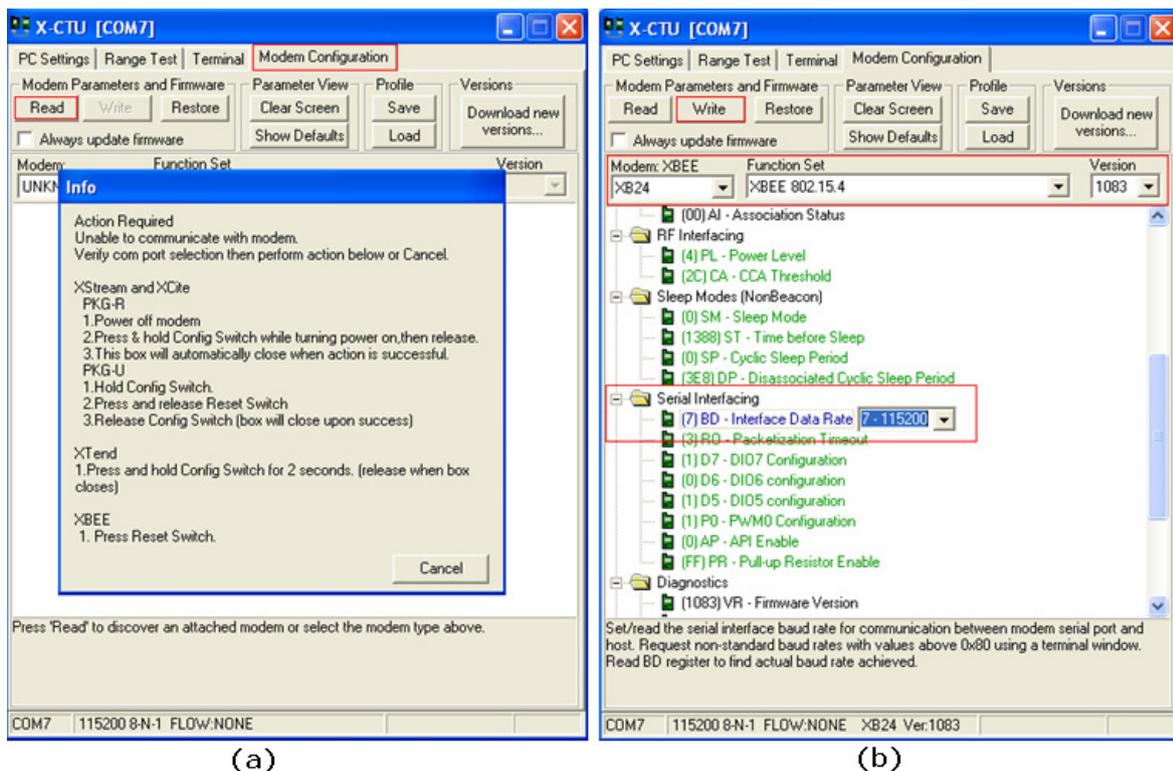


Figura 68 – Verificação do *firmware* instalado (a) e gravação correta (b).



Figura 69 – Identificação do chave *reset* nos módulos *wireless*.

5) Certifique-se de que **Modem: XBEE** esteja selecionado **XB24**, **Function Set** esteja selecionado **XBEE 802.15.4** e **Version** selecionado como **1083**. Após verificar estas definições, desça com a barra de rolagem e visualize **Serial Interfacing** onde **Interface Data Rate** deve estar definido como **7 – 115200** (**Figura 68b**). Caso algum desses itens não esteja de acordo, marque e no final clique em **Write** para corrigir as configurações necessárias para o funcionamento. Se for solicitado, pressione **reset** novamente.

6) Definidas as configurações necessárias, abra a guia **Range Test** e clique em **Advanced** (**Figura 69a**).

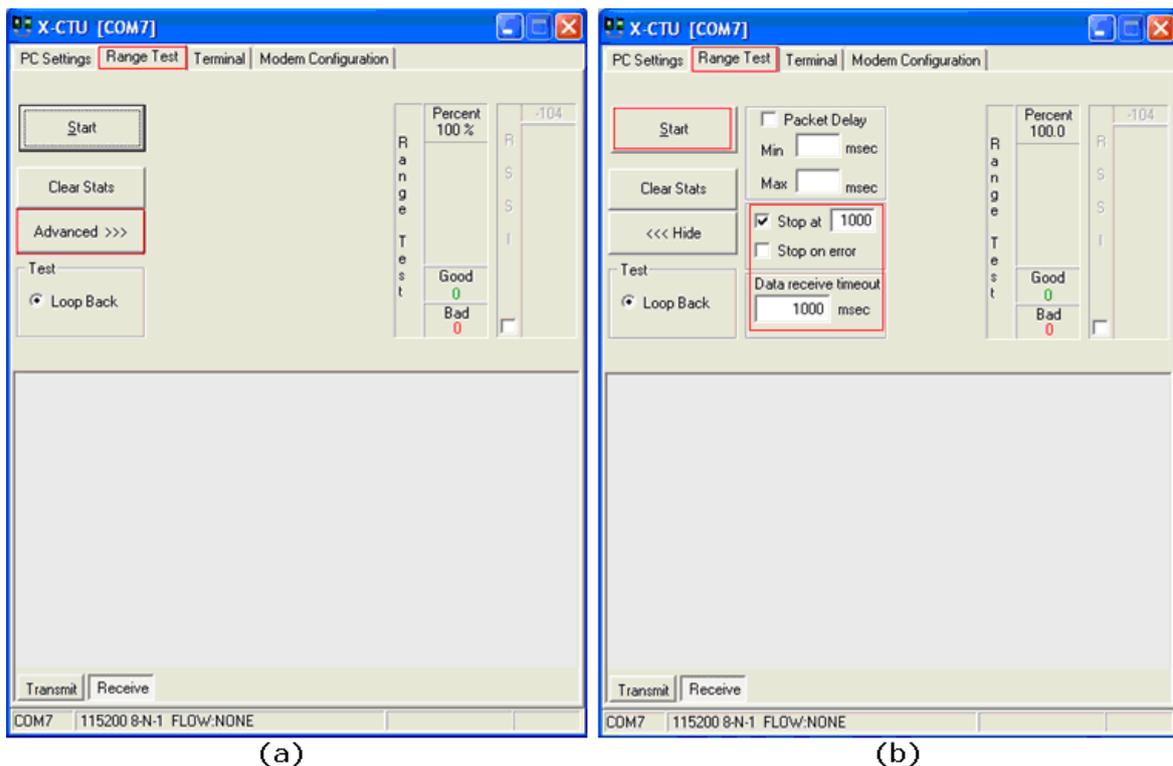


Figura 69 – Tela para testes de perdas (a) e configurações avançadas (b).

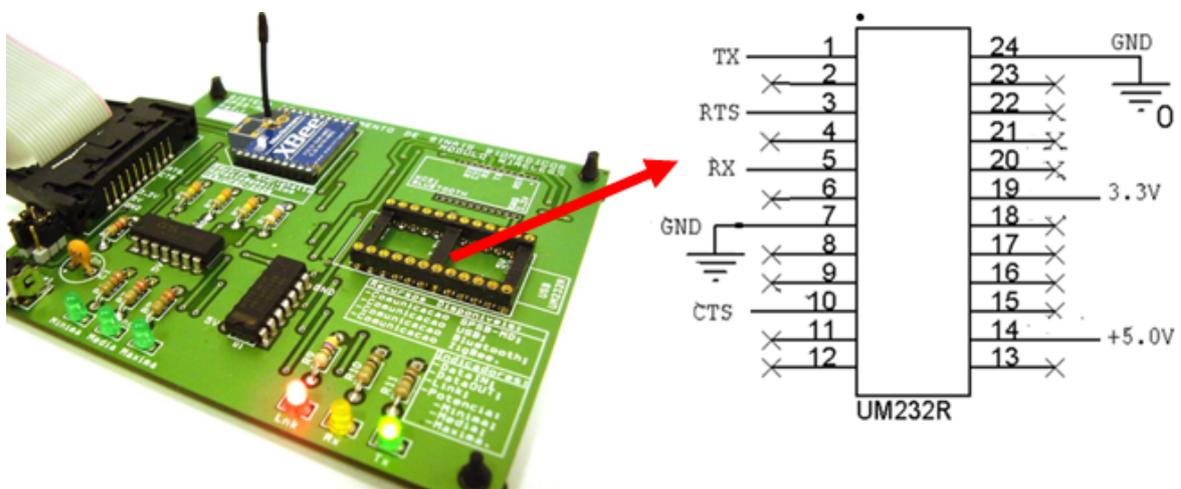


Figura 70 – Pinagem com identificação de pontos de acesso para conexões.

7) De acordo com a pinagem ilustrada na **Figura 70**, alimente o módulo *wireless* remoto (ver **Figura 64**) com **+5V** e **+3.3V** através de algum módulo didático do SPSB. Conecte um **curto-circuito** nos pinos de comunicação serial **Tx** e **Rx** para possibilitar o experimento. Configure **Data receive timeout** para **1000 ms** e marque **Stop at** com **1000** e clique em **Start** (**Figura 69b**).

8) Feito isso, o programa X-CTU irá enviar um conjunto de 1000 pacotes com 32 bytes cada. Aguardará 1000 ms entre cada envio e contará quantos retornam com *status good*, e quantos retornam com *status bad* (**Figura 71**). Anote os resultados e repita o procedimento afastando os módulos *wireless* até que eles percam a comunicação e os dados passem a ser marcados como **bad** apenas. Após isso, compare os resultados obtidos entre as distâncias experimentadas.

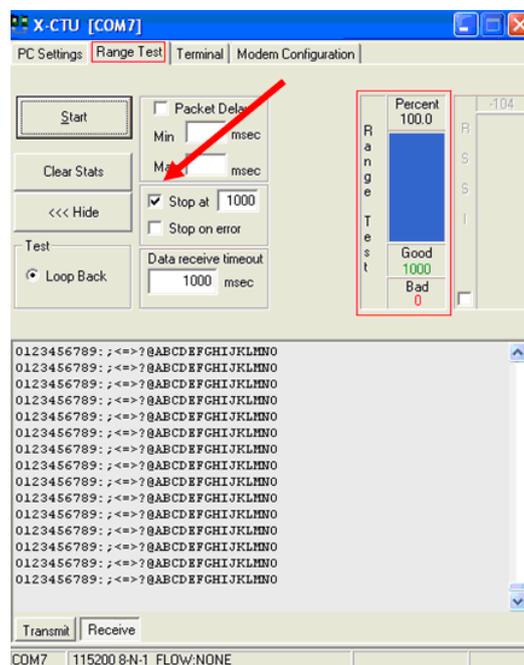


Figura 71 – Testes de perdas com 100% dos pacotes bem transmitidos.

Prática 2 – Atrasos de Transmissão

1) Desmarque a opção **Stop at** indicada na **Figura 71** para que o programa fique enviando os pacotes continuamente ao decorrer deste experimento.

2) Ainda com o curto-circuito nos pinos **TX** e **RX** inicie uma nova transmissão, agora com o objetivo de avaliar o atraso imposto pelo meio (**RF**) de transmissão.

3) Através de um osciloscópio com dois canais habilitados, adquira o tempo de envio do sinal (**Figuras 72 e 73**) e após isso o tempo de retorno (**Figuras 74 e 75**).

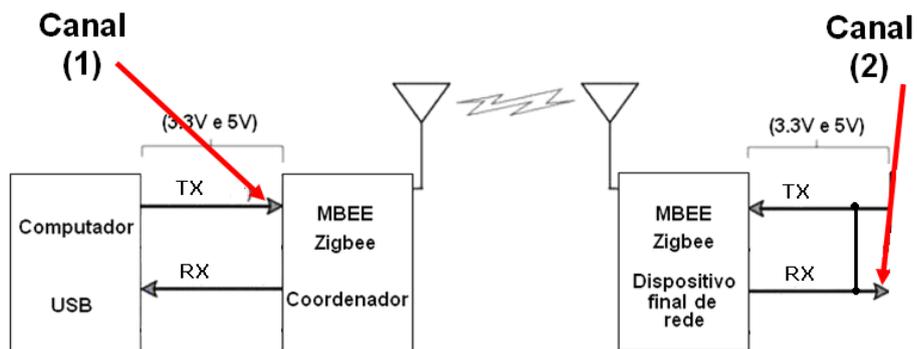


Figura 72 – Diagrama do experimento para atraso no envio do sinal.

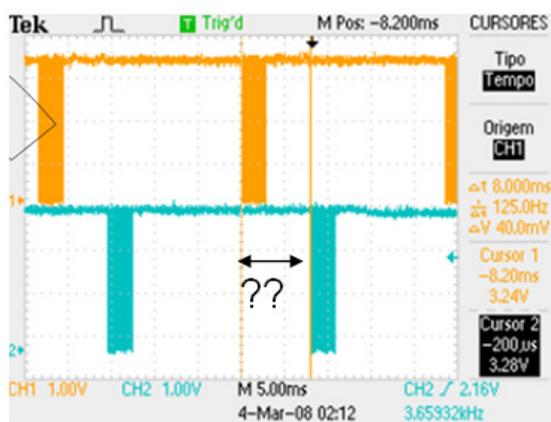


Figura 73 – Medida do atraso de envio do sinal em osciloscópio.

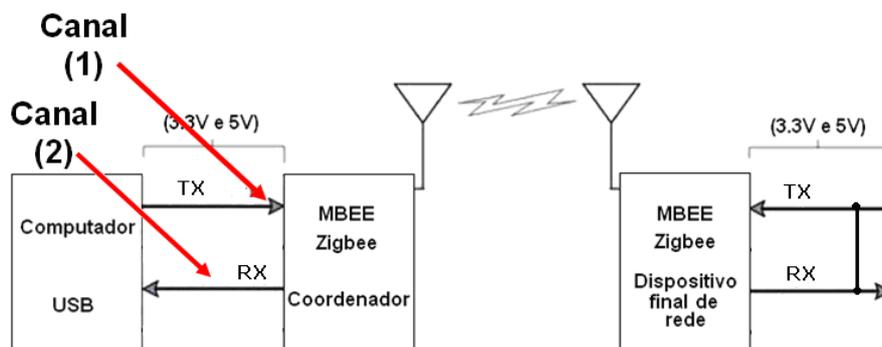


Figura 74 – Diagrama do experimento para atraso no retorno do sinal.

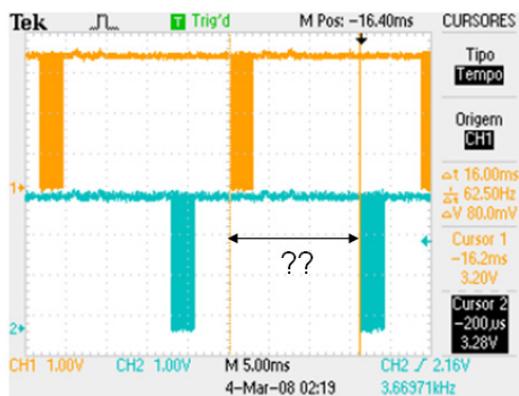


Figura 75 – Medida do atraso de retorno do sinal em osciloscópio.

Prática 3 – Transmissão *Wireless* SPSB

- 1) Conecte a Fonte de alimentação no Módulo Base SPSB (**Figura 69a**);
- 2) Conecte o MBEE **remoto** no Módulo Base com o cabo flexível 20 vias (**Figura 69b**);
- 3) Conecte o MBEE **local** no computador através do cabo USB (**Figura 69c**);
- 4) Execute o software de visualização do SPSB (**Figura 69d**);
- 5) Configure a porta COM correta na guia configurações do software;
- 6) Inicie o simulador de ECG clicando no botão (**Figura 41**);
- 7) Habilite o canal de exibição (**Figura 41**);
- 8) Visualize o sinal na tela do computador;
- 9) Afaste o conjunto Fonte, Módulo Base e MBEE **remoto** do conjunto computador e MBEE **local**. Repare o sinal na tela do software. Se possível, ligue em salas diferentes. O que acontece? (lembre-se que conexões USB têm limitações quanto ao comprimento máximo dos cabos).

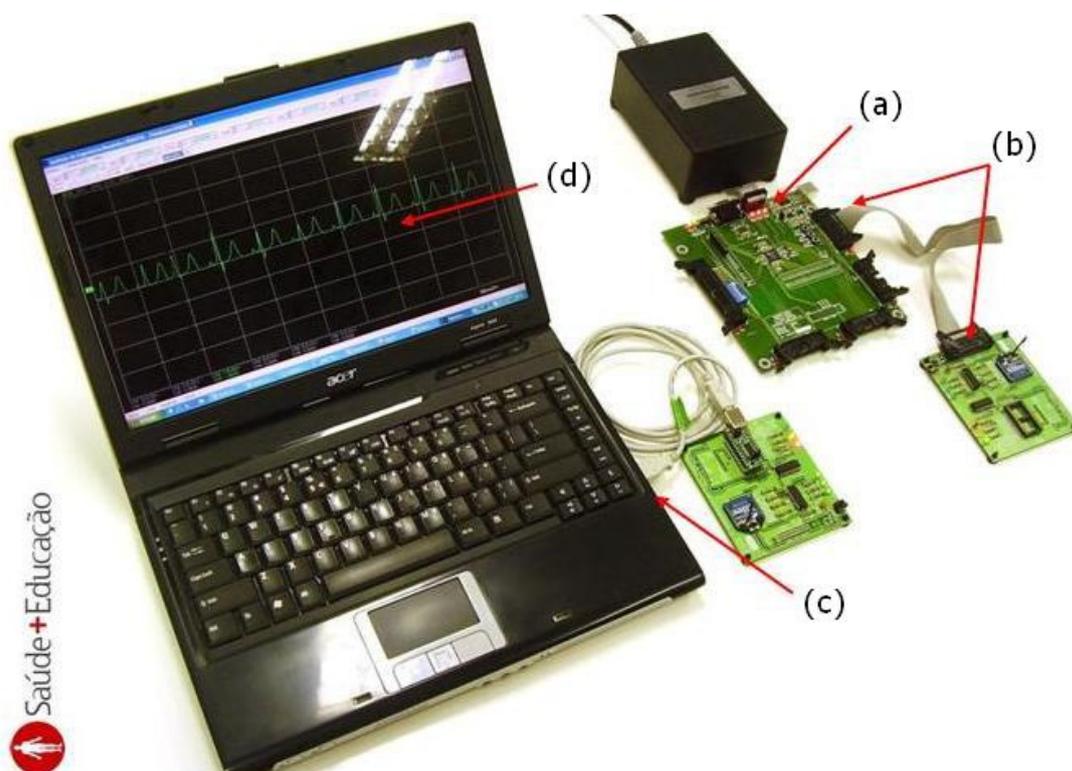


Figura 76 – Como devem ficar as conexões entre os módulos utilizados nesta prática.

b) Desconecte o cabo USB do MBEE **local** e conecte diretamente ao módulo base. Mude, nas configurações do Software de Visualização, a porta COM para a apropriada e reinicie o programa para captar o sinal de ECG do microcontrolador pela porta USB. Compare as duas telas com os sinais sendo transmitidos tanto por Wireless quanto por USB e disserte sobre as diferenças visualizadas. (Dica: Não desconecte o MBEE **remoto** para que o microcontrolador continue enviando o sinal de ECG digitalizado e use o recurso de captura de imagem disponível no Software de Visualização para comparar as telas. Utilize variações da escala **Volt/Div** para verificar possíveis ruídos).

c) Considere os requisitos de projetos abordados no **Capítulo 4.2** deste roteiro agora para uma aplicação médica. O paciente fica conectado ao Módulo Base com os eletrodos de aquisição para uma monitoração cardíaca em seu leito e o médico visualiza o sinal em tempo real na sala ao lado. O sistema deve ser capaz de transmitir as 12 derivações estudadas no **Capítulo 1.3.1** do tópico **Eletrocardiograma** deste Tutorial com uma taxa de amostragem de 5 KHz contendo 12 bits por amostra. Calcule a taxa de transmissão (CBR) neste caso e especifique qual a melhor tecnologia wireless a ser empregada de acordo com o ambiente visualizado.

Referências Bibliográficas

- ANDRIGHETTO, E. et al. Proposta de uma plataforma didática para o ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica: I Os sinais Bioelétricos. In: CONGRESSO LATINOAMERICANO DE INGENIERÍA BIOMÉDICA, 4., Porlamar. 2007
- FRIAS, R. N. Zigbee. Disponível em: < <http://www.teleco.com.br/> > Acesso em: 20 maio 2007.
- IEEE 802.11 Standard Report: Wireless LAN Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specification. The Institute of Electrical and Eletronic Engineers. Inc. New York, EUA, 1999.
- IEEE 802.15.1 Standard Report: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specification for Personal Area Network (WPANs). The Institute of Electrical and Eletronic Engineers. Inc. New York, EUA, 2002.
- IEEE 802.15.3 Standard Report: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specification for High-Rate Wireless Personal Area Network (WPANs). The Institute of Electrical and Eletronic Engineers. Inc. New York, EUA, 2003.
- IEEE 802.15.4 Standard Report: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specification for Low-Rate Wireless Personal Area Network (LR-WPANs). The Institute of Electrical and Eletronic Engineers. Inc. New York, EUA, 2003.
- IEEE 802.16 Standard Report: IEEE Standard for Local and Metropolitans Area Networks – Part 16: Air Interface for Fixed Broadband Wireless Access Systems. The Institute of Electrical and Eletronic Engineers. Inc. New York, EUA, 2004.

- MARTINCOSKI, D. H. Sistema para Telemetria de Eletrocardiograma Utilizando Tecnologia Bluetooth. Florianópolis, 99 p., 2003. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- MAXSTREAM. XBee / XBee-PRO OEM RF Modules. [S.l.], 2007. Product Manual v8.x17 Beta - ZigBee Protocol.
- OLIVERA, F. T. X.; BERNAL-FILHO H. Rádio Spread Spectrum (Espalhamento Espectral). Disponível em: < <http://www.teleco.com.br> > Acesso em: 20 maio 2007.
- SOARES, L. F. G.; LEMOS, G.; COLCHER, S.; 1995. *Redes de Computadores: das LANs, MANs e WANs às redes ATM*. 2. ed. Rio de Janeiro: Editora Campus Ltda. p. 494-499.
- TEIXEIRA, Luis Marcelo. Desenvolvimento de uma aplicação com o protocolo Zigbee aplicado em Instrumentação de Ensaio de Vôo. 2006. 162f. Tese de Mestrado – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos.
- TUDE, E. Bluetooth. Disponível em: < <http://www.teleco.com.br/> > Acesso em: 20 maio 2007.

ANEXO II – MINI-CURSO E AVALIAÇÃO



Mini-Curso:



Engenharia Biomédica Na Prática



• Inscrições

(gratuitas) até
16/06/2008



Das 8:30 às 17h
Na secretaria do IEB,
Ou acesse o
formulário no site:
www.ieb.ufsc.br/mini_curso

• Vagas limitadas



• Informações :

Fone: (48) 3721-8686
rathke@ieb.ufsc.br,
maino@ieb.ufsc.br.

• Local:

Instituto de Engenharia
Biomédica da UFSC

Para Alunos de Graduação nas Engenharias

(é com você mesmo)

**Nos dias 28 de junho e 05 de julho de 2008,
das 14 às 18 hs.**

no **Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC**

(o edifício branco e laranja atrás do Hospital Universitário da UFSC)

Venha por a “mão-na-massa” e aprender sobre:

- ✓ Equipamentos de Aquisição/Transmissão de Sinais Biomédicos;
- ✓ Amplificadores de Biopotenciais;
- ✓ Filtros analógicos para condicionamento de sinais biomédicos;
- ✓ Transmissão Wireless de Sinais Biomédicos com tecnologia Zigbee;
- ✓ Conversão Analógico Digital de Sinais Biomédicos.



Saúde+Educação

Portal de Serviços de Apoio à Educação em Áreas de Saúde e Engenharia Biomédica





Notícias

11-07-2008 09:54:18 - UFSC propõe nova plataforma para o ensino de Engenharia Biomédica na prática

O Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC está desenvolvendo uma plataforma de ensino prático de temas de engenharia biomédica, que estará em funcionamento nos cursos de graduação no próximo semestre. O sistema já existe como disciplina no curso, mas agora terá natureza prática.

A plataforma didática para ensino prático de Engenharia Biomédica, chamada de Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos - Módulo Didático (SPSB-md), foi desenvolvida nos últimos dois anos por uma equipe de professores e de alunos de pós-graduação do Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-EEL-CTC) da UFSC.

Consiste em um conjunto integrado de ferramentas (software, hardware e internet) para introduzir o ensino prático de temas de engenharia biomédica nos cursos de Engenharia.



Fotos- Professor José Marino Neto

De acordo com o professor José Marino Neto, coordenador da área de Bioengenharia do IEB, esta iniciativa é uma maneira de melhorar o ensino prático da graduação a partir de uma iniciativa da pós-graduação. A idéia nasceu a partir da inserção dos temas da Engenharia Biomédica em cursos de graduação de engenharia. Os resultados deste estudo mostram que menos de 8% dos cursos de Engenharia Elétrica apresentam temas de engenharia biomédica para os seus estudantes de graduação. Destes, só 5% usam uma abordagem prática do assunto, daí surgiu a idéia de uma plataforma didática.



Com o objetivo de avaliar o SPSB-md, o instituto desenvolveu um mini-curso, para os alunos da graduação dos cursos de engenharia da UFSC, realizado nos últimos dois sábados. O curso teve 12 vagas e foi gratuito. Os 12 alunos, selecionados entre 52 graduandos das engenharias inscritos, tiveram a oportunidade de montar e intervir diretamente no funcionamento de um aparelho capaz de captar, amplificar e filtrar sinais biomédicos como o eletroencefalograma e o eletrocardiograma e converter estes dados analógicos em sinais digitais e transmiti-los à distância por meio de tecnologias wireless.

A eficiência pedagógica e ergonomia da plataforma foram testadas quantitativamente, visando mudanças e adaptações necessárias. Os próprios alunos avaliaram o mini-curso e o SPSB-md, e os resultados indicam que abordagens práticas como estas são capazes de despertar entusiasmo, vocações e de assegurar a compreensão de temas novos e complexos para os estudantes de Engenharia. Igual entusiasmo foi manifestado pelos estudantes de pós-graduação, que participaram do evento e que desenvolveram a plataforma SPSB-md, pois vivenciaram o impacto direto de seus esforços na educação em Engenharia Biomédica em situação real, assegurando que os resultados de suas dissertações têm aplicação imediata, contínua e profícua nesta área. Depois de pronta, a plataforma poderá ser disponibilizada para outras instituições de ensino que estejam interessadas no assunto.

Por Luciana Filippa/ Estudante de Jornalismo - Intercambista argentina do programa AUGM.



Questionário para Avaliação da Plataforma SPSB

Curso de Graduação / Semestre:.....

Instruções: Assinale com um **X** a nota mais apropriada para cada afirmação abaixo. O significado de cada nota é o seguinte:

- 3** = Concordo plenamente, com muita ênfase (muito, sempre, etc.)
- 2** = Concordo parcialmente (um pouco, às vezes, etc.)
- 1** = Discordo um pouco, com pouca ênfase (acho que não, quase nunca, etc.)
- 0** = Discordo fortemente, com muita ênfase (absolutamente não, nunca, etc.)
- NA** = Não aplicável.

1. O padrão de cores utilizado no tutorial é agradável (fonte, legendas, glossário, figuras, etc).	3 2 1 0 NA
2. As informações do Tutorial são precisas e equilibradas entre os vários assuntos.	3 2 1 0 NA
3. Os recursos visuais (animações, figuras) incluídas neste Tutorial ajudam a apresentar o tópico.	3 2 1 0 NA
4. A visualização dos sinais de ECG, pelo software de Visualização, é clara.	3 2 1 0 NA
5. Os títulos são chamativos e informativos em cada tópico do Tutorial.	3 2 1 0 NA
6. As informações teóricas do roteiro de aula prática foram úteis em complementar seus conhecimentos.	3 2 1 0 NA
7. Eu encontrei a quantidade de informação que eu precisava no Tutorial e nos roteiros de aula prática para fazer a autoavaliação.	3 2 1 0 NA
8. Os encaixes, conectores e chaves dos Módulos de Hardware são fáceis de utilizar.	3 2 1 0 NA
9. Esta Plataforma Didática para ensino de Engenharia Biomédica (o tutorial + o hardware + o roteiro de aula prática + software de visualização) estimula o aprendizado.	3 2 1 0 NA
10. As informações apresentadas no Tutorial são consistentes (parecem estar bem fundamentadas).	3 2 1 0 NA
11. Há um menu, ou sumário no início que me permite saber quais assuntos estão contidos dentro do Tutorial.	3 2 1 0 NA
12. O tempo gasto para a realização das aulas práticas foi razoável.	3 2 1 0 NA
13. As informações incluídas no Tutorial são interessantes (despertaram entusiasmo).	3 2 1 0 NA
14. As informações contidas nos roteiros de aula prática exploraram de alguma forma seu interesse sobre o assunto abordado.	3 2 1 0 NA
15. O propósito desta Plataforma está sempre claro para mim.	3 2 1 0 NA
16. Os Roteiros de Aula Prática possuem informações suficientes para a realização dos experimentos.	3 2 1 0 NA
17. A variedade de formatos (textos e imagens) do Tutorial e dos Roteiros de Aula Prática retém minha atenção.	3 2 1 0 NA



18. As informações do Tutorial são úteis para mim.	3 2 1 0 NA
19. Todas as informações do Tutorial são apresentadas usando linguagem e estilo claros e consistentes.	3 2 1 0 NA
20. Todos os Módulos de Hardware funcionaram corretamente.	3 2 1 0 NA
21. A Plataforma SPSB possui características únicas que a faz mais interessante.	3 2 1 0 NA
22. A Plataforma SPSB se mostrou útil para o aprendizado sobre aquisição, processamento e transmissão de sinais eletrofisiológicos.	3 2 1 0 NA
23. O texto do Tutorial é bem escrito, sem erros gramaticais ou outros tipos de erros.	3 2 1 0 NA
24. O tempo todo eu posso controlar que informação do Tutorial eu desejo ver.	3 2 1 0 NA
25. Há coisas surpreendentes na Plataforma SPSB.	3 2 1 0 NA
26. Este Plataforma fornece oportunidades para interatividade.	3 2 1 0 NA
27. As instruções de uso desta Plataforma são simples e claras.	3 2 1 0 NA
28. Todos os acessórios utilizados durante a aula prática (eletrodos, cabos, fonte de alimentação) funcionaram do modo como eles deveriam funcionar.	3 2 1 0 NA
29. A modularidade dos componentes de hardware (sistema composto por diversas partes, organização modular) torna a aulas práticas mais significativas (auxilia na compreensão dos diferentes temas das aulas práticas).	3 2 1 0 NA
30. Existem somente informações importantes ou relevantes no Tutorial.	3 2 1 0 NA
31. Não importa onde eu esteja no Tutorial, eu posso retornar para a página inicial ou sair.	3 2 1 0 NA
32. O tempo previsto para realizar as experiências das aulas práticas é suficiente.	3 2 1 0 NA

Antes de responder as próximas perguntas, volte a cada afirmação em que você assinalou **NA** (não aplicável) e anote uma pontuação baseado no seguinte critério:

0 ponto se a Plataforma SPSB seria beneficiada se tivesse incluído este item.

1 ponto se a Plataforma SPSB não necessita deste item.

2 pontos se a Plataforma SPSB ficou melhor sem a inclusão deste item.

É a primeira vez que estuda estes conteúdos? (**NÃO/SIM**)

Qual é a melhor coisa sobre a Plataforma SBSP? _____

O que precisa de melhoria na Plataforma SPSB? _____

Agradecemos por sua contribuição neste trabalho.

ANEXO III – RECURSOS DA PLATAFORMA

III.1 MÓDULOS DE INSTRUMENTAÇÃO

A seguir são descritos os principais módulos de aquisição e condicionamento dos sinais eletrofisiológicos, que servem de base para as aulas práticas do projeto SPSB e seus respectivos autores.

III.1.1 MÓDULO DE ELETROENCEFALOGRAFIA

O EEG constitui-se no registro das atividades elétricas geradas pelo encéfalo. Um exemplo importante de utilização desse exame é o diagnóstico de diferentes tipos de epilepsia e a busca dos focos que a causam. Além disso, pode ser utilizado para localização de tumores cerebrais ou lesões volumosas, no diagnóstico de determinados tipos de doenças mentais e na polissonografia (GUYTON, 2006). A intensidade das atividades elétricas denominadas ondas cerebrais, quando medidas através do escalpo, possui amplitude de aproximadamente $100\mu\text{V}$. As freqüências destas ondas cerebrais se apresentam na faixa de 0,5 a 100 Hz e suas características são altamente dependentes do grau de atividade do córtex cerebral (WEBSTER, 1998).

Para a captação dos sinais de EEG são utilizados eletrodos, atuando como transdutores, que transformam uma corrente iônica do organismo em uma corrente elétrica no sistema medidor (IAIONE, 2003).

Nos registros clínicos de EEG, vários eletrodos são dispostos de forma superficial sobre diferentes partes do escalpo, geralmente respeitando o padrão internacional 10-20. A utilização de eletrodos de superfície é considerada a maneira mais apropriada para a captação dos sinais de EEG em ambientes externos aos ambientes assistenciais de saúde, sendo esta a forma indicada para utilização em instituições de ensino (ADUR *et al.*, 2007).

O desenvolvimento do módulo didático de eletroencefalograma para até 6 canais, desenvolvido por ADUR (2008) e ilustrado na **Figura III.1**, serve como ferramenta de auxílio para o estudo de sinais eletroencefalográficos sendo a base para desenvolvimento do roteiro de aula prática sobre filtragem analógica, na cadeia de condicionamento dos sinais bioelétricos da **Figura III.2**.

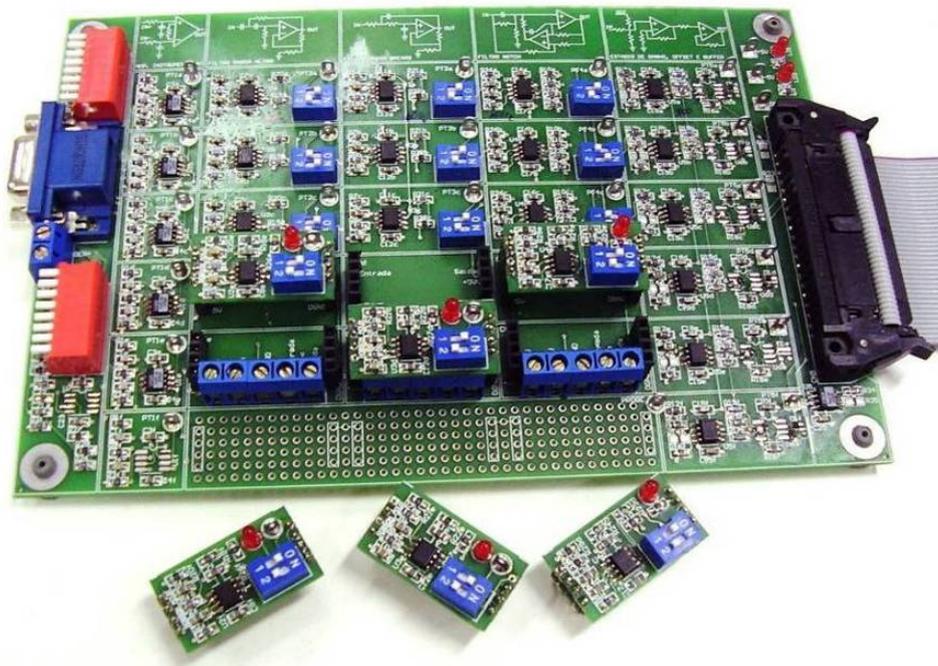


Figura III.1. Módulo EEG implementado.



Figura III.2. Cadeia de condicionamento de sinais de EEG.
Fonte: ADUR (2007).

Quadro III.1. Principais recursos e especificações técnicas do módulo de EEG.

Recursos	Especificações
Fonte de alimentação simétrica.	Tensões +5 V, -5 V e GND; $I_{\text{máx}}=200$ mA; isolamento galvânica.
Circuito de proteção de saída dos canais analógicos.	Buffer com limitação de amplitude de saída implementado com ADR8031 e zener 2V4 ($V_{\text{out máx}} = +3$ Vp).
Recurso de identificação física dos circuitos.	Separação física com margens e desenho esquemático da topologia empregada na serigrafia da placa.
Recurso de desabilitação de filtros.	Dip-switch 2 pólos nos canais 1, 2 e 3.
Recurso para conexão de filtros extras.	Disponível nos canais 4, 5 e 6.
Recurso para conexão de circuito prototipado em <i>proto-board</i> .	3 conectores disponíveis no Canal 5 para prototipagem separadamente dos filtros .
Recurso para prototipagem na própria placa.	Disponível no canal 6.
Pontos de teste.	Conectores ligados a pontos de interesse nos circuitos.
Recurso para aquisição bipolar ou monopolar.	Configurado individualmente para cada canal através de chave.

Pontos de acesso aos circuitos internos são disponibilizados ao usuário em cada estágio da cadeia de aquisição, onde se permite testar, alterar parâmetros, ou até mesmo substituir integralmente circuitos específicos do módulo (ADUR *et al.*, 2007). Além dos pontos de acesso, implementaram-se outros recursos com o intuito de facilitar o uso do equipamento e a execução dos experimentos da aula prática, tais como apresentados no **Quadro III.1**:

III.1.2 MÓDULOS DE ECG, EOG E EMG

A execução do projeto para os módulos didáticos de Eletrocardiografia, Eletromiografia e Eletrooculografia, desenvolvidos por RATHKE (2008) e ilustrados na **Figura III.3**, apresenta-se em conjunto por terem circuitos eletrônicos semelhantes que mudam apenas o ganho e as faixas de corte para os filtros. Com eles, tem-se a base para o roteiro de aula prática sobre conversões analógico-digitais.



Figura III.3. Módulo de ECG, EOG e EMG, implementados com o mesmo *layout*.

Os módulos didáticos são partes integrantes da Plataforma Didática de Engenharia Biomédica, compondo módulos de instrumentação do SPSB. Suas funções são adquirir e condicionar os sinais eletrofisiológicos de ECG, EMG, e EOG, para envio ao módulo base. O módulo base, por sua vez, digitaliza estes sinais e envia para o computador. Com o auxílio do *software* de visualização é possível analisar o sinal na tela do computador.

Além da aquisição dos sinais eletrofisiológicos, estes módulos didáticos possuem outras funcionalidades como: uma ponteira exploradora e sinal de teste. A ponteira

exploradora permite a simulação da ação de um osciloscópio no próprio circuito, possibilitando a aquisição do sinal a partir de qualquer ponto (RATKHE *et al.*, 2007). O sinal de teste é gerado pelo conversor D/A do microcontrolador, e é utilizado para simular um sinal de ECG. Este sinal pode ser aplicado à entrada do amplificador de instrumentação, percorrendo toda a cadeia de aquisição da **Figura III.4**.

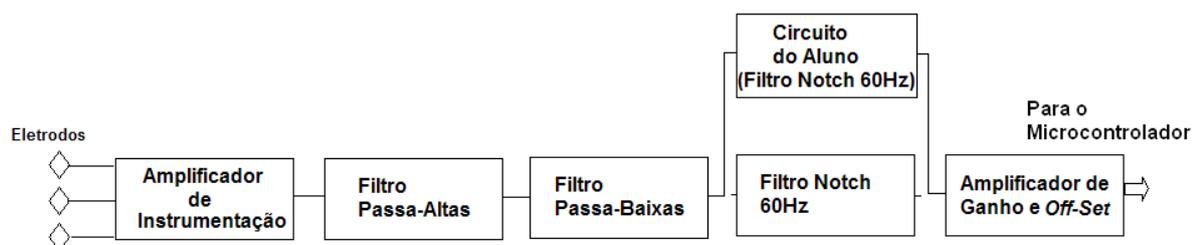


Figura III.4. Componentes da cadeia de aquisição.
Fonte: RATHKE (2007).

Outra funcionalidade destes módulos é a possibilidade da substituição de qualquer circuito da cadeia de aquisição por um circuito externo, chamado circuito do aluno, ver **Figura III.4**. Com este recurso é possível montar um dos circuitos externamente, por exemplo em uma matriz de contatos, e ligar ao módulo (RATKHE *et al.*, 2007).

Quadro III.2. Principais recursos e especificações técnicas do módulo de ECG.

Recursos	Especificações
Fonte de alimentação simétrica	Tensões +5 V, -5 V e GND; $I_{\text{máx}}=100$ mA; isolamento galvânica.
Entrada analógica	Tensão entre -1 e +1 mV; resolução 12 bits; banda passante de 0,5 até 50 Hz; ganho 9,4.
Simulador de ECG	Tensão mínima -0,4 V; tensão máxima 1,35 V; resolução 8 bits.
Pontos de teste	Conectores ligados a pontos de interesse nos circuitos.
Ponteira de teste	Sinal de entrada mínimo -1,25 V e máximo +1,25 V; resolução de 12 bits; banda passante de 0 até 350 Hz; ganhos de 1, 10 e 100.

O **Quadro III.2** apresenta os principais recursos disponíveis no módulo didático de ECG para o aluno na execução do roteiro de aula prática sobre conversores analógico-digitais.

III.1.3 MÓDULO PARA AMPLIFICADOR DE BIOPOTENCIAL

O Módulo de Interface para Amplificador de Biopotencial (MIAB) é mais um dos módulos de instrumentação que integram a plataforma didática SPSB. Sua função é servir como ferramenta de auxílio para aula prática sobre amplificadores de biopotenciais do tutorial de Eletrocardiografia desenvolvido por POSSA (2008).

Este módulo, **Figura III.5**, possibilita a interface entre um amplificador de biopotencial construído pelo aluno, como experimento da aula prática, e a plataforma didática SPSB. Através deste módulo, o aluno pode testar seus circuitos amplificadores de biopotenciais, podendo visualizar os resultados no próprio *software* de visualização (POSSA *et al.*, 2007).

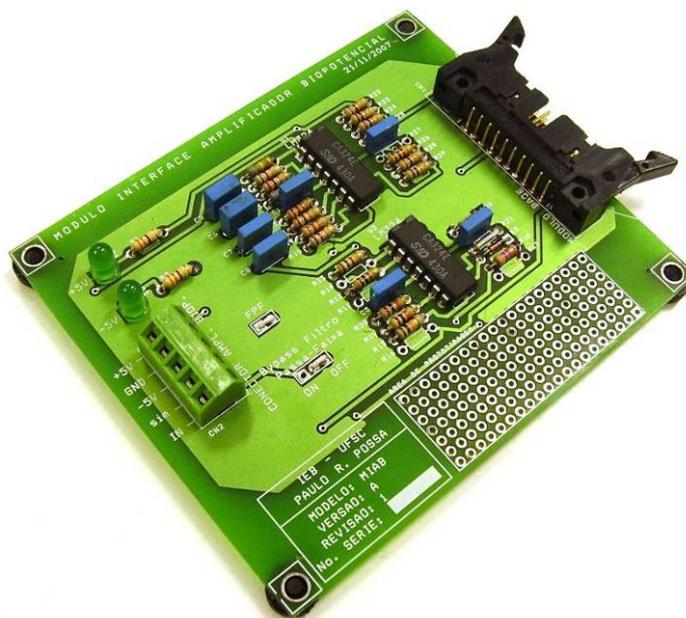


Figura III.5. Módulo de Interface Amplificador de Biopotencial implementado.

O **Quadro III.3** apresenta os recursos disponíveis no Módulo de Interface para Amplificador de Biopotencial para o aluno na execução do roteiro de aula prática sobre amplificadores de biopotencial.

Quadro III.3. Principais recursos e especificações técnicas do MIAB.

Recursos	Especificações
Fonte de alimentação simétrica	Tensões +5 V, -5 V e GND; $I_{\text{máx}}=100$ mA; isolamento galvânica.
Entrada analógica	Tensão entre -1 e +1 mV; resolução 12 bits; banda passante de 0,5 até 50 Hz; ganho 9,4.
Simulador de ECG	Tensão mínima -0,4 V; tensão máxima 1,35 V; resolução 8 bits.

III.2 SOFTWARE DE VISUALIZAÇÃO COMPUTACIONAL

O *software* de visualização integrante do Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos foi desenvolvido em C++ *Builder 6.0* pelo IEB-UFSC em parceria com o pós-graduando Geovani Rodrigo Scolari, e serve como ferramenta de auxílio para todas as aulas práticas disponíveis no SPSB.

Este *software* é uma versão inicial com a única finalidade de possibilitar a visualização dos sinais eletrofisiológicos processados no módulo base do SPSB e está ilustrado na **Figura III.6**. Basicamente, essa versão foi desenvolvida para desempenhar funcionalidades básicas de um osciloscópio. Futuramente prevê-se um novo tema de dissertação que aborde assuntos específicos de Informática Médica, e desenvolva-se uma versão melhorada para esse *software*, com recursos de filtragem digital, e transformadas de *Fourier* e *Wavelets*, por exemplo.

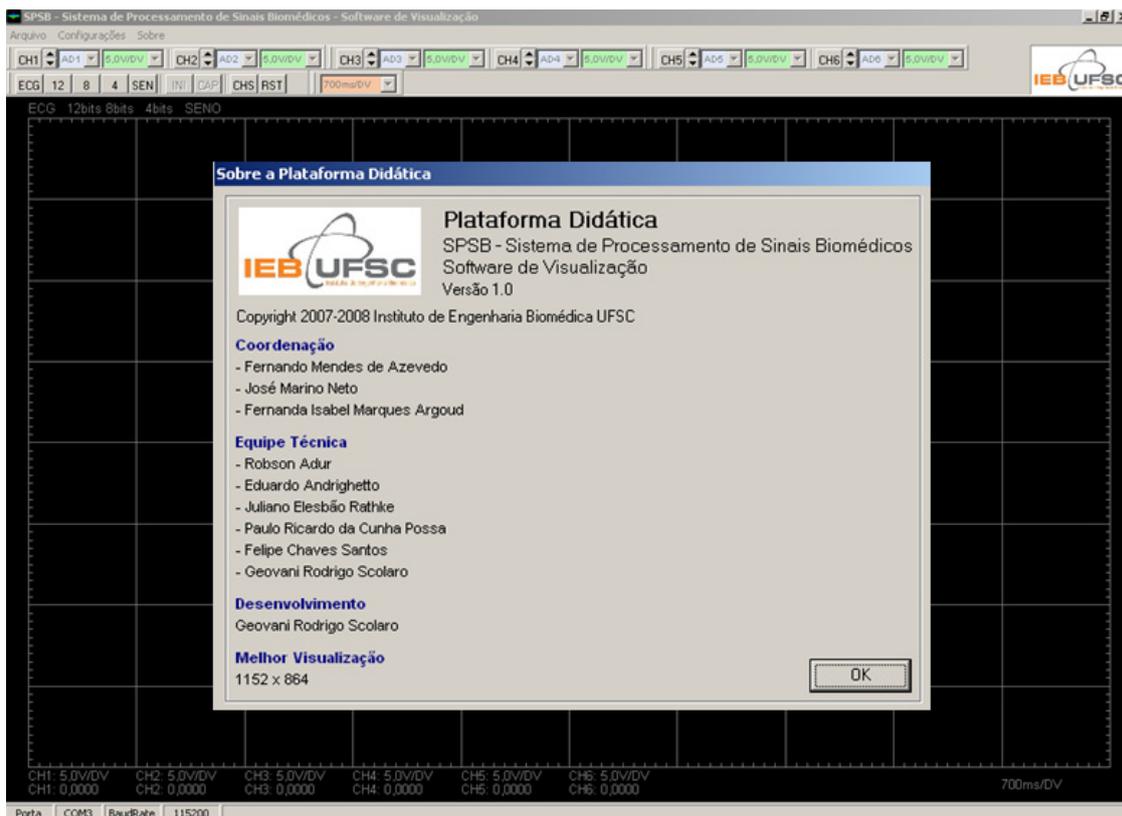


Figura III.6. Software de visualização SPSB.

O *software* apresenta os seguintes recursos ao usuário:

- visualização de até seis canais simultâneos na tela do microcomputador;
- escolha de até seis escalas para a amplitude independente para cada canal;

- escolha entre quatro escalas de tempo para todos os canais;
- movimentação independente da linha de base de cada canal;
- botões de ativação do *hardware*;
- captura de imagem em formato JPEG;
- configurações da taxa de comunicação (normal em 115,2 Kbps);
- configurações de seleção da porta de comunicação habilitada;
- configurações para taxas de atualização na tela;
- configurações do tamanho de *buffer* de recepção dos sinais;
- configurações das escalas de amplitude;
- configurações de códigos de ativação para o microcontrolador.

III.3 TUTORIAL TEÓRICO-PRÁTICO

Integrando o Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos quanto à abordagem pedagógica em sistemas hipermédia, a plataforma didática conta com um tutorial eletrônico, relativo ao projeto SPSB, disponibilizado no portal Saúde+Educação²⁷ do IEB-UFSC.

Utilizando os recursos de um sistema tutor inteligente²⁸, o tutorial teórico-prático apresenta dois tópicos referentes ao SPSB. O primeiro aborda assuntos referentes à eletrocardiografia e aos eletrocardiógrafos. O segundo apresenta informações relativas à eletroencefalografia e aos eletroencefalógrafos.

Com o objetivo de auxiliar alunos de engenharia elétrica no desenvolvimento de habilidades e conhecimentos referentes à engenharia biomédica, o tutorial teórico-prático tem como propósito principal fazer com que seus usuários reconheçam e compreendam os sinais biomédicos e desenvolvam técnicas de aquisição, processamento e transmissão em nível de *hardware*.

Para isso, cada tópico do tutorial apresenta uma série de itens relativos ao conteúdo sobre o assunto, ao histórico envolvido e correlação clínica na área. Ainda, cada tópico traz uma atividade prática onde são inseridos os roteiros de aula prática desenvolvidos no projeto. E, por fim, uma auto-avaliação para satisfazer o caráter de sistema tutor inteligente do portal Saúde+Educação.

A seguir, são apresentados os itens para cada tópico do tutorial:

²⁷ <http://www.saudeeducacao.ufsc.br>.

²⁸ Realiza um acompanhamento pessoal sobre o usuário. Através de avaliações *online*, aponta as deficiências e sugere uma maior atenção aos tópicos em que o estudante apresenta insuficiência.

- **Conteúdo:** apresentam toda a teoria do processo, os fenômenos fisiológicos a partir dos quais o sinal é gerado no corpo humano com características e morfologias destes sinais;
- **História:** é feito um breve relato sobre os primeiros registros e os principais responsáveis pelas descobertas;
- **Correlação Clínica:** abordam os principais parâmetros de interesse do sinal e a suas relações com patologias e doenças mais comuns;
- **Mão na Massa:** caracterizam as atividades práticas de ensino. Aqui são inseridos os roteiros de aula prática e apresentam o diferencial da proposta do SPSB. São discutidas e praticadas as técnicas de aquisição, processamento e transmissão dos sinais através de 5 roteiros referentes a amplificadores de biopotenciais, filtragem analógica, conversão analógico-digital, transmissão *wireless*²⁹, e ambiente de realidade virtual;
- **Auto-Avaliação:** consiste em perguntas objetivas referentes aos assuntos abordados no tutorial, em que ao final das atividades o usuário é submetido. Através de um banco de dados, com várias questões formuladas, a avaliação é aleatorizada para evitar que a mesma questão seja repetida em uma nova auto-avaliação.

III.4 AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL 3D

A ambientação do experimento virtual 3D, desenvolvida por SANTOS (2007), apresenta um ambiente de realidade virtual não-imersivo desenvolvido para realização de procedimentos práticos relacionados a um monitor multiparâmetros. O modelo utilizado para a simulação virtual foi o DX2010 da empresa *Dixtal*.

O equipamento foi situado em um ambiente de um Centro de Tratamento Intensivo – CTI – do Hospital-Escola Virtual. Esta sala cirúrgica ilustrada na **Figura III.7** obedece às normas técnicas de segurança da ABNT, e possibilita ao usuário a oportunidade de realizar estudos de campo do ambiente. Um paciente virtual é disposto na maca de cirurgia para obtenção virtual de seus parâmetros fisiológicos (SANTOS *et al.*, 2007). Desta forma, o usuário precisa fazer a colocação dos eletrodos de forma correta para que os sinais eletrocardiográficos apareçam corretamente no monitor. O monitor virtual DX2010 simula todas as características do monitor real, possibilitando aos

²⁹ Roteiro de aula prática, no **Anexo I**: redes *wireless* com aplicação biomédica.

usuários o treinamento virtual muito parecido ao obtido no mundo real (SANTOS *et al.*, 2007).



Figura III.7. Monitor multiparâmetros inserido no CTI virtual.

Para que o usuário do sistema possa interagir com o paciente, é necessário que ele conheça os princípios e aplicações clínicas do monitor a fim de obter informações da atividade cardíaca humana. Deste modo, o usuário deve entender o funcionamento fisiológico do corpo humano e atentar para a correta usabilidade do equipamento. Essas informações serão obtidas no roteiro de aula prática referente ao ambiente de realidade virtual.

Segundo SANTOS *et al.* (2007), a interatividade do usuário com o paciente virtual segue três etapas:

- **instalação correta do equipamento:** inclusão de cabos e equipamentos na configuração do monitor multiparâmetro;
- **configuração dos eletrodos:** os eletrodos deverão ser posicionados no corpo do paciente virtual;
- **operação correta do equipamento:** é do ponto de vista clínico, o trabalho de análise dos sinais que são monitorados.

Toda a parte de visualização do ambiente virtual é feita através da tecnologia VRML. Porém, a operação do monitor exige vários métodos internos de *software*. É objetivo deste trabalho simular com fidelidade estes métodos, por meio da implementação da tela do monitor em formato multimídia *Adobe Flash* e mapeamento no objeto VRML 3D do monitor por meio do *Externproto FlashMovie* (SANTOS *et al.*, 2007).

Os ambientes e objetos VRML são desenhados com o auxílio do *software 3DS Max 7*, que permite a criação de modelos 3D e de animações que são exportadas para o padrão da linguagem VRML (SANTOS *et al.*, 2007). A interatividade da cena é executada através de nodos *Scripts*, implementados na hierarquia do VRML. Os nodos *Scripts* permitem chamadas de linguagens interpretáveis pelo *browser*, como *JavaScript*, e possibilitam a manipulação de eventos e valores gravados, tais como *KeyValues*, *SFVect3fs* e *SFRotations* (SANTOS *et al.*, 2007).

Estas funcionalidades trazem dinâmica aos mundos virtuais. É possível “pegar” um objeto e levá-lo a outro lugar do mundo virtual de diferentes formas através de eventos VRML, como *touch* e *plane sensors*. Diferentes ações podem disparar diferentes animações, expandindo as possibilidades de manipulação da cena (SANTOS *et al.*, 2007).

ANEXO IV – PUBLICAÇÕES

PUBLICAÇÕES

ADUR, R.; **ANDRIGHETTO, E.**; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma Plataforma didática para Ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica. II. O módulo didático de EEG, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.

ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma plataforma didática para o ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica: I Os Sinais Bioelétricos. In: Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, 4., Porlamar. 2007.

ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Plataforma Didática para a Aprendizagem de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica. III - Proposta para Comunicação wireless, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.

POSSA, P. R.; **ANDRIGHETTO, E.**; SANTOS, F. C.; RATHKE, J. E.; ADUR, R.; OJEDA, R. G.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. A Inserção da Engenharia Biomédica nos Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica no Brasil. Aceito para publicação pela Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, 2008.

POSSA, P. R.; RATHKE, J. E.; **ANDRIGHETTO, E.**; ADUR, R.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de plataforma didática para ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica: IV. Tutorial sobre Eletrocardiografia, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.

RATHKE, J. E.; POSSA, P. R.; SANTOS, F. C.; **ANDRIGHETTO, E.**; ADUR, R.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma Plataforma Didática para Ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica: I. Módulos para aquisição de Sinais eletrográficos, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.

SANTOS, F. C.; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; **ANDRIGHETTO, E.**; ADUR, R.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de Plataforma Didática Para o Ensino de Engenharia Biomédica em Curso de Engenharia Elétrica: V. Ambiente em RV de Eletrocardiografia. In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADINSTRUMENTS, ADInstruments in Education. Disponível em <<http://www.adinstruments.com/education/>>, Acessado em 7 Jun. 2008.

ADUR, R. Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: Módulo Didático de Eletroencefalograma. Florianópolis, 150 p., 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.

ADUR, R.; ANDRIGHETTO, E.; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma Plataforma didática para Ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica. II. O módulo didático de EEG, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.

ALVES, L.;1992. *Comunicação de Dados*. São Paulo: Makron, McGraw-Hill.

ANALOG DEVICES, (2005-2007). Precision Analog Microcontroller, 12-Bit Analog I/O, ARM7TDMI® MCU.

ANALOG DEVICES, (2008). Dual-Channel Digital Isolators, ADuM1200/ADuM 1201.

ANATEL. Regulamento sobre equipamentos de radiocomunicação de radiação restrita. Anexo a Resolução 365, 14 de Janeiro de 2000, Brasília, DF.

- ANATEL. Regulamento sobre equipamentos de radiocomunicação de radiação restrita. Anexo a Resolução 305, 26 de Julho de 2002, Brasília, DF.
- ANATEL. Regulamento sobre equipamentos de radiocomunicação de radiação restrita. Anexo a Resolução 365, 10 de Maio de 2004, Brasília, DF.
- ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma plataforma didática para o ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica: I Os Sinais Bioelétricos. In: Congresso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, 4., Porlamar. 2007.
- ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Plataforma Didática para a Aprendizagem de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica. III - Proposta para Comunicação wireless, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- BARONTI, P.; PILLAI, P.; CHOOK, W. C.; CHESSA, S. GOTTA, A.; HU, Y.F. Wireless sensor networks: A survey on the state of the art and de 802.15.4 and ZigBee standards. Computer Communications 30 (2007) 1655-1695.
- BIOPAC, Biopac Systems Inc. Disponível em <<http://www.biopac.com>>, Acessado em 7 Jun. 2008.
- EPSTEIN, C. M. Aliasing in the Visual EEG: A Potential pitfall of video display technology. International Federation of Clinical Neurophysiology. Elsevier Ireland Ltd, n. 114, p. 1974-1976, 2003
- FAIRCHILD SEMICONDUCTOR, 2002. MC79XX/MC79XXA/LM79XX 3-Terminal 1 A Negative Voltage Regulator.
- FLEMING, W. J.; ARANHA, H. Enlaces, Antenas e Propagação para Internet Sem Fio (Conceitos de Wireless). Disponível em < <http://www.betatelecom.com.br/img/pdf/BT274605Abranetartigo.pdf>>, Acessado em 10 Mai. 2008.
- FTDI – FUTURE TECHNOLOGY DEVICES INTERNATIONAL Ltd, (2005). FT232R USB UART I.C.

- GOLMIE, N.; CYPHER, D.; REBALA, O. Performance Analysis of Low Rate Wireless Technologies for medical Applications. *Computer Communications* 28 (2005) 1266-1275.
- GUYTON, A. C.; 2006. *Textbook of Medical Physiology*. 11º Ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- IAIONE, F. Proposta e Implementação de Metodologia para Detecção de Hipoglicemia Baseada na Análise e Classificação do Eletroencefalograma. Florianópolis, 162 p., 2003. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- IEEE 802.11 Standard Report: Wireless LAN Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specification. The Institute of Electrical and Electronic Engineers. Inc. New York, EUA, 1999.
- IEEE 802.15.1 Standard Report: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specification for Personal Area Network (WPANs). The Institute of Electrical and Electronic Engineers. Inc. New York, EUA, 2002.
- IEEE 802.15.3 Standard Report: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specification for High-Rate Wireless Personal Area Network (WPANs). The Institute of Electrical and Electronic Engineers. Inc. New York, EUA, 2003.
- IEEE 802.15.4 Standard Report: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specification for Low-Rate Wireless Personal Area Network (LR-WPANs). The Institute of Electrical and Electronic Engineers. Inc. New York, EUA, 2003.
- IEEE 802.16 Standard Report: IEEE Standard for Local and Metropolitan Area Networks – Part 16: Air Interface for Fixed Broadband Wireless Access Systems. The Institute of Electrical and Electronic Engineers. Inc. New York, EUA, 2004.
- ISTEPANIAN, R. S. H.; WOODWARD, B.; 1997. Microcontroller-Based Underwater Acoustic ECG Telemetry System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 1, n. 2 (Jun.), p. 150-154.
- IVES J. C.; WIGGLESWORTH J. K. Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures, *Clinical Biomechanics* 18, p. 543-552. (2002).

- MALAFAYA, H.; TOMÁS, L.; SOUSA, J. P. Sensorização sem fios sobre ZigBee e IEEE 802.15.4. Disponível em <<http://www.deetc.isel.ipl.pt/jetc05/JETC05/Artigos/Electronica/Poster%20E/136.pdf>> Acessado em 28 Mar. 2008.
- MARTINCOSKI, D. H. Sistema para Telemetria de Eletrocardiograma Utilizando Tecnologia Bluetooth. Florianópolis, 99 p., 2003. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- MAXSTREAM (2007). XBee™/XBee-PRO™ OEM RF Modules. Product Manual v8.x1x Beta – ZigBee Protocol.
- MONSIGNORE, F. Sensoriamento de ambiente utilizando o padrão ZigBee. São Carlos, 74p., 2007. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- MISIC, J.; MISIC, V. B.; *Implementation of Security policy for Clinical Information Systems Over Wireless Sensor Networks*. Ad Hoc Networks 5 (2007) 134-144.
- NATIONAL SEMICONDUCTOR, 2000. LM78XX Series Voltage Regulators.
- NATIONAL SEMICONDUCTOR, 2007. LM3940 1 A Low Dropout Regulator for 5 V to 3.3 V Conversion.
- OLIVEIRA, F. T. X. e BERNAL-FILHO H.; 2003. Rádio Spread Spectrum (Espalhamento Espectral). Disponível em <<http://www.teleco.com.br>>, Acessado em 10 Jul. 2007.
- OUALKADI, A.; VANDENDROPE, L.; FLANDRE, D. *System-level design of radio receiver for IEEE 802.15.4 “ZigBee” application*. Int J Electron Commun (AEU), 2007.
- PAIM, F. C. A. Desenvolvimento de um Sistema de Telemetria para Aquisição de Sinais Fisiológicos com Aplicação em Programas de Reabilitação Cardíaca. Florianópolis, 137 p., 2005. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- PARK, J.; SON, J.; SEO, H.; ISHIDA, M.; 1998. 4-subject 4-channel optical telemetry system for use in electrocardiograms. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTRONICS, CIRCUITS AND SYSTEMS (5. : Sep. 1998 : Lisboa). Proceedings. Lisboa. v. 3, p. 251-254
- POSSA, P. R. Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: Módulo Didático de Amplificador de Potenciais Bioelétricos. Florianópolis, 118 p., 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.

- POSSA, P. R.; ANDRIGHETTO, E.; SANTOS, F. C.; RATHKE, J. E.; ADUR, R.; OJEDA, R. G.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. A Inserção da Engenharia Biomédica nos Cursos de Graduação de Engenharia Elétrica no Brasil. Submetido à Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, 2008.
- POSSA, P. R.; RATHKE, J. E.; ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; SANTOS, F. C.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de plataforma didática para ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica: IV. Tutorial sobre Eletrocardiografia, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- QUIANG Z.; MINGSHI W. A wireless PDA-based electrocardiogram transmission system for telemedicine, Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 2005, p. 3807-3809
- RATHKE, J. E. Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: Módulos Didáticos de Aquisição de ECG, EMG e EOG e Conversão Analógico Digital de Biossinais. Florianópolis, 180 p., 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- RATHKE, J. E.; POSSA, P. R.; SANTOS, F. C.; ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de uma Plataforma Didática para Ensino de Engenharia Biomédica em Cursos de Engenharia Elétrica: I. Módulos para aquisição de Sinais eletrográficos, In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- RICARDO, C. A.; (2006). Redes de Sensores: *ZigBee*. Mestrado em Informática Aplicada PUC/PR. Disponível em <http://www.ppgia.pucpr.br/~jamhour/Download/pub/Mestrado%202006/ZigBee_Claudia.pdf>, Acessado em 25 Mar. 2008
- RUFINO, N. M.; (2005). *Segurança em Redes sem Fio*. 2.ed. São Paulo: Novatec Editora Ltda.
- SANCHES, C. A.; 2005. *Projetando redes WLAN – conceitos e práticas*. 1. ed. São Paulo: Editora Érica.
- SANTOS, F. C.; RATHKE, J. E.; POSSA, P. R. C.; ANDRIGHETTO, E.; ADUR, R.; ARGOUD, F. I. M.; AZEVEDO, F. M.; MARINO-NETO, J. Proposta de Plataforma Didática Para o Ensino de Engenharia Biomédica em Curso de Engenharia Elétrica:

- V. Ambiente em RV de Eletrocardiografia. In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação e Engenharia, 2007.
- SCHWARZ, L. Proposta de um Sistema Telemétrico para Aquisição de Sinais Fisiológicos. Florianópolis, 117 p., 2007. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina.
- SILVEIRA, J. L.; 1991. *Comunicação de dados e sistemas de teleprocessamento*. São Paulo: Makron, McGraw-Hill.
- SOARES, L. F. G.; LEMOS, G.; COLCHER, S.; 1995. *Redes de Computadores: das LANs, MANs e WANs às redes ATM*. 2. ed. Rio de Janeiro: Editora Campus Ltda.
- SMALL, R. V. e ARNONE, M.; 1999. The Motivation Mining Company; Website Motivational Analysis Checklist Senior (WebMac 4.0). Disponível em <<http://www.marilynarnone.com/WebMACSr.4.0.pdf>>. Acesso em: 25 Mai. 2008.
- TEIXEIRA, E. R. D; 2004. Wimax. Disponível em <<http://www.teleco.com.br>>, Acessado em 15 Jan. 2008.
- TEIXEIRA, Luis Marcelo. Desenvolvimento de uma aplicação com o protocolo ZigBee aplicado em Instrumentação de Ensaio de Voo. 2006. 162f. Tese de Mestrado – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos.
- TELECO INFORMAÇÕES EM TELECOMUNICAÇÕES. Padrões de Redes Locais definidos pelo IEEE 802. Disponível em <<http://www.teleco.com.br/ieee802.asp>>, Acessado em: 20 Dez. 2007.
- TEXAS INSTRUMENTS, 2002. MAX232, MAX232I Dual EIA-232 Drivers/Receivers.
- TOMPKINS, W. J.; 1995. *Biomedical Digital Signal Processing*. 1st Ed. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice Hall.
- TORRES, G.; Lima, C. O modelo de referência OSI para protocolos de rede. Disponível em: <<http://www.clubedohardware.com.br/artigos/1349>>, Acessado em: 17 Dez. 2007.
- WAYNE, S. iCoupler® Digital Isolators Protect RS-232, RS-485, and CAN buses in Industrial, Instrumentation, and Computer Applications. Analog Dialogue 39-10, 2005.
- WEBSTER, J. G. Medical Instrumentation – Application and Design. EUA: John Wiley & Sons, Inc.,1998.

-
- WIRTH, A.; 2003. Formação e Aperfeiçoamento Profissional em Telecomunicações e *Redes de Computadores*. Rio de Janeiro: Axcel Books do Brasil Editora.
- YACOUB, M. D.; 2002. *Wireless Technology Protocols, Standards, and Techniques*. Flórida: CRC PRESS LCC.
- ZIGBEE ALLIANCE, ZigBee Specification. Dezembro de 2006. Disponível em <<http://www.ZigBee.org>>, Acessado em 12 Abr. 2008.