

DANIEL HENRIQUE MARTINCOSKI

**SISTEMA PARA TELEMETRIA DE
ELETROCARDIOGRAMA UTILIZANDO
TECNOLOGIA BLUETOOTH**

**FLORIANÓPOLIS
2003**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

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

**SISTEMA PARA TELEMETRIA DE
ELETROCARDIOGRAMA UTILIZANDO
TECNOLOGIA BLUETOOTH**

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

DANIEL HENRIQUE MARTINCOSKI

Florianópolis, julho de 2003.

SISTEMA PARA TELEMETRIA DE ELETROCARDIOGRAMA UTILIZANDO TECNOLOGIA BLUETOOTH

Daniel Henrique Martincoski

‘Esta Dissertação foi julgada adequada para a 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.’

Raimes Moraes, Ph.D.
Orientador

Edson Roberto de Pieri, Dr.
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

Raimes Moraes, Ph.D.
Presidente

Márcio Cherem Schneider, D.Sc.

Renato Garcia Ojeda, Dr.

Roberto Henrique Heinisch, Dr.

Aos meus pais, Mauri e Marilda.

AGRADECIMENTOS

A Deus.

A toda a equipe do IEB-UFSC, professores e funcionários, especialmente ao Professor Raimes Moraes, pela orientação e paciência.

À Eliane, pelo amor e compreensão.

Aos colegas de caminho, especialmente Dani, Guto, Joãozão, Joãozinho e Rica, por tantas coisas, principalmente pelas risadas.

Ao mestre e colega João Baggio, por ceder a placa de avaliação MSC1210EVM utilizada no protótipo. Essa placa tem história...

Ao aluno de Iniciação Científica, Rodrigo C. Cossalter, pelo auxílio na elaboração da placa de circuito impresso do módulo de aquisição.

A toda a minha família e amigos, pela fundamental presença apesar das centenas de quilômetros.

Obrigado.

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

SISTEMA DE TELEMETRIA DE ELETROCARDIOGRAMA UTILIZANDO TECNOLOGIA BLUETOOTH

Daniel Henrique Martincoski

Julho / 2003

Orientador: Raimés Moraes, Ph.D.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Palavras-Chave: Bluetooth, eletrocardiograma, *TeleHomeCare*, telemetria, WMTS

Número de Páginas: 112

RESUMO: A tecnologia *wireless* Bluetooth está surgindo como um novo padrão para transmissão de dados digitais a curto alcance. Esta tecnologia incorpora diversas vantagens como baixo consumo, baixo custo e operação em banda ISM disponível mundialmente. Estas características podem também ser exploradas em sistemas de telemetria médica. O presente trabalho aborda o desenvolvimento e a implementação de um sistema para telemetria de eletrocardiograma (ECG) utilizando a recente tecnologia *wireless* Bluetooth. O sistema desenvolvido contém um dispositivo portátil microcontrolado que capta duas derivações de ECG através de eletrodos colocados na superfície do corpo do paciente. Os sinais são amostrados e transmitidos através da tecnologia Bluetooth a um computador pessoal (PC) para visualização em tempo real. Para a validação do sistema proposto, foram realizados testes de qualidade do canal de comunicação e avaliações do consumo do dispositivo portátil, alimentado por baterias. Foram observadas baixas taxas de erro de transmissão e de *jitter*, de forma que a qualidade da visualização do sinal em tempo real não foi comprometida. Os resultados mostram que a tecnologia Bluetooth constitui uma boa solução para sistemas de telemetria médica. Além da incorporação dos benefícios tecnológicos, sistemas de telemetria com Bluetooth podem ser usados na implementação de sistemas *TeleHomeCare* de baixo custo, aproveitando-se infraestruturas de comunicação já existentes, como a Internet, para o envio dos dados a hospitais e clínicas.

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

ELECTROCARDIOGRAM TELEMETRY SYSTEM USING BLUETOOTH WIRELESS TECHNOLOGY

Daniel Henrique Martincoski

July / 2003

Advisor: Raimes Moraes, Ph.D.

Area of Concentration: Biomedical Engineering

Keywords: Bluetooth, electrocardiogram, TeleHomeCare, telemetry, WMTS

Number of Pages: 112

ABSTRACT: The Bluetooth wireless technology is emerging as a new standard for low range digital data transmission. This technology has a set of attractive characteristics such as low power, low cost and operation on ISM worldwide available band. These features are also interesting for medical telemetry systems. This work describes the development and implementation of an electrocardiogram (ECG) telemetry system using the recent Bluetooth wireless technology. The developed system contains a microcontrolled portable device that acquires two ECG leads using electrodes on the patient's body. The signals are sampled and transmitted via Bluetooth technology to a personal computer (PC) for real-time presentation. The validation of the proposed system is performed by communication channel quality tests and consumption evaluation of the portable device, powered by batteries. The communication channel presented low error rates and low jitter. Therefore, the real-time signal presentation was not impaired. The results show that the Bluetooth technology is a good solution for medical telemetry systems. Besides the technological features, telemetry systems using Bluetooth can be used in low-cost TeleHomeCare systems, taking advantage of the existing communication systems (as Internet) to send the data to hospitals and clinics.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	IX
LISTA DE TABELAS	XI
LISTA DE ABREVIATURAS.....	XII
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 TELEMETRIA MÉDICA.....	2
1.1.1 Métodos Existentes	2
1.1.2 Regulamentação para Rádio Freqüência	3
1.1.3 Aplicações	4
1.2 USO DA TECNOLOGIA BLUETOOTH NA BIOTELEMETRIA	6
1.3 OBJETIVOS	7
1.4 DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DESTA TRABALHO.....	8
2. ELETROCARDIOGRAFIA.....	9
2.1 ANATOMIA E FISIOLOGIA DO CORAÇÃO.....	10
2.2 O ELETROCARDIOGRAMA (ECG).....	13
2.2.1 Sistema de Derivações.....	14
2.2.2 Características Elétricas do Sinal Cardíaco.....	16
2.3 MONITORAMENTO PROLONGADO DO ECG	17
2.3.1 Eletrocardiografia Dinâmica	18
2.3.2 Monitor de Eventos Sintomáticos	19
3. BLUETOOTH	20
3.1 ORIGEM.....	20
3.1.1 Bluetooth SIG	21
3.2 ESCOPO	22
3.2.1 Curto Alcance	22
3.2.2 Baixo Consumo	22
3.2.3 Baixo Custo.....	22
3.2.4 Dados e Voz	23
3.2.5 Especificação Aberta.....	23
3.2.6 Utilização Mundial	23
3.3 ASPECTOS TÉCNICOS	24
3.3.1 Freqüência de Operação	24
3.3.2 Frequency Hopping Spread Spectrum.....	24
3.3.3 Potências de Transmissão	26
3.3.4 Topologia de Comunicação.....	27
3.3.5 Conexões Assíncronas e Síncronas.....	28
3.3.6 Taxas de Transmissão.....	30
3.4 PROTOCOLOS	30
3.4.1 Grupo de Protocolos de Transporte	32
3.4.2 Grupo de Protocolos Middleware	32
3.4.3 Grupo de Aplicação	33
3.4.4 Comparação ao Modelo de Referência OSI	34
3.5 ASPECTOS FUNCIONAIS	35
3.5.1 Estabelecendo uma Conexão Bluetooth.....	36
3.5.2 Encriptação e Segurança	37
3.5.3 Reduções no Consumo de Energia.....	38

3.5.4 Qualidade de Serviço – QoS.....	39
3.6 OUTRAS TECNOLOGIAS WIRELESS	39
3.6.1 IrDA.....	40
3.6.2 IEEE 802.11a / IEEE 802.11b (WiFi).....	40
3.6.3 HomeRF	41
3.6.4 HiperLAN 1 e 2.....	41
3.6.5 IEEE 802.15.4 (ZigBee).....	42
3.6.6 Ultrawideband (UWB).....	43
4. SISTEMA DE TELEMETRIA PROPOSTO.....	44
4.1 HARDWARE DO DISPOSITIVO PORTÁTIL	45
4.1.1 Módulo de Aquisição e Condicionamento do Sinal.....	45
4.1.2 Módulo de Conversão Analógico-Digital.....	49
4.1.3 Módulo Bluetooth	52
4.1.4 Protótipo Finalizado	53
4.2 PROPRIEDADES DA CONEXÃO BLUETOOTH	54
4.2.1 Tipo de Conexão.....	54
4.2.2 “Identificabilidade” e “Conectabilidade”.....	54
4.2.3 Configuração dos Modos Inquiry e Page.....	55
4.2.4 Modo de Operação	56
4.3 FIRMWARE DO DISPOSITIVO PORTÁTIL	57
4.3.1 Configuração do MSC1210	58
4.3.2 Device Driver para Módulo Bluetooth Escravo	58
4.3.3 Empacotamento e Envio dos Dados.....	62
4.3.4 Alertas Sonoros.....	65
4.4 SOFTWARE PARA O PC RECEPTOR	65
4.4.1 Device Driver para Módulo Bluetooth Mestre	67
4.4.2 Cálculo das Outras Derivações.....	70
5. RESULTADOS.....	73
5.1 QUALIDADE DE CONEXÃO DE RF	73
5.1.1 Alcance.....	74
5.1.2 Atraso.....	75
5.1.3 Variação do Atraso (Jitter)	76
5.1.4 Erros de Transmissão.....	78
5.2 CONSUMO DE ENERGIA	80
5.3 ESTUDO DE CASO: INTEGRAÇÃO COM O SISTEMA MONITORIP.....	83
6. DISCUSSÃO & CONCLUSÕES	87
6.1 DISCUSSÃO.....	87
6.2 CONCLUSÕES	88
6.3 TRABALHOS FUTUROS.....	89
GLOSSÁRIO	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	92

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação em corte do coração humano.....	10
Figura 2 – Seqüência do batimento cardíaco.....	11
Figura 3 – Sistema de condução elétrica do coração.....	12
Figura 4 – Exemplo de registro de um ECG normal (derivação bipolar II).....	13
Figura 5 – Sistema de derivações bipolares proposto por Einthoven.	15
Figura 6 – Sistema de derivações aumentadas.....	15
Figura 7 – Sistema de derivações precordiais.....	16
Figura 8 – Larguras de bandas usadas na eletrocardiografia.....	16
Figura 9 – Faixa de amplitudes para diferentes sinais biológicos.....	17
Figura 10 – Equipamentos portáteis Holter.....	19
Figura 11 – Contexto da <i>Personal Area Network</i> (PAN).....	21
Figura 12 – Divisão da Banda ISM 2,4 GHz em 79 canais de 1MHz.....	25
Figura 13 – <i>Piconets</i> ponto-a-ponto (a) e ponto-a-multiponto (b).....	27
Figura 14 – Dois exemplos de <i>Scatternets</i>	28
Figura 15 – Pilha de Protocolos Bluetooth e principais funções de cada camada	31
Figura 16 – Grupo de protocolos de Transporte (em negrito).	32
Figura 17 – Grupo de protocolos <i>Middleware</i> (em negrito).....	33
Figura 18 – Grupo de Aplicação (em negrito).....	33
Figura 19 – <i>Profiles</i> Bluetooth.	34
Figura 20 – Comparação entre o modelo OSI e a pilha de protocolos Bluetooth.	35
Figura 21 – Estados operacionais para dispositivos Bluetooth.	36
Figura 22 – Representação do sistema de telemetria proposto.....	44
Figura 23 – Representação em blocos do dispositivo de telemetria desenvolvido.....	45
Figura 24 – Circuito do módulo de aquisição e condicionamento de sinais.	47
Figura 25 – Foto do módulo de aquisição e condicionamento de sinais do protótipo.....	48
Figura 26 – Circuito do módulo de conversão analógico-digital.	49
Figura 27 – Diagrama em blocos da arquitetura interna do MSC1210.....	50
Figura 28 – Placa comercial de avaliação do chip MSC1210.....	51
Figura 29 – Placa do kit treinamento da Teleca Comtec.	53

Figura 30 – Foto do protótipo do dispositivo portátil de telemetria.....	53
Figura 31 – Temporizações para os estados intermediários de conexão.	55
Figura 32 – Fluxograma do <i>firmware</i>	57
Figura 33 – Fluxograma da rotina genérica para envio de comandos HCI via RS232.	59
Figura 34 – Fluxograma da função <i>Configure_Bluetooth_Slave</i>	60
Figura 35 – Fluxograma da função <i>Scan_for_Connection</i>	61
Figura 36 – Fluxograma da rotina para verificação de desconexão.	62
Figura 37 – Estrutura do pacote de dados.	63
Figura 38 – Checando a sobrescrição de amostras no buffer.	63
Figura 39 – Interpolação das amostras do canal B.....	64
Figura 40 – Fluxograma do software.....	66
Figura 41 – Tela do software de recepção dos dados.	67
Figura 42 – Rotina genérica para envio de comandos HCI.....	68
Figura 43 – Fluxograma da função <i>ROK101008_Init_Client</i>	69
Figura 44 – Fluxograma da função <i>ROK101008_Configure_for_Client</i>	69
Figura 45 – Fluxograma da função <i>ROK101008_Inquiry_and_Create_Conn</i>	70
Figura 46 – Aquisição das derivações aumentadas aVL (a), aVR (b), e aVF (c). ...	71
Figura 47 – Aplicativo para teste de qualidade de link.....	73
Figura 48 – <i>Jitter</i> do sistema de telemetria desenvolvido.	77
Figura 49 – Sistema de telemetria de ECG integrado com MonitorIP.	83
Figura 50 – <i>Thread</i> principal do software de telemetria após integração com MonitorIP.	84
Figura 51 – Tela do aplicativo de telemetria após a integração do MonitorIP.	85
Figura 52 – Tela do aplicativo MonitorIP.....	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos pacotes usados em conexões ACL.	29
Tabela 2 – Taxas de transmissão para os pacotes usados em conexões ACL.	30
Tabela 3 – Alcances do sistema em três situações diferentes.	74
Tabela 4 – Resultados dos testes de erros de transmissão.	79
Tabela 5 – Análise da precisão da frequência de amostragem.	80
Tabela 6 – Cálculo do consumo do módulo de aquisição e condicionamento de sinal.	81
Tabela 7 – Consumos calculados e medidos dos módulos do dispositivo de telemetria.	82
Tabela 8 – Autonomia do dispositivo de telemetria.	82

LISTA DE ABREVIATURAS

ACL	<i>Asynchronous ConnectionLess</i> : conexão assíncrona Bluetooth
ADC	<i>Analog Digital Converter</i> (Conversor Analógico Digital)
aECG	<i>Ambulatory Electrocardiography</i> (Eletrocardiografia Dinâmica)
AES	<i>Advanced Encryption Standard</i>
ANATEL	Agência Nacional das Telecomunicações
AM	Amplitude Modulada
ATM	<i>Asynchronous Transfer Mode</i>
BER	<i>Bit Error Rate</i> (Taxa de Erro de Bit)
CDMA	<i>Code Division Multiple Access</i>
CRC	<i>Cyclic Redundancy Checksum</i>
dB/dec	Decibel por década
dpi	<i>Dots per Inch</i> (Pontos por polegada)
DSSS	<i>Direct Sequence Spread Spectrum</i>
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiograma
EOG	Eletrooculograma
ETSI	<i>European Telecommunications Standards Institute</i>
FCC	<i>Federal Communications Commission</i>
FEC	<i>Forward Error Correction</i>
FHSS	<i>Frequency Hopping Spread Spectrum</i>
FM	Freqüência Modulada
GSM	<i>Global System for Mobile communications</i>
HCI	<i>Host Controller Interface</i>
HID	<i>Human Interface Device</i> (Dispositivo de interface humana)
HiperLAN	<i>High Performance LAN</i>
ICNIRP	<i>International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection</i> (Comissão Internacional sobre Proteção em Radiação Não-Ionizantes)
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
IP	<i>Internet Protocol</i>
IP (endereço)	Identificador com 32 bits de um computador ou dispositivo conectado em uma rede IP.
IrDA	<i>Infrared Data Association</i>
ISM	<i>Industrial, Scientific and Medical</i> (Industrial, Científica e Médica)
kbps	kilo (1000) bits por segundo
kBps	kilo (1000) bytes por segundo
kBaudps	kilo (1000) bauds por segundo

L2CAP	<i>Logical Link Control and Adaptation Protocol</i>
LAN	<i>Local Area Network</i> (Rede Local de comunicação)
LC	<i>Link Controller</i>
LM	<i>Link Manager</i>
LPO	<i>Low Power Oscillator</i> (Oscilador de baixa potência)
Mbps	Mega (1000000) bits por segundo
MBps	Mega (1000000) bytes por segundo
mm	milímetro (0,001 metro)
mm/mV	milímetros por milivolt
mV	milivolt (0,001 Volt)
OBEX	<i>OBject EXchange protocol</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PAN	<i>Personal Area Network</i> (Rede Pessoal de comunicação)
PC	<i>Personal Computer</i> (Computador Pessoal)
PDA	<i>Personal Digital Assistant</i> (Assistente Digital Pessoal, PalmPC)
PnP	<i>Plug and Play</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação por largura de pulso)
QoS	<i>Quality of Service</i> (Qualidade de Serviço)
RF	Rádio Frequência
RFCOMM	Protocolo para emulação de cabo serial RS232
SAR	<i>Specific Absorption Rate</i>
SCO	<i>Synchronous Connection-Oriented</i> : conexão síncrona Bluetooth
SDP	<i>Service Discovery Protocol</i>
SIG	<i>Special Interest Group</i>
SRAM	<i>Static RAM</i> (memória RAM estática, não-volátil)
SWAP	<i>Shared Wireless Access Protocol</i>
TDMA	<i>Time Division Multiple Access</i>
UHF	<i>Ultra High Frequency</i> (Frequência Ultra Alta)
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VCO	<i>Voltage Controlled Oscillator</i> (Oscilador controlado por tensão)
VHF	<i>Very High Frequency</i> (Frequência Muito Alta)
VoIP	<i>Voice over IP</i> (Voz sobre IP)
WAN	<i>Wide Area Network</i> (Rede Ampla de comunicação)
WAP	<i>Wireless Application Protocol</i>
WiFi	Wireless Fidelity : correspondente ao padrão 802.11b, é um protocolo para redes sem fio de computadores
WLAN	<i>Wireless LAN</i> (LAN sem fio)
WMTS	<i>Wireless Medical Telemetry Service</i> (Serviço de telemetria médica sem fio)
WPAN	<i>Wireless PAN</i> (PAN sem fio)
WWAN	<i>Wireless WAN</i> (WAN sem fio)

1. INTRODUÇÃO

O monitoramento de sinais e parâmetros fisiológicos de pacientes é amplamente utilizado na Medicina. A análise da atividade elétrica cardíaca, da atividade elétrica cerebral, da pressão sangüínea, entre outros, pode fornecer informações valiosas tanto para o diagnóstico de doenças como para avaliações de quadro clínico durante tratamentos, cirurgias e períodos peri-operatórios.

Dentre os sinais fisiológicos monitorados, um dos mais observados é a atividade elétrica cardíaca. Neste monitoramento, os sinais elétricos do coração são adquiridos através de eletrodos dispostos na superfície do corpo, dando origem a um registro gráfico conhecido por eletrocardiograma (ECG). Este método é de simples realização, seguro, reprodutível, podendo ser usado em grandes estudos devido ao seu baixo custo (GUIMARÃES *et al.*, 2003a).

O registro da atividade elétrica cardíaca é realizado através de diferentes técnicas. A mais conhecida é o eletrocardiograma de repouso, realizada principalmente em consultórios médicos e que despense apenas poucos minutos. Porém há casos em que é necessário monitorar a atividade elétrica cardíaca por longos períodos de tempo, como por exemplo, na confirmação de arritmias como causa de sintomas ocorridos durante as atividades diárias, e na predição de eventos cardíacos futuros (SOSA *et al.*, 1995).

Um dos principais problemas no monitoramento cardíaco por longos períodos é a redução da mobilidade do paciente. Isto decorre do paciente estar conectado fisicamente a um equipamento que em geral não é portátil, tornando o monitoramento uma atividade desconfortável.

Em pacientes de baixo risco, o problema da falta de mobilidade encontra-se solucionado com a utilização de gravadores portáteis, conhecidos como sistema Holter. O sistema Holter coleta sinais cardíacos durante horas ou até mesmo dias, gravando-os em memórias para posterior análise. Esta técnica é conhecida como eletrocardiografia pelo sistema Holter ou eletrocardiografia dinâmica (SOSA *et al.*, 1995).

Já para pacientes de risco, a solução encontrada para dar mais mobilidade ao paciente foi a utilização de dispositivos portáteis de telemetria. Estes dispositivos geralmente fazem uso de tecnologias de transmissão por rádio frequência (RF) para enviar, em tempo real, os sinais coletados no paciente ao equipamento monitor. No monitor, os sinais podem ser armazenados,

processados, retransmitidos e/ou visualizados em tempo real, proporcionando um acompanhamento adequado do paciente pelo médico ou enfermeiro. Estes sistemas são conhecidos por Telemetria Médica, Monitoramento Ambulatorial ou Biotelemetria.

1.1 Telemetria Médica

Telemetria Médica pode ser definida como a obtenção e transmissão de parâmetros fisiológicos e outras informações relacionadas ao paciente a distância (FERREIRA, 1999; USA, 2000). O principal objetivo da Telemetria Médica é proporcionar maior mobilidade ao paciente durante longos períodos de monitoramento.

1.1.1 Métodos Existentes

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 rádio frequência. Porém, o mais utilizado é a rádio frequência, principalmente por ser menos susceptível à presença de obstáculos entre transmissor e receptor.

Os sistemas de telemetria médica por rádio frequência surgiram na década de 70, fazendo uso de dispositivos de transmissão uni-freqüencial¹ com modulação analógica. Atualmente, a maioria dos sistemas propostos de telemetria médica ainda utiliza transmissão uni-freqüencial, porém incorporando técnicas digitais principalmente sobre modulação em freqüência (DARNIEDER *et al.*, 1994; HANDA *et al.*, 1997; BELL *et al.*, 1998; LEE *et al.*, 2000a).

O emprego de tecnologia digital nas transmissões por rádio frequência apresenta diversas vantagens sobre os métodos analógicos, como por exemplo:

- Maior relação sinal-ruído;
- Menor consumo de energia para a mesma performance;
- Facilidade na incorporação de métodos para redução de interferência.

¹ A transmissão uni-freqüencial é feita sobre uma única freqüência de rádio, modulando esta freqüência a partir dos dados a serem transmitidos. Esta modulação é geralmente feita em amplitude ou freqüência, similar às técnicas utilizadas pelas emissoras públicas de rádio AM e FM, respectivamente.

A utilização de métodos para redução de interferência é fundamental na operação em ambientes com altos níveis de interferência eletromagnética como indústrias, e sobre faixas de frequência compartilhadas por diversas tecnologias.

Um dos principais métodos empregados na redução de interferência é a modulação de espalhamento espectral. Diferentemente da transmissão unifrequencial, a modulação de espalhamento espectral utiliza toda uma faixa de frequências para realizar a transmissão. Assim, a transmissão não é comprometida por sinais interferentes unifrequenciais, pois dificilmente a interferência ocorrerá simultaneamente sobre toda a faixa utilizada. A utilização de tal método em sistemas de telemetria médica já foi proposta por KYOSO *et al.*, 1996. Este método também está sendo incorporado a tecnologias recentes de comunicação de curto alcance, como em tecnologias de intranet sem fio e na tecnologia Bluetooth.

1.1.2 Regulamentação para Rádio Frequência

Em junho de 2000, o *Federal Communications Commission* (FCC) dos Estados Unidos regulamentou as bandas de frequência para a atuação dos sistemas de telemetria médica, instituindo a abreviatura WMTS (*Wireless Medical Telemetry Service*) para referenciar a categoria de serviços de telemetria médica sem fio. Antes de junho de 2000, os sistemas WMTS atuavam em base secundária² em antigas faixas de frequência de TVs em VHF e UHF. Estas faixas eram os canais 7 a 13 de VHF (174-216MHz) e os canais 14 a 46 de UHF (470-668MHz). Devido a problemas causados durante testes de transmissão de TV de alta definição, observou-se a necessidade de regulamentar faixas específicas para os já existentes sistemas de WMTS. Definiram-se então, as faixas de 608-614MHz (canal 37 de UHF), 1395-1400MHz e 1429-1432MHz como frequências de uso primário dos serviços de telemetria médica (USA, 2000).

A regulamentação de junho de 2000 continuou permitindo o uso das bandas compartilhadas ISM (frequências de uso Médico, Industrial e Científico) pelos sistemas WMTS nos Estados Unidos. Porém nestas bandas, os sistemas WMTS continuam atuando em base secundária e sem proteção legal contra danos causados por interferências dos serviços de base primária.

No Brasil, a ANATEL não especifica faixas exclusivas ou preferenciais para

² Quando um serviço atua em base secundária sobre uma determinada faixa de frequências, ele não deve causar interferências aos outros serviços (base primária) que também atuam nesta faixa.

os sistemas de telemetria médica. No entanto, a ANATEL regulamenta nove bandas ISM (BRASIL, 2003), inclusive a banda ISM em 2,4GHz, que é disponibilizada mundialmente e utilizada por tecnologias recentes de telecomunicações como o WiFi³ e o Bluetooth.

A despeito da alocação de bandas específicas para os WMTS, outras bandas de frequência também são utilizadas através da operação dos sistemas de telemetria sobre infraestruturas de comunicação sem fio já existentes. Um exemplo é o uso dos sistemas de telefonia celular para a transmissão de eletrocardiogramas (DJAJA *et al.*, 2001), inclusive aproveitando as funcionalidades da Internet móvel WAP (HUNG *et al.*, 2000) e do padrão digital GSM (ISTEPANIAN, 1998; SACHPAZIDIS, 2002), padrão este recém adotado por empresas de telefonia celular no Brasil. Outro exemplo é o uso de intranets sem fio (KUGEAN *et al.*, 2002), conhecidas também por wireless LAN, as quais interligam computadores e provêem conectividade à Internet em escritórios, residências e hospitais. É importante notar que, nestas aplicações, a biotelemetria fica sujeita aos níveis de interferência e confiabilidade estabelecidos para os serviços a que foram destinadas tais infraestruturas. Desta maneira, cabe aos fabricantes dos dispositivos de telemetria médica especificar e limitar o uso de seus dispositivos.

1.1.3 Aplicações

Quanto às aplicações, sistemas de telemetria médica apresentam soluções para diversos cenários. Em hospitais e instituições de saúde, os sistemas de telemetria médica podem concentrar as informações de diversos pacientes em um único terminal. Isto permite um monitoramento contínuo mais eficiente por parte do enfermeiro, ao mesmo tempo em que dá mais mobilidade aos pacientes que têm a possibilidade de locomoção.

Além de hospitais e clínicas, a biotelemetria pode ser utilizada em ambulâncias na transmissão prévia dos sinais biológicos do socorrido ao hospital (WARD SILVER, 1998; PAVLOPOULOS *et al.*, 1998; CULLEN *et al.*, 1999), de forma a possibilitar um pré-diagnóstico e uma melhor adequação da sala de emergência. A biotelemetria é utilizada também no monitoramento de atletas em diversos esportes, como na Fórmula 1 (BEDINI *et al.*, 1995), na natação

³ WiFi (*Wireless Fidelity*) é um tecnologia de redes sem fio de computadores, correspondente ao padrão 802.11b.

(UTSUYAMA *et al.*, 1988) e no alpinismo (SATAVA *et al.*, 2000). No entanto, o cenário mais promissor para a utilização da telemetria ambulatorial é a própria residência do paciente, através dos sistemas *TeleHomeCare*.

Sistemas de *TeleHomeCare* promovem a prestação remota de serviços de auxílio à saúde diretamente nas residências dos usuários, unindo os princípios da Telemedicina e do *HomeCare*⁴. A filosofia do *TeleHomeCare* é possibilitar a internação de pacientes em suas próprias casas, recebendo acompanhamento médico remotamente através de qualquer meio de comunicação disponível na residência, seja telefone (TORAL *et al.*, 2001; ORLOV *et al.*, 2001), Internet (NARNBU *et al.*, 2002; HERNANDEZ *et al.*, 2001; PIZARRO, 2003; MAGRABI *et al.*, 1999), ou até mesmo redes de TV a cabo (LEE *et al.*, 2000b; VALERO *et al.*, 1999). Através destes meios, os sistemas de *TeleHomeCare* podem enviar sinais de alerta ou relatórios parciais às instituições de saúde. Lá, médicos e enfermeiros podem realizar o monitoramento remoto de diversos pacientes ao mesmo tempo, retornando informações de conduta aos familiares se necessário. Desta maneira, os pacientes permanecem em ambiente familiar, reduzindo o estresse e os riscos de infecção causados pelo ambiente hospitalar, e colaborando com a recuperação do paciente.

Para os pacientes, os sistemas *TeleHomeCare* são especialmente interessantes nos casos de doenças crônicas [BEUSCART *et al.*, 1997; CELLER *et al.*, 2001], geriatria [TRAN, 2002; MIX *et al.*, 2000] e pacientes em estado terminal. Para as instituições de saúde, o *TeleHomeCare* permite a liberação de leitos para os casos mais graves, maior abrangência dos seus serviços, bem como a redução de gastos com internações e deslocamento de pessoal médico. Análises comparativas de custo entre sistemas *TeleHomeCare* e sistemas *HomeCare* concluíram que a redução nos gastos de deslocamento em visitas domiciliares compensa o custo de implantação dos sistemas tecnológicos requeridos (DANSKY

⁴ Não existem definições universais para os termos Telemedicina e *HomeCare*. Telemedicina pode ser entendida como a prestação de serviços de auxílio à saúde à distância, através dos meios de comunicação. A Telemedicina foi desenvolvida originalmente para fornecer serviços médicos a áreas de difícil acesso, especialmente para áreas rurais. Os avanços tecnológicos e o interesse na redução de gastos pelos serviços de saúde estão colocando a telemedicina na vanguarda da assistência médica. A proposta do *HomeCare* (Assistência Domiciliar) é a prestação de serviços médicos e de enfermagem nas residências. Historicamente, o serviço de *HomeCare* surgiu para atender paliativamente os doentes que apresentavam patologias crônicas e tratamentos de longa duração, com necessidade de cuidados permanentes. O custo hospitalar das internações e o declínio da qualidade dos serviços de saúde pública foram os fatores responsáveis pela necessidade de instituir o *HomeCare* na década de 80. Porém a experiência mundial do serviço médico domiciliar tem mostrado redução do risco de infecção hospitalar, manutenção do convívio familiar e redução no número e no custo de internações.

et al., 2001).

Nos sistemas de *TeleHomeCare*, o emprego de sistemas de telemetria médica concede maior mobilidade ao paciente dentro de sua residência sem descontinuar o monitoramento, oferecendo-lhe maior conforto. É interessante notar que a transmissão dos dados da casa do paciente até o hospital não implica na utilização de tecnologias de transmissão sem fio ao longo de todo o percurso. Os dispositivos de rádio frequência conectados ao paciente podem ter pequeno alcance, o suficiente para atingir um dos pontos de comunicação convencionais encontrados nas residências. Desta maneira, os dispositivos portáteis podem ter menor potência de transmissão, e conseqüentemente menor custo e maior autonomia.

1.2 Uso da Tecnologia Bluetooth na Biotelemetria

O desenvolvimento da tecnologia *wireless* Bluetooth iniciou-se em 1995, buscando a substituição dos cabos de dados de dispositivos eletrônicos por conexões de RF de curto alcance. Com o intuito de se tornar um padrão mundial para conexões de RF de curto alcance, a tecnologia Bluetooth foi especificada de forma a possuir características como:

- Baixo custo, não superior a US\$ 5,00 por terminal;
- Baixo consumo de energia, necessário para a utilização em dispositivos alimentados por baterias;
- Operação em faixa de frequências ISM disponível mundialmente;
- Métodos para redução de interferências, uma vez que atuará em uma banda compartilhada;
- Estrutura de protocolos bem definida, de maneira a permitir a interoperabilidade de dispositivos de diferentes fabricantes.

Estas características, aliadas ao fato da possibilidade de tornar-se um padrão, tornam a tecnologia Bluetooth uma alternativa interessante e vantajosa na implementação de sistemas de telemetria médica. Trabalhos recentes, os quais ocorreram paralelamente ao presente trabalho, também têm explorado esta possibilidade (POPOVIC *et al.*, 2001; KHOOR *et al.*, 2001; HUNG *et al.*, 2002; BARNES *et al.*, 2002; ANDREASSON *et al.*, 2002).

O surgimento da tecnologia Bluetooth também avivou a discussão sobre as aplicações das tecnologias sem fio, possibilitando a releitura dos cenários de conectividade. O novo cenário de conectividade contextualizado pela tecnologia

Bluetooth, chamado de *Wireless Personal Area Network* (WPAN), também foi explorado para a utilização em redes de sensores biotelmétricos (JOVANOVA *et al.*, 2000).

Além da incorporação dos benefícios tecnológicos, sistemas de telemetria com Bluetooth poderão ser usados na implementação de sistemas *TeleHomeCare* de baixo custo, aproveitando-se infraestruturas de comunicação já existentes em algumas residências. Tais sistemas *TeleHomeCare* poderão utilizar a WPAN Bluetooth dos PCs e seus periféricos para receber os sinais transmitidos por um dispositivo portátil de telemetria conectado ao paciente. E através da Internet poderão transmitir os dados ao médico ou enfermeiro.

1.3 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo desenvolver um sistema de telemetria baseado na tecnologia Bluetooth para o monitoramento remoto de sinais de eletrocardiografia.

A proposta é possibilitar a monitoração contínua, remota e em tempo real de algumas das derivações tradicionais do eletrocardiograma de repouso, disponibilizando em tempo-real os dados captados a um PC (computador pessoal) conectado a uma rede de dados (intranet, Internet, rede telefônica, etc.) para processamento, consulta e/ou transmissões a outros locais. Utilizando transmissão por rádio frequência, o sistema proporciona maior mobilidade e conforto ao paciente monitorado.

Além de ser uma especificação aberta e aplicável mundialmente a um baixo custo, a tecnologia Bluetooth incorpora vantagens tecnológicas como técnicas para redução de interferência e de consumo de energia. O presente trabalho busca explorar o uso destas características também em sistemas de telemetria médica.

Para o desenvolvimento deste sistema, tem-se como objetivos específicos a implementação dos pontos listados abaixo:

- Módulo analógico para aquisição e condicionamento de sinais de eletrocardiografia, com dois canais diferenciais independentes.
- Módulo microcontrolado e respectivo *firmware* para amostragem, digitalização e empacotamento dos sinais captados.
- Módulos de rádio frequência e respectivo *device-driver* para a transmissão e recepção dos pacotes de dados digitalizados.

- Software aplicativo a ser executado em um PC convencional para a recepção dos sinais transmitidos, cálculo das derivações adicionais e visualização do sinal captado.

Para o sistema implementado, serão feitas avaliações de qualidade da conexão de RF e consumo de energia. Como estudo de caso, propôs-se a criação de um sistema *TeleHomeCare* a partir integração do sistema de telemetria desenvolvido com o sistema MonitorIP, desenvolvido por PIZARRO, 2003. O MonitorIP é um monitor de multi-parâmetros remoto, o qual possibilita o monitoramento em tempo-real de sinais fisiológicos de pacientes através de uma rede IP.

1.4 Descrição do Conteúdo deste Trabalho

Os Capítulos 2 e 3 apresentam fundamentações teóricas sobre os principais pontos tratados neste trabalho. O Capítulo 2 apresenta explicações sobre eletrocardiografia, mostrando sucintamente o funcionamento mecânico e elétrico do coração, as características do ECG, e também tópicos sobre monitoramento prolongado do ECG. O Capítulo 3 apresenta a tecnologia *wireless* Bluetooth, trazendo suas características, histórico e explicações sobre a especificação.

O Capítulo 4 descreve a implementação do sistema de telemetria, detalhando o projeto de hardware e software, e a construção do protótipo de teste.

O Capítulo 5 apresenta uma avaliação do sistema implementado, descrevendo os testes realizados e seus resultados. Este capítulo também mostra um estudo de caso que deu origem a uma aplicação de *TeleHomeCare*, estudo este feito a partir da integração do sistema de telemetria com um sistema de monitoramento através de redes IP.

Finalmente, no Capítulo 6 são apresentadas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros, bem como uma discussão sobre as aplicações e implicações do sistema de telemetria desenvolvido.

2. ELETROCARDIOGRAFIA

Eletrocardiografia corresponde ao estudo dos registros gráficos da atividade elétrica cardíaca. Tais registros, conhecidos por eletrocardiograma ou ECG, são gerados a partir dos sinais elétricos do coração adquiridos através de eletrodos dispostos em posições padronizadas do corpo humano (GUIMARÃES *et al.*, 2003b).

A origem da eletrocardiografia data do final do século XIX, quando o fisiologista holandês Einthoven (1893) propôs o uso do eletrocardiograma como um novo método de investigação clínica. Hoje, a cardiologia se baseia fortemente na análise de ECGs, graças ao conhecimento acumulado durante muitos anos de observação, relacionando as alterações na morfologia do ECG com a ocorrência de diferentes doenças cardíacas (TOMPKINS, 1995).

Desta forma, a eletrocardiografia caracteriza-se como um método predominantemente empírico, que objetiva determinar as condições elétricas e mecânicas do coração através da análise do eletrocardiograma. Embora o ECG represente essencialmente um sinal elétrico, mudanças no estado mecânico do coração geram alterações no espalhamento da excitação elétrica pela superfície do coração, alterando conseqüentemente o ECG registrado na superfície do corpo (TOMPKINS, 1995).

Atualmente, o eletrocardiograma é o recurso diagnóstico mais amplamente utilizado na avaliação dos distúrbios do ritmo cardíaco. O ECG pode também prover informações sobre o diagnóstico de problemas estruturais cardíacos, isquemia miocárdica, distúrbios eletrofisiológicos do miocárdio, posicionamento do coração, alterações metabólicas e eletrolíticas sistêmicas, além de documentação de influências autonômicas e farmacológicas (tóxicas ou terapêuticas) (GUIMARÃES *et al.*, 2003a; GUIMARÃES *et al.*, 2003b).

Existem três principais técnicas usadas hoje na eletrocardiografia (TOMPKINS, 1995). A mais conhecida é o eletrocardiograma de repouso, realizada principalmente nos consultórios médicos. O eletrocardiograma de repouso recebe várias denominações: ECG basal, ECG de superfície, ECG convencional ou, simplesmente, eletrocardiograma. Esta técnica registra 12 diferentes potenciais captados na superfície do corpo, nomeados derivações (GUIMARÃES *et al.*, 2003b).

A segunda técnica é o vetorcardiograma (VCG), que utiliza um sistema de

três derivações ortogonais para obter um modelo vetorial tridimensional da excitação cardíaca.

A terceira técnica é a eletrocardiografia dinâmica, também conhecida como eletrocardiografia pelo sistema Holter. Ela promove monitoramentos de longa duração, registrando geralmente uma ou duas derivações das 12 existentes no eletrocardiograma de repouso, em busca de ocorrências esporádicas de distúrbios cardíacos no paciente.

2.1 Anatomia e Fisiologia do Coração

O coração é um órgão muscular pulsátil com tamanho aproximado de um punho fechado de um adulto, e está localizado abaixo do osso anterior do tórax (esterno), entre os pulmões e acima do músculo diafragma. Sua função é bombear o sangue para todo o organismo, de forma a permitir a nutrição e oxigenação dos tecidos.

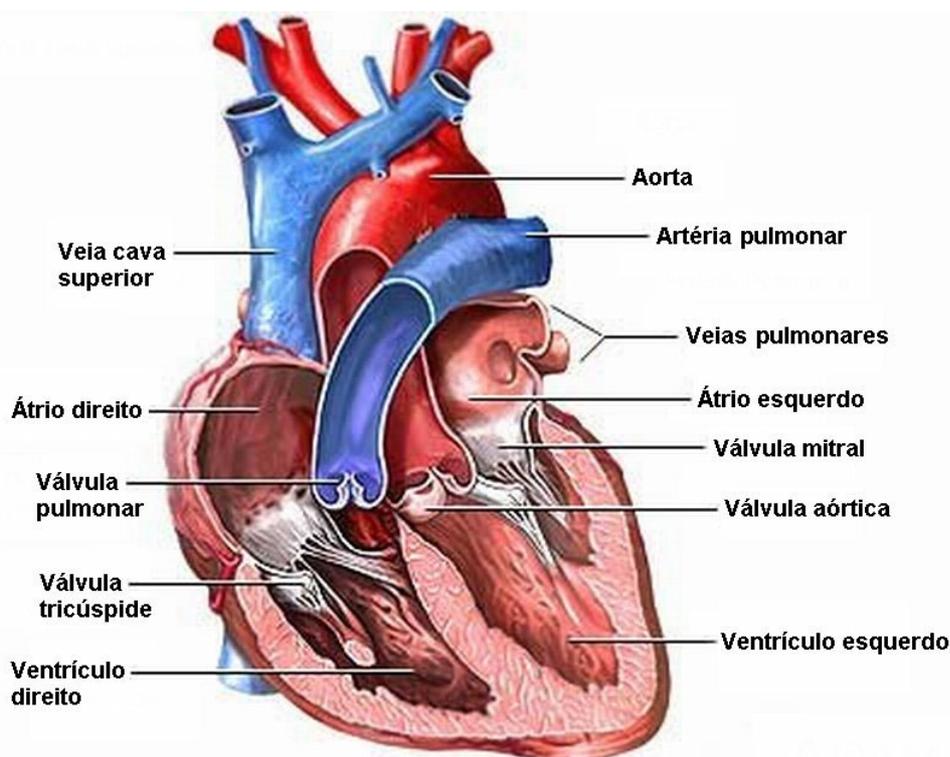


Figura 1 – Representação em corte do coração humano.

O coração possui dois sistemas independentes de bombeamento, cada um formado por duas câmaras e duas válvulas (adaptado do site Yahoo Health).

O coração é uma estrutura oca composta por quatro câmaras – dois átrios e dois ventrículos – e quatro válvulas (Figura 1). As câmaras são compostas de

tecido muscular, e têm a função de conferir pressão ao sangue nelas contido. Cada átrio é interligado a um ventrículo, estabelecendo desta forma dois sistemas isolados de bombeamento, um do lado direito e outro do lado esquerdo. Cada um destes sistemas possui duas válvulas que evitam o refluxo de sangue no sentido contrário à circulação normal. As quatro válvulas são:

- Válvula tricúspide, entre o átrio direito e o ventrículo direito.
- Válvula mitral, entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo.
- Válvula pulmonar, entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar.
- Válvula aórtica, entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta.

No processo de bombeamento, o sangue não-oxigenado da circulação sistêmica chega ao átrio direito do coração pela veia cava. O sangue é bombeado pelo átrio direito até o ventrículo direito, passando pela válvula tricúspide. O ventrículo direito bombeia o sangue aos pulmões, e a válvula pulmonar evita o retorno do sangue ao ventrículo. Nos pulmões, o sangue realiza trocas gasosas, liberando gás carbônico (CO_2) e absorvendo oxigênio (O_2). Então, o sangue oxigenado retorna ao coração pelo átrio esquerdo, onde é bombeado para o ventrículo esquerdo, passando pela válvula mitral. Enfim, o ventrículo esquerdo bombeia o sangue de volta para a circulação sistêmica, com a válvula aórtica impedindo o retorno do sangue expelido ao ventrículo esquerdo.

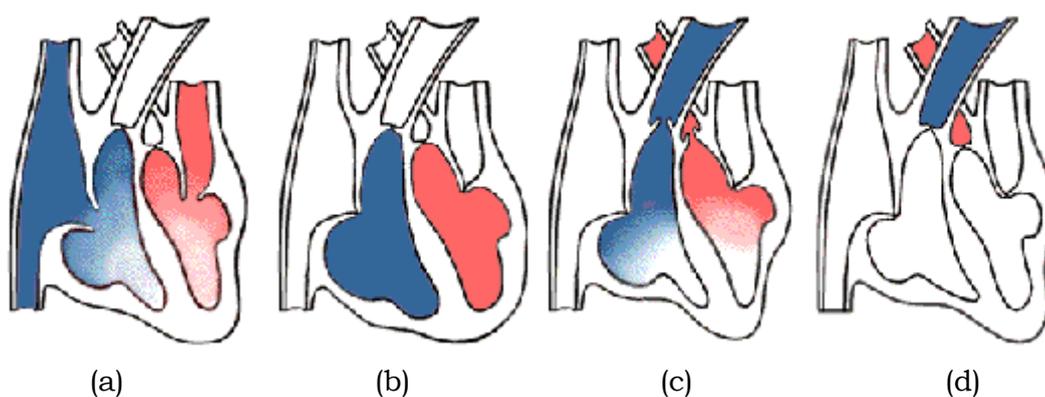


Figura 2 – Seqüência do batimento cardíaco.

Inicialmente, a contração dos átrios bombeia o sangue aos ventrículos (a). No relaxamento dos átrios, as válvulas tricúspide e mitral impedem o refluxo do sangue (b). Então, a contração dos ventrículos bombeia o sangue ao organismo (c), e as válvulas pulmonar e aorta evitam o refluxo do sangue aos ventrículos em relaxamento (d).

Para que o coração execute sua tarefa de bombeamento, é necessária a contração ordenada do músculo cardíaco: primeiro os átrios, depois os ventrículos (Figura 2). Para que isso ocorra, o músculo cardíaco necessita de

uma ativação elétrica que respeite uma seqüência determinada na sua geração e propagação, visto que a contração do músculo ocorre pela sua ativação elétrica.

A atividade elétrica do coração deve-se aos potenciais produzidos pela atividade eletroquímica de uma determinada classe de células, conhecida como células excitáveis. A célula muscular cardíaca pertence a esta classe, assim como as células dos tecidos nervoso, muscular e glandular.

A ativação elétrica cardíaca inicial é gerada espontaneamente por um grupo de células localizadas no átrio direito, que constituem o denominado nodo sinoatrial (Figura 3). As células do nodo sinoatrial são células auto-excitáveis, conhecidas também como células de marcapasso. Elas geram pulsos elétricos a uma taxa aproximada de 70 pulsos por minuto. A ativação cardíaca se inicia no nodo sinoatrial e se propaga pelos átrios, promovendo a sua contração.

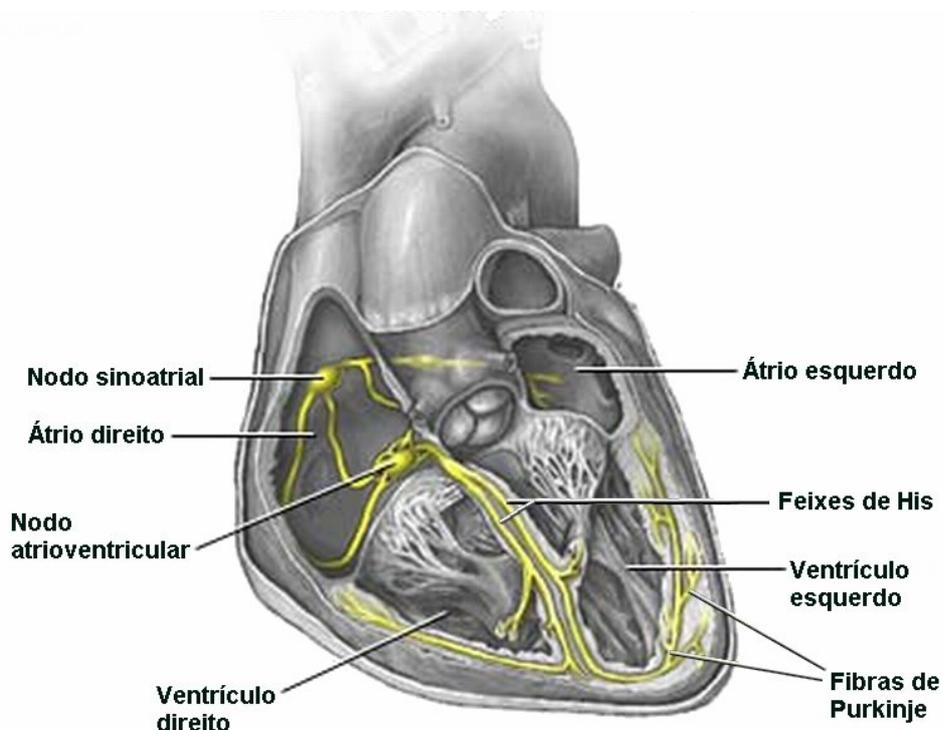


Figura 3 – Sistema de condução elétrica do coração. O estímulo elétrico de contração inicia-se no nodo sino atrial, causando a contração dos átrios. O estímulo é então conduzido aos ventrículos através no nodo atrioventricular, e espalhado rapidamente pelo feixe de His e fibras de Purkinje (adaptado do site Yahoo Health).

A ativação elétrica é conduzida aos ventrículos através do nodo atrioventricular, localizado na fronteira entre os átrios e os ventrículos. Os ventrículos são eletricamente isolados dos átrios, e o nodo atrioventricular corresponde à única conexão elétrica direta entre eles. Então, a ativação elétrica é distribuída aos ventrículos pelos feixes de His e pelas fibras de Purkinje, os

quais distribuem a ativação rapidamente, gerando uma contração mais homogênea dos ventrículos.

Assim, a cada batimento, a ativação elétrica percorre todo o volume cardíaco. Em um dado instante, a atividade elétrica presente no volume cardíaco pode ser interpretada como um único vetor tridimensional, o qual corresponde ao somatório vetorial dos potenciais de todos os pontos do coração. Este vetor é conhecido como vetor cardíaco¹.

2.2 O Eletrocardiograma (ECG)

Eletrocardiograma corresponde ao registro das variações elétricas produzidas pelo coração na superfície do corpo, sendo geralmente apresentado impresso em papel ou em monitores eletrônicos. A propagação da atividade elétrica do coração à superfície do corpo é realizada através de correntes iônicas, uma vez que o interior do volume torácico é considerado um meio puramente passivo e condutor (WEBSTER, 1992).

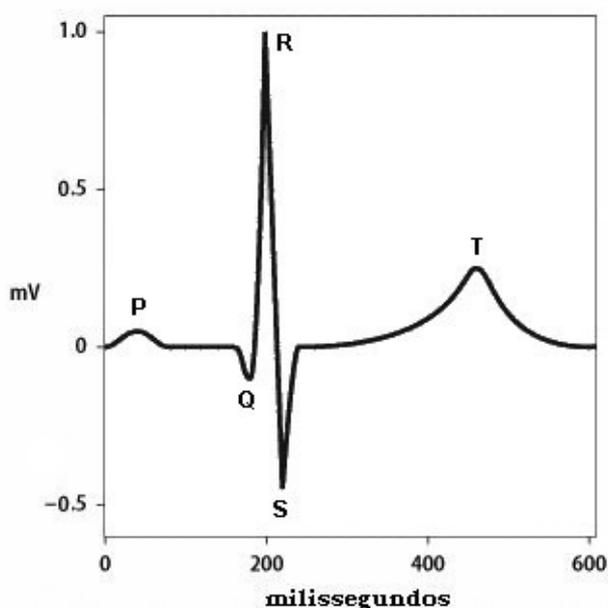


Figura 4 – Exemplo de registro de um ECG normal (derivação bipolar II).

A onda P corresponde à despolarização dos átrios, o complexo QRS corresponde à despolarização dos ventrículos, e a onda T corresponde à repolarização dos ventrículos.

O sinal referente à repolarização dos átrios coincide com o complexo QRS.

¹ O termo “vetor cardíaco” pode ser encontrado na literatura médica designando projeções unidimensionais do vetor tridimensional (e.g. derivações) e segmentos temporais de registros eletrocardiográficos (e.g. *loop* QRS da vetorcardiografia). Neste trabalho, entende-se como vetor cardíaco apenas o vetor tridimensional resultante da atividade elétrica no volume cardíaco.

Os registros normais de ECG possuem uma forma bem característica, composta por um conjunto de eventos elétricos (Figura 4). Estes eventos são denominados por letras e estão relacionados à atividade eletroquímica do coração:

- A onda P corresponde à despolarização dos átrios.
- O complexo QRS corresponde à despolarização dos ventrículos, coincidindo com a repolarização dos átrios.
- A onda T corresponde à repolarização dos ventrículos.

Os registros são realizados a partir de eletrodos dispostos em posições específicas na superfície do corpo do paciente, monitorando-se a atividade elétrica entre várias combinações destes eletrodos. O posicionamento dos eletrodos é definido pela eletrocardiografia e visa padronizar eixos de projeção para o vetor cardíaco. As projeções do vetor cardíaco sobre estes eixos são denominadas derivações (WEBSTER, 1992).

Cada derivação dá origem a uma representação gráfica bidimensional no ECG, mostrando a variação no tempo de uma determinada projeção do vetor cardíaco. O uso de diferentes derivações permite avaliar o estado de regiões mais específicas do coração.

2.2.1 Sistema de Derivações

O primeiro sistema de derivações foi proposto por Einthoven em 1912, e é utilizado até hoje no eletrocardiograma de repouso. Einthoven propôs a utilização de três eixos de projeção no plano frontal do corpo humano formando um triângulo equilátero, conhecido como triângulo de Einthoven (Figura 5). Estes eixos de projeção foram denominados derivações bipolares, a saber:

- Derivação I entre braço direito e braço esquerdo.
- Derivação II entre braço direito e perna esquerda.
- Derivação III entre braço esquerdo e perna esquerda.

O eletrocardiograma de repouso possui ainda outras nove derivações: três no plano frontal (derivações unipolares aumentadas) e 6 no pólo transversal (derivações precordiais). Estas derivações são conjuntamente denominadas unipolares, pois seu potencial de referência não se deve a um único eletrodo, mas sim pela média de dois ou mais eletrodos (TOMPKINS, 1995).

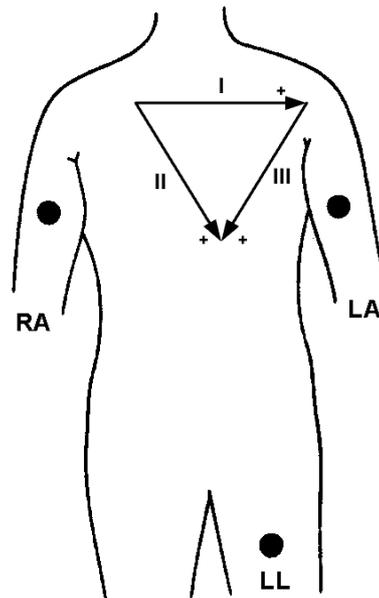


Figura 5 – Sistema de derivações bipolares proposto por Einthoven. Os pontos RA, LA e LL (abreviatura do termo em inglês do membro correspondente) definem as posições dos eletrodos.

As derivações unipolares aumentadas (aVL, aVR e aVF) são mostradas na Figura 6. As derivações aumentadas recebem esta denominação porque proporcionam formas de onda com amplitudes 50% maiores que as obtidas nas derivações unipolares comuns (VR, VL e VF), as quais são obtidas com referência à média das tensões presentes em todos os eletrodos.

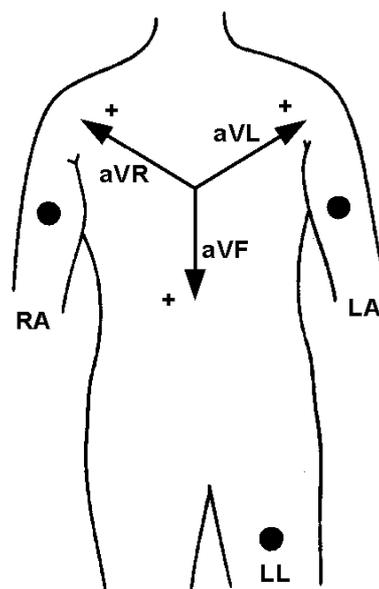


Figura 6 – Sistema de derivações aumentadas. O potencial de referência de cada derivação aumentada corresponde à média das tensões presentes somente nos eletrodos opostos ao sentido do vetor correspondente.

As derivações precordiais (V1 a V6) encontram-se apresentadas na Figura 7. Estas derivações foram propostas buscando-se uma projeção do vetor cardíaco sobre o plano transversal do corpo humano. As outras 6 derivações descritas inicialmente representam projeções do vetor cardíaco sobre o plano frontal.

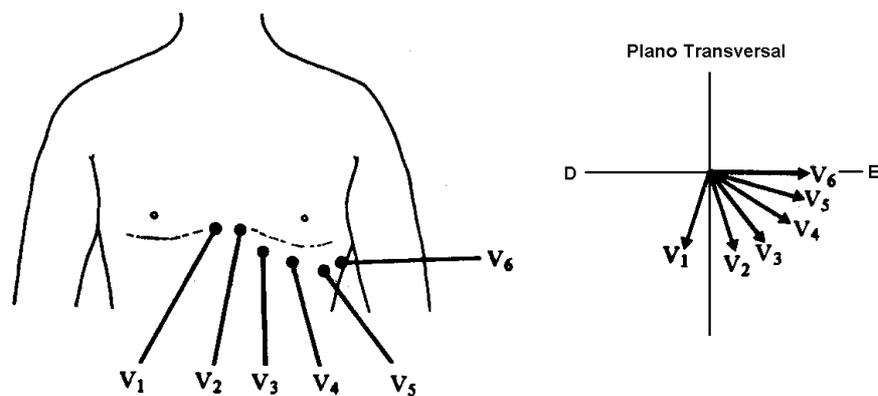


Figura 7 – Sistema de derivações precordiais. Estas derivações buscam projeções transversais do vetor cardíaco.

2.2.2 Características Elétricas do Sinal Cardíaco

A especificação da largura de banda do sinal a ser captado é dependente da sua aplicação (Figura 8). A largura de banda usada para o registro das 12 derivações no ECG convencional é 0,05 – 100 Hz. Em aplicações de monitoramento, como na eletrocardiografia dinâmica, a banda é restrita a 0,5 – 50 Hz (TOMPKINS, 1995). Como o paciente não se encontra em repouso, esta restrição contribui para a atenuação de ruídos de baixa frequência causados pela movimentação dos eletrodos, e de maior frequência devidos às contrações musculares e interferências da rede de energia.

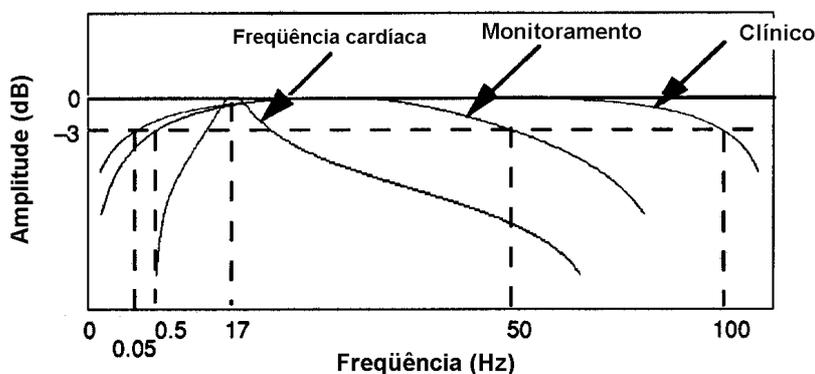


Figura 8 – Larguras de bandas usadas na eletrocardiografia. (adaptado de TOMPKINS, 1995).

Equipamentos para determinação de frequência cardíaca (cardiotacógrafos) utilizam uma banda mais estreita e centrada aproximadamente em 17 Hz. Esta banda maximiza a relação sinal-ruído para o complexo QRS, cujas ocorrências são utilizadas para o cálculo da frequência cardíaca.

Já em pesquisas científicas, é comum o uso de bandas de 250 Hz para a obtenção de ECGs com maior resolução temporal. Isto permite maior precisão no cálculo de parâmetros do sinal.

A amplitude típica registrada em ECGs é de aproximadamente 1 mV. A sua faixa de amplitudes está representada na Figura 9, juntamente com a de outros registros de sinais bioelétricos para efeito de comparação: Eletrooculograma (EOG), Eletroencefalograma (EEG), Eletromiograma (EMG) e o potencial de ação em um neurônio (AAP).

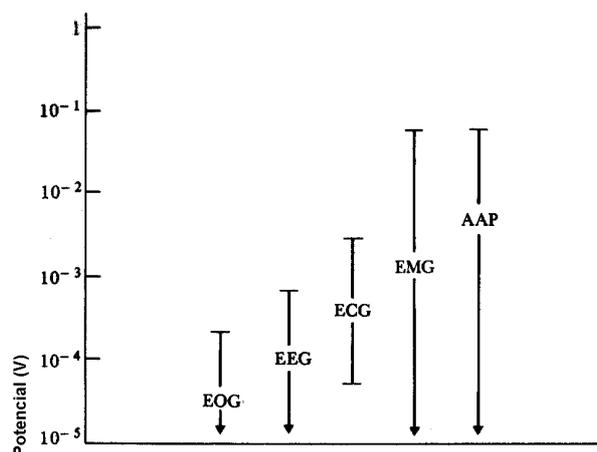


Figura 9 – Faixa de amplitudes para diferentes sinais biológicos. Valores típicos para ECG são da ordem de 1 mV. Além do eletrocardiograma (ECG), estão apresentadas as faixas para eletrooculograma (EOG), eletroencefalograma (EEG), eletromiograma (EMG) e potencial de ação de um neurônio (AAP) (adaptado de WEBSTER, 1992).

2.3 Monitoramento Prolongado do ECG

Monitoramentos do ECG por longos períodos são necessários porque, em muitos casos, os distúrbios cardíacos podem ocorrer somente durante o sono ou sob alterações do estado mental, emocional ou físico do paciente (KADISH *et al.*, 2001). Atualmente estes monitoramentos prolongados são utilizados nas seguintes condições (SOSA *et al.*, 1995):

- Confirmação de arritmias como causa de sintomas (e.g. palpitações, síncope e tonturas) ocorridos durante as atividades diárias.

- Detecção de isquemia miocárdica.
- Documentação da eficácia terapêutica de agentes antiarrítmicos e anti-isquêmicos.
- Predição de eventos cardíacos futuros.

Existem duas técnicas para o registro prolongado de ECG. Uma grava continuamente o ECG, mais conhecida como eletrocardiografia pelo sistema Holter ou eletrocardiografia dinâmica. A outra, com gravação intermitente, é denominada de monitoramento de eventos sintomáticos ou *Loop Event Recorder* (SCANAVACCA *et al.*, 2002).

2.3.1 Eletrocardiografia Dinâmica

Também conhecida como eletrocardiografia pelo sistema Holter, a eletrocardiografia dinâmica realiza o monitoramento contínuo da atividade elétrica cardíaca durante longos períodos, em geral por 24 horas. Durante este monitoramento, o paciente deve estar desempenhando suas atividades habituais (SCANAVACCA *et al.*, 2002).

Na eletrocardiografia dinâmica, o monitoramento é realizado com equipamentos portáteis conectados ao paciente, a partir do registro de duas ou três derivações. Podem ser utilizadas algumas das 12 derivações do eletrocardiograma de repouso ou outras derivações não convencionais, dependendo do objetivo da monitoração. Algumas derivações são mais eficientes que outras na determinação de certas doenças cardíacas.

O uso de equipamentos portáteis para a gravação de ECGs foi introduzido em 1957 por Dr. Norman Holter (CRAWFORD *et al.*, 1999). Tais equipamentos receberam o nome de seu criador (monitor Holter) e utilizavam fitas magnéticas para armazenar o ECG (Figura 10). Esta tecnologia foi o padrão durante muitos anos, proporcionando um registro permanente do ECG a um baixo custo. Porém, verificou-se que diversos sistemas baseados em fitas magnéticas causavam distorções de fase e frequência no sinal armazenado. Tais distorções eram causadas principalmente pelas limitações dos métodos de modulação e pela interferência mecânica a que esta tecnologia está sujeita (CRAWFORD *et al.*, 1999).

Com o advento da microeletrônica, surgiu a geração de equipamentos digitais para a gravação de ECGs. Estes equipamentos utilizam memórias de “estado-sólido”, armazenando o ECG já no formato digital. Esta tecnologia evita

todos os tipos de distorções causados pelo sistema de fita magnética, além de permitir análises mais rápidas do sinal. O maior problema dos sistemas digitais é a necessidade de grandes quantidades de memória.

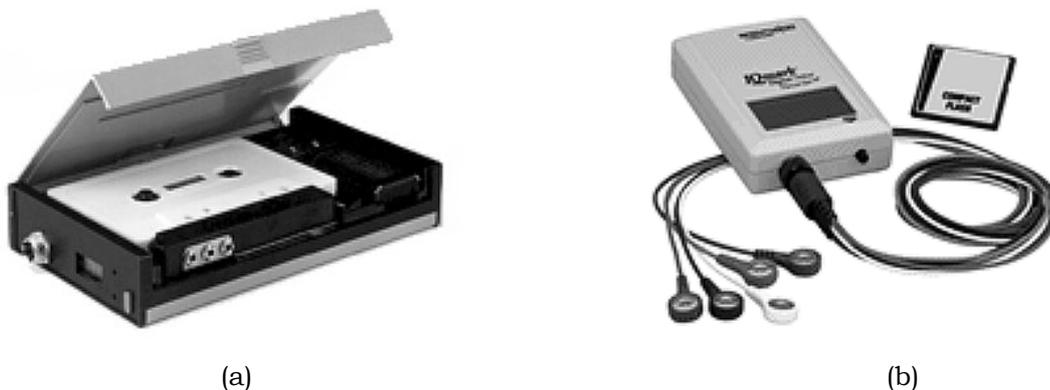


Figura 10 – Equipamentos portáteis Holter.

Os primeiros dispositivos propostos utilizavam fitas magnéticas para armazenar o sinal captado (a). A figura (b) mostra um Holter mais recente, que armazena o sinal em cartões de memória digital.

Alguns monitores digitais equipados com microprocessadores fazem uso de algoritmos de diagnóstico para efetuar a análise instantânea do sinal amostrado, detectando arritmias e retornando informações ao paciente de como agir diante dessa arritmia (CRAWFORD *et al.*, 1999).

2.3.2 Monitor de Eventos Sintomáticos

O monitor de eventos sintomáticos, ou *Loop Event Recorder*, realiza o registro intermitente da atividade elétrica cardíaca, podendo permanecer com os pacientes por períodos de semanas a meses. Isto permite o registro do ECG durante sintomas cuja ocorrência é esporádica. Outra característica deste equipamento é a capacidade de transmissão por telefone de sinal eletrocardiográfico.

O sistema consiste em um pequeno gravador capaz de digitalizar o sinal eletrocardiográfico, gravá-lo e transmiti-lo por telefone a uma central de recepção que armazena e imprime os traçados eletrocardiográficos assim obtidos. Os gravadores mais utilizados apresentam memória circular e podem gravar e transmitir de uma a doze derivações. O sistema com memória circular permanece conectado ao paciente durante todo o tempo e o ECG permanentemente gravado e desgravado. Ao apresentar um sintoma, o paciente aciona um botão, que retém o ECG correspondente a alguns minutos prévios e posteriores ao evento (SCANAVACCA *et al.*, 2002).

3. BLUETOOTH

Bluetooth é o nome de uma especificação global para comunicação sem fio de curto alcance. A tecnologia Bluetooth é resultado da cooperação de diversas empresas, tendo sido inicialmente concebida para substituir cabos de conexão entre dispositivos eletrônicos. Baseada em tecnologia de rádio frequência (RF), a tecnologia Bluetooth busca promover uma solução de baixo custo e baixo consumo de energia para transmissão digital de dados e voz¹.

O nome Bluetooth foi inspirado no rei viking Harald Bluetooth, que unificou o povo escandinavo durante o século X [BISDIKIAN, 2001]. De maneira semelhante, a tecnologia Bluetooth visa unir ou conectar diferentes tipos de dispositivos e de diferentes fabricantes.

3.1 Origem

A tecnologia Bluetooth teve início em 1994, quando a Ericsson iniciou um estudo para eliminar os cabos que conectavam celulares a seus acessórios. O estudo focava soluções por rádio frequência (RF). Diferentemente da comunicação por infravermelho usada nas soluções anteriores, RF não necessita linha de visão livre entre os pontos comunicantes.

A especificação da tecnologia Bluetooth se baseou inicialmente no padrão 802.11 da IEEE que define as chamadas *Wireless Local Area Network*² (WLAN). Porém, durante o seu desenvolvimento, observou-se que o Bluetooth não se enquadrava adequadamente no conceito de LAN. Surgiu então uma definição para este novo cenário de utilização de tecnologias como o Bluetooth, denominado *Personal Area Network* (PAN) (Figura 11). Este cenário descreve a conectividade de natureza pessoal, realizada dentro de um raio de alguns metros.

A tecnologia Bluetooth busca prover soluções principalmente para as WPANs, substituindo cabos de dispositivos portáteis e transportáveis num raio

¹ As tecnologias recentes de transmissão via RF fazem distinção entre dados e voz, apesar de ambos constituírem informações digitais. Diferente da transmissão de dados (e.g. arquivos e emails), a transmissão de voz exige sistemas com melhores respostas temporais, porém é mais tolerante a perdas ocasionais de dados.

² O cenário de aplicação das *Wireless Local Area Networking* (WLAN) descreve principalmente a conectividade organizacional realizada em áreas definidas, como empresas, prédios e residências. Seu foco de aplicação é o mesmo das tradicionais LANs por cabos, porém permite maior mobilidade aos seus usuários, visto que não ficam restritos a pontos fixos de conexão.

de até 10 metros. Porém pode atuar também como WLANs se utilizar a opção de circuitos de rádio de maior potência (classe 1), com alcance de até 100 metros.

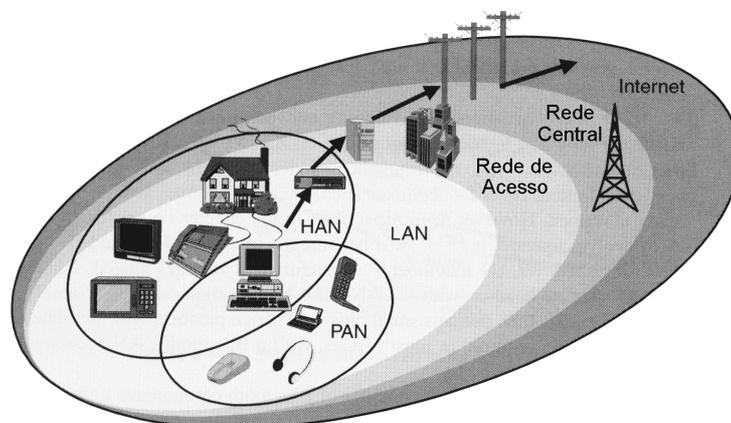


Figura 11 – Contexto da *Personal Area Network* (PAN).
A PAN define a rede de dispositivos ao alcance direto do usuário, estando incluída geralmente em redes HAN (*Home Area Network*) ou LAN (*Local Area Network*) (adaptado de BRAY *et al.*, 2001).

Em 1999, logo após a publicação da especificação Bluetooth, foi criado o grupo 802.15 da IEEE. Este grupo ficou encarregado de definir um padrão para as WPANs, de forma a complementar a norma 802.11 que define as WLANs. Dentro do grupo IEEE 802.15, o subgrupo 802.15.1 ficou encarregado das correções e esclarecimentos sobre a primeira versão da tecnologia Bluetooth.

3.1.1 Bluetooth SIG

Em fevereiro de 1998, outras quatro grandes empresas (Intel, IBM, Toshiba e Nokia) uniram-se à Ericsson e formaram o *Bluetooth Special Interest Group* (SIG). Como resultado desta união, surge em julho de 1999, a versão 1.0 da especificação Bluetooth. Em dezembro de 1999, o grupo de promotores do Bluetooth foi ampliado com o ingresso de mais quatro grandes companhias: Microsoft, Lucent, 3Com e Motorola. Com a criação do grupo IEEE 802.15, o SIG e este recém criado grupo começam a trabalhar em cooperação na regulamentação das WLANs e no aperfeiçoamento da tecnologia Bluetooth.

O SIG conta atualmente com mais de duas mil empresas, participando como membros associados ou membros afiliados. Todos os membros obtêm permissão para utilizar a tecnologia Bluetooth, mas somente os membros associados participam no aprimoramento da especificação e na padronização de aplicações do Bluetooth.

3.2 Escopo

A tecnologia sem fio Bluetooth busca estabelecer um padrão mundial na substituição de cabos físicos entre dispositivos eletrônicos por conexões de rádio frequência. Dentro desta idéia, a especificação Bluetooth defende alguns pontos que são chaves para que possa se tornar um padrão.

3.2.1 Curto Alcance

Existe uma grande variedade de dispositivos eletrônicos que necessitam de algum tipo de comunicação de curto alcance. Alguns dos exemplos mais comuns são teclados de computadores, impressoras e celulares com viva-voz. Atualmente, grande parte dessa comunicação envolve conexões com cabos físicos. Estes cabos interligam diversos tipos de dispositivos utilizando uma enorme variedade de conectores de diversas formas, tamanhos e número de pinos. Este excesso de cabos pode tornar-se inconveniente aos usuários.

Com a tecnologia Bluetooth, estes dispositivos podem se comunicar sem fios, usando ondas de rádio para transmitir e receber dados. A tecnologia Bluetooth foi desenvolvida especificamente para curto alcance (tipicamente 10 metros), buscando substituir os cabos de dados de dispositivos eletrônicos.

3.2.2 Baixo Consumo

Como a tecnologia Bluetooth destina-se a comunicações de curto alcance, ela não requer grande potência de transmissão. Além disso, a tecnologia Bluetooth encontra grande número de aplicações em dispositivos portáteis, como celulares e computadores de bolso (PDAs). Especificou-se, portanto, que o hardware Bluetooth deve trabalhar em baixas tensões e ter baixo consumo de energia, de forma a ser capaz de trabalhar com baterias. Da mesma forma, o hardware Bluetooth deveria ser leve e ter dimensões suficientemente pequenas para seu emprego em dispositivos portáteis.

3.2.3 Baixo Custo

Se a tecnologia Bluetooth destina-se a substituir cabos, seu custo não pode ser muito maior que a solução atual. Assim, o Bluetooth SIG estabeleceu a meta de US\$ 5,00 para custo final de um terminal Bluetooth. Este valor corresponde a metade do custo aproximado de um cabo físico que esta tecnologia visa substituir, uma vez que são necessários dois terminais de rádio para

estabelecer uma conexão.

3.2.4 Dados e Voz

As linhas tradicionais que separam a Computação das Telecomunicações estão continuamente tornando-se menos distintas. Atualmente, a voz é transmitida e armazenada já no formato digital. Aplicações desenvolvidas especificamente para a transmissão de voz – como os celulares e as linhas telefônicas fixas – são também utilizadas para a transmissão de dados como, por exemplo, para acesso a informação e navegação em redes de dados. Através do reconhecimento de voz, os computadores podem ser controlados pelo usuário através de comandos de voz.

Algumas tecnologias de comunicação sem fio foram desenvolvidas para transmitir somente voz, enquanto outras transmitem somente dados. A tecnologia Bluetooth foi desenvolvida para suportar a transmissão de ambos dados e voz, não criando distinção entre aplicações para Computação ou para Telecomunicações. Desta forma, a tecnologia Bluetooth é capaz de trabalhar com uma maior diversidade de dispositivos.

3.2.5 Especificação Aberta

A especificação para comunicações Bluetooth desenvolvida pelo *Bluetooth Special Interest Group* (SIG) está disponível publicamente e livre de *royalties* para sua utilização. A promoção de uma especificação totalmente aberta tem sido um dos objetivos fundamentais do SIG desde a sua formação com o intuito de estimular uma ampla aceitação da tecnologia.

3.2.6 Utilização Mundial

As Telecomunicações estão sob forte regulamentação em muitas partes do mundo. Sistemas de telefonia, por exemplo, precisam obedecer a diversas restrições governamentais, sendo que estas restrições diferem em cada país. Da mesma forma, a utilização de segmentos do espectro de rádio frequência geralmente requer uma licença que determina limites na potência de transmissão. No entanto, alguns segmentos do espectro de rádio frequência podem ser usados sem a necessidade de uma licença especial, e a tecnologia Bluetooth opera em um destes segmentos do espectro que é não-licenciado e disponível em todo o mundo. Desta maneira, os dispositivos que empregam a

tecnologia Bluetooth podem ser utilizados sem a necessidade de modificações na sua operação, não importando onde o usuário esteja.

3.3 Aspectos Técnicos

3.3.1 Frequência de Operação

Os dispositivos Bluetooth operam na banda ISM de 2,4 GHz que corresponde à faixa de 2,4 a 2,4835 GHz. Esta banda de frequências está disponível mundialmente, sendo destinada para usos gerais em aplicações industriais, científicas e médicas (ISM). As bandas ISM não requerem licença para operação, porém obedecem a um conjunto de especificações sobre interferência e emissão espectral de potência.

Além do Bluetooth, diversas outras fontes de RF ocupam a banda ISM, como por exemplo, equipamentos de RF de curto alcance (alarmes de carro, telefones sem fio, redes digitais *wireless*, etc.) e fontes de ruído aleatório (fornos de microondas, lâmpadas de vapor de sódio, etc.). Este compartilhamento de banda contribui significativamente para a presença de sinais interferentes, tornando a banda ISM um meio não muito estável ou confiável. Porém, a disponibilidade global desta banda estimula a aceitação mundial da tecnologia Bluetooth. Para enfrentar o meio hostil apresentado pela banda ISM, a tecnologia Bluetooth emprega algumas técnicas como o *frequency hopping*, o controle adaptativo de potência e o uso de pacotes curtos de dados.

3.3.2 Frequency Hopping Spread Spectrum

Para as comunicações por rádio frequência, o termo “espalhamento espectral” (*spread spectrum*) refere-se à divisão do espectro disponível para transmissão em termos de frequência, tempo, codificação ou algum outro método. A tecnologia Bluetooth utiliza um mecanismo de espalhamento espectral chamado *Frequency hopping spread spectrum* (FHSS ou simplesmente *frequency hopping*³) que foi desenvolvido originalmente durante a segunda Guerra Mundial para proporcionar maior segurança e robustez no controle de torpedos [MILLER *et al.*, 2001].

³ *Hopping* corresponde ao termo em inglês para “saltitar”. Na modulação por *frequency hopping*, a frequência portadora utilizada na transmissão é alterada de tempos em tempos, realizando o “saltitar” de frequência.

O mecanismo FHSS divide o espectro total de operação em pequenas bandas ou canais. No caso da tecnologia Bluetooth, a banda disponível de 83,5 MHz da faixa ISM é dividida em 79 canais de 1 MHz cada, definindo também bandas de proteção superior e inferior (Figura 12). A largura de 1 MHz dos canais possibilita taxas de transmissão de até 1 Mbps para o Bluetooth, que utiliza a modulação GFSK (*Gaussian Frequency Shift Keying*) (BRAY *et al.*, 2001).

Proteção Superior	2400 MHz
Canal 0	2402
Canal 1	2403
Canal 2	2404
...	
Canal 77	2479
Canal 78	2480
Proteção Inferior	2481 + 2,5 MHz

Figura 12 – Divisão da Banda ISM 2,4 GHz em 79 canais de 1MHz. Além dos 79 canais, são previstas bandas de proteção superior (2 MHz) e inferior (2,5 MHz).

No processo de transmissão por FHSS, os dados são divididos em pequenos pacotes, os quais são transmitidos seqüencialmente. Após cada pacote ser transmitido, o dispositivo Bluetooth seleciona um outro canal para a transmissão do próximo pacote, efetuando o chamado *hopping* de freqüência. A seqüência de *hopping* usada pela tecnologia Bluetooth é pseudo-randômica e realiza 1600 saltos (*hops*) por segundo.

O mecanismo FHSS é mais complexo que a comunicação monofrequencial, porém proporciona maior segurança e robustez à comunicação. Quando os dispositivos que compartilham uma mesma banda empregam FHSS, a interferência causada por colisões de transmissão em uma mesma freqüência pode ser reduzida, pois cada conexão possui uma seqüência de *hopping* diferente. Além disso, se houver colisão, apenas um pacote da mensagem será perdido e não a mensagem inteira. O pacote perdido pode ser retransmitido logo em seguida em uma outra freqüência. A conexão também fica mais segura, uma vez que somente os receptores que conhecerem a seqüência de *hopping* de freqüência serão capazes de receber todos os pacotes e reconstruir a mensagem.

3.3.3 Potências de Transmissão

A especificação Bluetooth especifica três níveis diferentes de potência de transmissão:

- Classe 1 = 100 mW (+20 dBm)
- Classe 2 = 2,5 mW (+4 dBm)
- Classe 3 = 1 mW (0 dBm)

Estas classes de potência possibilitam diferentes alcances para os dispositivos Bluetooth. Atualmente a maioria dos fabricantes está produzindo módulos Bluetooth de 1 mW (classe 3), com alcance de até 10 metros. Para esta classe de potência, a recepção pode não ser confiável no limite de seu alcance, uma vez que parte das microondas pode ser absorvida por obstáculos. Mesmo assim, esta classe proporciona boa solução para grande parte dos casos de substituição de cabos.

O máximo alcance para a tecnologia Bluetooth é obtido em dispositivos classe 1 que atingem 100 metros com a potência de 100 mW. Existe também, uma distância mínima permitida entre dispositivos, definida em 10 centímetros. Se os dispositivos estiverem muito próximos, o receptor pode saturar, tornando-se incapaz de demodular o sinal.

Uma consideração importante sobre potências de transmissão para dispositivos de RF é o nível de exposição dos usuários à energia eletromagnética. No Bluetooth, o espectro de operação engloba a frequência natural de oscilação molecular da água (H₂O) em 2450 MHz. Esta frequência é utilizada pelos fornos de microondas convencionais para excitar as moléculas de água dentro dos alimentos de forma a cozinhá-los. Este fato pode sugerir que os dispositivos Bluetooth poderiam causar danos a seus usuários. Porém, a máxima potência emitida por dispositivos Bluetooth (100 mW) é bem menor que a de um forno de microondas (1 kW).

A Organização Mundial de Saúde (OMS), a Comissão Internacional sobre Proteção em Radiação Não-Ionizantes (ICNIRP) e a IEEE definiram recomendações de níveis toleráveis de exposição à rádio frequência. As recomendações especificam restrições para a absorção de energia (referenciada como SAR) nas proximidades do transmissor. Para a faixa de 10 MHz a 10 GHz, onde o Bluetooth se encontra, os dispositivos com potência de transmissão menor que 1,6 mW são incapazes de ultrapassar essas restrições. Assim, todos os dispositivos Bluetooth classe 3 obedecem às recomendações, e os dispositivos

com potências de transmissão maiores precisam ser testados (BRAY *et al.*, 2001).

As recomendações também especificam a exposição total de RF, definindo uma densidade espectral máxima de 10 W/m². Para atingir este nível, seria necessário um número irreal de dispositivos Bluetooth operando simultaneamente dentro de uma pequena área.

Desta forma, os especialistas concordam que a baixa potência de transmissão dos dispositivos Bluetooth é incapaz de provocar qualquer tipo de dano a saúde. Mesmo os dispositivos Bluetooth classe 1 possuem potência inferior aos atuais aparelhos de telefonia celular, os quais são amplamente utilizados e também obedecem às recomendações atuais.

3.3.4 Topologia de Comunicação

Os dispositivos Bluetooth podem operar como “mestre” ou como “escravo”. Um dispositivo “mestre” pode comunicar-se simultaneamente com até 7 dispositivos “escravos”, sendo que os dispositivos escravos só podem se comunicar diretamente com o mestre e nunca com outro escravo.

O conjunto formado pelos dispositivos comunicantes é denominado *piconet*. Todos os dispositivos em uma *piconet* obedecem a uma mesma seqüência de *hopping* de freqüência, seqüência esta definida pelo dispositivo “mestre” da *piconet*. A Figura 13 ilustra as duas situações de conexão possíveis dentro de uma *piconet*: conexões ponto-a-ponto e conexões ponto-a-multiponto.

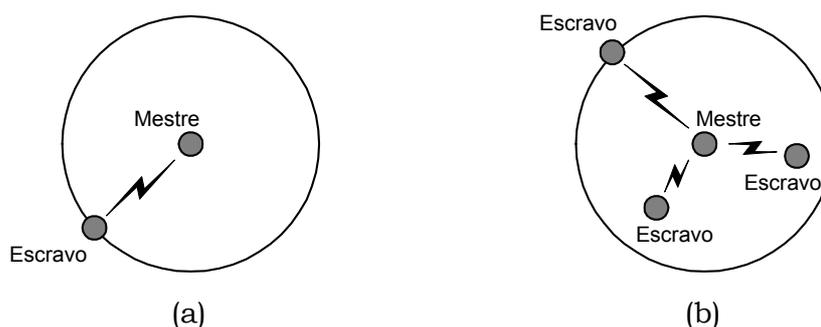


Figura 13 – *Piconets* ponto-a-ponto (a) e ponto-a-multiponto (b).
Em *piconets* ponto-a-multiponto, o dispositivo mestre pode se comunicar com até 7 dispositivos escravos, e os escravos comunicam-se apenas com o mestre.

A área de cobertura de uma *piconet* é definida pelo raio de alcance do dispositivo mestre. Áreas de cobertura maiores ou redes com maior número de membros comunicantes podem ser obtidos através da união de *piconets* em uma *scatternet* (Figura 14).

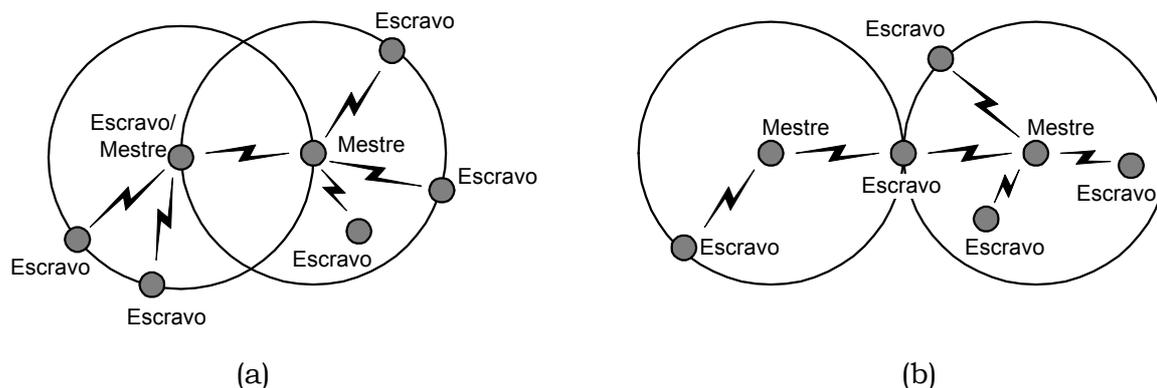


Figura 14 – Dois exemplos de *Scatternets*.

Na *scatternet* da figura (a), o dispositivo em comum atua como “mestre” em uma *piconet* e como “escravo” na outra. Na *scatternet* da figura (b), o dispositivo em comum opera como “escravo” nas duas *piconets*.

A conexão de duas *piconets* em uma *scatternet* é feita através de um dispositivo que pertence simultaneamente às duas *piconets*, dividindo seu tempo de operação entre elas. Este dispositivo em comum pode atuar como escravo em ambas as *piconets* ou como escravo em uma e mestre em outra. O dispositivo em comum não pode operar como mestre em ambas as *piconets* uma vez que os escravos em uma *piconet* são sincronizados à seqüência de hopping do dispositivo mestre da *piconet*. Por definição, todos os dispositivos com um mesmo mestre precisam pertencer a uma mesma *piconet*.

3.3.5 Conexões Assíncronas e Síncronas

Existem dois tipos de conexões que podem ser estabelecidas entre um dispositivo Bluetooth mestre e um escravo: conexões assíncronas e conexões síncronas.

– Conexão assíncrona ou ACL (**A**synchronous **C**onnection-**L**ess)

A conexão ACL é a primeira a ser estabelecida entre dois dispositivos Bluetooth. O nome em inglês pode sugerir a ausência de conexão, mas a melhor tradução é “sem vínculo”. Um dispositivo mestre pode estabelecer conexões ACL com diversos dispositivos escravos, porém apenas uma conexão ACL pode ser criada para cada dispositivo escravo. As conexões ACL buscam assegurar a integridade dos dados transmitidos através de verificação de erros e retransmissões de pacotes perdidos ou com erros.

A comunicação em uma conexão ACL não é cadenciada, sendo que a

transferência de dados baseia-se na troca de pacotes. A transmissão de dados é feita por pacotes DH (*Data High rate*) ou por pacotes DM (*Data Medium rate*); os pacotes DM transportam menor quantidade de dados, porém proporcionam maior proteção contra erros. Tanto os pacotes DH como os DM suportam três diferentes quantidades de dados para transmissão, conforme mostra a Tabela 1.

Tabela 1 – Características dos pacotes usados em conexões ACL.

Tipo do Pacote	Capacidade máxima por pacote (bytes)	FEC (codificação para correção de erro)	CRC (Cyclic Redundancy Check)
DM1	17	2/3	SIM
DH1	27	NÃO USA	SIM
DM3	121	2/3	SIM
DH3	183	NÃO USA	SIM
DM5	224	2/3	SIM
DH5	339	NÃO USA	SIM

Os pacotes ACL podem utilizar até dois métodos para detecção de erros: o *Forward Error Correction* (FEC) com codificação 2/3 e o *Cyclic Redundancy Check* (CRC) (BLUETOOTH SIG, 2001a).

O FEC adiciona bits de paridade ao campo de dados, permitindo a detecção e correção de erros ocorridos durante a transmissão. A codificação 2/3 utiliza codificação Hamming [15,10]⁴, permitindo detectar até 2 erros e corrigir no máximo um erro ocorrido em 10 bits de dados.

O CRC é usado para validar a integridade dos dados recebidos. Apesar de o CRC não corrigir erros, ele os identifica de forma confiável. O uso de CRC é interessante, pois o escopo de correção e até mesmo detecção de erros pelo FEC é limitado.

– Conexão síncrona ou SCO (**Synchronous Connection-Oriented**)

A conexão SCO só pode ser criada a partir de uma conexão ACL estabelecida anteriormente. Um dispositivo mestre pode estabelecer até 3 conexões SCO para um mesmo dispositivo escravo ou para diferentes escravos.

⁴ O código Hamming é um código de blocos utilizado para detectar e corrigir erros ocorridos durante transmissão de dados. Para isso, os códigos de blocos inserem informação redundante nos dados a serem transmitidos. O código Hamming [15,10] adiciona 5 bits de redundância a cada conjunto de 10 bits de dados.

Conexões SCO realizam uma transmissão regular de dados a uma taxa constante e igual para ambos os sentidos. Devido à natureza de restrição temporal da transmissão de dados, os pacotes SCO nunca são retransmitidos, o que não assegura a integridade dos dados transmitidos. As conexões SCO foram projetadas para a transmissão de áudio.

3.3.6 Taxas de Transmissão

A tecnologia Bluetooth permite uma taxa máxima de transmissão de 1Mbps. No entanto, por causa do *overhead* gerado pelos diversos protocolos do Bluetooth, a taxa efetiva máxima de transmissão é de 723,2 kbps. Para conexões Bluetooth assíncronas (ACL), as taxas máximas transmissão podem ser diferentes para cada sentido do tráfego dos dados, dependendo do tipo de pacote que utilizam (Tabela 2).

Tabela 2 – Taxas de transmissão para os pacotes usados em conexões ACL.

Tipo do pacote utilizado	Taxa máxima com transmissão simétrica (kbps)	Taxa de transmissão assimétrica direta (kbps)	Taxa de transmissão assimétrica reversa (kbps)
DM1	108,8	108,8	108,8
DH1	172,8	172,8	172,8
DM3	258,1	387,2	54,4
DH3	390,4	585,6	86,4
DM5	286,7	477,8	36,3
DH5	433,9	723,2	57,6

A conexão Bluetooth síncrona (SCO) é utilizada para transmissão de voz e estabelece um canal bidirecional e simétrico de 64 kbps. Isto corresponde a um canal de áudio digital com taxa de amostragem fixa em 8 kHz e resolução de 8 bits. A especificação Bluetooth permite até 3 conexões síncronas simultâneas por dispositivo, atingindo uma taxa máxima para transmissão de voz de 384 kbps.

3.4 Protocolos

Visando garantir a interoperabilidade de dispositivos Bluetooth de diferentes fabricantes, o *Special Interest Group* (SIG) definiu uma pilha (*stack*) de protocolos para a tecnologia Bluetooth. A pilha de protocolos provê regras de

como os softwares aplicativos devem proceder para encontrar dispositivos Bluetooth em uma área, descobrir quais os serviços disponíveis e como utilizar esses serviços.

A pilha de protocolos Bluetooth é organizada em diversas camadas, com níveis crescentes de abstração. O número de camadas utilizadas em cada aplicação é variável, e depende do nível lógico de software que se deseja para o dispositivo Bluetooth. Inclusive, algumas das camadas mais altas da pilha de protocolos são específicas para determinadas aplicações, como no caso da camada TCS, usada em aplicações de telefonia.

A pilha de protocolos definida pela especificação Bluetooth (BLUETOOTH SIG, 2001a) é mostrada na Figura 15, juntamente com a principal função de cada camada da pilha.

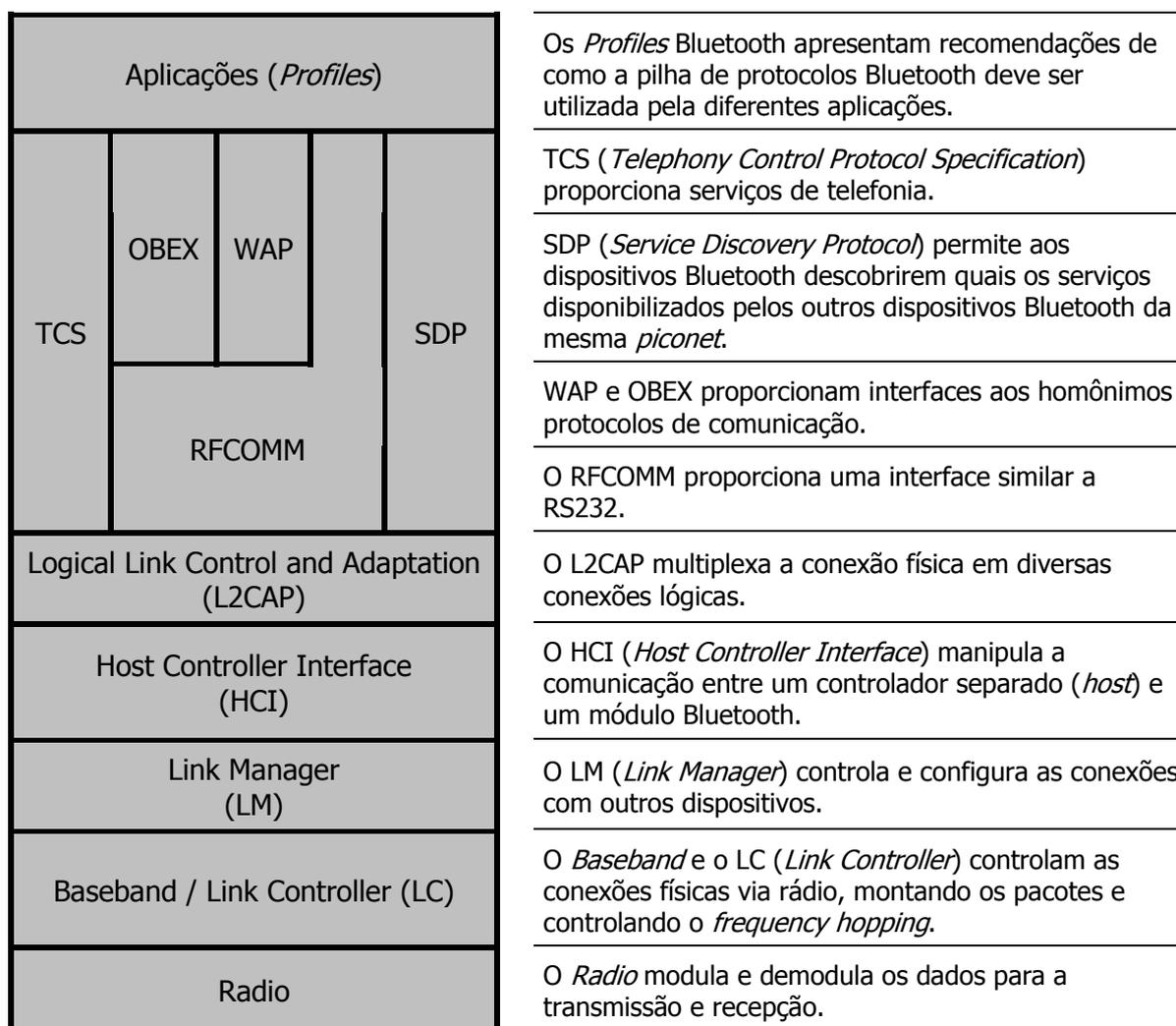


Figura 15 – Pilha de Protocolos Bluetooth e principais funções de cada camada (adaptado de BRAY *et al.*, 2001).

A pilha de protocolos Bluetooth pode ser particionada logicamente em três grupos: grupo de protocolos de transporte, grupo de protocolos *middleware* e grupo de aplicação.

3.4.1 Grupo de Protocolos de Transporte

Os Protocolos de Transporte têm como objetivo realizar a identificação entre dispositivos Bluetooth, possibilitando a criação, configuração e gerenciamento de conexões físicas e lógicas. São através destas conexões que os aplicativos enviam dados, utilizando os protocolos de transporte. Os protocolos deste grupo incluem as camadas de Radio, Baseband, Link Manager, L2CAP e HCI (Figura 16).

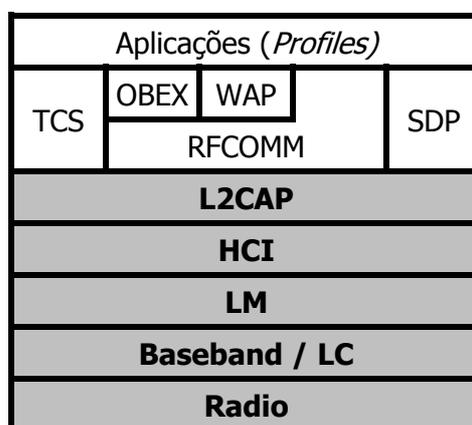


Figura 16 – Grupo de protocolos de Transporte (em negrito).

3.4.2 Grupo de Protocolos *Middleware*

Os Protocolos *Middleware* são compostos por protocolos de transporte adicionais necessários para a interface de determinadas aplicações com a tecnologia Bluetooth (Figura 17). Este grupo de protocolos inclui tanto protocolos padrões da indústria como protocolos desenvolvidos pelo SIG especificamente para comunicação via Bluetooth.

Cada camada que compõe este grupo define um protocolo padrão utilizado para possibilitar um maior nível de abstração aos aplicativos do que se estivessem se comunicando diretamente com o grupo de protocolos de transporte. Os protocolos *middleware* correspondem às camadas RFCOMM, SDP, OBEX, WAP e TCS.

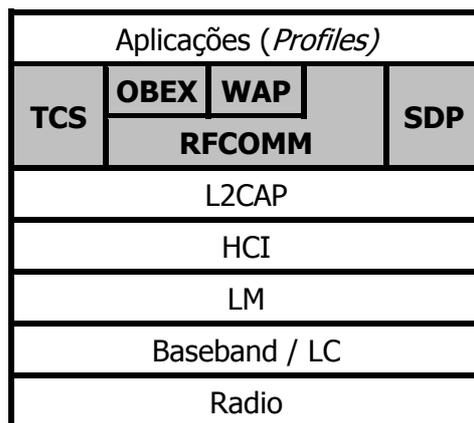


Figura 17 – Grupo de protocolos *Middleware* (em negrito).

3.4.3 Grupo de Aplicação

O grupo de aplicação neste contexto se refere aos softwares que residem acima da pilha de protocolos definida pelo SIG (Figura 18). Este é o caso dos softwares aplicativos que fazem uso da tecnologia Bluetooth.

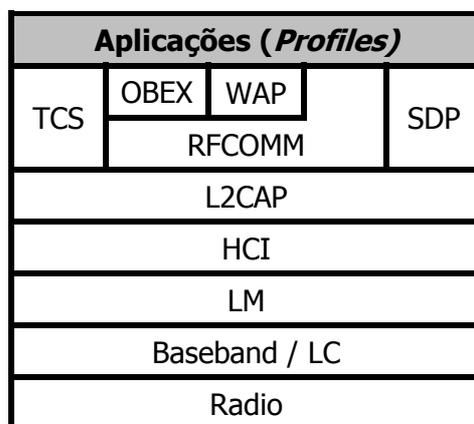


Figura 18 – Grupo de Aplicação (em negrito).

Para o funcionamento adequado destes aplicativos com a tecnologia Bluetooth, o Bluetooth SIG especificou *profiles* para diversas aplicações (BLUETOOTH SIG, 2001b).

O propósito de um *profile* é fornecer uma descrição clara de como um sistema Bluetooth deve ser implementado para executar determinada função, como por exemplo, aplicações de telefonia sem fio, fax e acesso a rede LAN. Os primeiros *profiles* fornecidos pela especificação Bluetooth estão mostrados na Figura 19. Outros *profiles* estão sendo desenvolvidos para aplicações mais

específicas, como impressoras, dispositivos de interface humana (teclados, mouses, etc.) e câmeras digitais.

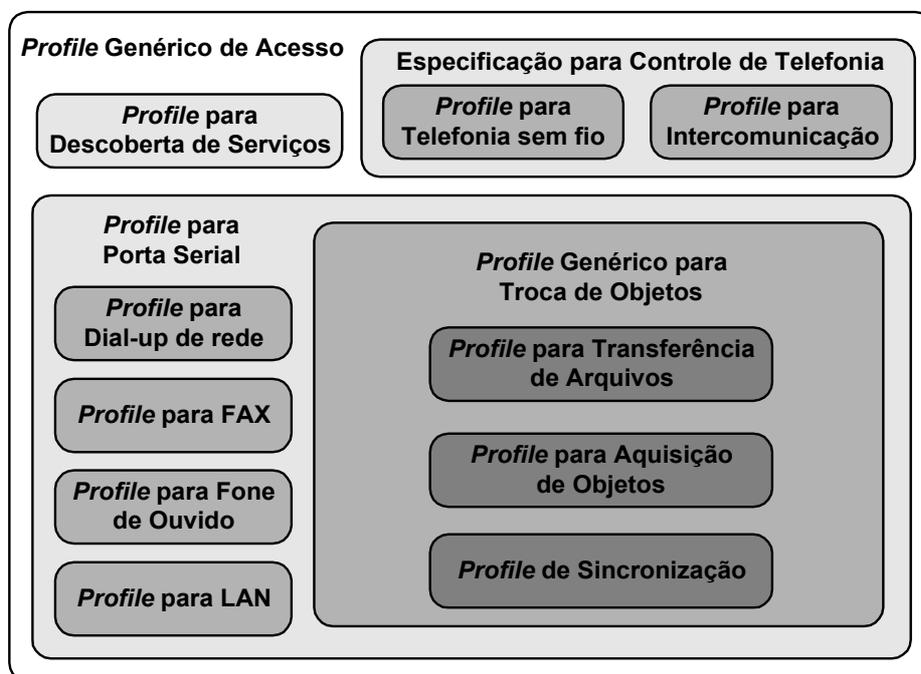


Figura 19 – Profiles Bluetooth.

Os *profiles* estão organizados em grupos. Cada *profile* específico é construído sobre um *profile* mais genérico, herdando as suas características mais gerais e definindo as mais específicas (adaptado de BRAY *et al.*, 2001).

3.4.4 Comparação ao Modelo de Referência OSI

A Figura 20 mostra a relação entre a pilha de protocolos do Bluetooth e o padrão OSI (*Open Systems Interconnection*) de referência para pilhas de protocolos de comunicação. Embora as camadas de protocolo do Bluetooth não se relacionem exatamente com as camadas do modelo de referência, uma comparação entre os modelos serve para destacar a divisão de tarefas dos protocolos pertencentes à pilha Bluetooth.

A Camada Física é responsável pela interface elétrica com o meio usado na comunicação, incluindo modulação e codificação de canais. Desta forma, é implementada pela camada de *Radio* e por parte da camada *Baseband*.

A Camada de Enlace é responsável pela transmissão, enquadramento de dados e controle dos erros em uma determinada conexão. Assim, está relacionada ao controlador de conexão (*Link Controller*) e ao controle da camada de *Baseband*, através da verificação e correção de erros.



Figura 20 – Comparação entre o modelo OSI e a pilha de protocolos Bluetooth.

A Camada de Rede é responsável pela transferência dos dados através da rede, independentemente do meio e da topologia utilizada. Esta camada compreende parte do controlador de conexão (*Link Controller*), responsável pelo estabelecimento e manutenção de múltiplas conexões. Também engloba a maior parte da camada do gerenciador de conexão (*Link Manager*).

A Camada de Transporte é responsável pela multiplexação e pela segurança da transferência dos dados através da rede. É implementada por parte da camada do gerenciador de conexão e pela camada HCI (*Host Controller Interface*).

A Camada de Sessão provê serviços de gerenciamento e controle do fluxo de dados, sendo desempenhados pela camada L2CAP e parcela da camada RFCOMM/SDP.

A Camada de Apresentação provê uma representação comum para dados da Camada de Aplicação através da inclusão de estruturas de serviços aos pacotes de dados. Esta é a principal tarefa da camada RFCOMM/SDP.

Finalmente, a Camada de Aplicação faz a interface da pilha de protocolos com o software aplicativo, estabelecendo a comunicação de dados sobre o meio físico.

3.5 Aspectos Funcionais

Nesta Seção, são descritos os aspectos funcionais da tecnologia Bluetooth incorporados pelo grupo de protocolos de Transporte da pilha de protocolos Bluetooth. Todos esses aspectos são configurados via software, uma vez que os

módulos Bluetooth mais recentes já estão incorporando todo o grupo de protocolos de Transporte em seus circuitos integrados.

No texto, os termos em inglês observados com maior frequência na especificação Bluetooth serão mantidos, pois ainda não existe padronização na tradução para o português.

3.5.1 Estabelecendo uma Conexão Bluetooth

A Figura 21 mostra os principais estados operacionais de conexão para dispositivos Bluetooth. Quando o dispositivo já pertence a uma *piconet*, o seu estado corresponde a “conectado”. No estado *Stand-By* (“espera”), o dispositivo não pertence a nenhuma *piconet*, nem se encontra em processo de formação de uma *piconet* ou união com uma já existente. O estado *Stand-By* é o estado operacional padrão para um dispositivo Bluetooth.

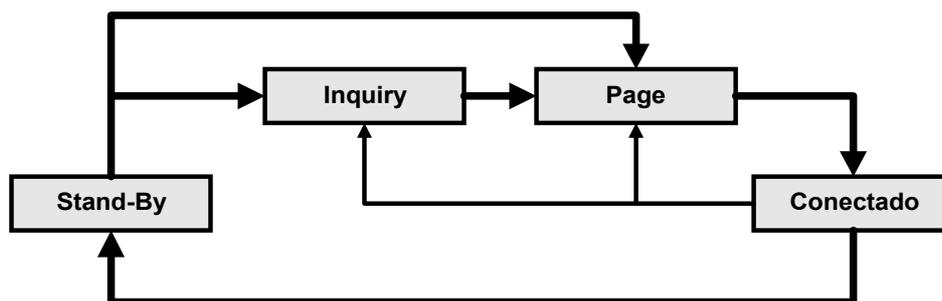


Figura 21 – Estados operacionais para dispositivos Bluetooth.

Uma conexão Bluetooth ponto-a-ponto envolve dois dispositivos em configuração mestre-escravo. O dispositivo mestre é quem requisita a conexão e o escravo é quem aceita. Conexões ponto-a-multiponto também são possíveis, em configuração de um mestre e até 7 escravos.

Quando dois dispositivos Bluetooth estiverem dentro da distância de alcance mútuo, é possível estabelecer uma conexão para comunicação, dependendo de suas configurações. Porém, não necessariamente os dispositivos irão se comunicar espontaneamente, pois eles podem estar configurados para aceitar somente conexões de determinados tipos ou de determinados dispositivos.

O estabelecimento das conexões é dado em duas fases. Primeiro, o dispositivo mestre entra em modo *Inquiry* (“investigação”), onde busca por

dispositivos visíveis de uma determinada classe⁵. Para um dispositivo escravo ser “visível”, é necessário habilitar o modo *Inquiry Scan* (“busca por investigações”). Através do *Inquiry*, o dispositivo mestre obtém uma lista dos dispositivos da classe especificada de interesse que estão dentro do seu alcance e seus respectivos endereços. Cada dispositivo Bluetooth possui um endereço de 48 bits que é único no mundo.

Após escolher com qual dispositivo fará a conexão, o dispositivo mestre entra em modo *Paging* (“convocação”). Neste modo, o dispositivo mestre requisita a conexão ao dispositivo escravo de interesse, utilizando para isso o endereço de 48 bits deste dispositivo escravo obtido no modo *Inquiry*. O dispositivo escravo pode ser configurado para responder ou não às convocações do dispositivo mestre. Para responder, precisa estar com o modo *Page Scan* (“busca por convocações”) habilitado. Em novas conexões, caso o dispositivo mestre já conheça o endereço do dispositivo escravo, não há a necessidade de passar novamente pelo modo *Inquiry*.

Os estados intermediários *Inquiry* e *Page* implementam conceitos de “identificabilidade” e “conectabilidade” para dispositivos Bluetooth. Os dispositivos escravos podem ser configurados de modo a não responderem às buscas de identificação vindos de dispositivos em modo *Inquiry*, tornando-se invisíveis. Os dispositivos Bluetooth também podem ser configurados de modo a não responderem às solicitações de conexão provenientes de dispositivos em modo *Page*. Nestes casos, tais dispositivos não podem receber conexões, somente iniciá-las. Ainda mais, em ambas as situações de *Inquiry* e *Page*, os dispositivos Bluetooth podem ser configurados para responderem somente aos chamados vindos de determinada classe de dispositivos. Nestas condições, uma conexão não pode ser criada à força por um dispositivo estranho, nem por um de classe distinta daquela na qual se encontra configurado.

3.5.2 Encriptação e Segurança

Segurança é um item importante em comunicações via rádio frequência, visto que qualquer um pode ter acesso ao sinal irradiado. Na tecnologia Bluetooth, o uso de um algoritmo para *hopping* de frequência pseudo-randômico de alta velocidade já torna suas conexões razoavelmente seguras, sendo muito

⁵ A classe de dispositivos Bluetooth é especificada através de um número de 24 bits, o qual classifica os dispositivos pela sua funcionalidade: impressora, scanner, modem, celular, etc.

difícil a sua interceptação por terceiros. Mesmo assim, a tecnologia Bluetooth oferece um mecanismo para encriptação e autenticação de conexões, permitindo uma comunicação ainda mais confiável.

A tecnologia Bluetooth utiliza um algoritmo moderno de codificação chamado SAFER+ que gera chaves de códigos de 128 bits a partir de um simples texto de entrada de 128 bits. Este algoritmo é de domínio público e foi desenvolvido pela empresa Cylink Corporation como um candidato para o Padrão de Encriptação Avançado americano (AES) (BRAY *et al.*, 2001).

Além deste algoritmo, a especificação Bluetooth sugere uma estrutura para implementação de segurança em aplicações, dando exemplos de como os diversos serviços podem utilizar o esquema de segurança.

3.5.3 Reduções no Consumo de Energia

Visto que diversos dispositivos Bluetooth funcionarão a partir de baterias, é importante que exista mecanismos para reduzir ao máximo o consumo de energia quando possível, de forma a maximizar a autonomia desses sistemas.

A tecnologia Bluetooth possui três modos de operação para atuar em baixo consumo de energia. Estes modos baseiam-se na desativação do circuito de rádio – que é o principal consumidor de energia – durante períodos em que não há transmissão ou recepção. Os três modos de operação em baixo consumo estão listados abaixo:

- Modo HOLD: torna o dispositivo inativo durante um determinado período.
- Modo SNIFF: ativa o dispositivo em intervalos regulares. Este modo pode ser usado para reduzir o consumo de energia em conexões com baixas taxas de transmissão.
- Modo PARK: torna o dispositivo inativo durante período indeterminado, excluindo-o temporariamente da *piconet*. O dispositivo “acorda” quando for novamente requisitado por outro dispositivo.

Além do circuito de rádio, outro grande consumidor de energia em dispositivos Bluetooth é o Oscilador Controlado por Tensão (VCO), responsável pelo controle do sinal de *clock*. Para auxiliar na redução do consumo de energia, a especificação Bluetooth permite o uso de um oscilador menos preciso e de menor potência quando não houver transmissões, chamado LPO (*Low Power*

Oscillator). O LPO tem uma precisão de ± 250 ppm, contra os ± 20 ppm do oscilador de referência.

3.5.4 Qualidade de Serviço – QoS

A especificação Bluetooth estabelece um mecanismo de qualidade de serviço (QoS) que permite configurar as características das conexões de acordo com os requisitos dos aplicativos ou protocolos de camadas superiores ao protocolo HCI. As principais características que podem ser configuradas são as seguintes:

- Taxa de *Token*: é a taxa na qual os dados deverão ser transmitidos pela conexão.
- Pico de Largura de Banda: é a taxa máxima que pacotes subsequentes podem atingir.
- Latência: é o atraso entre a preparação dos dados para envio e a transmissão propriamente dita.
- Variação de Atraso: é a variação entre os valores máximo e mínimo de atraso permitidos na conexão.

Em uma conexão configurada para um determinado QoS, pode ocorrer que os parâmetros de QoS não sejam atendidos por causa de interferências ou erros no sistema. Assim, é importante que os aplicativos estejam cientes se suas requisições de QoS não estão sendo atendidas. Os dispositivos Bluetooth informam aos aplicativos quando ocorreu uma violação de QoS, dando às camadas de software superiores a possibilidade de decidir qual ação tomar, como por exemplo, reconfigurar a conexão.

A especificação Bluetooth também permite a monitoração da qualidade de uma conexão via comando do protocolo HCI. Este comando retorna um valor entre 0 e 255 que representa a qualidade da conexão entre dois dispositivos Bluetooth. A maneira de como este valor é calculado pode diferir para cada implementação, mas de qualquer forma os maiores valores representam melhores qualidades de conexões. Este valor pode ser usado como estimativa da Taxa de Erro de Bit (BER) da conexão.

3.6 Outras Tecnologias Wireless

Atualmente existe uma grande variedade de tecnologias para promover a comunicação digital sem fio. A maioria destas tecnologias apresenta grandes

diferenças entre si, visto que se destinam a diferentes tipos de aplicações com diferentes necessidades. Desta maneira, comparações entre a tecnologia Bluetooth e outras tecnologias *wireless* só são possíveis se forem contextualizadas dentro de um mesmo cenário de aplicações (ver Seção 3.1).

Assim, as tecnologias apresentadas a seguir são algumas das principais tecnologias empregadas hoje em WPANs e WLANs, as quais podem ser concorrentes ou complementares da tecnologia Bluetooth. Nesta Seção busca-se ilustrar as tecnologias atuais correlatas à tecnologia Bluetooth.

3.6.1 IrDA

A Infrared Data Association (IrDA) foi criada em 1993 para estabelecer um padrão de sistema de comunicação baseado em luz infravermelha, incluindo especificações de hardware e software.

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. Essa característica óptica também torna as conexões IrDA consideravelmente direcionais, sendo necessário algum alinhamento entre transmissor e receptor. Estas limitações podem ser vantajosas em transmissões que necessitem um grau maior de confidencialidade na transferência de dados. Porém, para sistemas que tenham a mobilidade como objetivo, esta tecnologia apresenta-se pouco atrativa.

3.6.2 IEEE 802.11a / IEEE 802.11b (WiFi)

O IEEE 802.11 é um padrão para wireless LANs que foi primeiramente publicado em junho de 1997 pelo *Institute of Electrical and Electronics Engineers* (IEEE) nos Estados Unidos. A frequência de operação especificada pela versão inicial do padrão encontrava-se na faixa ISM de 2,4 GHz com taxas de transmissão de 1 e 2 Mbps. Este padrão permitia dois modos de modulação de espalhamento espectral: *Direct Sequence Spread Spectrum* (DSSS) ou *Frequency Hopping Spread Spectrum* (FHSS).

No entanto, a taxa de transmissão da IEEE 802.11 era relativamente baixa se comparada às taxas das LANs convencionais de cabos físicos. Este fato levou à formulação, em 1999, dos padrões IEEE 802.11a e IEEE 802.11b.

O padrão IEEE 802.11a define LANs sem fio com frequências de operação

na faixa de 5 GHz e taxas de transmissão de até 54 Mbps. Já o padrão IEEE 802.11b é uma extensão do padrão 802.11, proporcionando compatibilidade com os dispositivos que seguiram o padrão anterior. Também conhecido por WiFi, o padrão 802.11b opera na banda ISM de 2,4 GHz com as taxas de transmissão originais de 1 e 2 Mbps, mas permite também taxas de 5,5 e 11 Mbps. Outra diferença do padrão 802.11b para o original é que o 802.11b só permite uso de modulação de espalhamento espectral DSSS. O 802.11b é o padrão que a maioria das empresas utilizam para o desenvolvimento de LANs sem fio.

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 QoS. Apesar da tecnologia inferior, os produtos baseados no 802.11b foram disseminados rapidamente no mercado, e atualmente é o padrão que lidera o segmento das LANs sem fio.

3.6.3 HomeRF

O *Home Radio Frequency Working Group* foi criado em março de 1998 com o intuito de estabelecer uma especificação industrial aberta para a comunicação digital sem fio entre PCs e dispositivos eletrônicos no interior e nos arredores de residências. Com a participação de empresas de hardware, software e semicondutores, foi desenvolvido o chamado *Shared Wireless Access Protocol* (SWAP) que permite transmissões tanto de dados como de áudio.

Os produtos baseados na tecnologia do HomeRF operam na faixa de frequências livre ISM de 2,4 GHz com taxa de transmissão de 1,6 Mbps. Espera-se que a versão 2 do SWAP (que atualmente ainda encontra-se em discussão) atinja taxas de transmissão de 10 Mbps. Assim como o Bluetooth, os sistemas HomeRF também utilizam a modulação de espalhamento espectral por *frequency hopping* (FHSS) para proporcionar mais segurança e robustez à comunicação. O HomeRF possui suporte de QoS para transmissão de dados em fluxo contínuo, sendo considerada a única tecnologia de LAN sem fio a integrar transmissão de voz.

3.6.4 HiperLAN 1 e 2

O padrão HiperLAN (*High Performance LAN*) foi desenvolvido entre 1991 e

1996 pelo *European Telecommunications Standards Institute* (ETSI). O grupo que desenvolveu este padrão havia concluído que faixas compartilhadas de frequências (e.g. bandas ISM) não permitiam a implementação satisfatória de redes sem fio para aplicações multimídia. Desta forma, o padrão HiperLAN utiliza uma faixa dedicada de frequências em 5 GHz.

O padrão HiperLAN 1 foi publicado em 1997, possibilitando taxas de transmissão na ordem de 20 Mbps para o tráfego isócrono de diferentes tipos de dados, como por exemplo vídeo, áudio e texto. Em junho de 2000 foi publicado o padrão HiperLAN 2, desenvolvido para proporcionar maiores taxas de transmissão (até 54 Mbps) e atuar em diferentes tipos de redes, como redes ATM, IP e celulares 3G.

3.6.5 IEEE 802.15.4 (ZigBee)

A tecnologia Bluetooth surgiu em 1999 e trouxe consigo um novo cenário de atuação de redes sem fio: as *Wireless Personal Area Network* (WPAN). Para a padronização deste novo conceito foi criado o grupo 802.15 da IEEE, sendo que o subgrupo 802.15.1 ficou responsável pela regulamentação da tecnologia Bluetooth. Porém, para certas aplicações vislumbradas no cenário das WPANs, a tecnologia Bluetooth ainda fornece soluções superdimensionadas. Surgiu assim, o subgrupo IEEE 802.15.4 responsável pela regulamentação da tecnologia chamada ZigBee.

O subgrupo 802.15.4 está atualmente trabalhando em cooperação com a aliança de cinco empresas (Honeywell, Invensys, Mitsubishi, Motorola e Philips) que originalmente propôs a tecnologia ZigBee. Espera-se que a primeira versão desta tecnologia seja publicada agora em 2003, desencadeando o lançamento de produtos em meados deste mesmo ano.

A tecnologia ZigBee atuará nas faixas de ISM de 868 MHz, 910 MHz e 2,4 GHz com taxas de transmissão de no máximo 20 kbps, 40 kbps e 250 kbps respectivamente, usando modulação de espalhamento espectral por *Direct Sequence* (DSSS). Esta tecnologia está sendo desenvolvida para ter níveis muito baixos de consumo de energia, de forma a proporcionar autonomia de 6 meses a 2 anos para duas pilhas normais tamanho AA. Seu alcance pode variar entre 10 e 75 metros, dependendo dos limites de consumo de energia impostos por cada aplicação.

A pilha de protocolos utilizada pelo ZigBee será mais simples que os

protocolos da tecnologia Bluetooth, tendo no máximo 32 kBytes de código contra os 250 Kbytes do Bluetooth. Por ser mais simples, a tecnologia ZigBee poderá trabalhar com simples microcontroladores de 8 bits, como os da família 8051.

A proposta da tecnologia ZigBee é fornecer soluções otimizadas para aplicações onde não se necessite toda a sofisticação da tecnologia Bluetooth, principalmente em aplicações com baixas taxas de transmissão de dados. Alguns exemplos são sensores de sistemas de segurança, automação industrial, brinquedos, dispositivos de interface humana (HID) como teclados e mouses, e controles remotos para diversos fins.

3.6.6 Ultrawideband (UWB)

A tecnologia UWB utiliza uma abordagem diferente das tecnologias mais utilizadas atualmente para comunicação via rádio frequência. Em vez de emitirem sinais eletromagnéticos contínuos em frequências fixas, os rádios UWB emitem impulsos eletromagnéticos, realizando a modulação dos dados através do posicionamento destes impulsos no tempo. Desta maneira a tecnologia UWB trabalha no domínio do tempo, assim como os antigos telégrafos.

Com a transmissão de impulsos muito estreitos no tempo, os rádios UWB apresentam emissão espectral muito ampla, daí o nome “banda ultra larga”. Porém a densidade espectral é muito baixa em frequências específicas da banda utilizada, dado o espalhamento espectral. Isto diminui a probabilidade de interferência entre rádios UWB e sistemas de rádio com frequências fixas.

Durante os últimos dez anos, a tecnologia UWB sofreu evoluções através das pesquisas realizadas por algumas empresas americanas. Nos últimos três anos esta tecnologia esteve sob discussão pública nos Estados Unidos. Então, em fevereiro de 2002, o *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.

Com o avanço da microeletrônica, hoje é possível a implementação de sistemas de comunicação UWB de baixo consumo a um baixo custo, com taxas de transmissão acima de 100 Mbps para transmissões em curto alcance. E além de sistemas de comunicação, a tecnologia UWB também pode ser usada em radares de curto alcance e sistemas de posicionamento e localização.

4. SISTEMA DE TELEMETRIA PROPOSTO

O sistema desenvolvido para telemetria de ECG usando a tecnologia Bluetooth está representado na Figura 22. O sistema consiste de duas partes principais: um dispositivo microcontrolado portátil para a aquisição e transmissão dos dados de ECG; e um PC com um módulo Bluetooth para recepção dos dados.

Para a realização da telemetria, o dispositivo microcontrolado estará conectado ao paciente através de cabos e respectivos eletrodos dispostos na superfície do corpo. Este dispositivo é responsável pela captação, condicionamento, digitalização e transmissão via RF dos sinais procedentes de dois canais independentes. Os dados transmitidos por este dispositivo são então recebidos por um módulo Bluetooth conectado a um computador pessoal (PC) convencional via porta USB. Os dados recebidos por este computador ficam disponíveis para serem plotados, processados, armazenados e/ou reenviados a outros pontos de acesso.

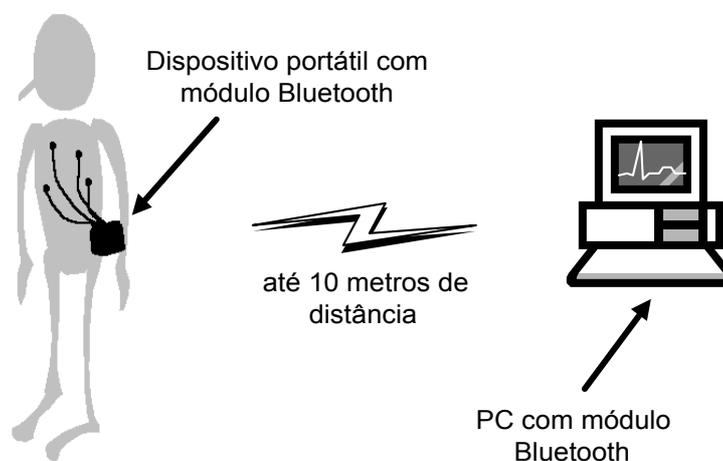


Figura 22 – Representação do sistema de telemetria proposto. O dispositivo portátil utiliza um módulo Bluetooth para transmitir duas derivações de ECG para um PC localizado a até dez metros de distância do paciente.

No sistema proposto, os dois canais analógicos de entrada do dispositivo fazem a leitura das derivações bipolares I e II do eletrocardiograma convencional. Através destas duas derivações, outras quatro (III, aVF, aVR e aVL) são obtidas a partir de processamento (TOMPKINS, 1995) realizado no PC de recepção. As seis derivações resultantes são plotadas na tela do PC para visualização.

Este capítulo detalha o projeto do hardware e softwares envolvidos no sistema proposto, bem como a implementação de um protótipo utilizado para testes.

4.1 Hardware do Dispositivo Portátil

A Figura 23 mostra a representação em blocos do dispositivo desenvolvido para ser acoplado ao paciente. O dispositivo é composto basicamente por três módulos: módulo analógico para aquisição e condicionamento do sinal elétrico cardíaco; módulo microcontrolado para conversão analógico-digital dos sinais coletados; e módulo Bluetooth para transmissão via RF.

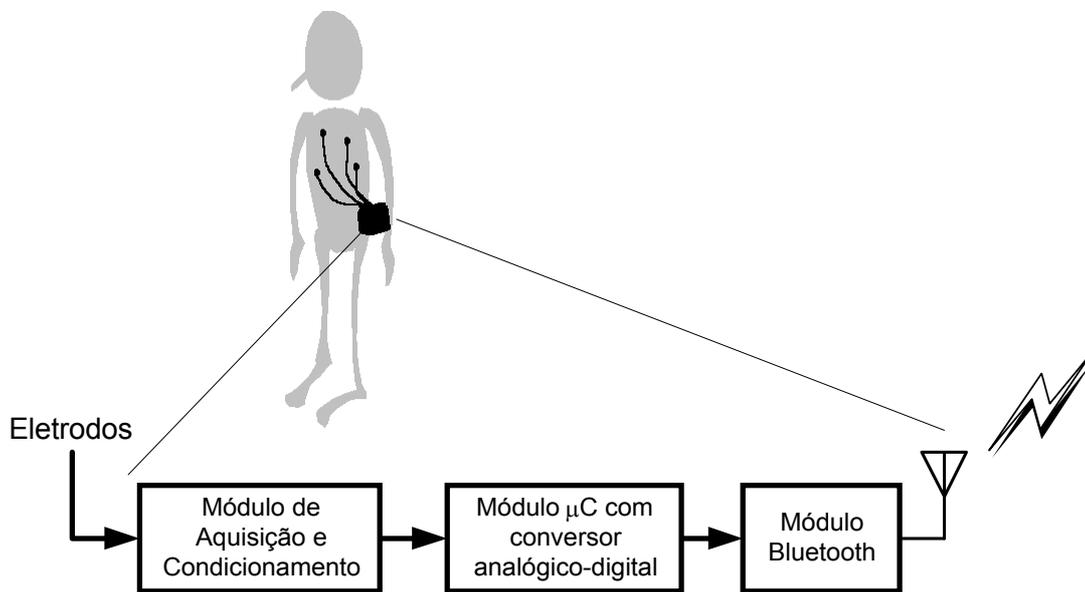


Figura 23 – Representação em blocos do dispositivo de telemetria desenvolvido. O dispositivo é alimentado por baterias e cada módulo incorpora um circuito regulador de tensão.

Por ser um dispositivo portátil, a alimentação dos módulos é realizada por baterias. Circuitos reguladores de tensão foram utilizados para fornecer as tensões corretas a cada módulo a partir do mesmo conjunto de baterias. Dada a natureza modular do dispositivo, os circuitos reguladores foram incorporados a cada módulo, possibilitando a utilização destes módulos de forma independente em projetos futuros.

4.1.1 Módulo de Aquisição e Condicionamento do Sinal

O módulo de aquisição e condicionamento tem duas funções principais:

amplificar o sinal elétrico captados pelos eletrodos, e limitar o seu espectro de freqüências. Para tanto, este módulo é composto por um amplificador de biopotenciais adequado à obtenção de ECGs, apresentando ganho de 250 vezes e resposta em freqüência de 0,5 Hz a 50Hz.

– GANHO DO AMPLIFICADOR

Como explicado no Capítulo 2, a atividade elétrica cardíaca pode ser observada através das variações de potencial elétrico que ela causa na superfície do corpo. No entanto, as amplitudes destas variações são da ordem de milivolts (mV), e necessitam ser amplificadas.

WEBSTER (1992) lista os requisitos mínimos de performance para eletrocardiógrafos, onde está especificado o valor mínimo de 5 mV para a faixa dinâmica de entrada destes dispositivos. O conversor Analógico-Digital utilizado neste projeto atua numa faixa dinâmica de 1,25 V, como será explicado mais adiante na Seção 4.1.2. Desta maneira, o módulo de aquisição deve apresentar um ganho de tensão de 250 vezes para uma adequada representação do sinal.

– BANDA DE PASSAGEM DO AMPLIFICADOR

Outro fator importante a ser considerado na aquisição de sinais bioelétricos é o espectro de freqüências do sinal. Cada tipo de sinal elétrico possui uma banda específica de freqüências necessária à sua correta representação. Em especial, para a aquisição de ECGs, especifica-se faixas diferentes de freqüência em função da finalidade do registro. Como o sistema proposto destina-se basicamente ao monitoramento, o espectro de freqüências do dispositivo foi restringido a 0,5 Hz – 50Hz (TOMPKINS, 1995).

– CIRCUITO

O circuito do amplificador de biopotenciais desenvolvido estão representados na Figura 24. Este amplificador é composto por três blocos principais.

O primeiro bloco é responsável pela pré-amplificação do sinal em todo o espectro. Neste bloco foi utilizado o amplificador de instrumentação INA2128 (Texas Instruments) para proporcionar alta impedância de entrada (na ordem de G Ω) e altas taxas de rejeição de modo comum (ou CMRR, na ordem de 100 dB). Primeiramente, a alta impedância de entrada evita que o pré-amplificador atue

como uma carga sobre o sinal a ser coletado, o que produziria distorções do sinal. Já a alta taxa de CMRR diminui a amplificação de sinais idênticos aplicados simultaneamente em ambas as entradas. Isto contribui principalmente para a redução do ruído de 60 Hz gerado pela rede de energia elétrica. Este ruído é captado principalmente pelos cabos que conectam os eletrodos ao dispositivo.

Além destas características, o INA2128 apresenta proteção interna contra transientes elevados de tensão, sendo bastante adequado nesta aplicação para proteger o circuito contra possíveis presenças de eletricidade estática no corpo do paciente.

Este estágio de pré-amplificação possui um ganho de tensão de apenas 7,5 vezes. Isto porque este estágio também amplifica o sinal DC (0 Hz), e ganhos maiores poderiam causar saturações na saída do circuito, dada a presença de tensões de *offset* nos eletrodos. Os eletrodos podem apresentar tensões de *offset* de até 0,3V por causa do surgimento de potenciais de meia-célula entre pele e eletrodo (WEBSTER, 1992).

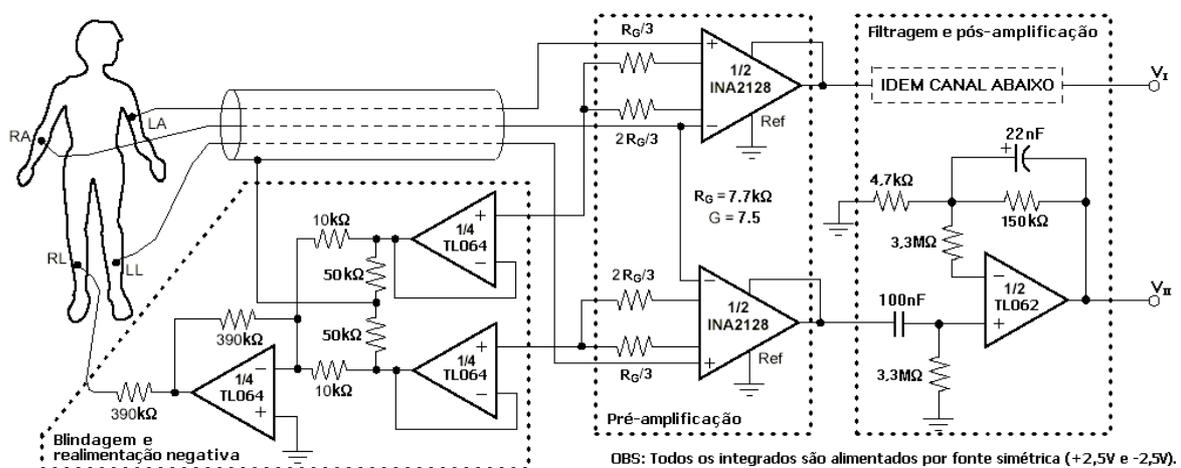


Figura 24 – Circuito do módulo de aquisição e condicionamento de sinais.

No segundo bloco (blindagem e realimentação), a média das tensões contínuas de todos os eletrodos é invertida, amplificada e realimentada ao paciente pela perna direita, utilizando para isso três amplificadores operacionais do componente TL064 (Texas Instruments). Esta realimentação negativa controla a tensão de modo comum presente nos eletrodos, mantendo-a em um nível baixo. Isto contribui para minimizar a ocorrência de saturações DC no circuito amplificador. A média das tensões também é utilizada na blindagem dos cabos

do dispositivo, de forma a reduzir o acoplamento capacitivo entre o núcleo do cabo e sua blindagem. A blindagem dos cabos, por sua vez, reduz o acoplamento capacitivo entre a rede elétrica e o núcleo do cabo, reduzindo a interferência de 60 Hz.

O terceiro bloco (filtragem e pós-amplificação) corresponde à amplificação final e aos filtros para a delimitação do espectro de frequências de atuação do módulo de aquisição. Um filtro passa-altas de primeira ordem atenua em 20 dB/dec as componentes do sinal que estão abaixo de 0,5 Hz. Em seguida, um filtro passa-baixas de primeira ordem atenua também em 20 dB/dec as frequências acima de 50 Hz. Além de definir o limite superior do espectro do sinal, este filtro passa-baixas contribui também com uma atenuação de 2,4 dB para possíveis ruídos de 60 Hz amplificados pelo estágio pré-amplificador. Ambos os filtros foram construídos com o amplificador operacional TL062 (Texas Instruments). Ao mesmo tempo em que realiza a filtragem, este terceiro bloco também amplifica o sinal em 33 vezes, proporcionando o ganho total de 250 vezes desejado a este módulo.

Os amplificadores TL064 e TL062 utilizados no módulo de aquisição e condicionamento apresentam reduzido consumo de energia, o que contribui para o aumento da autonomia do sistema. A Figura 25 mostra a foto do módulo de aquisição e condicionamento construído para o protótipo.

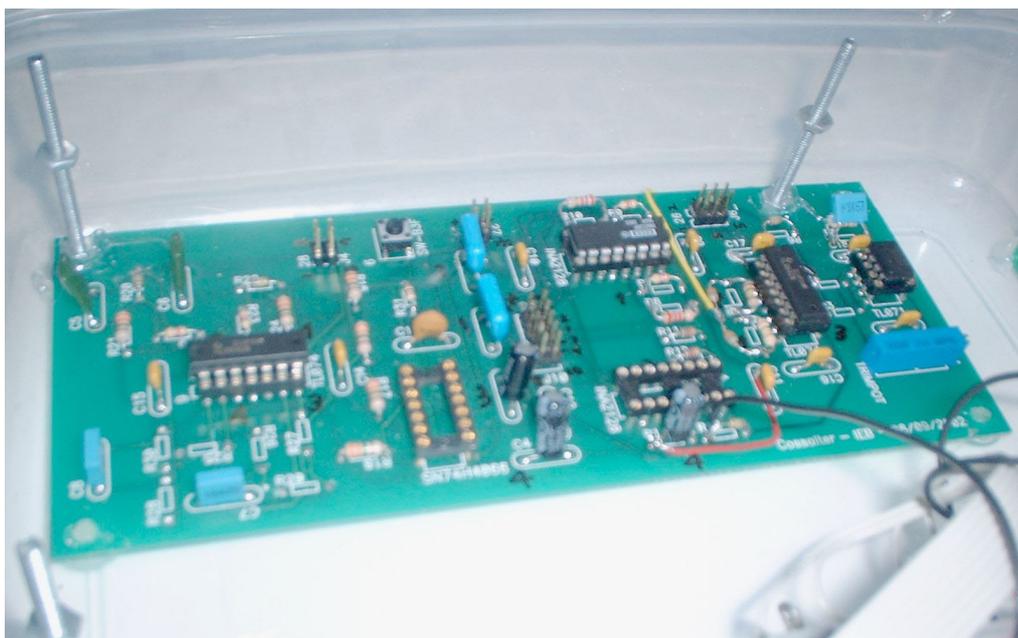


Figura 25 – Foto do módulo de aquisição e condicionamento de sinais do protótipo.

4.1.2 Módulo de Conversão Analógico-Digital

O circuito do módulo de conversão analógico-digital é apresentado na Figura 26. Este módulo é composto basicamente pelo circuito integrado MSC1210 (Texas Instruments), pelos componentes passivos necessários para o seu funcionamento e por um *buzzer* para alertas sonoros.

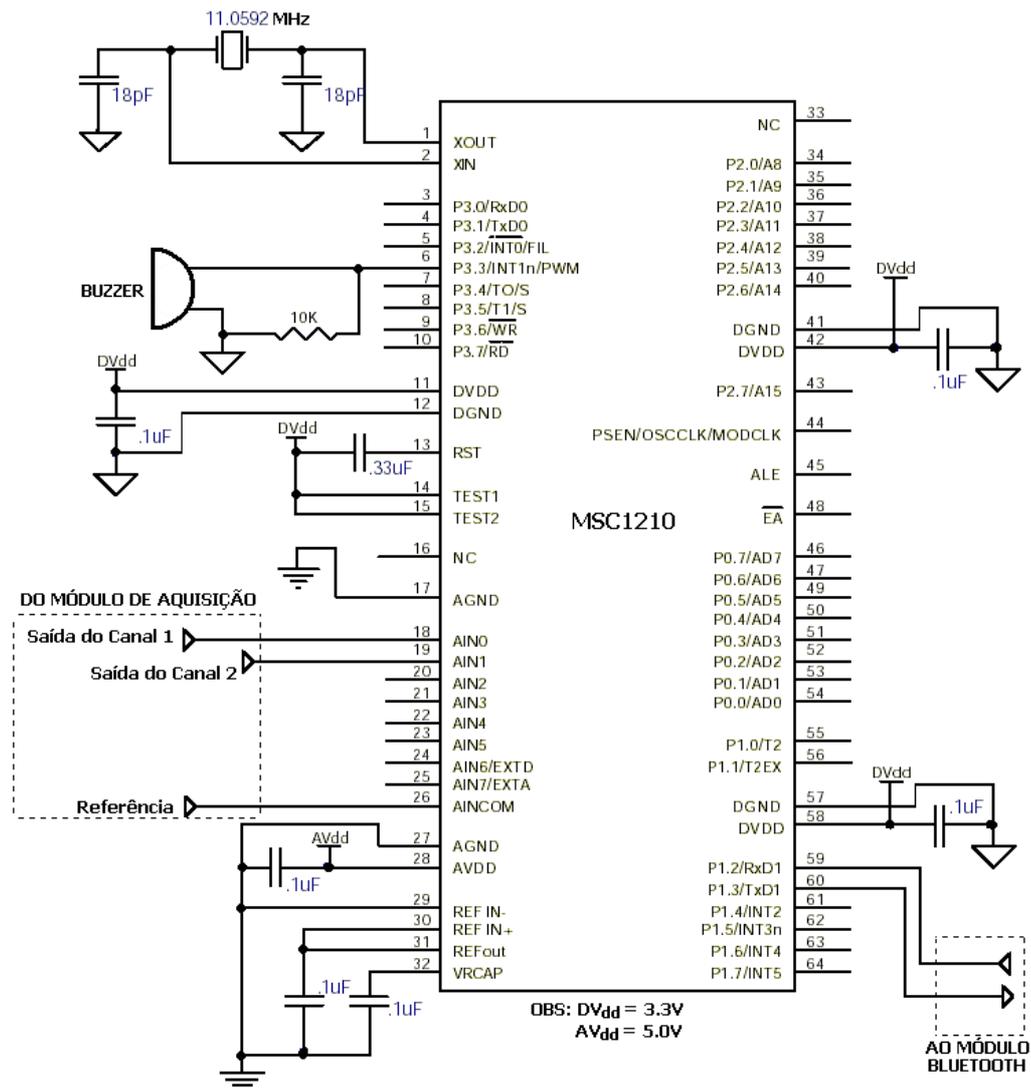


Figura 26 – Circuito do módulo de conversão analógico-digital.

O MSC1210 é um controlador de micro sistemas (família MSC) de baixo consumo lançado pela Texas Instruments em meados de 2001. O diagrama em blocos da arquitetura interna deste controlador está mostrado na Figura 27. O MSC1210 integra um conversor analógico digital sigma-delta com 24 bits de resolução, e um aprimorado microcontrolador compatível com a arquitetura 8051. O núcleo controlador do MSC1210 opera a quatro ciclos por instrução (3

vezes mais rápido que os tradicionais controladores 8051) e permite *clock* de até 33 MHz. O MSC1210 possui incorporado:

- 32 kBytes de memória Flash e 1280 bytes de memória SRAM;
- Multiplexador para 8 canais diferenciais de entrada;
- Amplificador de ganho programável (PGA) de até 128 vezes;
- Sensores de temperatura interna;
- Saída de modulação por largura de pulso (PWM);
- Dois canais seriais assíncronos (UARTs).

A existência de todas estas características em um único chip torna o MSC1210 uma opção atrativa para o desenvolvimento de sistemas portáteis de instrumentação.

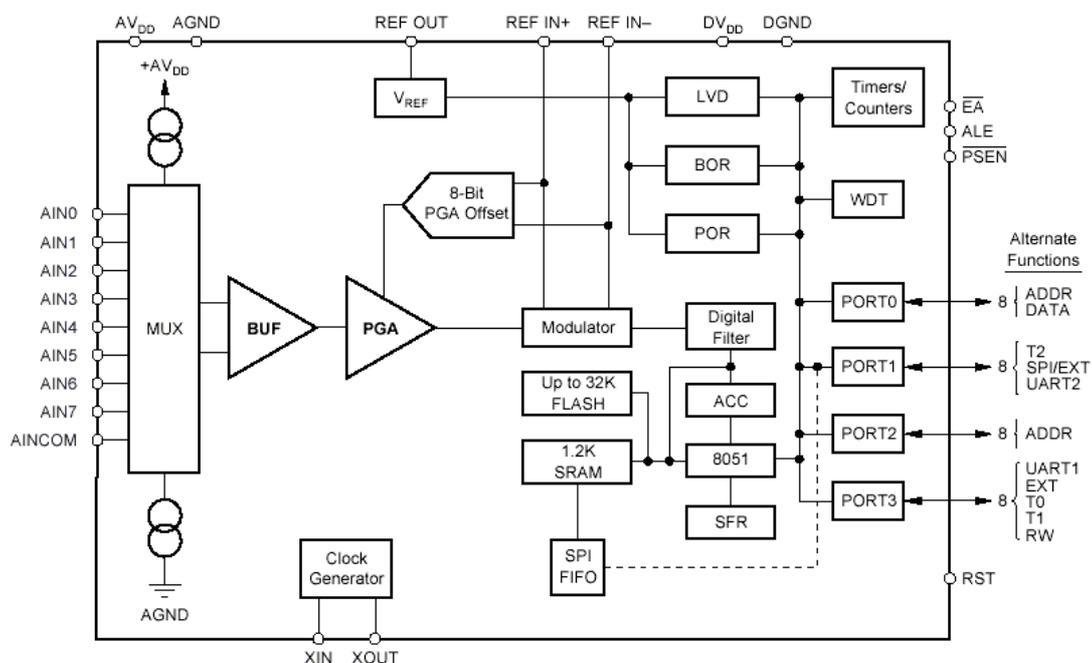


Figura 27 – Diagrama em blocos da arquitetura interna do MSC1210.

O módulo de conversão foi projetado de maneira a amostrar alternadamente dois canais diferenciais a partir de seu multiplexador de 8 canais. Os dados são amostrados a uma taxa de 250 conversões por segundo em cada canal. A esta taxa, o conversor analógico-digital consegue uma resolução de até 12 bits. Por ser um conversor do tipo sigma-delta, a resolução alcançada em bits é inversamente proporcional a taxa de conversão. Por exemplo, no MSC1210 conversões de 24 bits só são possíveis a taxas de aproximadamente 10 conversões por segundo (TEXAS INSTRUMENTS, 2002).

O núcleo controlador do MSC1210 gerencia o empacotamento¹ dos dados digitalizados e o envio destes pacotes ao módulo Bluetooth através de uma de suas portas seriais. Este controlador foi também utilizado para configurar o módulo Bluetooth e gerenciar a conexão de rádio frequência. O *buzzer* conectado à saída PWM do controlador envia sinais sonoros ao paciente para a indicação de queda de conexão. Todas as atividades do núcleo controlador encontram-se detalhadas na Seção 4.3, sobre o *firmware* para o dispositivo portátil.

O MSC1210 permite que seus circuitos analógicos e digitais sejam alimentados por fontes distintas. O circuito analógico é alimentado com 5 Volts para que o ADC possa cobrir toda a faixa de tensão de saída do módulo de aquisição e condicionamento, também alimentado por 5 Volts. A seção digital do MSC1210 é alimentada por 3,3 Volts, permitindo menor consumo de energia do que se operado a 5 Volts.

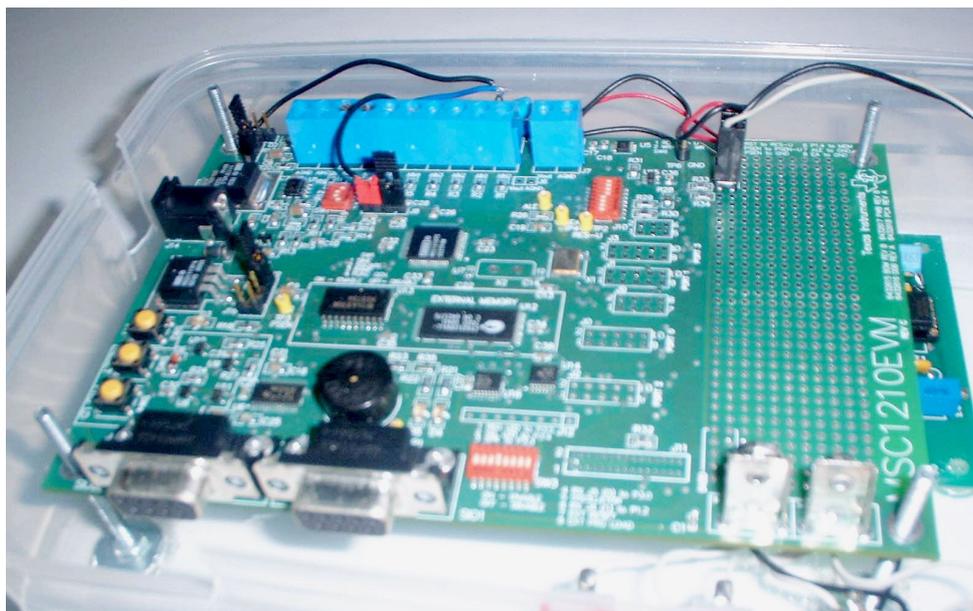


Figura 28 – Placa comercial de avaliação do chip MSC1210 (modelo MSC1210EVM, da Texas Instruments). Esta placa foi utilizada na confecção do protótipo do dispositivo portátil.

Na confecção do protótipo do dispositivo portátil de telemetria, o módulo de conversão analógico-digital foi implementado a partir de uma placa comercial de avaliação para o chip MSC1210 (Figura 28), modelo MSC1210EVM da Texas Instruments. Nesta placa de avaliação, o chip MSC1210 opera a 11 MHz.

¹ Neste trabalho, o termo “empacotamento” refere-se ao agrupamento de determinada quantidade de amostras dos sinais de ECG em um único pacote. Além dos dados, estes pacotes contêm um cabeçalho de identificação, necessário para o seu correto entendimento pelo módulo Bluetooth.

4.1.3 Módulo Bluetooth

As soluções Bluetooth para uso em dispositivos eletrônicos encontram-se no mercado na forma de módulos integrados, que executam todas as funções relativas à especificação Bluetooth.

Ao tempo de desenvolvimento do protótipo do dispositivo de telemetria de ECG descrito neste trabalho, as principais soluções eram apresentadas na forma de módulos que continham três circuitos integrados principais: transceptor de RF, processador e memória. O processador controla o circuito transceptor de RF através dos protocolos Bluetooth armazenados na memória. Os protocolos utilizados nestes módulos geralmente compreendem parte do grupo de protocolos de transporte, que são os responsáveis pelo estabelecimento e controle das conexões de RF entre dispositivos Bluetooth. A comunicação com estes módulos é feita através de portas seriais (UART ou USB) que transportam os pacotes de dados e de controle do protocolo *Host Control Interface* (HCI).

Atualmente, existem soluções Bluetooth que incorporam o transceptor de RF, o processador e a memória em um único circuito integrado (e.g. o BlueCore, da empresa CSR). Assim como os módulos, estes circuitos integrados requerem poucos componentes externos para o seu funcionamento, apenas capacitores relacionados à alimentação e a antena de RF, que geralmente é implementada através de uma simples trilha na placa de circuito impresso. Alguns circuitos integrados Bluetooth incorporam também o protocolo RFCOMM do grupo de protocolos *middleware* (ver Seção 3.4.2), permitindo a transmissão direta dos dados recebidos pela porta serial sem a necessidade dos controles e empacotamentos requeridos pelo protocolo HCI.

O protótipo do dispositivo portátil de telemetria foi implementado a partir de um kit de avaliação da empresa Teleca Comtec. Este kit utiliza o módulo Bluetooth modelo ROK101008 da Ericsson (Figura 29). O ROK101008 é um módulo ponto-a-ponto de potência classe 3 (ver Seção 3.3.3), com alcance de até 10 metros em campo aberto. É alimentado com 5 Volts e implementa todo o grupo de protocolos de transporte. Pode se comunicar com outros sistemas processados através de porta serial UART RS232 ou USB, sendo que no protótipo utilizou-se a UART para a comunicação com o circuito integrado MSC1210.

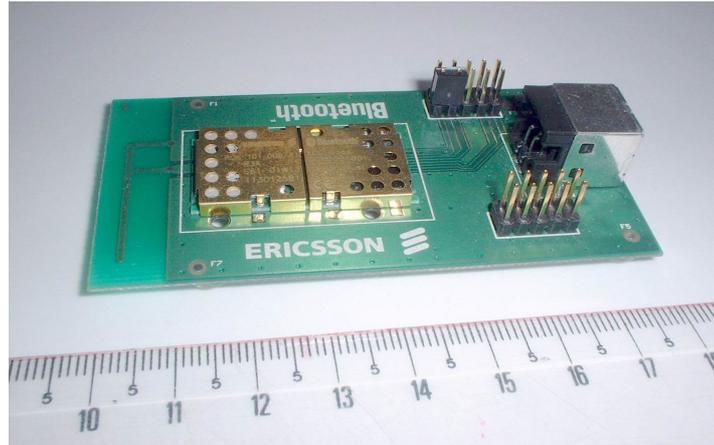


Figura 29 – Placa do kit treinamento da Teleca Comtec. Esta placa utiliza o módulo Bluetooth ROK101008 da Ericsson (chip dourado na foto).

4.1.4 Protótipo Finalizado

A Figura 30 mostra o protótipo construído para a realização dos testes. O protótipo foi acondicionado em uma caixa plástica translúcida. Toda a sua alimentação provém de uma bateria alcalina de 9 Volts. Cabe ressaltar que o protótipo foi desenvolvido a partir de módulos comerciais de avaliação, à exceção do módulo de aquisição e condicionamento do sinal (Seção 4.1.1). Isto acarretou em um elevado consumo de energia, dada a presença de componentes desnecessários ao projeto nestes módulos comerciais.



Figura 30 – Foto do protótipo do dispositivo portátil de telemetria.

4.2 Propriedades da Conexão Bluetooth

A tecnologia Bluetooth permite configurar a conexão entre dois dispositivos Bluetooth de diferentes maneiras. As seções seguintes detalham a configuração adotada neste trabalho. Informações adicionais sobre outras configurações podem ser obtidas de BRAY et al. (2001) e MILLER et al. (2001), além da própria especificação Bluetooth (BLUETOOTH SIG, 2001a).

4.2.1 Tipo de Conexão

A tecnologia Bluetooth permite dois tipos de conexão: conexão síncrona (SCO) ou assíncrona (ACL) (ver Seção 3.3.5). A principal consideração feita na escolha da conexão a ser usada pelo dispositivo de telemetria foi a manutenção da integridade dos dados na sua transmissão. Como o dispositivo não foi proposto para atuar em uma aplicação específica com tolerâncias bem especificadas, é desejável que a probabilidade da ocorrência de erros durante a transmissão seja mínima. Isto pode ampliar a gama de aplicações para este sistema.

Sob esta consideração, a melhor conexão para o dispositivo é a assíncrona, ou ACL. Diferentemente da conexão SCO, os pacotes de dados utilizados pela conexão ACL incorporam códigos de redundância (FEC e CRC) para a identificação de erros. Além disso, as conexões ACL proporcionam retransmissões de pacotes perdidos ou que foram recebidos com erros. No entanto, as retransmissões de dados podem causar variações no atraso de transmissão (*jitter*), que serão avaliadas para esta aplicação no próximo capítulo.

As conexões SCO foram inicialmente idealizadas para aplicações de transmissão de áudio digital, como por exemplo, fones de ouvido sem fio. Tais aplicações apresentam requisitos de tempo-real mais severos, e não toleram os possíveis atrasos causados por mecanismos de retransmissão. Estes atrasos causariam maiores perdas de qualidade de serviço do que o descarte de dados corrompidos. Já nos serviços de monitoramento médico, o descarte de dados errados em prol da cadência de apresentação pode comprometer a identificação de eventos importantes para o diagnóstico.

4.2.2 “Identificabilidade” e “Conectabilidade”

Nos possíveis locais de monitoramento podem existir diversos dispositivos de telemetria para um único monitor. Assim, todos estes dispositivos precisam

ser visíveis às chamadas de identificação do monitor quando este estiver em modo *Inquiry*. Desta maneira, o monitor listará todos os dispositivos de telemetria encontrados em seu alcance, e o usuário poderá escolher dentre os dispositivos encontrados pelo monitor aquele que deseja monitorar.

Para restringir a criação de conexões com os dispositivos portáteis de telemetria, criou-se neste trabalho a classe 0xBD1210 (“*Bluetooth Device with msc1210*”) para denominar os módulos Bluetooth tanto do dispositivo portátil como do PC. Através de comandos do protocolo HCI, ambos os módulos foram configurados como dispositivos classe 0xBD1210, e de forma que somente pudessem estabelecer conexões com outros módulos da mesma classe.

4.2.3 Configuração dos Modos *Inquiry* e *Page*

Para economizar energia, a tecnologia Bluetooth especifica que os seus dispositivos não devem efetuar buscas contínuas por novos dispositivos que possam ter adentrado na área de alcance da *piconet*. Isto faria com que os circuitos de RF do Bluetooth permanecessem sempre ativos, consumindo muita energia. Em vez disto, os dispositivos Bluetooth devem efetuar buscas durante pequenas janelas temporais, as quais devem se repetir em intervalos especificados. Este procedimento deve ser feito tanto na identificação de dispositivos (modo *Inquiry*) como na requisição de conexão (modo *Page*).

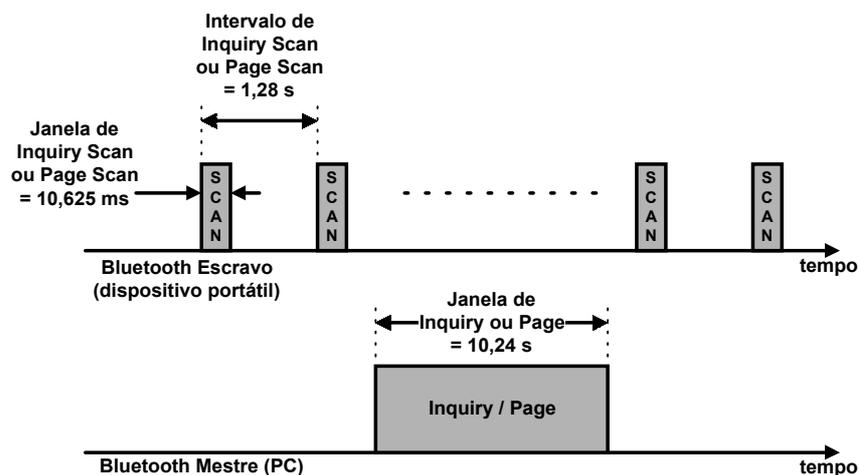


Figura 31 – Temporizações para os estados intermediários de conexão. Relacionadas ao *profile* de portas seriais. O dispositivo portátil economiza energia procurando por conexões de maneira intermitente.

Para promover o estabelecimento rápido de conexões, estabeleceu-se a utilização das temporizações mostradas na Figura 31, que correspondem às temporizações definidas pelo *profile* de portas seriais (BLUETOOTH SIG, 2001b).

No módulo Bluetooth escravo, tanto para o modo *Inquiry Scan* como para o modo *Page Scan* são utilizadas janelas temporais de 10,625 ms que se repetem a cada 1,28 segundos. Para o módulo mestre que está conectado ao PC, foram definidas janelas de *Inquiry* e *Page* contínuas de 10,24 segundos. Apesar de estas serem janelas relativamente longas, o módulo Bluetooth que está conectado ao PC recebe energia do próprio cabo USB, não exigindo tanto controle de potência como no módulo do dispositivo de telemetria alimentado por baterias.

Apesar da definição destas temporização, não foi possível realizar a configuração dos tempos de *Inquiry Scan* e *Page Scan* no módulo ROK101008 da Ericsson. Por tratar-se de um módulo de treinamento, alguns comandos do protocolo de interface (HCI) não foram implementados, inclusive o que realizaria esta configuração. Com isto, os módulos assumiram as temporizações configuradas de fábrica, que são janelas temporais de 10,625 ms a intervalos de 2,56 segundos. Espera-se que, no futuro, a utilização de outros módulos Bluetooth permita a correta configuração discutida nesta Seção.

4.2.4 Modo de Operação

A tecnologia Bluetooth permite taxas de transmissão de até 723 kbps. No entanto, o sistema de telemetria proposto deve transmitir dados de 2 canais a 250 amostras por segundo por canal, e com 12 bits por amostra. Então, a taxa máxima necessária para transmissão dos dados é apenas 6000 bits por segundo.

Para os casos onde a banda de transmissão não é totalmente utilizada, a tecnologia Bluetooth implementa o modo de operação *Sniff*. Neste modo, os circuitos de RF do dispositivo Bluetooth operam de maneira intermitente durante a transmissão, de maneira similar ao *Inquiry Scan* e *Page Scan* explicados anteriormente. Assim, os pacotes de dados provenientes de baixas taxas de aquisição são transmitidos à velocidade máxima durante curtos períodos de tempo.

Buscou-se configurar os módulos Bluetooth para atuarem em modo *Sniff* em intervalos de 200 ms, que é um pouco inferior ao período de transmissão dos pacotes compostos de 50 amostras. No entanto, a realização desta configuração não foi possível visto que o módulo ROK101008 indicou que o comando responsável era desconhecido. Sendo um dos primeiros módulos lançados no mercado, algumas das configurações mais avançadas ainda não haviam sido implementadas.

4.3 Firmware do Dispositivo Portátil

O *firmware* foi desenvolvido para controlar todo o funcionamento do dispositivo portátil de telemetria, e será executado pelo microcontrolador MSC1210. As principais responsabilidades do *firmware* estão listadas abaixo:

- Configurar as funcionalidades do microcontrolador, incluindo o ADC, a porta serial para comunicação com o módulo Bluetooth e o tratamento das interrupções.
- Configurar o módulo Bluetooth ROK101008 para operar como um dispositivo escravo da classe 0xBD1210.
- Responder às solicitações externas de criação de conexões Bluetooth.
- Checar quedas de conexão e informá-las ao paciente através de alerta sonoro.
- Construir pacotes de 100 amostras (50 amostras de cada canal) e enviá-los ao módulo Bluetooth para transmissão via conexão ACL.

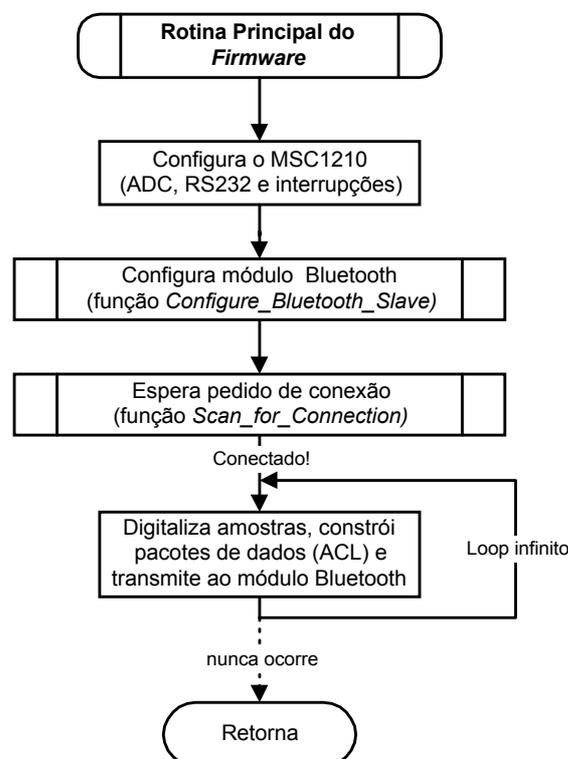


Figura 32 – Fluxograma do *firmware*.

Para tanto, o *firmware* obedece ao fluxograma mostrado na Figura 32. O primeiro passo é configurar o MSC1210 e o módulo Bluetooth. Após as

configurações iniciais, o dispositivo entra em modo de espera por uma requisição válida de conexão. Após a conexão, o dispositivo constrói e transmite os pacotes de dados até que uma queda de conexão seja identificada, quando todo o dispositivo é novamente reinicializado.

4.3.1 Configuração do MSC1210

O conversor analógico-digital do MSC1210 foi configurado para amostrar dois canais de entrada a 250 amostras por segundo por canal. A esta taxa de conversão, a máxima resolução alcançada é de 12 bits. Esta resolução permite a representação fiel do sinal em escalas de até 34,7 mm/mV em impressoras de 600 dpi. O valor mínimo recomendado para escala em eletrocardiógrafos é de 5, 10 ou 20 mm/mV (WEBSTER, 1992).

A comunicação com o módulo Bluetooth é feita através de uma das portas seriais do MSC1210. A porta serial foi configurada para operar em taxa de 57600 Bauds por segundo, sendo utilizada tanto para transmitir os pacotes de dados e comandos de configuração, como para receber mensagens de confirmação e indicações de queda de conexão. Como os pacotes a serem transmitidos ou recebidos são razoavelmente longos (4 a 159 bytes), a comunicação pela porta serial é implementada com chamadas de interrupções de envio ou recebimento de cada byte. Sem o uso de interrupções, a transmissão de pacotes de 159 bytes ao módulo Bluetooth exigiria 27,6 ms de atenção exclusiva do controlador, causando a perda de no mínimo seis amostras de conversão do ADC na taxa de 250 amostras por segundo.

4.3.2 Device Driver para Módulo Bluetooth Escravo

Toda a comunicação com o módulo Bluetooth ROK101008 precisa ser feita no protocolo HCI, que corresponde à camada mais alta da pilha de protocolos implementada no módulo (ver Seção 4.1.3). Para tanto, foi implementado um *device driver* em linguagem C que incorpora os comandos HCI utilizados na configuração do módulo Bluetooth.

O módulo Bluetooth retorna uma resposta a todos os comandos HCI que lhe são enviados, informando parâmetros de retorno e se houve sucesso no cumprimento do comando. Dada esta característica, implementou-se uma rotina para realizar a interação com o módulo Bluetooth (Figura 33). Esta rotina verifica se o comando retornou uma resposta e se a resposta recebida é a esperada. Se a

resposta esperada não for recebida, o controlador é resetado. O uso do reset como retorno de comandos inválidos possibilitou a criação de um código simples e compacto, e não comprometeu a performance do sistema.

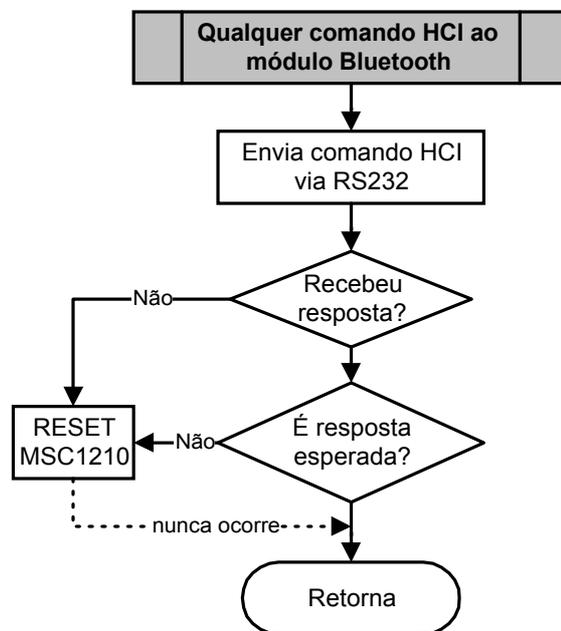


Figura 33 – Fluxograma da rotina genérica para envio de comandos HCI via RS232. Esta rotina é utilizada por todos os blocos em negrito de fluxogramas relacionados ao *firmware*.

A configuração do módulo Bluetooth é feita pela função *Configure_Bluetooth_Slave* do *device driver* desenvolvido. A Figura 34 apresenta o fluxograma desta função, a qual executa sete comandos do protocolo HCI.

Inicialmente, o módulo é reinicializado através do comando *Reset* que esvazia os buffers de transmissão e carrega as configurações de fábrica para todos os parâmetros Bluetooth.

Em seguida, configura-se a classe e o nome do equipamento através dos comandos *Write_Class_of_Device* e *Change_Local_Name*, respectivamente. Definiu-se o código 0xBD1210 (“*Bluetooth Device with msc1210*”) como sendo a classe do equipamento, o qual é utilizado pelo comando seguinte (*Set_Event_Filter*) para restringir a formação de conexões a dispositivos da mesma classe. O nome do dispositivo foi configurado como sendo “*Cardiowalk telemetry device*” para possibilitar a sua identificação pelos requisitantes de conexão.

Os comandos *Write_Inquiry_Scan_Activity* e *Write_Page_Scan_Activity* configuram a atividade dos modos *Inquiry Scan* e *Page Scan*, respectivamente. Porém, como explicado na Seção 4.2.3, estas duas configurações não são

permitidas pelo módulo Bluetooth ROK101008. O último comando (*Write_Scan_Enable*) ativa ambos os modos *Inquiry Scan* e *Page Scan*, tornando o dispositivo de telemetria visível aos outros dispositivos Bluetooth.

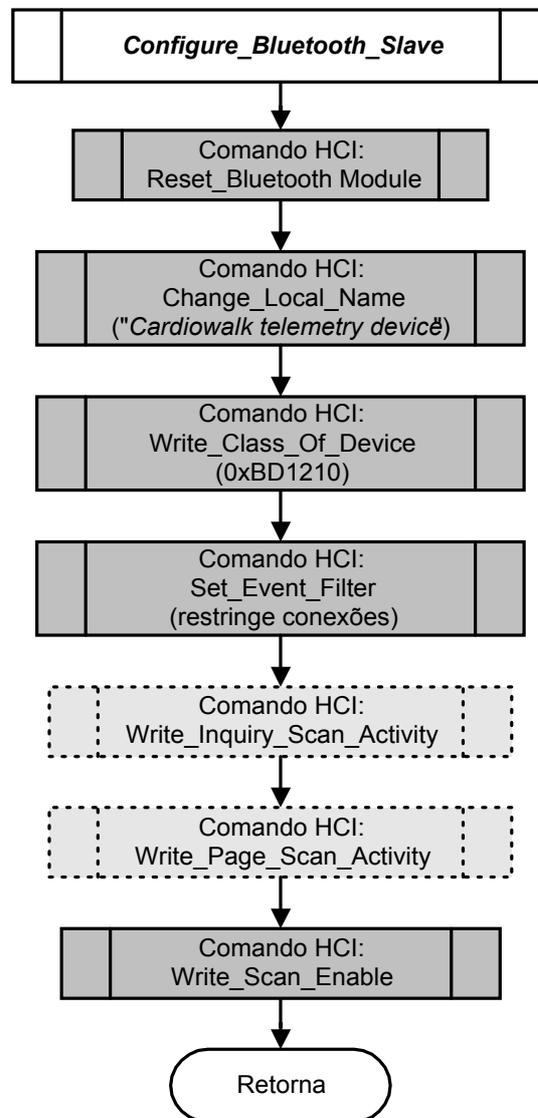


Figura 34 – Fluxograma da função *Configure_Bluetooth_Slave*.

Esta função utiliza a rotina da Figura 33 para enviar comandos HCI (em negrito) ao módulo Bluetooth. Os comandos *Write_Inquiry_Scan_Activity* e *Write_Page_Scan_Activity* foram suprimidos na versão final do *firmware*, pois o módulo Bluetooth ROK101008 não possuía esses comandos implementados.

Um vez feita a configuração do módulo Bluetooth, o dispositivo de telemetria precisa aguardar a requisição de conexão que virá do módulo Bluetooth mestre conectado ao PC. O módulo Bluetooth somente comunicará ao controlador a chegada de requisições quando estas forem feitas a partir de dispositivos da classe 0xBD1210.

A Figura 35 mostra o fluxograma da função *Scan_for_Connection* do *device driver*. Esta função aguarda a chegada de qualquer evento proveniente do módulo Bluetooth e verifica se é uma requisição. Caso seja o evento *Connection_Request*, a função responderá a ele através do comando *Accept_Connection_Request*. Então, aguarda-se a confirmação do estabelecimento da conexão pelo evento *Connection_Complete*.

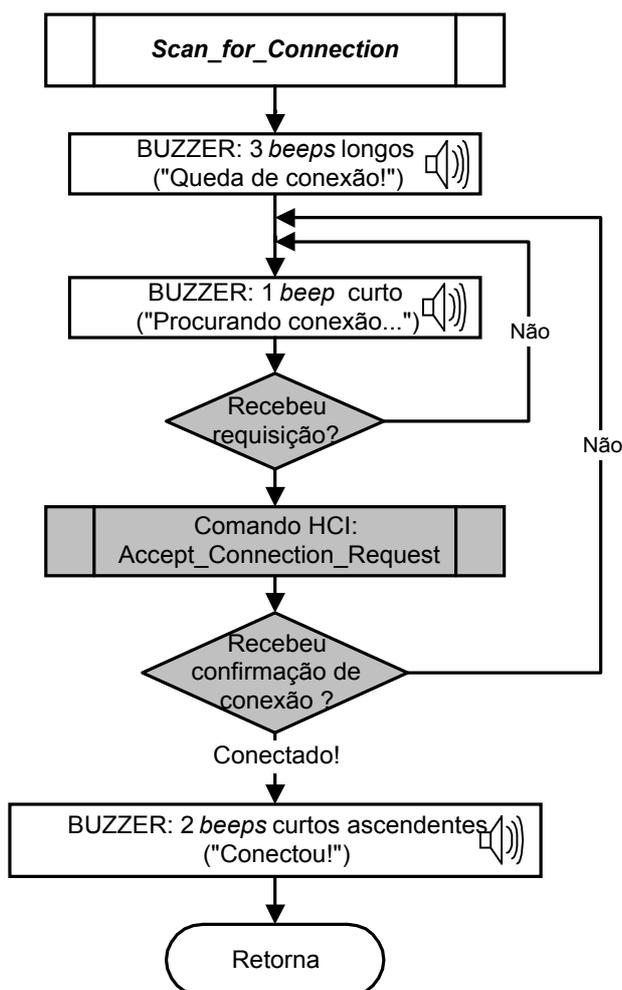


Figura 35 – Fluxograma da função *Scan_for_Connection*.

Quedas de conexão serão indicadas automaticamente pelo módulo Bluetooth através do evento *Disconnection_Complete*, caso o dispositivo de telemetria saia da área de alcance do PC de recepção. Assim, implementou-se uma verificação no procedimento de montagem dos pacotes recebidos pela serial do microcontrolador. Conforme mostra a Figura 36, se o pacote recebido via serial indicar um evento *Disconnection_Complete*, o dispositivo de telemetria será reinicializado, caso contrário a chegada de um novo pacote válido será sinalizada

ao programa principal do *firmware*. O mesmo procedimento é utilizado para verificar a ocorrência de eventos *Hardware_Error*.

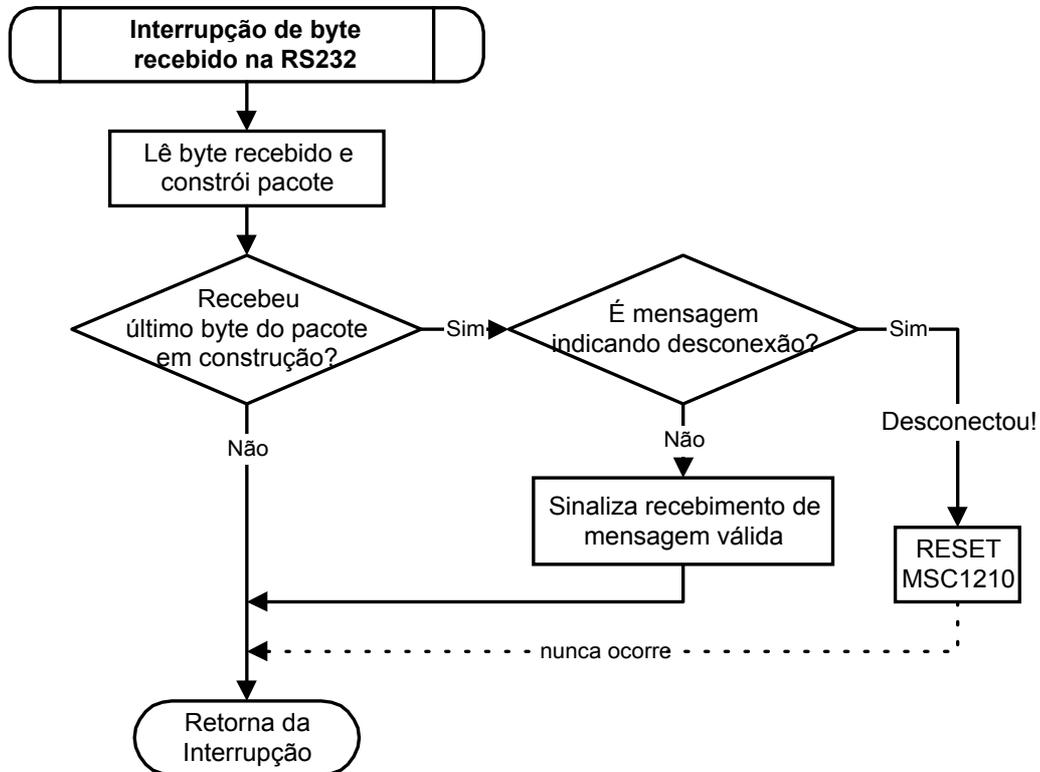


Figura 36 – Fluxograma da rotina para verificação de desconexão. Esta rotina foi inserida no tratamento da interrupção de recepção de byte da porta serial.

4.3.3 Empacotamento e Envio dos Dados

Uma vez estabelecida uma conexão, o *firmware* inicia um procedimento infinito de construção e transmissão dos pacotes de dados. A estrutura dos pacotes de dados é mostrada na Figura 37. Cada pacote de dados contém 159 bytes, onde 75 bytes correspondem a 50 amostras do canal A, 75 bytes são 50 amostras do canal B e 9 bytes correspondem ao cabeçalho de pacotes ACL via RS232. A construção de cada pacote leva 200 ms, equivalendo a 5 pacotes por segundo, considerando a taxa de amostragem de 250 amostras por segundo. Os pacotes de dados são construídos na forma de seqüência alternada de amostras do canal A e B. Assim, a cada 4 ms são adicionados 3 bytes (24 bits) no pacote: 12 bits de uma amostra do canal A e 12 de outra amostra do canal B.

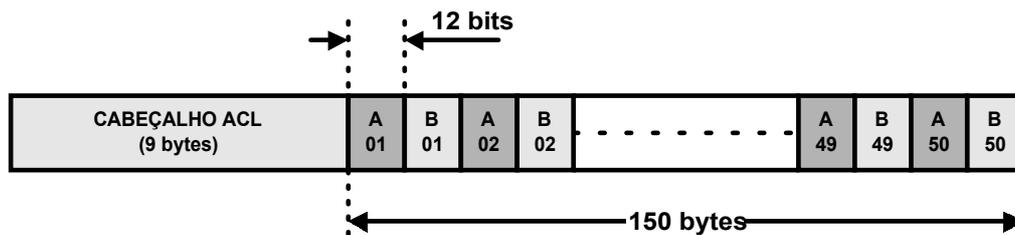


Figura 37 – Estrutura do pacote de dados.
As 50 amostras dos canais A e B são montadas no pacote na mesma seqüência de conversão do ADC.

Cada pacote é construído em um buffer na memória RAM do microcontrolador, e é transmitido ao módulo Bluetooth somente depois de finalizada a sua construção. Portanto, é necessário checar se as primeiras novas amostras não sobrescreverão as antigas no buffer antes da transmissão do pacote anterior (Figura 38).

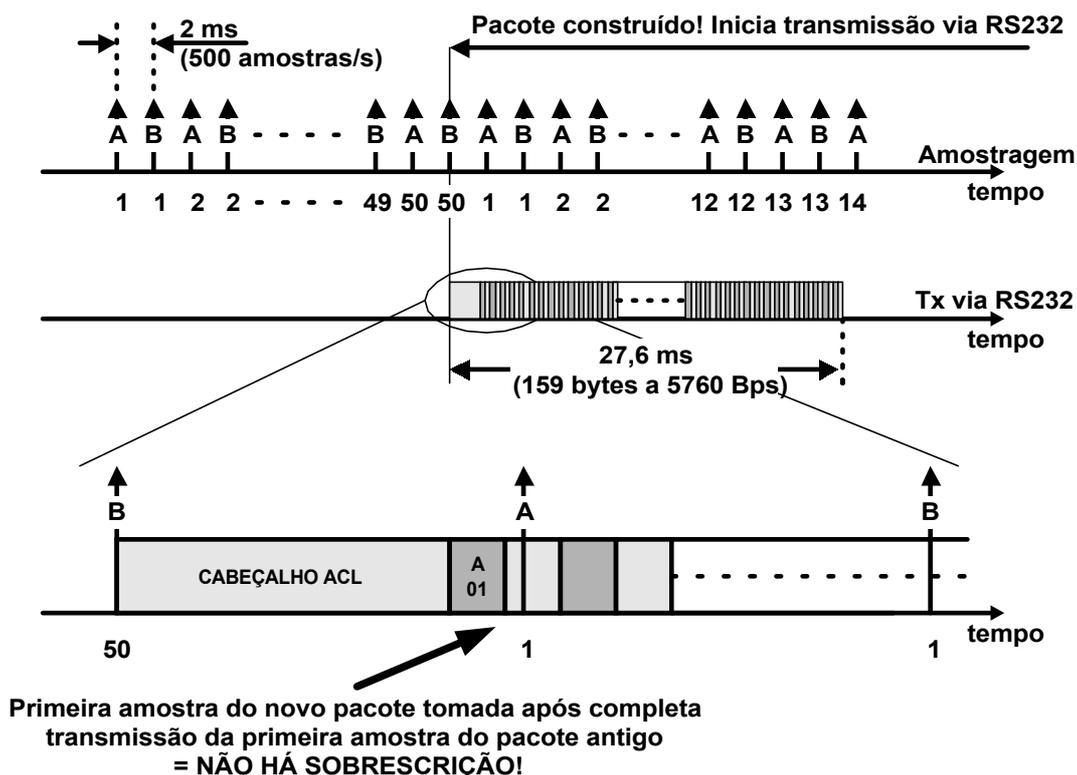


Figura 38 – Checando a sobrescrição de amostras no buffer.

Para atingir a taxa de 250 amostras por segundo em ambos os canais, o conversor precisa operar a 500 amostras por segundo, visto que ele está sendo multiplexado entre os dois canais. Isto equivale a 2 ms por conversão. Se a transmissão de um pacote inicia-se somente depois de concluída a sua

construção, a primeira amostra deste pacote poderá sofrer sobrescrição pela primeira amostra do novo pacote. Isto ocorrerá se o cabeçalho e a primeira amostra não forem transmitidos no período equivalente de uma conversão. Como a transmissão de 11 bytes (nove de cabeçalho mais dois da primeira amostra) requer 1,91 ms na taxa usada de 5760 bytes por segundo, não ocorre sobrescrição, pois a primeira conversão do novo pacote finaliza 2 ms após iniciada a transmissão do pacote antigo. Em taxas de amostragem mais rápidas, quando a sobrescrição pode ocorrer, este problema poderá ser evitado iniciando-se a transmissão do pacote um pouco antes de concluída a sua construção.

Para a aquisição dos dois canais é necessário multiplexar o uso do conversor analógico-digital, pois o MSC1210 possui somente um ADC. Desta maneira, os sinais dos dois canais são amostrados alternadamente pelo ADC. Com isto, uma determinada amostra do canal B é tomada no instante médio entre duas amostras do canal A, o que pode ocasionar erros no cálculo das outras 4 derivações pelo PC. Para solucionar este problema, as amostras do canal B são interpoladas linearmente para a obtenção do valor médio entre duas amostras (Figura 39). O valor interpolado corresponde aproximadamente ao valor do sinal no canal B que coincidiria temporalmente com a respectiva amostra do canal A.

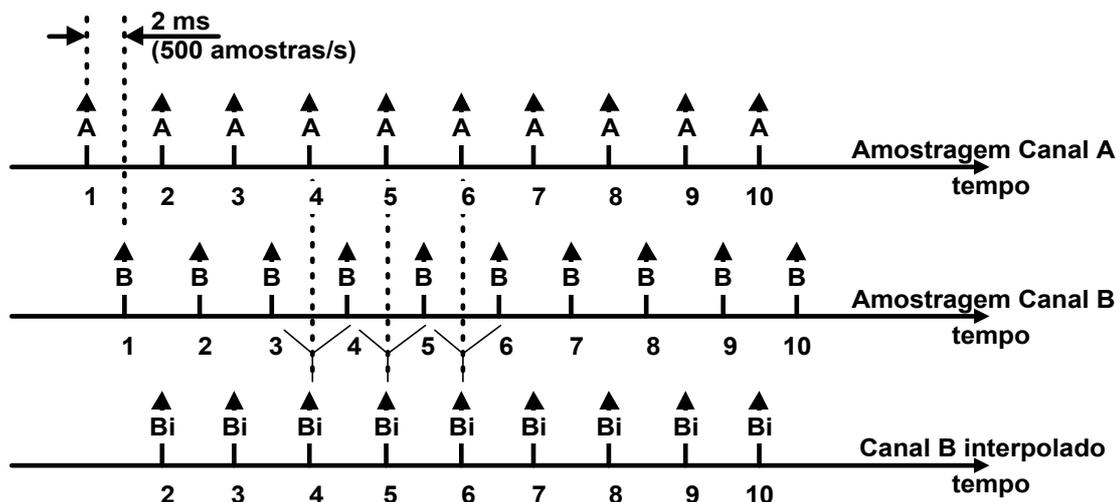


Figura 39 – Interpolação das amostras do canal B.
As amostras do canal B são interpoladas pela média de duas amostras reais consecutivas, obtendo uma amostragem idêntica temporalmente à amostragem do canal A.

4.3.4 Alertas Sonoros

Neste sistema de telemetria de ECG, a conexão entre os módulos Bluetooth pode ser perdida caso se observe baixa potência no sinal recebido, situação comum de quando o paciente se desloca além do alcance de operação dos módulos. Caso isto ocorra, o paciente precisa ser informado da queda da conexão para que possa retornar às proximidades do módulo receptor. Alertas luminosos não são eficientes, pois o paciente nem sempre está olhando para o dispositivo portátil de telemetria. Assim, escolheu-se o uso de sinais sonoros para tal fim.

Os alertas foram todos implementados na função *Scan_for_Connection* do *device driver* Bluetooth (Figura 35). Como toda queda de conexão implica na execução desta função, um alerta de 3 bipes longos foi usado no início desta função para indicar a queda da conexão. Enquanto nenhuma conexão for estabelecida, o dispositivo emitirá bipes curtos indicando que não está conectado a nenhum ponto de recepção. No estabelecimento de uma conexão, o dispositivo emitirá dois bipes em tons de frequências ascendentes para indicar a nova conexão.

4.4 Software para o PC receptor

O software para ser executado no PC de recepção dos dados foi desenvolvido em C++. As principais tarefas deste software estão listadas abaixo:

- Localizar o módulo Bluetooth ROK101008 conectado em uma das portas USB do PC, e configurá-lo para operar como um dispositivo Bluetooth mestre da classe 0xBD1210;
- Investigar constantemente a existência de dispositivos de telemetria nas proximidades do PC, e requerer conexão ao primeiro dispositivo encontrado;
- Receber e desempacotar os dados dos canais um e dois;
- Calcular as derivações III, aVL, aVR e aVF a partir das derivações bipolares I e II recebidas pelos canais um e dois, respectivamente;
- Plotar em tempo de recepção dos pacotes as seis derivações obtidas.

Para a execução destas tarefas, o software cria uma *thread*² independente

² *Thread* em informática define um processo de execução da parte de um aplicativo. Um aplicativo pode possuir diversas *threads* de processamento.

que obedece ao fluxograma mostrado na Figura 40. Após encontrar e configurar o módulo Bluetooth na porta USB através da função *ROK101008_Init_Client*, a *thread* procura por dispositivos de telemetria nas proximidades do PC através da função *ROK101008_Inquiry_and_Create_Conn*. Quando encontrado um ou mais dispositivos, requisita-se uma conexão ao primeiro dispositivo escravo encontrado da classe 0xBD1210.

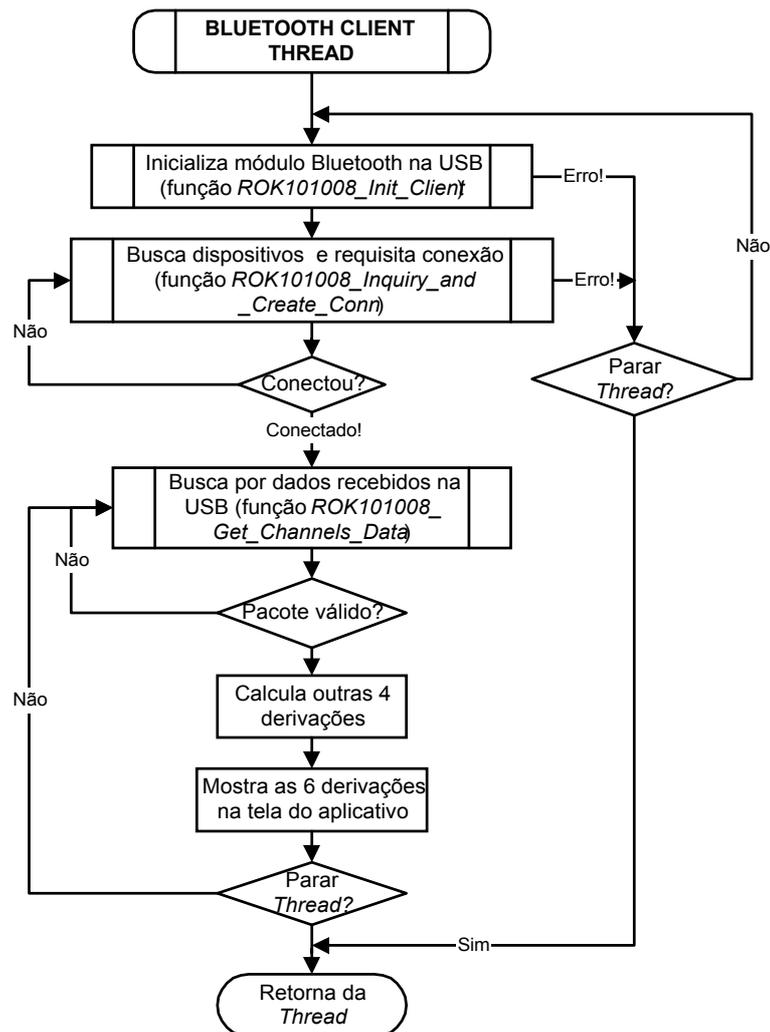


Figura 40 – Fluxograma do software.

Estabelecida a conexão, a *thread* usa a função *ROK101008_Get_Channels_Data* para vasculhar o *endpoint*³ da porta USB correspondente à recepção de

³ *Endpoints* são buffers de dados das portas USB, e podem ser interpretadas como as “portas de entrada e saída” de dados em uma conexão USB. Uma conexão USB entre dois dispositivos pode ter (e geralmente tem) mais de um *endpoint*. São comuns os *endpoints* específicos para controle e transferência síncrona e assíncrona de dados.

pacotes ACL pelo módulo Bluetooth. Em cada pacote recebido, os dados correspondentes ao canal A e B são separados em duas seqüências de 50 amostras cada uma. A partir destas seqüências, outras quatro derivações são calculadas. As seis derivações obtidas são plotadas na tela do aplicativo (Figura 41). A *thread* pode ser encerrada pelos pontos de decisão “Parar *Thread*?” caso se deseje encerrar o software.

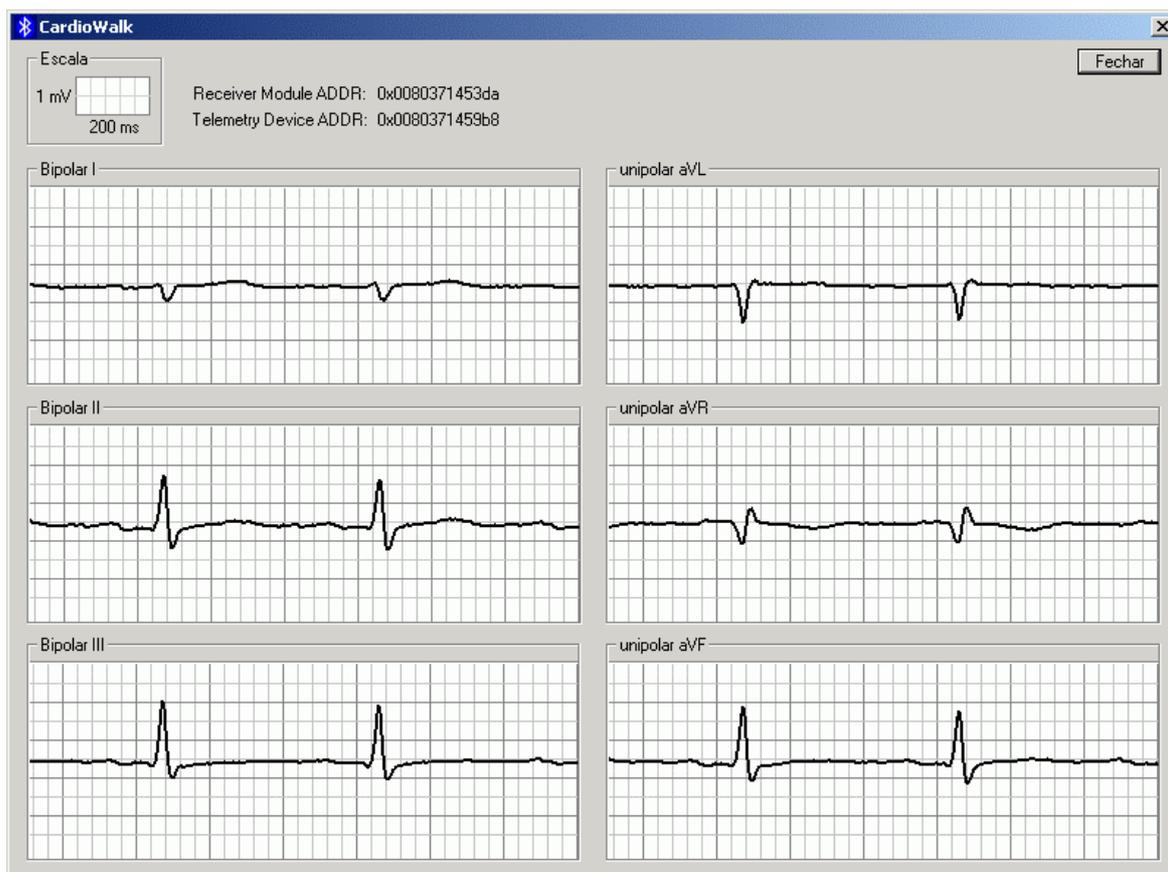


Figura 41 – Tela do software de recepção dos dados. As derivações III, aVL, aVR e aVF são geradas a partir de cálculos sobre as derivações I e II, correspondentes aos canais A e B respectivamente.

O software foi concebido de modo que o seu funcionamento normal só ocorre se os comandos enviados ao módulo Bluetooth retornarem as respostas esperadas. Qualquer resposta incomum a um determinado comando implicará na reinicialização da *thread*.

4.4.1 *Device Driver* para Módulo Bluetooth Mestre

Com o software foi desenvolvido um *device driver* semelhante ao utilizado no *firmware*, conforme descrito em 4.3.2. Este *device driver* utiliza o protocolo

HCI para acessar o módulo Bluetooth ROK101008 conectado ao PC pela porta USB. O *device driver* foi implementado a partir de um conjunto de funções em C++ geradas por uma versão de avaliação do aplicativo WinDriver. O WinDriver é uma ferramenta de auxílio na implementação de *device drivers* para diversas interfaces, como portas USB, portas paralelas e slots PCI.

Assim como no *firmware*, o *device driver* do software também utiliza uma rotina genérica para o envio dos comandos HCI ao módulo Bluetooth. Esta rotina envia o comando via USB, e verifica se uma resposta válida foi recebida dentro de um limite de tempo (Figura 42). Em qualquer condição adversa, seja tempo expirado ou resposta inválida, a rotina retorna um valor indicando erro. As funções do *device driver* que utilizam esta rotina foram implementadas de forma que somente a execução seqüencial correta dos comandos HCI proporcionará um retorno válido da função.

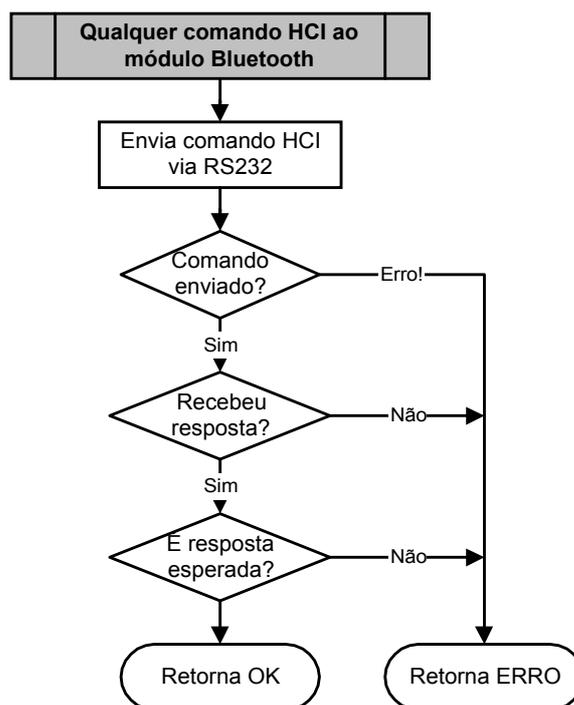


Figura 42 – Rotina genérica para envio de comandos HCI. Esta rotina é utilizada por todos os blocos em negrito de fluxogramas relacionados ao software.

Para localizar e configurar o módulo Bluetooth conectado na porta USB, o *device driver* utiliza a função *ROK101008_Init_Client*, cujo fluxograma é mostrado na Figura 43. As funções *ROK101008_Open_USB* e *ROK101008_Close_USB* são adaptações das funções originais criadas pelo WinDriver.

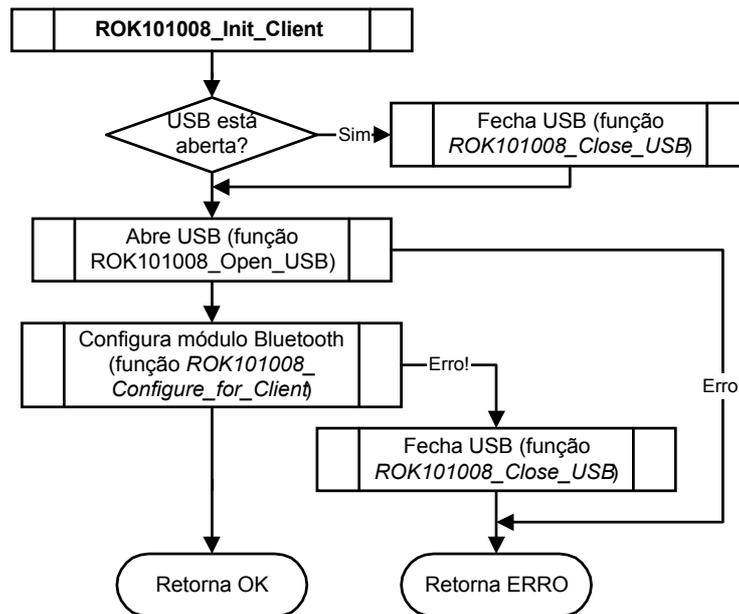


Figura 43 – Fluxograma da função *ROK101008_Init_Client*.

A função *ROK101008_Configure_for_Client* possui os comandos HCI necessários para a configuração do módulo Bluetooth como dispositivo classe 0xBD1210 atuando como mestre. Seu fluxograma é mostrado pela Figura 44. Nesta função, o comando *HCI_Set_Event_Filter* é utilizado para restringir os resultados do comando *HCI_Inquiry* para somente os dispositivos da classe 0xBD1210.

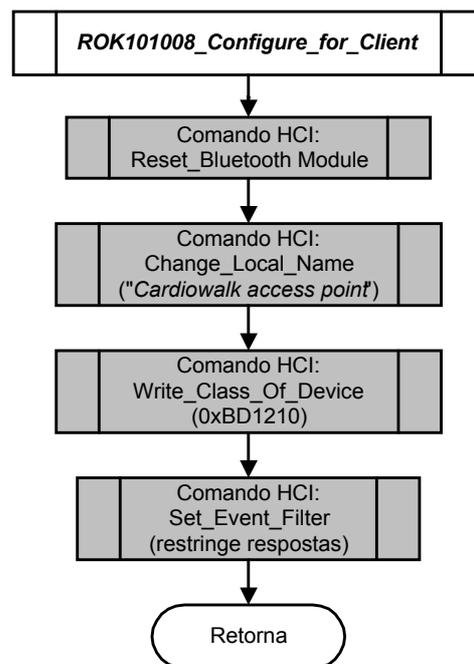


Figura 44 – Fluxograma da função *ROK101008_Configure_for_Client*.

Uma vez localizado e configurado o módulo Bluetooth na porta USB, a *thread* de recepção inicia a busca por dispositivos de telemetria através da função *ROK101008_Inquiry_and_Create_Conn*, cujo fluxograma está mostrado na Figura 45. Nesta função, o comando *HCI_Inquiry* verifica se existem dispositivos escravos classe 0xBD1210 no alcance do módulo Bluetooth do PC. Se um ou mais dispositivos forem encontrados, a função inicia a criação de conexão ACL com o primeiro dispositivo encontrado, através do comando *HCI_Create_Connection*. Qualquer condição anômala no envio de comandos HCI ou na recepção das respectivas respostas ocasiona o retorno de erro da função.

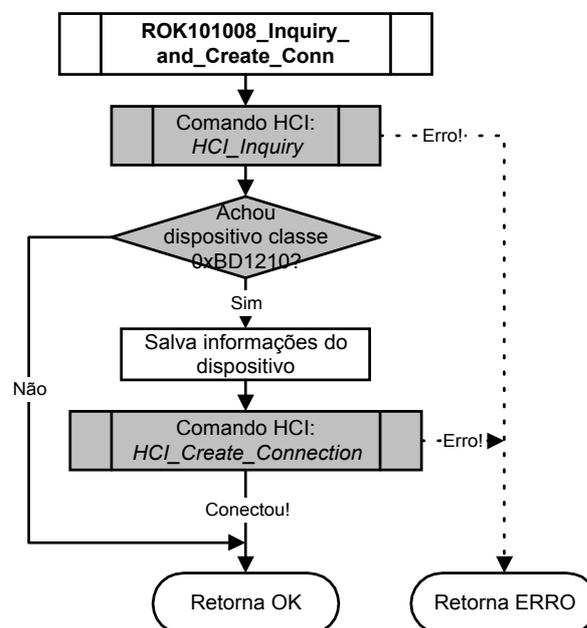


Figura 45 – Fluxograma da função *ROK101008_Inquiry_and_Create_Conn*.

Com o estabelecimento de uma conexão, o software utiliza a função *ROK101008_Get_Channels_Data* para investigar se algum pacote de dados foi recebido pelo módulo Bluetooth. Caso algum pacote tenha sido recebido, a função desempacota os dados contidos neste pacote e retorna dois conjuntos de dados que correspondem às amostras dos canais um e dois.

4.4.2 Cálculo das Outras Derivações

As seis derivações frontais do eletrocardiograma convencional (I, II, III, aVL, aVR e aVF) contém muita informação redundante. A partir do monitoramento de somente duas destas derivações, outras quatro podem ser obtidas através de cálculos matemáticos baseados na lei de Kirchhoff

(TOMPKINS, 1995). Mesmo contendo redundância, todas as derivações ainda são utilizadas por estarem associadas ao conhecimento adquirido durante anos de estudo e observação de eletrocardiogramas.

A lei de Kirchhoff diz que a soma das tensões instantâneas ao redor de uma malha fechada é igual a zero. Considerando o triângulo de Einthoven (Figura 5) como uma malha fechada, obtemos:

$$I + III - II = 0 \quad (1)$$

Da Eq. (1) obtemos a derivação III em função das derivações I e II:

$$III = II - I \quad (2)$$

As derivações aumentadas são tomadas a partir de um dos eletrodos (braço direito, braço esquerdo ou perna esquerda) e a tensão média da derivação oposta a este eletrodo, conforme mostra a Figura 46.

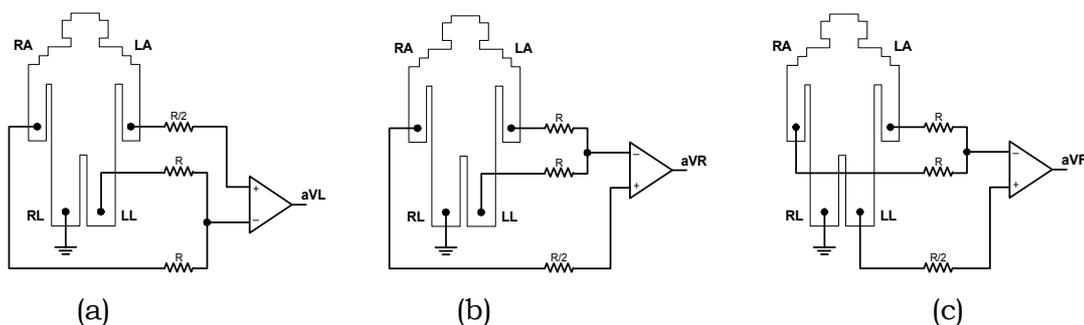


Figura 46 – Aquisição das derivações aumentadas aVL (a), aVR (b), e aVF (c).

Nas derivações aumentadas, a referência é tomada a partir da média de dois eletrodos. A média é feita pelos dois resistores R na entrada inversora do amplificador. O resistor R/2 é usado para casamento da impedância de entrada do amplificador.

Na configuração de aquisição de aVL, consideramos a malha de Kirchhoff passando pela derivação I e pela metade da derivação dois, assim:

$$aVL - I + (II/2) = 0 \quad (3)$$

Da Eq. (3) obtemos a derivação aVL em função das derivações I e II:

$$aVL = I - (II/2) \quad (4)$$

Da mesma forma, podemos obter as derivações aVR e aVF:

$$aVR = - (I + II)/2 \quad (5)$$

$$aVF = II - (I/2) \quad (6)$$

O software foi implementado considerando que os dados recebidos dos canais um e dois correspondem às derivações bipolares I e II, respectivamente. Assim, o software obtêm as derivações III, aVL, aVR e aVF a partir das relações expressas em (2), (4), (5) e (6). Enfim, todas as seis derivações são mostradas na tela do PC em tempo de recebimento dos pacotes de dados.

5. RESULTADOS

Para avaliar a aplicabilidade da tecnologia Bluetooth em sistemas de telemetria médica, foram verificados dois pontos principais no sistema implementado: a qualidade da conexão RF, e o consumo de energia do dispositivo portátil.

5.1 Qualidade e de Conexão de RF

Para avaliar a qualidade da conexão de RF, é necessário basicamente saber se os dados transmitidos chegaram corretamente ao seu destino, e se chegaram em tempo hábil, qual o atraso. Para tanto, um aplicativo de teste foi desenvolvido para obter os parâmetro de atraso dos pacotes de dados, variação deste atraso e taxa de erro da transmissão. A tela deste aplicativo está mostrada na Figura 47.

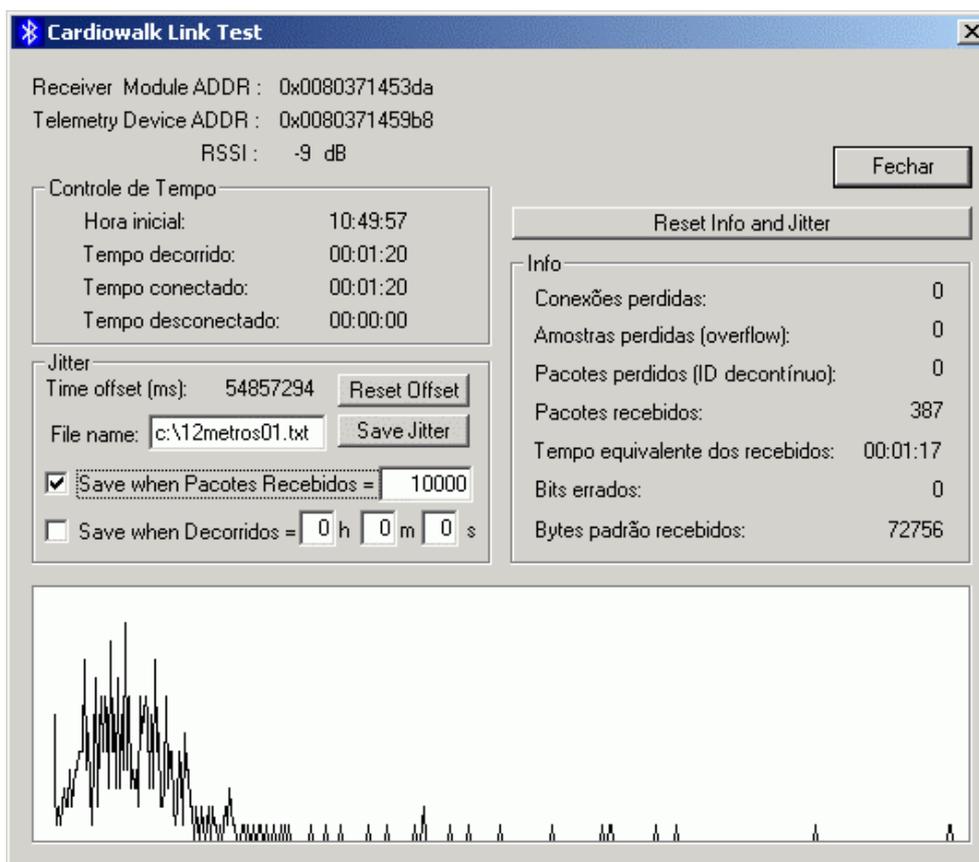


Figura 47 – Aplicativo para teste de qualidade de link. O gráfico na porção inferior da tela representa a quantidade de pacotes recebidos com determinado atraso. O eixo das abscissas representa o atraso, e cada coluna de pixels corresponde a 1 ms.

5.1.1 Alcance

O módulo Bluetooth utilizado no projeto possui potência de transmissão de 1 mW (rádio classe 3), cujo alcance é especificado em 10 metros para campo aberto. Porém, em ambientes com obstáculos, como por exemplo, paredes e grandes aglomerações de pessoas, o alcance pode ser menor devido a atenuações do sinal ao atravessar estes obstáculos.

O alcance do sistema de telemetria proposto foi levantado para três situações:

- Ambiente com duas divisórias ocas de aglomerado madeireiro de 3,5 cm de espessura cada;
- Ambiente com uma parede de tijolo “a vista” (sem reboco) com 12 cm de espessura;
- Ambiente com uma parede de tijolo (reboco em ambos os lados) com 15 cm de espessura.

Estes mesmos ambientes foram utilizados nos testes posteriores, que serão explicados nos próximos itens.

A Tabela 3 mostra os alcances máximos observados em cada caso. O alcance máximo é a máxima distância entre o dispositivo portátil e o PC de recepção onde não ocorriam freqüentes quedas de conexão.

Tabela 3 – Alcances do sistema em três situações diferentes.

Tipo do Obstáculo entre o dispositivo de telemetria e o PC de recepção	Alcance máximo observado (m)
Duas divisórias ocas com 3,5 cm de espessura cada uma (aglomerado madeireiro)	13
Uma parede de tijolo “a vista” (sem reboco) com 12 cm de espessura	10,5
Uma parede de tijolo (com reboco em ambos os lados) com 15 cm de espessura	5

Com o resultado, conclui-se que a implantação deste sistema depende da avaliação do local onde será utilizado, visto que os diferentes tipos de obstáculos apresentam diferentes taxas de atenuação de sinal. A princípio, aconselha-se o uso até o alcance especificado pela tecnologia Bluetooth (10 metros) somente em locais amplos, que não apresentem paredes densas nem obstáculos densos ou

metálicos. Alguns exemplos são salas de enfermagem, clínicas de reabilitação e avaliação física, e corredores de hospitais.

Já em locais que interponham paredes densas entre o paciente e o PC de recepção (e.g. residências, leitos hospitalares individuais e ambulâncias), aconselha-se limitar o uso deste sistema de telemetria em 5 metros. Mesmo assim, um raio de 5 metros permite uma cobertura de aproximadamente 78 m², permitindo grande mobilidade ao paciente se o PC de recepção for posicionado adequadamente no local de monitoramento.

5.1.2 Atraso

O atraso de recepção dos dados é o parâmetro que reflete a somatória de todos os atrasos impostos pelos mecanismos de transmissão dos dados. O atraso pode ser entendido como o tempo de resposta do sistema.

Para o sistema proposto, consideramos atraso como o tempo mínimo entre o fechamento de um pacote de dados no dispositivo portátil e a completa disponibilidade dos dados no aplicativo do PC de recepção.

O levantamento do valor de atraso para o sistema implementado foi feito a partir da sincronização do *timer* do dispositivo portátil de telemetria com o *timer* do PC. Ambas as referências de tempo possuem resolução de 1 ms, e o processo de sincronização obteve uma precisão de ± 1 ms. Após a sincronização, diversos pacotes eram enviados pelo dispositivo com o tempo de fechamento estampado no campo de dados de cada pacote. A diferença entre este tempo de fechamento e o tempo de recepção no PC corresponde ao atraso individual de cada pacote. Considerou-se o atraso do sistema como o menor atraso observado dentre 1000 pacotes recebidos, com o dispositivo a 1 metro do módulo Bluetooth de recepção. O atraso observado no sistema foi de 60 ± 1 ms.

Os principais fatores que influenciam o atraso no sistema de telemetria são a velocidade de transmissão e o processamento nos equipamentos. O sistema implementado apresenta três trechos de comunicação com diferentes velocidades de transmissão:

- Canal RS232 entre MSC1210 e módulo Bluetooth, a 5760 Bps;
- Canal de RF Bluetooth tipo ACL com pacotes DM1, a 10880 Bps;
- Canal USB entre módulo Bluetooth e PC de recepção, a 1,2 MBps (AXELSON, 1999).

Utilizando um pacote de dados de teste com 209 bytes, o atraso causado

por estes três canais de transmissão foi calculado em:

- 36,3 ms para o canal RS232;
- 19,2 ms para o canal de RF;
- 0,2 ms para o canal USB.

Verifica-se então que no atraso observado de 60 ms, 55,7 ms correspondem às velocidades de transmissão e 4,3 ms correspondem ao tempo de processamento das interfaces.

5.1.3 Variação do Atraso (*Jitter*)

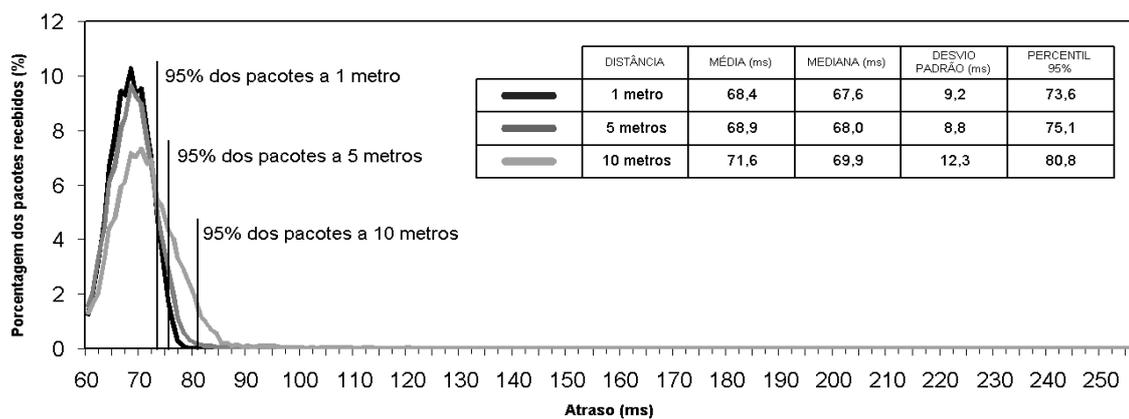
O *jitter* (ou variação do atraso) pode ser entendido como a variação no tempo e na seqüência de entrega das informações causada pela variação do atraso de transmissão dos dados. O *jitter* é um parâmetro importante a ser considerado em aplicações que exijam processamento em tempo real dos pacotes recebidos.

Na transmissão Bluetooth, o *jitter* ocorre somente em conexões do tipo ACL (assíncronas) e está relacionado ao tempo de entrega dos pacotes. A seqüência de recepção dos pacotes em uma conexão ACL nunca é alterada. As conexões ACL apresentam *jitter* principalmente porque incorporam detecção de erro e retransmissão de pacotes errados.

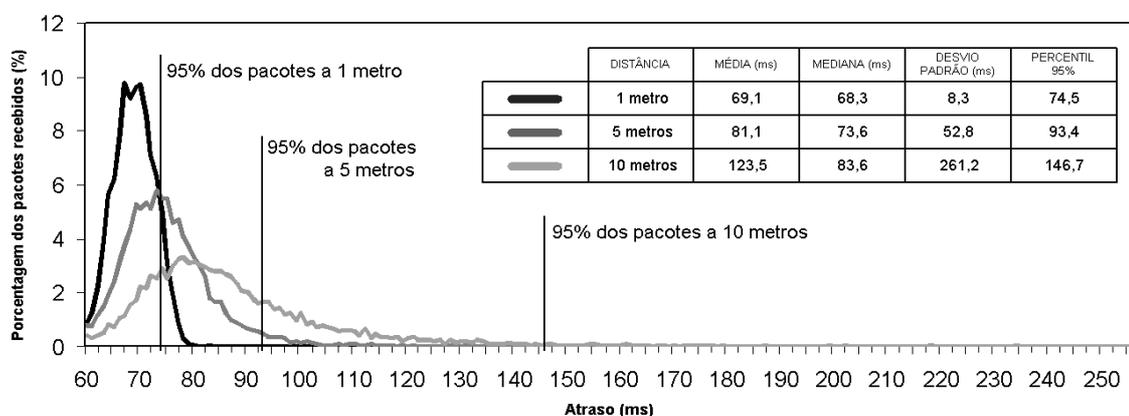
O sistema implementado possui duas principais fontes de *jitter*: as retransmissões da conexão ACL e o chaveamento das tarefas pelo sistema operacional do PC de recepção.

Testes de *jitter* foram feitos nos mesmos três ambientes usados nos testes de alcance. Em cada ambiente, foram observados os atrasos de 10000 pacotes (33 minutos e 20 segundos de transmissão), com resolução de 1 ms, para três distâncias diferentes: 1 metro, máxima distância recomendada ao ambiente, e metade da máxima distância.

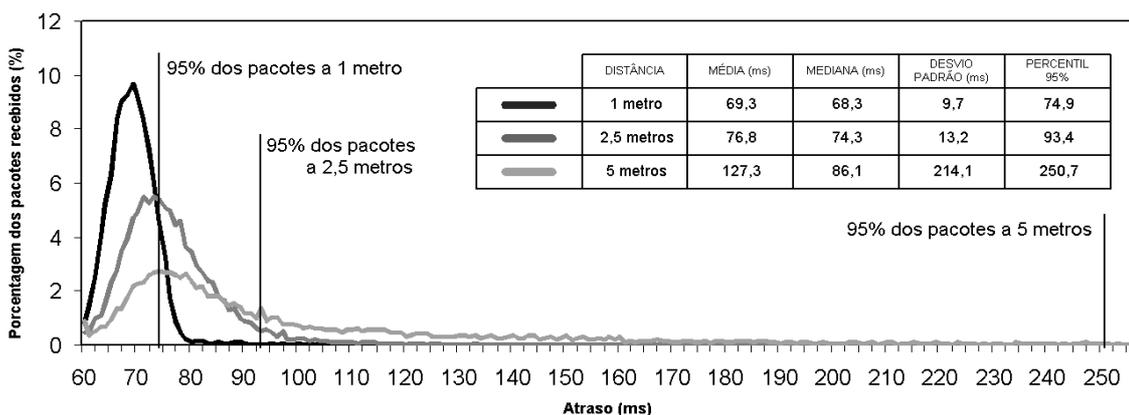
Os atrasos de mesmo valor foram contabilizados sobre uma mesma abscissa nos gráficos apresentados na Figura 48; assim, estes gráficos demonstram a porcentagem de pacotes recebidos com um mesmo atraso. Quanto maior a dispersão destes gráficos, maior é o número de retransmissões ocorridas durante o teste, o que reflete a perda de qualidade da conexão.



(a) *Jitter* de 10000 pacotes transmitidos através de duas divisórias ocas de aglomerado madeireiro com 3,5 cm de espessura cada uma.



(b) *Jitter* de 10000 pacotes transmitidos através de uma parede de tijolo a vista com 12 cm de espessura.



(c) *Jitter* de 10000 pacotes transmitidos através de uma parede de tijolo rebocado com 15 cm de espessura.

Figura 48 – *Jitter* do sistema de telemetria desenvolvido. O jitter foi levantado em ambientes com três tipos diferentes de obstáculos (a)(b)(c). Os gráficos também apresentam alguns parâmetros estatísticos calculados.

A média e o desvio padrão foram calculados para cada um dos testes realizados. Porém estes parâmetros não representam adequadamente as características da conexão, pois as curvas observadas de *jitter* são assimétricas. Verificou-se que os parâmetros mais adequados para representar a conexão eram a mediana e o percentil de 95%.

A situação mais crítica observada foi aos 5 metros com parede de tijolo de 15 cm de espessura. A conexão apresentava-se muito instável, pois estava no limite de seu alcance. A simples interposição de uma pessoa entre o transmissor e receptor era suficiente para a queda da conexão. Considerou-se então, como sendo o pior caso em uma conexão ativa, o qual define o percentil limite de 95% em aproximadamente 250 ms.

A análise do *jitter* é importante também para verificar a ocorrência de estouros no buffer de transmissão. O sistema de telemetria implementado permite atrasos de transmissão de até 2,2 segundos sem perda de dados. Isto porque os módulos Bluetooth ROK101008 utilizados no projeto possuem buffer próprio para até 10 pacotes ACL. O período de 2,2 segundos corresponde ao tempo necessário para o total preenchimento dos buffers de transmissão com 11 pacotes ACL (10 do módulo Bluetooth e um do *firmware* do MSC1210). Se um pacote atrasar mais que 2,2 segundos, o décimo primeiro pacote não poderá ser enviado ao módulo Bluetooth para transmissão, e a construção do décimo segundo estará suspensa. Como foi concluído que 95% dos pacotes recebidos possuem atraso menor que 250 ms, isto garante também que, em pelo menos 95% do tempo de transmissão, não ocorrerão perdas de dados decorrentes de estouro de buffer.

Problemas desta natureza podem ser amenizados em sistemas mais críticos com o uso de buffers de transmissão externos ao módulo Bluetooth, o que encareceria o projeto. Outra solução seria o uso de conexões SCO com a inclusão de redundância nos pacotes de dados, possibilitando a detecção e correção de erros externamente ao módulo Bluetooth.

5.1.4 Erros de Transmissão

Os erros de transmissão estão relacionados a todos os fatores que causam a recepção com erros ou a não-recepção dos dados. No sistema proposto, consideramos como fatores de erros: a perda de pacotes, a corrupção dos dados dos pacotes recebidos, e também a perda de amostras em estouro de buffer de

transmissão.

O número de pacotes perdidos foi contabilizado verificando-se a continuidade de um número de identificação estampado em cada pacote de dados. A corrupção dos dados foi contabilizada através da verificação da integridade do campo de dados de cada pacote, o qual possuía um padrão de bytes conhecido. As amostras perdidas em estouro de buffer foram contabilizadas pelo *firmware*, e informadas ao aplicativo no PC através de um campo específico nos pacotes transmitidos.

Foram realizados quatro testes de 12 horas para o levantamento dos erros de transmissão. Três testes foram realizados em campo aberto com distâncias de 1, 5 e 10 metros. O quarto teste foi feito para o pior caso observado no teste do *jitter*: parede de tijolo rebocado de 15 cm de espessura a 5 metros de distância. Os valores obtidos nos testes estão mostrados na Tabela 4.

Tabela 4 – Resultados dos testes de erros de transmissão.
Os fatores de erro de transmissão correspondem às três últimas colunas da tabela (em negrito).

Ambiente	Distância (m)	Pacotes transmitidos	Pacotes perdidos	Bits errados	Amostras perdidas em estouro de buffer
Campo aberto	1	214681	0 (0%)	0	0
	5	214681	0 (0%)	0	0
	10	214681	18 (0,008%)	0	0
Parede de tijolo rebocado (15 cm de espessura)	5	214681	48 (0,022%)	0	0

Os resultados mostram que a única contribuição para os erros de transmissão é a ocorrência esporádica de pacotes perdidos. Nenhuma amostra foi perdida em estouro de buffer, indicando que o atraso máximo de todos os pacotes nunca ultrapassou 2,2 segundos (ver Seção 5.1.3). Os dados recebidos não apresentaram nenhum erro de bit, indicando a funcionalidade das retransmissões de pacotes com erros pela conexão ACL.

Apesar da conexão ACL retransmitir os pacotes com erros, existe um

número máximo de retransmissões permitidas para um mesmo pacote, caso ocorram erros em todas as tentativas de transmissão. Nos testes realizados, acredita-se que os pacotes perdidos expiraram o número máximo de tentativas de retransmissão por terem sido recebidos com erros em todas as tentativas. A probabilidade de ocorrência é baixa (0,022% no pior caso), mas não é nula. O número máximo de retransmissões está definido no *firmware* do módulo Bluetooth, o qual não foi disponibilizado pela Ericsson.

Mesmo assim, tais perdas não prejudicam a performance do sistema. É importante notar que a meta crucial em sistemas de monitoramento é a promoção de diagnóstico. Como o médico analisa os dados como um conjunto, perdas ocasionais de 200 ms de dados (1 pacote) não comprometem o uso do sistema.

Com a contagem do número total de pacotes recebidos, foi possível também observar discrepâncias entre o tempo decorrido e o tempo equivalente, considerando a taxa de um pacote a cada 200 ms (Tabela 5). Isto ocorre por dois principais motivos: imprecisões dos relógios do PC e do dispositivo, e atrasos ocasionais na leitura das amostras convertidas pelo ADC do dispositivo. O atraso na leitura do ADC é causado pelas interrupções de transmissão da serial e da contagem de tempo. Com isso, calculou-se a precisão da taxa de amostragem do dispositivo como sendo 99,4 %.

Tabela 5 – Análise da precisão da frequência de amostragem.

Tempo decorrido nos testes de erro	Número de pacotes recebidos nos testes	Tempo equivalente (200 ms por pacote)	Precisão da taxa de amostragem
12:00:00 horas (43200 segundos)	214681	11:55:36.2 horas (42936,2 segundos)	99,39%

5.2 Consumo de Energia

Visto que o dispositivo portátil é alimentado por baterias, a avaliação do consumo de energia é necessária para o cálculo da autonomia do sistema.

O protótipo utiliza duas placas comerciais de avaliação, apresentando características de consumo diferente do esperado. Para a análise de autonomia do produto final, utilizaram-se os valores de consumo calculados para cada um dos módulos projetados para o dispositivo portátil.

O cálculo de consumo para o módulo de aquisição e condicionamento de sinal é mostrado na Tabela 6. O valor de consumo dos componentes foi extraído de seus respectivos *datasheets*.

Tabela 6 – Cálculo do consumo do módulo de aquisição e condicionamento de sinal.

Componente	Corrente total (mA)	Tensão de alimentação (simétrica) (V)	Potência (mW)
INA2128	$\pm 1,5$	$\pm 2,5$	7,5
TL064	4x $\pm 0,17$	$\pm 2,5$	3,4
TL062	2x $\pm 0,17$	$\pm 2,5$	1,7
TOTAL			12,6 mW

A Tabela 7 resume os valores calculados e medidos para os três módulos que compõe o dispositivo de telemetria. Como os módulos de conversão analógico-digital e transmissão Bluetooth resumem-se a um único componente principal, o consumo destes módulos foi considerado como sendo o consumo do componente quando o dispositivo de telemetria está em operação normal de transmissão. Estes valores foram extraídos dos *datasheets* do MSC1210 e do ROK101008.

Para o módulo Bluetooth, considera-se também um segundo valor de consumo de energia. Este valor corresponde ao consumo do módulo BlueCore2 da empresa CSR, quando operando em modo *Sniff* em períodos de 40 ms (CSR, 2003). Esperava-se configurar o módulo Bluetooth ROK101008 para operar em modo *Sniff* (ver Seção 4.2.4), o que não possível devido a limitações do próprio módulo. A operação em *Sniff* possibilitaria reduções no consumo de energia pelo módulo, visto que causa a operação intermitente do circuito de RF, uma das principais fontes consumidoras de energia.

A comparação implícita na Tabela 7 entre os valores de consumo reais e calculados serve para mostrar o consumo excessivo das placas comerciais utilizadas no protótipo. Somente o módulo de aquisição e condicionamento, o qual foi implementado conforme o projeto, mostrou consumo de energia correspondente ao calculado.

Tabela 7 – Consumos calculados e medidos dos módulos do dispositivo de telemetria. O módulo de conversão analógico-digital (A/D) possui duas alimentações separadas: uma para a parte analógica (AI_{DD} e AV_{DD}) e outra para a parte digital (DI_{DD} e DV_{DD}). O consumo do módulo Bluetooth foi calculado para dois módulos de fabricantes diferentes: (a) módulo ROK101008 da Ericsson em operação normal, e (b) módulo BlueCore2 da CSR em operação *Sniff*. O módulo ROK101008 não possui modo de operação *Sniff*.

	Calculado dos <i>datasheets</i>						Medido no protótipo					
	Corrente (mA)		Tensão (V)		Potência (mW)		Corrente (mA)		Tensão (V)		Potência (mW)	
Módulo de aquisição e condicionamento	±2,52		±2,5		12,6		≈ ±2,6		±2,5		13	
Módulo de conversão A/D (MSC1210)	AI_{DD}	DI_{DD}	AV_{DD}	DV_{DD}	33		AI_{DD}	DI_{DD}	AV_{DD}	DV_{DD}	215	
	0,65	9,0	5,0	3,3			≈12	≈47	5,0	3,3		
Módulo Bluetooth	(a)	(b)	(a)	(b)	(a)	(b)	(a)	(a)	(a)	(a)		
	26	4	5,0	1,8	130	7,2	≈ 33	5,0	165			
Potência Total Calculada					175,6	52,8	Potência Total Medida				393	

A autonomia do dispositivo depende do tipo da bateria utilizada. A Tabela 8 mostra a autonomia estimada para o uso com três tipos diferentes de baterias: alcalina, níquel-cádmio (NiCd) e níquel-metal-hidreto (NihM); e em duas configurações diferentes: bateria 9V e 6 pilhas AAA.

Tabela 8 – Autonomia do dispositivo de telemetria.
A autonomia foi estimada com base nos valores de consumo de energia obtidos na Tabela 7. Módulo (a) = ROK101008; módulo (b) = BlueCore2.

Configuração	Bateria			Autonomia (horas)		
	Princípio	Tensão (V)	Energia* (mAh)	Dispositivo com módulo (a)	Dispositivo com módulo (b)	Protótipo
1 bateria 9V	Alcalina	9,0	400	20,5	68,2	9,2
	NiCd	7,2	100	4,1	13,6	1,8
	NihM	7,2	110	4,5	15,0	2,0
6 pilhas AAA	Alcalina	9,0	540	27,7	92,0	12,3
	NiCd	7,2	500	20,6	68,2	9,2
	NihM	7,2	700	28,7	95,5	12,8

* Valores típicos extraídos de catálogos.

5.3 Estudo de caso: Integração com o Sistema MonitorIP

Uma das aplicações mais promissoras dos sistemas de telemetria de curto alcance é o seu uso em sistemas de *TeleHomeCare*. A telemetria pode proporcionar maior mobilidade e conforto ao paciente enquanto está sendo monitorado remotamente por profissionais da área da saúde.

O estudo de caso proposto envolve a integração do sistema de telemetria de ECG descrito neste trabalho com o sistema MonitorIP desenvolvido por PIZARRO (2003). O MonitorIP é um monitor de multi-parâmetros remoto, o qual possibilita o monitoramento em tempo-real de sinais fisiológicos de pacientes através de uma rede IP. Nesta integração, os dados telemétricos recebidos pelo PC do sistema de telemetria são enviados ao PC remoto através de datagramas UDP (Figura 49). Cada datagrama contém 50 amostras consecutivas de uma das seis derivações obtidas no PC do sistema de telemetria.

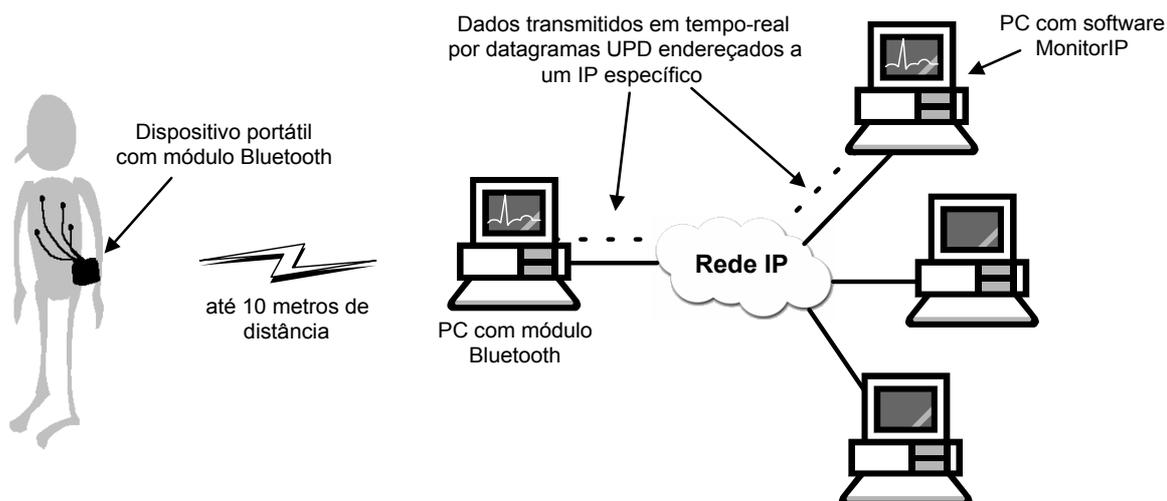


Figura 49 – Sistema de telemetria de ECG integrado com MonitorIP.

Dependendo da qualidade da rede IP utilizada, os datagramas podem chegar ao PC remoto com diferentes atrasos, causando uma recepção não-cadenciada e/ou não-seqüencial dos dados. O sistema MonitorIP faz uso de buffers de recepção para melhorar a qualidade da visualização do sinal.

A integração do sistema MonitorIP com o sistema de telemetria foi feita com a inserção do código de transmissão para rede IP no software de telemetria, logo após os cálculos das derivações adicionais. Com isso, o fluxograma da *thread* principal do software de telemetria se altera para o fluxograma representado pela Figura 50.

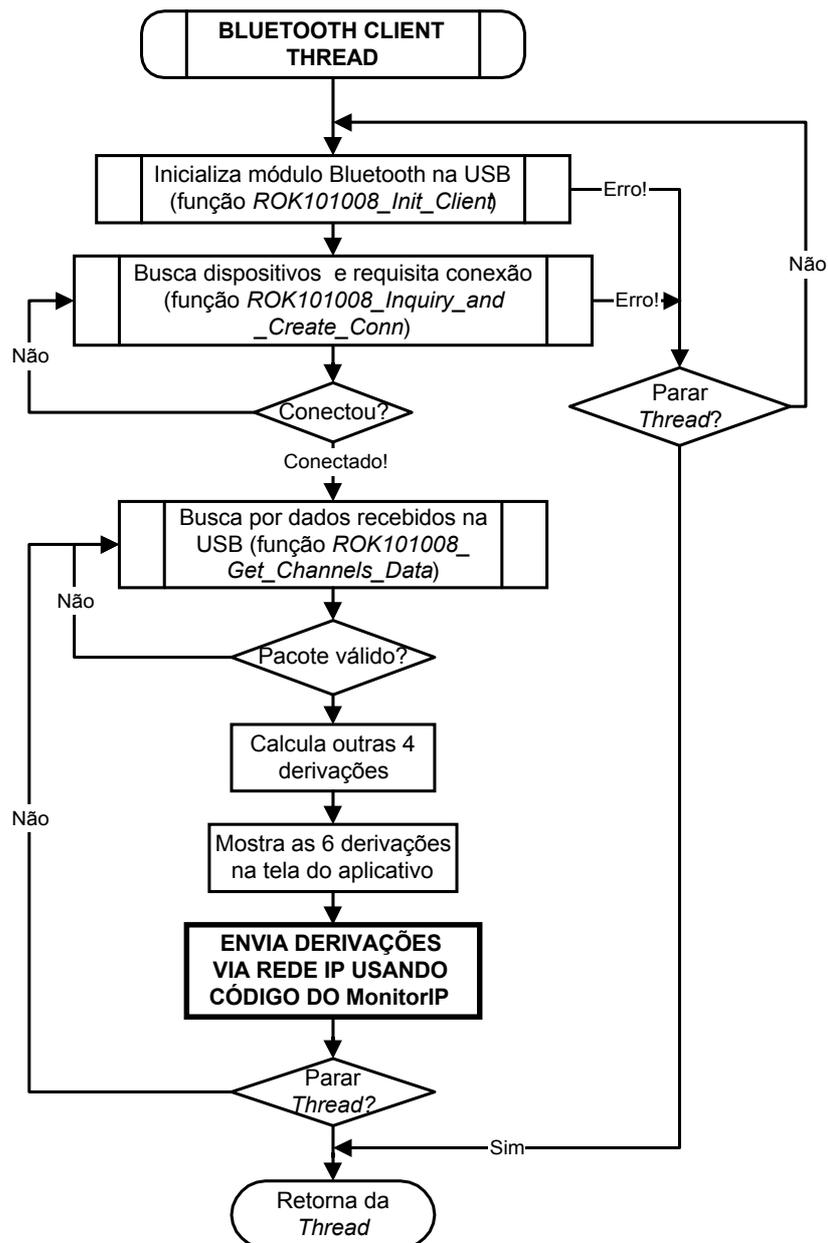


Figura 50 – Thread principal do software de telemetria após integração com MonitorIP.

O processo em negrito efetua a transmissão via rede IP dos dados recebidos do dispositivo de telemetria. O código em C foi cedido pelo pesquisador Paulo Pizarro.

A tela do aplicativo de telemetria também foi alterada para acomodar um campo para especificação do endereço IP de destino. A nova tela do aplicativo está representada na Figura 51.

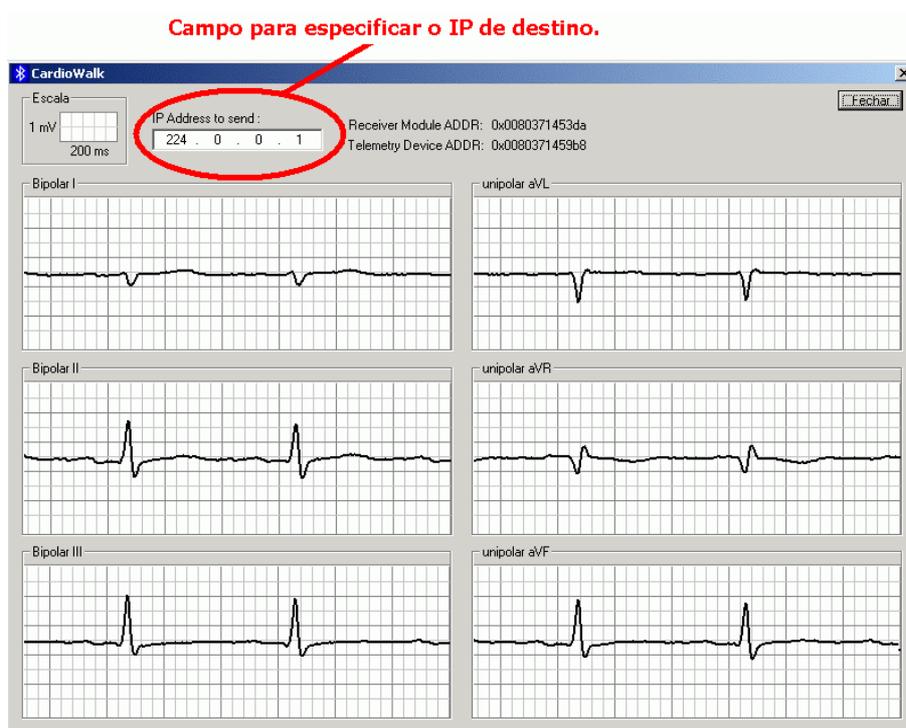


Figura 51 – Tela do aplicativo de telemetria após a integração do MonitorIP. Um campo foi adicionado para especificar o IP do computador ao qual os dados devem ser enviados.

Para a recepção e visualização dos dados transmitidos pela rede IP, utilizou-se o aplicativo MonitorIP, cuja tela é mostrada na Figura 52. Este aplicativo deve ser executado no PC remoto da rede IP no qual se deseja visualizar os dados do paciente. O aplicativo permite a visualização de até 4 canais.

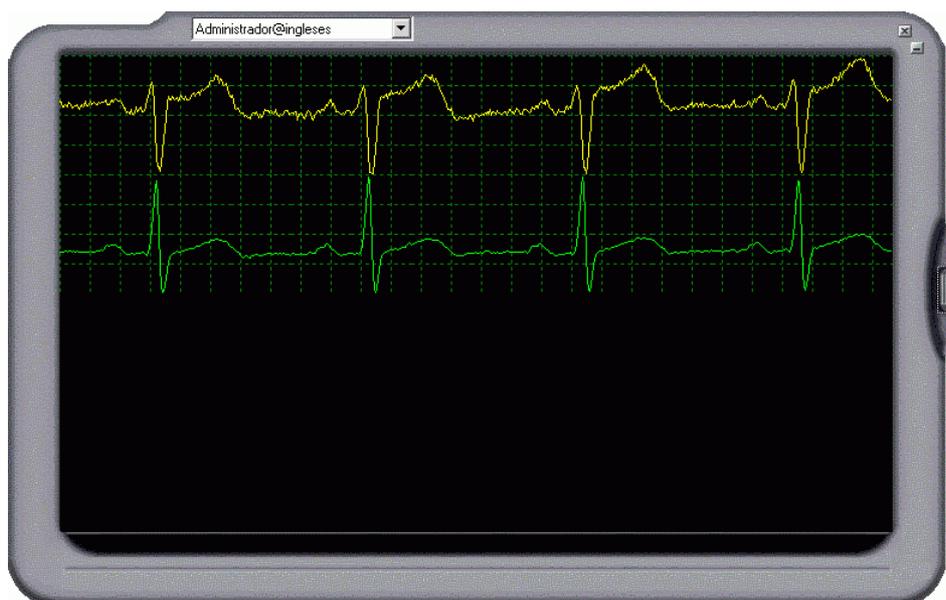


Figura 52 – Tela do aplicativo MonitorIP.

Os dados recebidos pelo aplicativo MonitorIP são armazenados em um buffer dinâmico de entrada, cujo tamanho é automaticamente ajustado para compensar os atrasos observados na chegada dos datagramas. O conteúdo deste *buffer* é então plotado na tela do aplicativo em forma de gráficos. Isto é feito respeitando a cadência ideal de chegada dos datagramas, que no caso é de um datagrama a cada 200 ms.

Verificou-se o funcionamento deste sistema na intranet do Instituto de Engenharia Biomédica. O IP de destino foi configurado como sendo 224.0.0.1, que corresponde ao IP de *multicast* e faz com que todos os computadores na mesma intranet recebam os pacotes enviados. O aplicativo MonitorIP foi instalado em diversos computadores. O sinal observado apresentou algumas perdas de pacotes, mas permaneceu inteligível no contexto dinâmico. Transmissões a locais mais distantes e sobre a Internet só são aconselhadas em conexões de boa qualidade, conforme recomendação do pesquisador Pizarro (PIZARRO, 2003). Transmissões via Internet sobre conexões discadas são desaconselhadas.

6. DISCUSSÃO & CONCLUSÕES

Com a inclusão do microcomputador e da Internet nas residências, está sendo possível a instituição de sistemas de monitoramento mais eficientes, bem como a criação de novas possibilidades de monitoramento. Aproveitando as infraestruturas existentes, estes sistemas alcançam baixos custos de implementação e permitem que pacientes sejam monitorados em suas próprias casas, como no caso dos sistemas de *TeleHomeCare*.

Por exemplo, a simples inclusão da tecnologia Bluetooth nos computadores pessoais conclui uma estrutura completa para monitoramento médico remoto. O computador pessoal habilitado com Bluetooth pode receber os dados enviados por um dispositivo portátil de telemetria conectado ao paciente, e este mesmo computador pode transmitir os dados através da Internet ao médico ou enfermeiro responsável pelo paciente.

Mais do que dar mobilidade ao paciente, o sistema de telemetria proposto neste trabalho contribui para o atendimento médico de pacientes em suas próprias casas, o que pode ser muito vantajoso tanto para o paciente quanto para o hospital.

6.1 Discussão

Previu-se inicialmente um alcance de 10 metros para o sistema. Na realidade, este alcance só é atingido em ambientes que não interponham paredes densas entre o paciente e o PC de recepção. Para alcances de até 5 metros, este sistema pode ser utilizado em qualquer ambiente normal de monitoramento, seja hospitais, enfermarias ou residências. Para alcances maiores até 10 metros (limite especificado pela tecnologia Bluetooth para dispositivos classe 3), a utilização deste sistema depende da avaliação do local onde será utilizado. Módulos Bluetooth mais potentes também podem ser utilizados, porém o dispositivo apresentará menor autonomia devido à maior potência de transmissão de RF. Além disso, dispositivos de RF com potências de transmissão maiores que 1,6mW (ver Seção 3.3.3) necessitam testes adicionais de qualificação. Nestes casos, a compactação dos dados e a operação em modo *Sniff* do módulo Bluetooth podem contribuir para reduzir o consumo.

O sinal foi recebido com grande nível de integridade, graças às

características de correção de erros das conexões ACL. No pior caso, a taxa de erro observada foi de 0,022%, causada exclusivamente pela perda esporádica de pacotes durante retransmissões do módulo Bluetooth. As retransmissões e o *jitter* dos pacotes de dados podem ser evitados com o uso de conexões síncronas (tipo SCO), porém estas conexões não incorporam tantas técnicas para redução de erros de transmissão quanto as conexões ACL.

O baixo consumo de energia dos módulos Bluetooth permitiu uma grande autonomia ao dispositivo portátil, mesmo com o consumo excessivo de energia pelas placas de avaliação utilizadas no protótipo. A única grande frustração do projeto foi a descoberta (tardia) de que o módulo Bluetooth ROK101008 não incorporava o modo de operação *Sniff*. De acordo com *datasheets* de módulos que incorporam este módulo de operação, o modo *Sniff* permite reduções maiores que 600% no consumo de energia do módulo Bluetooth atuando em baixas taxas de transmissão, como no caso da telemetria de duas derivações de ECG. Inclusive, além da operação em modo *Sniff*, técnicas de compressão de dados (ISTEPANIAN *et al.*, 1999; KYOSO *et al.*, 2000) poderiam ser empregadas para diminuir ainda mais a taxa de transmissão de dados, e da mesma maneira, reduzir ainda mais o consumo de energia.

Outros sinais fisiológicos também podem ser monitorados por este sistema. Basta que os filtros e ganhos do módulo de aquisição e condicionamento sejam adequados ao sinal desejado.

6.2 Conclusões

O sistema proposto para telemetria de ECG utilizando tecnologia Bluetooth foi desenvolvido com sucesso. O protótipo do dispositivo portátil de telemetria capta dois canais (derivações bipolares I e II) e utiliza um módulo Bluetooth para transmitir os dados digitalizados até um PC com outro módulo Bluetooth em sua porta USB. As duas derivações recebidas no PC dão origem a outras quatro (III, aVL, aVR e aVF), sendo então visualizadas em tempo-real na tela do aplicativo de telemetria instalado no PC.

Os sinais apresentados na tela se mostraram inteligíveis e com visualização confortável para monitoramento em tempo real. Mesmo nos piores casos, o *jitter* causado pela comunicação assíncrona do canal ACL não provocou muito desconforto na visualização do sinal. Em situações extremas de alcance, a conexão ACL é perdida por falta de sinal antes mesmo de a visualização

apresentar degradação de qualidade pelo *jitter*.

Com a avaliação da qualidade de conexão de RF e do consumo de energia do sistema desenvolvido, pode-se concluir que a tecnologia Bluetooth é realmente uma boa opção para a implementação de sistemas de telemetria médica. No entanto, o uso da tecnologia Bluetooth em sistemas de telemetria para situações de suporte à vida (e.g. para UTIs e salas cirúrgicas) requer estudos adicionais, dadas às necessidades severas de integridade dos dados e tempo real de transmissão.

O sistema proposto pode ser utilizado no monitoramento de pacientes cardíacos em diversos ambientes, como hospitais, enfermarias e residências. O monitoramento residencial é possível através da integração do sistema proposto com sistemas de transmissão via Internet, como no estudo de caso visto na Seção 5.3.

6.3 Trabalhos Futuros

Para monitoramentos em maiores áreas de cobertura, como por exemplo no interior de hospitais, o PC de recepção utilizado neste projeto pode ser substituído por pontos de acesso criados a partir de circuitos semelhantes aos utilizados nos novos telefones IP. Estes telefones utilizam tecnologia VoIP (*Voice over IP*) para transmitir a voz via rede IP através de datagramas UPD. Com isso, diversos pontos de acesso podem ser espalhados em uma área ampla, e todos podem ser conectados a um computador através de um mesmo cabo Ethernet.

Atualmente, estão sendo lançados no mercado novos produtos que incorporam a tecnologia Bluetooth, inclusive telefones celulares. Para possibilitar monitoramentos até mesmo em campo aberto, o dispositivo portátil de telemetria pode ser associado com tais telefones celulares. Os telefones poderão receber, via conexão Bluetooth, dados contínuos ou eventos específicos do dispositivo de telemetria, e transmiti-los a servidores de Internet via WAP. Nestes servidores, os médicos poderão acessar os dados em tempo real, ou receber relatórios de pré-análise dos dados.

Outra possibilidade para trabalho futuro é investigar a potencialidade da tecnologia ZigBee (ver Seção 3.6.5) em sistemas de telemetria médica, que está surgindo agora em 2003. Esta tecnologia promete soluções mais simples e com custo menor ainda que a tecnologia Bluetooth. Em contra partida, o ZigBee permite menores taxas de transmissão que o Bluetooth, o que não seria

problema para a maioria das aplicações de telemetria médica.

Como uma última sugestão, propõe-se o estudo da aplicação deste sistema em ambientes críticos, como UTIs e salas cirúrgicas. Para alcançar melhores performances de integridade de dados e resposta do sistema, sugere-se o desenvolvimento de um protocolo de controle de erro sobre conexões síncronas SCO, semelhante ao proposto por BENGTSOHN (1999). Como a tecnologia Bluetooth permite taxas de transmissão muito maiores que as necessárias para transmitir sinais fisiológicos comuns, o protocolo de controle de erros poderia utilizar a banda restante para implementar retransmissões controladas pelo software, e não pelo *firmware* do módulo Bluetooth.

GLOSSÁRIO

Baud	Referente aos símbolos transmitidos na comunicação. Por exemplo, em canais seriais RS232 assíncronos, a transferência de 1 byte (8 bits) envolve a transferência de 10 bauds (8 bits + 1 bit de início + 1 bit de fim).
<i>buzzer</i>	Componente eletrônico para emissão de sinais sonoros. Mais simples que o autofalante, o buzzer emite sons com baixa faixa espectral, apenas para sinalização.
<i>device driver</i>	Programa associado ao sistema operacional, ou a um de seus aplicativos em particular, para realizar a interface entre o aplicativo e o hardware.
Flash (memória)	Tipo de memória eletrônica não-volátil, que pode ser apagada e regravada diversas vezes.
Intranet	Rede privada de computadores contida em um mesmo local (empresa, organização, etc.).
<i>middleware</i>	Software intermediário. É a porção de software que faz a interface entre outros dois softwares, geralmente softwares de níveis diferentes.
modem	MODulador/DEModulador : dispositivo eletrônico que converte dados analógicos em digitais e vice-versa, permitindo estabelecer comunicação digital entre computadores através de um canal analógico (ex. linha telefônica).
não-invasivo	Quando relacionado a procedimentos médicos, refere-se aos procedimentos que não causam nenhum tipo de penetração na pele do paciente (sem cortes).
peri-operatório	Refere-se a ambos os períodos anterior (pré-operatório) e posterior (pós-operatório) a uma cirurgia.
<i>slot</i>	Fenda com contatos elétricos presente na placa mãe de computadores na qual são encaixadas placas de expansão.
<i>TeleHomeCare</i>	Serviço para prestação remota de assistência médica, especificamente na residência do paciente.
<i>wireless</i>	Termo em inglês referente a comunicação sem fio.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDREASSON, J.; EKSTROM, M.; FARD, A.; CASTANO, J. G.; JOHNSON, T.; 2002. Remote system for patient monitoring using Bluetooth. In: IEEE SENSORS (Jun. 2002 : Orlando). *Proceeding*. Orlando. v. 1, p. 304-307.
- AXELSON, J.; 1999. *USB Complete*. 1. ed. Madison, WI : Lakeview Research.
- BARNES, G .E.; WARREN, S.; 2002. A wearable, bluetooth-enabled system for home health care. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (24. : Oct. 2002 : Houston). *Proceedings of the Second Joint*. Houston. v. 3, p. 1879-1880.
- BEDINI, R.; BELARDINELLI, A.; PALAGI, G.; VARANINI, M.; RIPOLI, A.; BERTI, S.; CARPEGGIANI, C.; PAONE, F.; CECCARELLI, R.; 1995. ECG telemetric evaluation in Formula One drivers. In : ANNUAL CONFERENCE OF COMPUTERS IN CARDIOLOGY (Sep. 1995 : Vienna). *Proceedings*. Vienna. p. 353-356.
- BELL, T.; LONG, R.; LANGHAM, J.; KOS, P.; PARTEN, M. E.; 1998. Untethered patient monitoring. In: IEEE SYMPOSIUM ON COMPUTER-BASED MEDICAL SYSTEMS (11. : Jun. 1998 : Lubbock, Texas). *Proceedings*. Lubbock, Texas. p. 228-232.
- BENGTSONN, H.; UHLEMANN, E.; WIBERG, P.; 1999. Protocol for Wireless Real-Time Systems. In: EUROMICRO CONFERENCE ON REAL-TIME SYSTEMS (11. : Jun. 1999 : York, England). *Proceedings*. York, England. p. 169-174.
- BERTONHA, E. G.; 1994. *Gravador Holter Digital*. Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

- BEUSCART, R. J.; KULIK, J. F.; VALETTE, M.; BRICON-SOUF, N.; MOUTON, Y.; 1997. Telemedicine for homecare: applications for AIDS patients. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (19. : Oct. 1997 : Chicago). *Proceedings*. Chicago. v. 2, p. 915-917.
- BISDIKIAN, C.; 2001. An Overview of the Bluetooth Wireless Technology. *IEEE Communications Magazine*, New York, v. 39, n. 19 (Dec.), p. 86-94.
- BLUETOOTH SIG; 2001a. *Specification of the Bluetooth System – Core*. Versão 1.1, v.1. Disponível em www.bluetooth.com.
- BLUETOOTH SIG; 2001b. *Specification of the Bluetooth System – Profiles*. Versão 1.1, v.2. Disponível em www.bluetooth.com.
- BRASIL; 2003. Ato nº 34.899, de 27 de março de 2003. Decreto-Lei n. 2423, de 7 de abril de 1988. Aprova Plano de Atribuição, Destinação e Distribuição de Faixas de Freqüências no Brasil. *Diário Oficial da República Federativa do Brasil*, Brasília, n. 65, p. 55.
- BRAY, J.; STURMAN, C. F.; 2001. *Bluetooth – Connect without Cables*. 1. ed. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice Hall Ptr.
- CELLER, B. G.; LOVELL, N. H.; BASILAKIS, J.; MAGRABI, F.; MATHIE, M.; 2001. Home telecare for chronic disease management. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (23. : Oct. 2001 : Istanbul). *Proceedings*. Istanbul. v. 4, p. 3586-3589.
- CRAWFORD, M. H.; BERNSTEIN, S. J.; DEEDWANIA, P. C.; DIMARCO, J. P.; FERRICK, K. J.; GARSON JR., A.; GREEN, L. A.; GREENE, H. L.; SILKA, M. J., STONE, P. H.; TRACY, C. M.; GIBBONS, R. J., ALPERT, J. S.; EAGLE, K. A.; GARDNER, T. J.; GREGORATOS, G.; RUSSELL, R. O.; RYAN, T. J.; SMITH JR, S. C.; 1999. ACC/AHA Guidelines for Ambulatory Electrocardiography. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier Science, Inc., v. 34, n. 3 (Set.), p. 912-948.

- CSR; 2003. *BlueCore 2-ROM – Single Chip Bluetooth System*, datasheet BC213143A (Jan.). Disponível no site da empresa: www.csr.com .
- CULLEN, J.; GAASCH, W. R.; GAGLIANO, D. M.; GUNAWARDANE, R.; HU, P. F.; LAMONTE, M. P.; MACKENZIE, C. F.; XIAO, Y.; 1999. Mobile telemedicine system. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (21. : Oct. 1999 : Atlanta). *Proceedings*. Atlanta. v. 2, p. 707.
- DANSKY, K. H.; PALMER, L.; SHEA, D.; BOWLES, K. H.; 2001. Cost Analysis of Telehomecare. *Telemedicine Journal and e-Health*. Mary Ann Liebert, Inc., v. 7, n. 3, p. 225-232.
- DARNIEDER, J. M.; JEUTTER, D.C.; 1994. Miniature microcontroller-based heart rate telemeter processes single precordial lead. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (16. : Nov. 1994 : Baltimore). *Proceedings*. Baltimore. v. 2, p. 900-901.
- DJAJA, N.; RELJIN, B.; KOSTIC, P.; RELJIN, I.; 2001. Telemonitoring in Cardiology – ECG Transmission by Mobile Phone. In: ACADEMY OF STUDENICA (2001 : Novi Sad). *Annals*. Novi Sad, Yugoslavia. v. 4, p. 63-66.
- FERREIRA, A. B. H.; 1999. *Novo Dicionário Aurélio – Século XXI*. 1. ed. Rio de Janeiro, RJ : Ed. Nova Fronteira.
- GUIMARÃES, J. I.; NICOLAU, J. C.; POLANCZYK, C. A.; PASTORE, C. A.; PINHO, J. A.; BACELLAR, M. S. C.; RIBEIRO, D. G. L.; DARWICH, R. N.; RIBEIRO, A. L. P.; DUNDA, M. M. E.; GERMINIANI, H.; FRANÇA, F. F.; SARAIVA, L.; RIBEIRO, C. M. R.; GINEFRA, P.; GUS, I.; FERNANDES, E.; RIERA, A.; PEDROSA, A.; FRIEDMAN, A. A.; FIRMIANI, A. C.; GRUPI, C.; PINHO, C.; LIMA, E. V.; KAISER, E.; BRITO, F. S.; VINHAS, G. L. C.; SCHWARTZ, H.; GRINDLER, J.; AZIZ, J. L.; FIGUEIREDO, M.; MOLINA, M. S.; MARTINELLI, M.; TOBIAS, N.; SANCHES, P. C. R.; MOFFA, P. J.; NETO, S. A.; NISHIOKA, S.; 2003a. Diretriz de Interpretação de Eletrocardiograma de Repouso. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. São Paulo, SP, v. 80, (s. II).

- GUIMARÃES, J. I.; MOFFA, P. J.; UCHIDA, A. H.; BARBOSA, P. B.; 2003b. Normatização dos Equipamentos e Técnicas para a Realização de Exames de Eletrocardiografia e Eletrocardiografia de Alta Resolução. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. São Paulo, SP, v. 80, n. 5 (Mai.), p. 572-583.
- HANDA, T.; SHOJI, S.; IKE, S.; TAKEDA, S.; SEKIGUCHI, T.; 1997. A very low-power consumption wireless ECG monitoring system using body as a signal transmission medium. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON SOLID STATE SENSORS AND ACTUATORS (Jun. 1997 : Chicago). *Proceedings*. Chicago. v. 2, p. 1003-1006.
- HERNANDEZ, A. I.; MORA, F.; VILLEGAS, M.; PASSARIELLO, G.; CARRAULT, G.; 2001. Real-time ECG transmission via Internet for nonclinical applications. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, EUA, v. 5, n. 3 (Sep.), p. 253-257.
- HUNG, K.; ZHANG, Y. T.; 2000. On the feasibility of the usage of WAP devices in telemedicine. In: IEEE EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON INFORMATION TECHNOLOGY APPLICATIONS IN BIOMEDICINE (3. : Nov. 2000 : Washington). *Proceedings*. Washington. p. 28-31.
- HUNG, K.; ZHANG, Y. T.; 2002. Usage of bluetooth in wireless sensors for telehealthcare. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (24. : Oct. 2002 : Houston). *Proceedings of the Second Joint*. Houston. v. 3, p. 1881-1882.
- 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.
- ISTEPANIAN, R. S. H.; 1998. Modelling of GSM-based mobile telemedical system Habib Istepanian. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (20. : Nov. 1998 : Hong Kong). *Proceedings*. Hong Kong. v. 3, p. 1166-1169.

- ISTEPANIAN, R. S. H.; PETROSIAN, A.; CHEN, S.; 1999. Application of Wavelet-based ECG Data Compression For a Wireless Telecardiology System. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (21. : Oct. 1999 : Atlanta). *Proceedings*. Atlanta. v. 2, p. 701.
- JOVANOV, E.; PRICE, J.; RASKOVIC, D.; KAVI, K.; MARTIN, T.; ADHAMI, R.; 2000. Wireless personal area networks in telemedical environment. In: IEEE EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON INFORMATION TECHNOLOGY APPLICATIONS IN BIOMEDICINE (Nov. 2000 : Arlington, VA). *Proceedings*. Arlington, VA. p. 22-27.
- KADISH, A. H.; BUXTON, A. E.; KENNEDY, H. L.; KNIGHT, B. P.; MASON, J. W.; SCHUGER, C. D.; TRACY, C. M.; WINTERS JR, W. L.; BOONE, A. W.; ELNICKI, M.; HIRSHFELD JR, J. W.; LORELL, B. H.; RODGERS, G. P.; WEITZ, H. H.; 2001. ACC/AHA Clinical Competence Statement on Electrocardiography and Ambulatory Electrocardiography. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier Science, Inc., v. 38, n. 7 (Dez.), p. 2091-2100.
- KHOOR, S.; NIEBERL, K.; FUGEDI, K.; KAIL, E.; 2001. Telemedicine ECG-telemetry with Bluetooth technology. In : ANNUAL CONFERENCE OF COMPUTERS IN CARDIOLOGY (Sep. 2001 : Rotterdam). *Proceedings*. Rotterdam. p. 585-588.
- KUGEAN, C.; KRISHNAN, S. M.; CHUTATAPE, O.; SWAMINATHAN, S.; SRINIVASAN, N.; WANG, P.; 2002. Design of a mobile telemedicine system with wireless LAN. In: ASIA-PACIFIC CONFERENCE ON CIRCUITS AND SYSTEMS (Oct. 2002 : Bali). *Proceedings*. Bali. v. 1, p. 313-316.
- KYOSO, M.; UCHIYAMA, A.; 1996. Development of medical telemetry system by spread spectrum communication. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (18. : Oct. 1996 : Amsterdam). *Proceedings*. Amsterdam. v. 1, p. 301-302.

- KYOSO, M.; UCHIYAMA, A.; 2000. ECG Data Reduction Method for Medical Telemetry System. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (22. : Jul. 2000 : Chicago). *Proceedings*. Chicago. v. 2, p. 1275-1277.
- LEE, H.; PARK, D.; 2000a. Bio-medical FM-FM-FSK radiotelemetry system for multi-signal transmission. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (22. : Jul. 2000 : Chicago). *Proceedings*. Chicago. v. 2, p. 1553-1555.
- LEE, R.; CHEN, H.; LIN, C.; CHANG, K.; CHEN, J.; 2000b. Home telecare system using cable television plants - an experimental field trial. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, New York, v. 4, n. 1 (Mar.), p. 37-44.
- MAGRABI, F.; LOVELL, N. H.; CELLER, B. G.; 1999. A web-based approach for electrocardiogram monitoring in the home. *International Journal of Medical Informatics*, v. 54, n. 2 (May.), p. 145-153.
- MILLER, B. A.; BISDIKIAN, C; 2001. *Bluetooth Revealed*. 1. ed. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice Hall Ptr.
- MIX, S.; BORCHELT, M.; NIECZAJ, R.; TRILHOF, G.; STEINHAGEN-THIESSEN, E.; 2000. Telematics in geriatrics - potentials, limitations, and experience. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, Darmstadt, v. 33, n. 3 (Jun.), p. 195-204.
- NAMBU, M.; NAKAJIMA, K.; TAMURA, T.; 2002. WWW based ECG transfer for home care using java script. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (24. : Oct. 2002 : Houston). *Proceedings of the Second Joint*. Houston. v. 3, p. 1891-1892.
- ORLOV, O. I.; DROZDOV, D. V.; DOARN, C. R.; MERRELL, R. C.; 2001. Wireless ECG monitoring by telephone. *Telemedicine Journal and e-Health*. Larchmont, v. 7, n. 1, p. 33-38.

- 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.
- PAVLOPOULOS, S.; KYRIACOU, E.; BERLER, A.; DEMBEYIOTIS, S.; KOUTSOURIS, D.; 1998. A novel emergency telemedicine system based on wireless communication technology-AMBULANCE. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, EUA, v. 2, n. 4 (Dec.), p. 261-267.
- PIZARRO, P. J. C.; 2003. *MonitorIP – Monitoramento de Sinais Vitais através de uma Rede IP*. Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.
- POPOVIC, D. B.; BOJANIC, D.; JORGOVANOVIC, N.; DOSEN, S.; PETROVIAE, R.; 2001. TeleECG based on Bluetooth transceivers. In: TELECOMMUNICATIONS FORUM, TELFOR 2001 (9th : Nov. 2001 : Belgrade). *Proceedings*. Belgrade. p. 341-344.
- SACHPAZIDIS, I.; 2002. @HOME: A Modular Telemedicine System. In: Workshop on Mobile Computing in Medicine (2. : Apr. 2002 : Heidelberg). *Proceedings*. Heidelberg, Germany.
- SATAVA, R.; ANGOOD, P. B.; HARNETT, B.; MACEDONIA, C.; MERRELL, R.; 2000. The physiologic cipher at altitude: Telemedicine and real-time monitoring of climbers on Mount Everest. *Telemedicine Journal and e-Health*, Larchmont, v. 6, n. 3, p. 303-313.
- SCANAVACCA, M. I.; BRITO, F. S.; MAIA, I.; HACHUL, D.; LORGA, A.; RASSI JR, A.; MARTINELLI FILHO, M.; MATEOS, J. C. P.; D'ÁVILA, D.; SOSA, E. A.; 2002. Diretrizes para Avaliação e Tratamento de Pacientes com Arritmias Cardíacas. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. São Paulo, SP, v. 79, (s. V).
- SOSA, E. A.; TERZI, R.; GRUPPI, C.; BRITO, F. S.; DE PAOLA, A. A. V.; PIMENTA, J.; LORGA, A. M.; MAIA, I. G.; GIZZI, J. C.; SOLIMENE, M. C.; CAMARGO, S. P. A. B.; ALBANEZE FILHO, F.; 1995. Consenso SOCESP-SBC sobre eletrocardiografia pelo sistema Holter. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. São Paulo, SP, v. 65, p. 447-450.

- TEXAS INSTRUMENTS; 2002. *MSC1210 - Precision Analog-to-Digital Converter (ADC) with 8051 Microcontroller and Flash Memory*, datasheet SBAS203A (Mar.). Disponível no site da empresa: www.ti.com .
- TOMPKINS, W. J.; 1995. *Biomedical Digital Signal Processing*. 1. ed. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice Hall Ptr.
- TORAL, S. L.; QUERO, J. M.; PEREZ, M. E., FRANQUELO, L. G.; 2001. A microprocessor based system for ECG telemedicine and telecare. In: IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON CIRCUITS AND SYSTEMS (May. 2001 : Sydney). *Proceedings*. Sydney. v. 4, p. 526-529.
- TRAN, B.Q.; 2002. Home care technologies for promoting successful aging in elderly populations. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (24. : Oct. 2002 : Houston). *Proceedings of the Second Joint*. Houston. v. 3, p. 1898-1899.
- USA; 2000. Amendment of Parts 2 and 95 of the Commission's Rules to Create a Wireless Medical Telemetry Service. *Federal Communications Commission*, Washington, Jun. 2000. Disponível em: http://www.fcc.gov/Document_Indexes/Engineering_Technology/2000_index_OET_Order.html
- UTSUYAMA, N.; YAMAGUCHI, H.; OBARA, S.; TANAKA, H.; FUKUTA, S.; NAKAHIRA, J.; TANABE, S.; BANDO, E.; MIYAMOTO, H.; 1988. Telemetry of human electrocardiograms in aerial and aquatic environments. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, EUA, v. 35, n. 10 (Oct.), p. 881-884.
- VALERO, M. A.; ARREDONDO, M. T.; DEL NOGAL, F.; RODRIGUEZ, J. M.; TORRES, D.; 1999. Using cable television networks for interactive home telemedicine services. *Journal of Telemedicine and Telecare*, London, v. 5, n. 1, p. 91-92.
- WARD SILVER, H.; 1998. Wireless transmission of emergency medical care data. In: NORTHCON CONFERENCE (Oct. 1998 : Washington). *Proceedings*. p. 45-50.
- WEBSTER, J. G.; 1992. *Medical Instrumentation - Application and Design*. 2. ed. EUA : Houghton Mifflin Company.