

3.2.4.1 Retenção

Para que um conversor seja capaz de converter um sinal analógico em seu equivalente digital, é necessário que este permaneça estável na entrada do conversor. Assim, o processo de retenção tem a função de manter um valor analógico constante na entrada do conversor enquanto durar o processo de conversão. Outra aplicação importante é prover o que se chama de aquisição simultânea. Quando se necessita trabalhar com vários sinais, é importante que eles sejam coletados em fase. Para solucionar o problema, pode-se utilizar dispositivos de retenção para garantir a aquisição simultânea dos valores de vários sinais, e enviá-los a um multiplexador analógico.

3.2.4.2 Amostragem ou Digitalização

Amostragem é o processo de aquisição do sinal contínuo em intervalos de tempo discretos, e sua conversão em valores digitais (Fig. 3.3). O responsável por este processo é o conversor analógico-digital (A/D). Sua função é transformar cada amostra do sinal em um valor com um número n de bits, definido pela construção de cada A/D. Os valores são então codificados em uma sequência de bits.

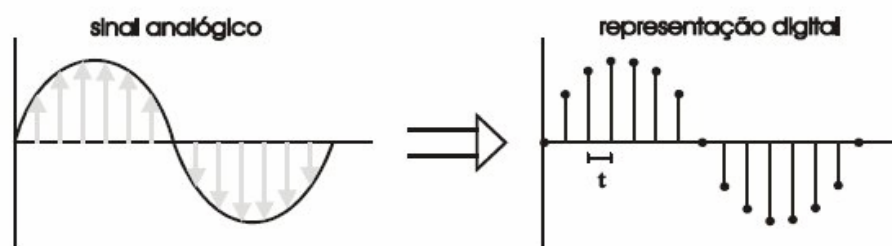


Fig. 3.3 – Processo de Digitalização de um sinal.

3.2.5 Transmissão

Devidamente digitalizado, o sinal segue para o módulo de transmissão, para ser transmitido através de um link sem fios. Isto pode ser feito através de pares transmissores / receptores que utilizam técnicas baseadas em sinais óticos, acústicos ou

de radiofrequência. Para facilitar a transmissão do sinal através dos meios físicos e adequar as frequências aos sistemas de comunicação, utiliza-se o que chamamos de onda portadora, sobre a qual é transmitido o sinal com a informação. A este processo é dado o nome de modulação.

3.2.5.1 Modulação de Sinais

A modulação é o processo pelo qual são modificadas uma ou mais características de uma onda portadora, segundo um sinal modulante que é a informação que se deseja transportar. Para que este processo funcione eficientemente, é necessário estabelecer um conjunto de regras, denominado protocolo, que seja de conhecimento de ambas as partes envolvidas (transmissor / receptor) com a finalidade de que o intercâmbio de informações seja realizado de modo ordenado e sem erros [SILVEIRA].

Com um protocolo definido, o dado é entregue ao transmissor, para que este efetue a modulação e transmissão. Há duas formas básicas de se modular um sinal:

3.2.5.1.1 Modulação Analógica

A modulação analógica, também classificada como modulação de onda contínua (CW), é uma técnica caracterizada pela variação do parâmetro modulado (geralmente uma onda cossenoidal) em proporção direta ao sinal modulante (a informação a ser transmitida). O processo se caracteriza por uma translação em frequência, onde o espectro dos dados é transladado para uma nova e maior banda. As técnicas mais utilizadas para sinais analógicos são:

- Modulação em Amplitude (AM)
- Modulação em Frequência (FM)
- Modulação em Fase (PM)

3.2.5.1.2 Modulação Digital

A modulação digital, também conhecida como modulação discreta ou codificada, é utilizada quando a informação a ser transmitida faz parte de um conjunto

finito de valores discretos, representados por um código (como o código binário, por exemplo). Neste tipo de modulação, os bits do sinal de informação são codificados através de símbolos. A modulação é responsável por mapear cada possível sequência de bits de um comprimento preestabelecido em um símbolo determinado. O conjunto de símbolos gerado por uma modulação é chamado de constelação, sendo que cada tipo de modulação gera uma constelação de símbolos diferentes. Os símbolos nos quais as seqüências de bits de um sinal de informação são transformadas é que serão transmitidos pela onda portadora.

Atualmente, existem diversas técnicas de modulação digital, sendo que para cada uma podem existir diversas variantes. As principais técnicas utilizadas são [MARTINS]:

- Modulação em Amplitude por Chaveamento (ASK)
- Modulação em Frequência por Chaveamento (FSK)
- Modulação em Fase por Chaveamento (PSK)
- Modulação em Largura de Pulso (PWM)

Este trabalho não tem como objetivo explorar as técnicas de modulação existentes. Contudo, será detalhado o funcionamento de uma das variantes do FSK, denominada GFSK, por ser utilizado pelo sistema desenvolvido, facilitando assim a compreensão de etapas posteriores deste trabalho.

3.2.5.1.3 Modulação GFSK

A modulação FSK atribui frequências diferentes para a portadora em função do bit que é transmitido. Portanto, quando um bit 0 é transmitido, a portadora assume uma frequência correspondente a um bit 0 durante o período de duração de um bit. Quando um bit 1 é transmitido, a frequência da portadora é modificada para um valor correspondente a um bit 1 e, analogamente, permanece nesta frequência durante o período de duração de 1 bit, (fig. 3.4)

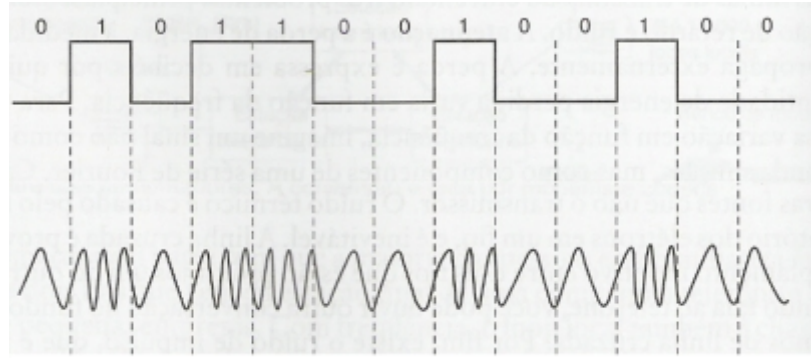


Fig.. 3.4 – Modulação de um sinal por FSK.

Este tipo de modulação apresenta o inconveniente de ocupar uma banda de frequência bastante alta, devido a estas variações bruscas de frequência em função da transição de bits, além possibilitar taxas de transmissão relativamente baixas.

No GFSK, os dados são codificados na forma de variações de frequência em uma portadora, de maneira similar à modulação FSK. Portanto, o modulador utilizado pode ser o mesmo que para a modulação FSK. Todavia, antes dos pulsos entrarem no modulador, eles passam por um filtro gaussiano, de modo a reduzir a largura espectral dos mesmos. O filtro gaussiano é uma espécie de formatador de pulso que serve para suavizar a transição entre os valores dos pulsos, melhorando a eficiência espectral do sistema. A Fig. 3.5 ilustra a transformação dos pulsos após passarem pelo filtro gaussiano.



Fig. 3.5 – Ação do filtro gaussiano

3.2.6 Recepção

O módulo de recepção é responsável pelo processo inverso do módulo de transmissão. Sua tarefa é demodular o sinal recebido, separando a informação de sua portadora através do mesmo protocolo utilizado para a transmissão.

3.2.7 Controle

Esta unidade tem como função controlar o tráfego de dados do receptor, bem como prover comunicação com o equipamento responsável pelo processamento das informações recebidas.

3.2.8 Processamento

A unidade de processamento é responsável pela execução dos aplicativos de software destinados a realizar todas as ações relativas ao armazenamento, visualização e processamento dos dados.

3.3 Sistemas de comunicação sem fio modernos

A seguir, são descritos alguns dos padrões para sistemas de comunicação sem fio utilizados nos modernos sistemas de telemetria. Posteriormente, serão detalhados alguns sistemas de biotelemetria, tanto comerciais, quanto em desenvolvimento.

3.3.1 Bluetooth

Bluetooth é uma tecnologia de comunicação sem fios de curta distância, criada com a intenção de substituir os cabos que conectam dispositivos eletrônicos fixos e portáteis (BLUETOOTH SIG). As principais características deste sistema são robustez, baixo consumo e custo relativamente baixo. Muitas características permitidas por seu núcleo são opcionais, permitindo diferenciação nos produtos (personalização).

O núcleo do sistema consiste em um transmissor RF, banda-base e uma pilha de protocolos (fig. 3.6). O sistema oferece serviços que permitem conexão de dispositivos e troca de uma variedade de classes de dados entre estes dispositivos.

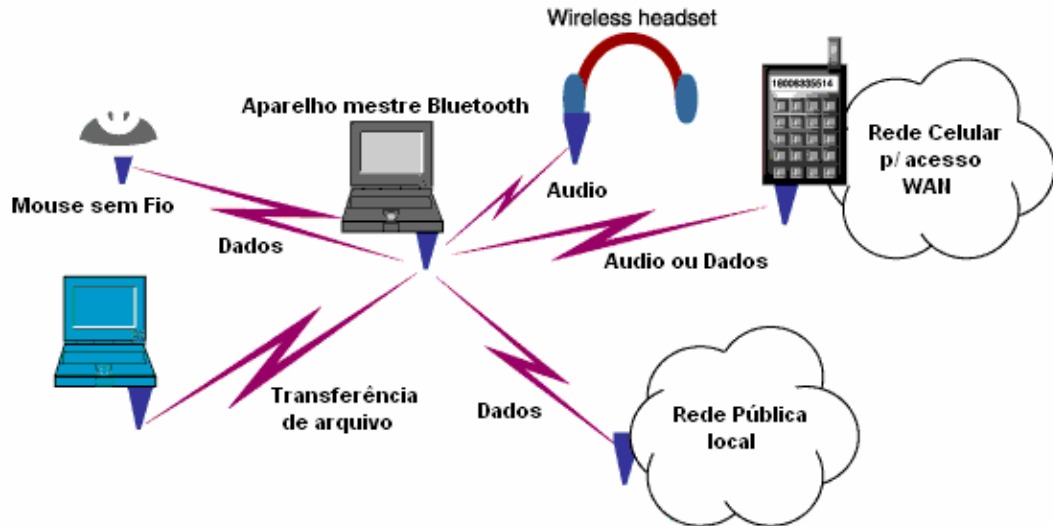


Fig. 3.6 – Exemplo de rede Bluetooth. Modificado de [www.bluetooth.com]

Princípio de Operação

O rádio Bluetooth (camada física) opera na frequência não licenciada de 2.4Ghz. O sistema emprega um transceptor *frequency hop* (salto de frequência) para combater interferências e atenuações. A operação RF utiliza uma modulação de frequência binária para minimizar a complexidade do transceptor. A taxa de transmissão é de 1 Megasímbolo por segundo (Msps) suportando uma taxa de transferência de até 1 Megabit por segundo (Mbps) ou, através de um modo denominado *Enhanced Data Rate*, obter-se taxas de até 2 Mbps. Durante uma operação típica, o canal de rádio é compartilhado por um grupo de dispositivos sincronizados a um relógio comum e um padrão de salto de frequência. Um dispositivo fornece a referência de sincronização e é denominado mestre. Todos os outros dispositivos são chamados escravos. Um grupo de dispositivos sincronizados deste modo formam uma piconet. Esta é a forma fundamental de comunicação para a tecnologia bluetooth.

Dispositivos em uma piconet usam um padrão de salto de frequência determinado via algoritmo utilizando certos campos na especificação de endereço e relógio do mestre. O padrão de salto básico consiste em uma ordenação pseudo-

randômica das 79 bandas de frequências contidas no espectro ISM. O padrão de salto pode ser adaptado para excluir uma porção do espectro utilizado por dispositivos geradores de interferência. Esta técnica de salto adaptivo melhora significativamente a coexistência da tecnologia bluetooth com sistemas ISM estáticos em um mesmo local.

3.3.2 Wi-Fi (IEEE 802.11x)

O padrão Wi-Fi abrange uma série de sistemas de comunicação local (LANs), com funcionamento na faixa de 2.4GHz até 5GHz (WI-FI ALLIANCE).

O sistema é baseado em uma arquitetura celular (Fig. 3.7), onde os elementos componentes são divididos em células, controlados por uma estação base (*access point*). Apesar de muitas redes práticas serem formadas por uma única célula (e portanto, um único ponto de acesso) a maioria das instalações são formadas por várias células, conectadas entre si por um *backbone*, tipicamente ethernet, e em alguns casos, wireless.

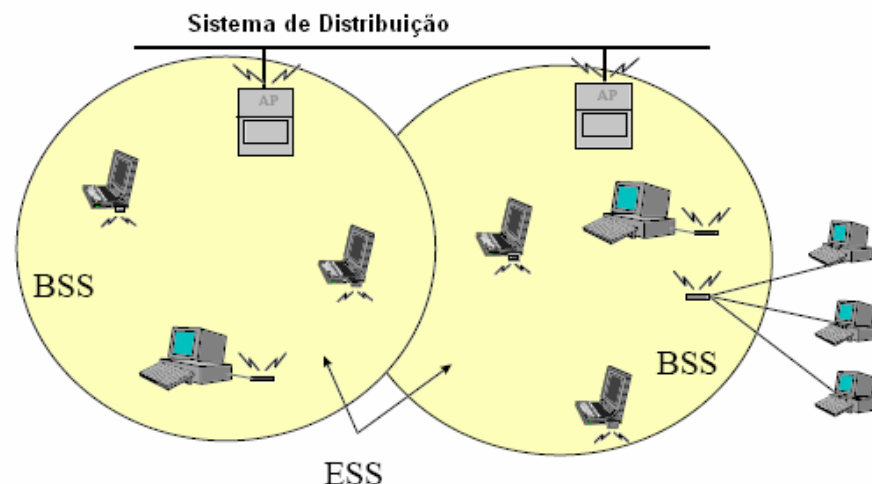


Fig. 3.7 – Organização típica de uma rede 802.11

3.3.3 WiMAX (IEEE 802.16)

O padrão WiMAX, ainda em desenvolvimento por uma equipe do IEEE, define um sistema de comunicação móvel na faixa de microondas, com o potencial de substituir um grande número de sistemas existentes de infra-estruturas de comunicação

(WIMAXFORUM). Por prover diversas configurações (Fig. 3.8), pode chegar a substituir a rede de cobre de telefonia convencional e a rede coaxial de cabos de tv em sua forma fixa, e ainda oferecer serviços de provedor de internet (ISP). Em sua variação móvel, é capaz de substituir as redes de telefonia celular.

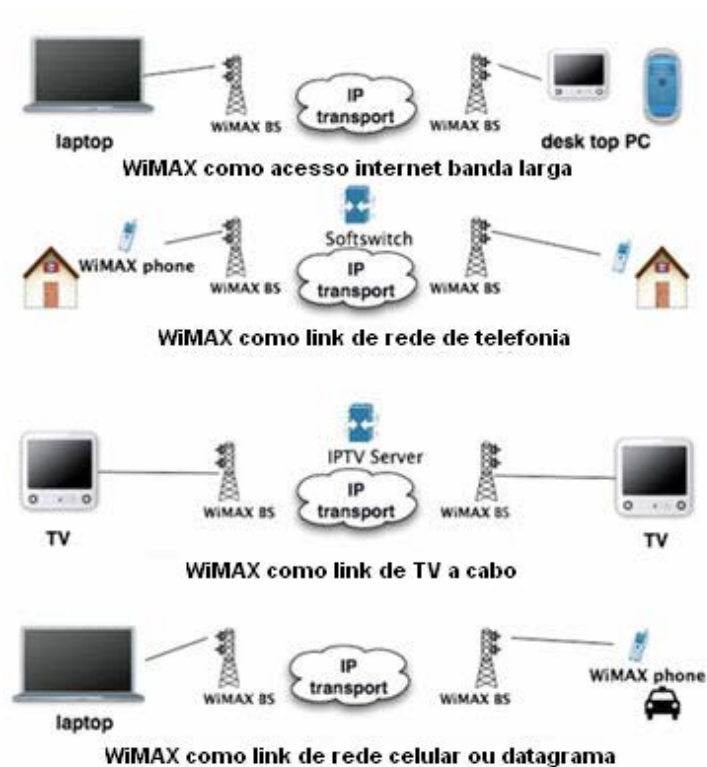


Fig. 3.8 – Modelos de utilização da tecnologia WiMAX. Modificado de [www.wimaxforum.org]

3.3.4 Near Field Communication (NFC)

Near Field Communication (NFC) é uma tecnologia de comunicação sem fios de curto alcance, desenvolvida para comunicação intuitiva, simples e segura entre dispositivos eletrônicos. A comunicação é estabelecida aproximando-se dois dispositivos NFC a alguns centímetros um do outro. A comunicação é baseada no princípio do acoplamento indutivo, onde circuitos indutivos fracamente acoplados compartilham potência (e consequentemente, dados). Aplicações típicas incluem

transações bancárias (cartões de crédito e débito), bilhetagem eletrônica, sincronização de PDA's e acesso de conteúdo digital.

3.3.5 IrDA

IrDA define um sistema de comunicação de curto alcance, barato e muito difundido, que provê transmissão através de pulsos de luz na faixa infravermelha, funcionando de maneira similar a uma porta serial.

Sua principal idéia é de facilitar o uso de dispositivos eletrônicos até mesmo para os usuários mais inexperientes, eliminando os diferentes cabos utilizados para conexões entre aparelhos celulares, computadores, impressoras, câmeras digitais, pagers, relógios e outros pelo IrDA, e tornando a comunicações entre dispositivos “universal”.

3.3.6 ZigBee (IEEE 802.15.4)

O padrão ZigBee foi desenvolvido para se tornar uma alternativa de comunicação em redes que não necessitem de soluções mais complexas para seu controle (ZIGBEE ALLIANCE), reduzindo assim os custos com a aquisição, instalação de equipamentos, manutenção e mão de obra. Trata-se de uma tecnologia relativamente simples, que utiliza um protocolo de pacotes de dados com características específicas, sendo projetado para oferecer flexibilidade quanto aos tipos de dispositivos que pode controlar. Os dispositivos baseados na tecnologia ZigBee operam na faixa ISM, com velocidades de conexão compreendidas entre 10kbps e 115kbps e com um alcance de transmissão entre 10m e 100m.

3.4 Tecnologia nacional

Dada a grande contribuição da telemetria para a análise e diagnose médica, diversos trabalhos envolvendo sistemas de biotelemetria vêm sendo desenvolvidos no Brasil.

Joaquim Martins [MARTINS] descreve um sistema multifuncional de telemetria para aquisição de biopotenciais. O sistema consiste em um canal controlável (compreendidos por filtros e amplificadores programáveis) capaz de receber sinais EMG, ECG e EEG, e transmití-los via RF, através de um protocolo proprietário, até uma estação de recepção. O sinal é adquirido a uma taxa máxima de 200 Hz, e digitalizado em 12 bits. A transmissão utiliza-se da modulação ASK para obter taxas de transmissão de até 4kbps a 10 metros de distância. O processamento dos sinais é feito por aplicativo de software desenvolvido na plataforma LabVIEW, permitindo visualização em tempo real do sinal coletado, e posteriores análises.

Müller et AL, [MÜLLER] descreve um sistema portátil de biotelemetria digital, dedicado à aquisição de sinais eletromiográficos. Suas 4 entradas analógicas são digitalizadas em 10 ou 12 bits com taxa de 1k amostras por canal. A transmissão é feita por Rádio Frequência (RF) utilizando modulação digital em amplitude (ASK) e taxa de transmissão de 115.2 Kbps. Os sinais são tratados pelo software de aquisição, desenvolvido em Visual Basic 6.0 que permite visualização dos dados coletados em tempo real. Foram obtidos enlaces com 50m de distância entre transmissor e receptor, ambos parados e em ambientes fechados, porém muito sensível aos deslocamentos de pessoas ao redor, aumentando a taxa de erro.

O trabalho de Bertemes Filho et. al [BERTEMES], apresenta um sistema capaz de captar sinais bioelétricos em 16 canais com digitalização em 8 bits, empregando um sistema de transmissão digital, onde cada canal é multiplexado, digitalizado e transmitido serialmente. Os autores utilizaram o sistema de transmissão digital TDM-PCM, por possuir boa imunidade a ruídos de origem eletromagnética, um bom raio de ação da transmissão,

controle total dos dados recebidos e também a multiplexação dos sinais. Utilizou-se um único transmissor e receptor comercial de sinal de vídeo.

3.5 Dispositivos Comerciais

O uso da biotelemetria no ambiente médico, apresentou um aumento significativo nos últimos anos, e consequentemente intensificou-se o investimento no desenvolvimento destes sistemas. Diversos trabalhos envolvendo a biotelemetria estão sendo apresentados e comercializados por todo o mundo. Alguns dos trabalhos mais significativos são descritos, a título de ilustração.

3.5.1 TekScan Wireless ELF

A Tekscan, empresa americana especializada na fabricação de sensores de força e pressão, disponibiliza no mercado o TekScan Wireless ELF (Fig. 3.9). Este é um sistema de mensuração de força sem fios, ideal para pesquisadores e profissionais médicos que necessitam medir forças sem modificar a dinâmica dos testes [TEKSCAN].

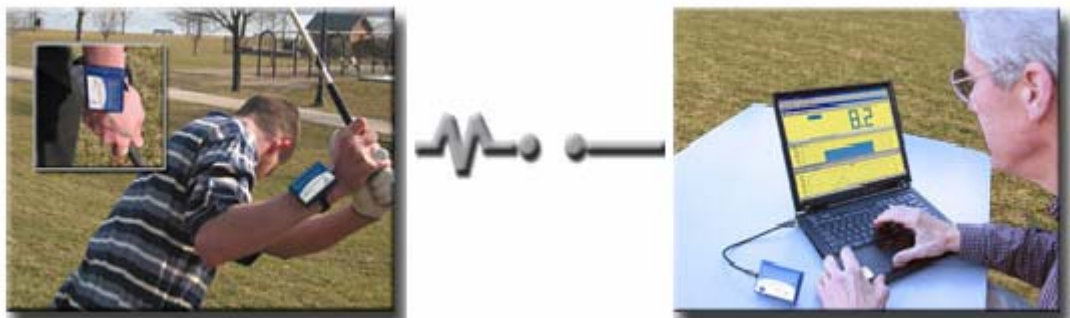


Fig. 3.9 – Sistema Tekscan Wireless ELF Retirado de [www.tekscan.com]

Sua construção relativamente simples (Fig. 3.10) o torna um equipamento de relativamente baixo custo, com dimensões reduzidas (8 x 6 x 2 cm). Aplicações típicas incluem teste de equipamentos esportivos, ergonomia e conforto. O sistema de transmissão permite medir os sinais de até 8 sensores a 60m de distância.

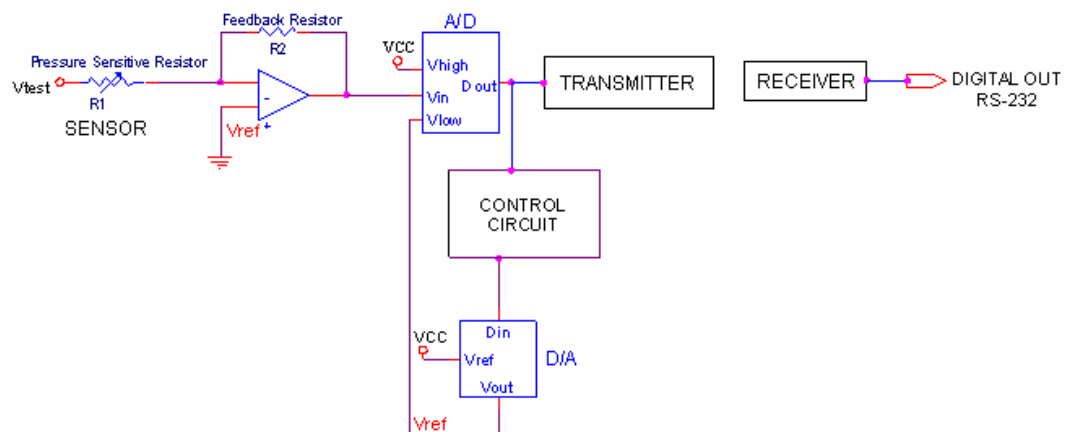


Fig. 3.10 – Diagrama esquemático do sistema TekScan Wireless ELF. Retirado de [www.tekscan.com]

Possui um software intuitivo, que permite gravar a informação e analisá-la em um outro momento. Um grande diferencial é possuir *drivers* para LabVIEW, permitindo o uso do sistema em programas customizados.

3.5.2 Noraxon TeleMyo 2400T

O TeleMyo 2400T (Fig. 3.11) é a última geração de sistemas de EMG telemétricos da Noraxon, empresa americana líder em manufatura e distribuição de equipamentos de EMG. Este sistema é capaz de transmitir 8 canais EMG com frequências até 1kHz em 12 bits de resolução, com ganhos individuais para cada canal [NORAXON].



Fig. 3.11 – Sistema TeleMyo 2400T. Retirado de [www.noraxon.com]

Com uma capacidade de transmissão do sinal em até 90 metros, permite aquisição de dados com mobilidade, flexibilidade e facilidade de uso para profissionais clínicos, pesquisadores, ergonomistas e preparadores físicos.

Possui opção de inserção de transmissores adicionais, permitindo a expansão para 16 ou 24 canais, em uma combinação de EMG ou qualquer outro sinal analógico. Virtualmente qualquer sensor analógico operado com baterias na faixa +/- 5V, como chaves e goniômetros, pode ser conectado diretamente ao sistema permitindo o envio de informações biomecânicas adicionais.

Um nova versão deste sistema já está em desenvolvimento, denominada TeleMyo 2400T G2. Entre as novas características, as que mais se destacam são transmissores de 16 canais, bateria estendida (para até 16 horas de uso) e comunicação Wi-Fi entre os dispositivos telemétricos.

3.5.3 BTS FreeEMG

A BTS, empresa italiana especializada em tecnologias de análise de movimento, apresenta o sistema FreeEMG (Fig. 3.12). Este produto representa um salto tecnológico em aplicativos para análise EMG de superfície (BTS). Baseado unicamente em tecnologias *wireless*, é o primeiro dispositivo comercial a utilizar eletrodos ativos sem fios.

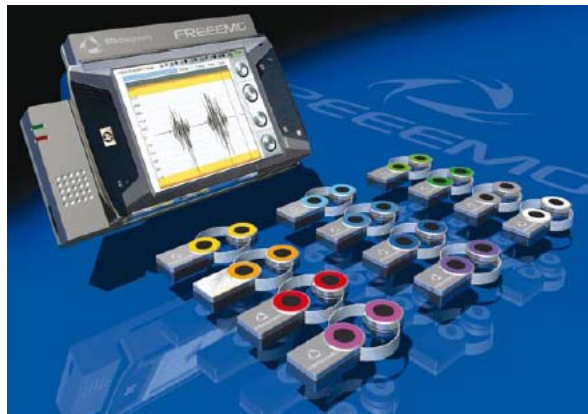


Fig. 3.12 – Sistema BTS FreeEMG. Retirado de [www.bts.it]

Estes eletrodos comunicam-se com uma unidade de recepção que pode ser colocada no paciente, ou nas proximidades. A ausência completa de fios permite um arranjo rápido dos sensores e oferece o máximo conforto, pois o paciente pode se mover livremente, sem obstrução de qualquer cabo ou caixa de derivação. O tamanho e peso extremamente reduzido dos eletrodos permitem análise de qualquer tipo de movimento em qualquer tipo de paciente (como por exemplo crianças) sem alterar o padrão de movimento que se deseja observar. A geometria variável dos eletrodos (fig. 3.13) permite uma considerável redução de artefatos devido a movimentos entre eletrodo e pele.



Fig. 3.13 – Eletrodo FreeEMG. Retirado de [www.bts.it]

O sistema comporta até 16 canais de eletromiografia em 4kHz com 16 bits de resolução, mais 8 canais auxiliares para conexão com eletrogoniômetros, acelerômetros, medidores de pressão e outros. A comunicação entre eletrodos e unidade de recepção é feita através do padrão ZigBee (IEEE 802.15.4), com uma distância de recepção de até 30m.

A comunicação da unidade de recepção com o dispositivo de análise (a recomendação é um tablet pc) é feita através do padrão Wi-Fi (IEEE 802.11b), garantindo uma transmissão segura e sem interferências a uma distância de até 350m.

Capítulo 4

Uma proposta de sistema de medição de biopotenciais por telemetria

A proposta deste trabalho, como já mencionado, é o desenvolvimento de um sistema que seja capaz de coletar e transmitir remotamente os biopotenciais EEG, ECG e EMG. Para tanto, realizou-se uma pesquisa das características básicas dos equipamentos de biotelemetria a fim de reunir o maior número possível de informações, permitindo uma seleção de características para o protótipo condizente com os objetivos propostos. Com base nos dados coletados, definiu-se o conjunto inicial de requerimentos para o sistema, conforme descrito a seguir.

4.1 Requerimentos do Sistema

4.1.1 Requisitos Fundamentais

Os requisitos gerais para o sistema foram definidos observando-se a utilização do equipamento no que se refere ao conforto e simplicidade de uso.

Módulo de Coleta

- Peso deve ser o menor possível
- Controle do sistema de coleta executado remotamente pelo profissional médico. O módulo deve possuir apenas botão liga/desliga.
- Dimensão mais reduzida possível, para não atrapalhar o movimento
- Alimentação através de baterias recarregáveis
- Detecção multifuncional para sinais ECG, EEG e EMG, conforme descrito no Capítulo 2.

Módulo de Recepção

- Alimentação contínua 5V, obtida diretamente pela porta USB
- Peso e dimensão reduzidos, para facilitar o transporte e uso em campo.

Computador Hospedeiro

- Processador AthlonXP 2000+ ou superior
- 256 Mb de memória RAM
- Sistema Operacional Windows XP

Com base nas pesquisas sobre os sistemas de coleta realizadas, definiu-se as principais características para cada subsistema do hardware, descritas a seguir:

Sistema de Condicionamento dos Sinais:

- Detecção por eletrodos passivos
- O sinal deve ser pré-amplificado de forma diferencial fixa 250 vezes e posteriormente uma amplificação ajustável entre 1 e 32 vezes. Os ganhos ajustáveis tem a finalidade de permitir a amplificação máxima do sinal sem saturação do canal de aquisição, garantindo a melhor análise possível para cada tipo de sinal estudado.
- Filtros Passa-Faixa 0,05 a 1 kHz.
- Taxa de amostragem: 2kHz.

Controle do Sistema de Condicionamento dos Sinais:

- Receber comandos do sistema de transmissão, permitindo o controle remoto dos ganhos de cada canal de aquisição e os momentos de início e fim da aquisição dos dados.
- Ajustar os ganhos de cada canal independentemente, de acordo com os comandos recebidos.
- Enviar os sinais adquiridos ao módulo de transmissão.

Módulo Transmissor:

- Comunicação Duplex
- Alimentação por bateria 9V
- Taxa de transmissão mínima de 800 kbps
- Raio de comunicação mínimo de 50 metros, sem barreiras
- Pelo menos 10 canais de transmissão, para evitar interferências e permitir o uso de mais de um aparelho em um mesmo ambiente

Módulo de Recepção:

- Comunicação Duplex
- Alimentação por corrente contínua de 5V, fornecida pelo computador hospedeiro
- Taxa de recepção mínima de 800 kbps
- Raio de comunicação mínimo de 50 metros, sem barreiras
- Pelo menos 10 canais de recepção, de acordo com os canais de transmissão.

Controle do Módulo de Recepção:

- Receber os dados transmitidos
- Empacotar dos dados
- Disponibilizar os pacotes para o módulo de comunicação com o computador hospedeiro

Módulo de Comunicação com o hospedeiro:

- Interface USB
- Imunidade a transientes e ruídos
- Taxa de transmissão mínima de 1Mbit/s

4.1.2 Especificações do Software para o PC

Avaliando-se as necessidades do sistema, obteve-se o seguinte conjunto de características para o software a ser executado pelo computador hospedeiro:

- Controle do fluxo de informações entre a unidade de recepção e o computador hospedeiro
- Capacidade de coleta dos dados, e posterior armazenamento
- Leitura dos arquivos de dados
- Visualização dos sinais coletados em tempo real
- Processamento do sinal nos domínios do tempo e da frequência, permitindo inclusive o uso de filtros digitais

Processamento no domínio do tempo:

- Valores RMS
- Média
- Desvio Padrão
- Variância
- Frequência de batimentos (para sinais ECG)

Processamento no domínio da frequência:

- Conteúdo Espectral (FFT)
- Frequência média

Além das características funcionais, a interface deve ser capaz de prover quatro seções distintas:

- Configuração do sistema remoto
- Cadastro de pacientes
- Execução da sessão de análise
- Processamento do sinal

A interface responsável pela configuração do sistema remoto deve conter as seguintes opções:

- Configuração de ganho independente para cada canal de aquisição
- Configuração do filtro em hardware passa-baixa (*anti-aliasing*)
- Configuração do canal de transmissão

- Configuração da potência de transmissão

A interface responsável pelo cadastro deve permitir a inserção das informações pessoais dos pacientes, bem como um conjunto de informações médicas que possam ser relevantes para o diagnóstico de patologias.

A interface responsável pela execução da sessão deve conter as seguintes opções:

- Configuração da duração do exame
- Configuração do tipo de sinal a ser coletado
- Botões para o início e encerramento da sessão
- Visualização gráfica, em tempo real, dos sinais coletados
- Opção de salvar os dados obtidos

A interface responsável pelo processamento dos sinais deve conter as seguintes opções:

- Opção de aplicação de filtro digital passa-faixa, com controle das frequências superior e inferior
- Gráfico dos sinais coletados
- Gráfico do espectro do sinal
- Opções de zoom e outras possibilidades de personalização para cada gráfico individualmente
- Informações referentes aos cálculos nos domínios do tempo e da frequência, específicos para cada tipo de sinal coletado

4.2 Desenvolvimento do Hardware

4.2.1 Visão Geral

O diagrama de blocos do sistema desenvolvido é mostrado na Fig. 4.1:

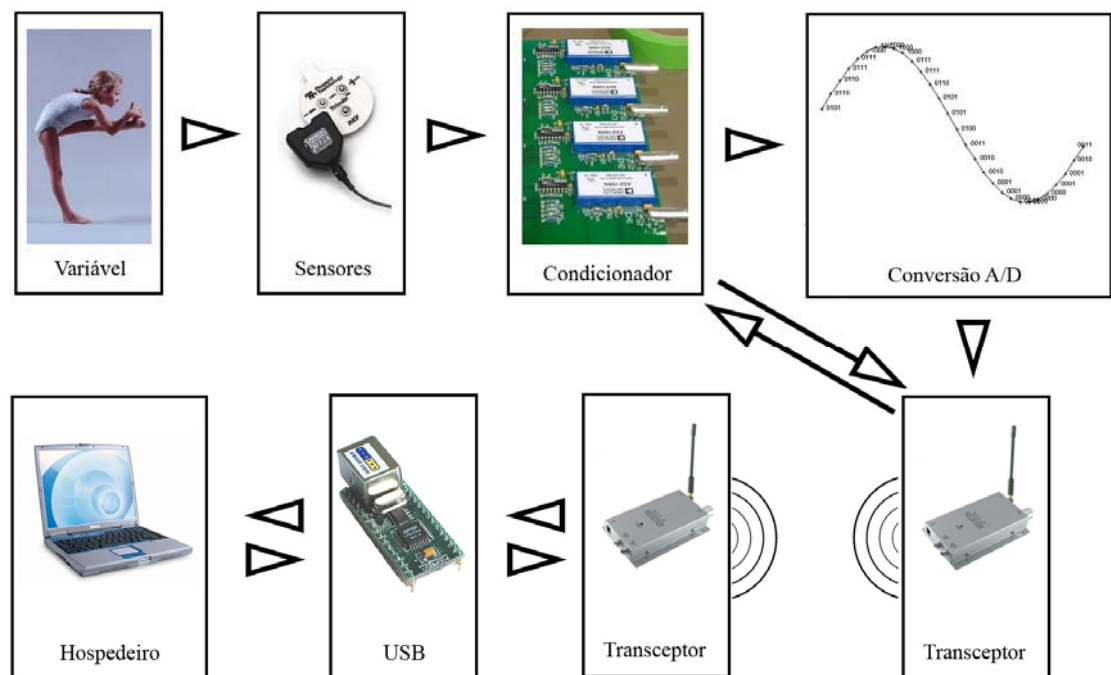


Fig. 4.1 – Diagrama de blocos do sistema desenvolvido

No paciente, são conectados sensores específicos para cada tipo de sinal, ligados a um módulo de condicionamento. Este, por sua vez, envia o sinal para o módulo de conversão, que por fim envia os dados digitalizados ao transmissor.

Chegando ao transmissor, o sinal é enviado ao módulo de recepção, que recompõe a informação e a envia para o módulo de comunicação conectado com um microcomputador, responsável pela entrega dos dados para o software de aquisição.

O computador também é capaz de comunicar-se com o módulo utilizado pelo paciente, de modo a permitir o controle do sistema de aquisição.

4.2.2 Sensores

O sistema foi projetado para captação diferencial de sinais provenientes de pares de eletrodos Ag/AgCl. As características necessárias para os sensores de captação de cada sinal em particular foram descritas no capítulo 2.

4.2.3 Subsistema de Condicionamento de sinais

O sistema de condicionamento foi projetado para garantir a fidelidade de cada sinal coletado (ECG, EEG, EMG). Este processo pode ser desmembrado em três estágios, de acordo com a Fig. 4.2:

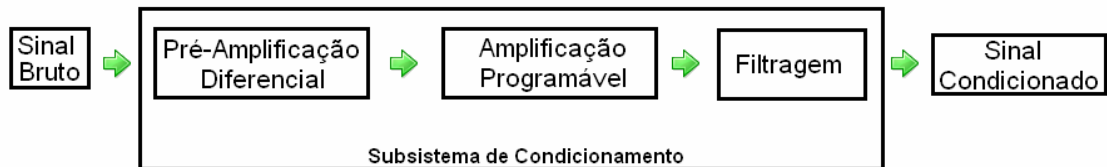


Fig. 4.2 – Estágios do Subsistema de Condicionamento

O primeiro estágio é responsável pela captação do sinal dos eletrodos em forma diferencial e realizar uma pré-amplificação fixa de 250 vezes, adicionando um offset de 2,5V ao sinal resultante para que este fique adequado ao processamento pelos estágios posteriores. A Fig. 4.3 ilustra o esquema elétrico este estágio.

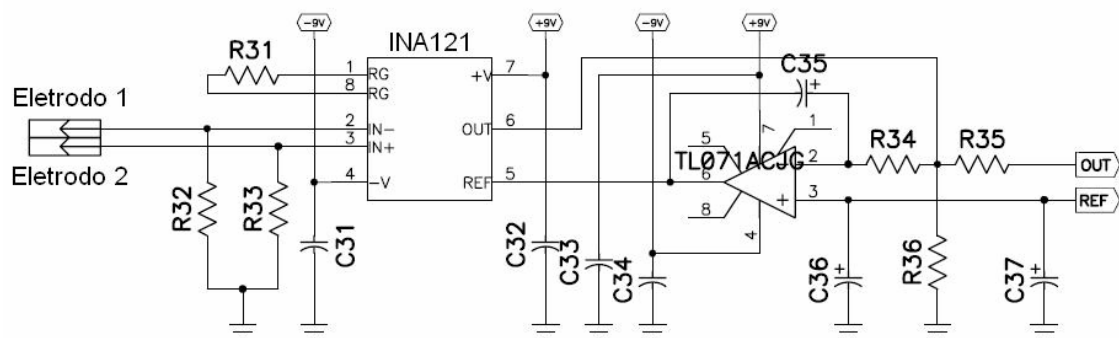


Fig. 4.3 – Esquema elétrico do estágio pré-amplificador

Este estágio é uma adaptação multicanal do estágio de amplificação denominado “High Precision Analog Front End” descrito pela TEXAS Instruments [TEXAS], e indicado para aplicações que requerem uma alta fidelidade de captação. O sistema de realimentação funciona como um filtro passa-alta sintonizado em 0,05Hz, eliminando o offset gerado pela interface pele-eletrodo. A elevação da tensão média para 2,5V é obtida através da manipulação da tensão de referência dos amplificadores. O amplificador de instrumentação escolhido foi o INA121 da Burr-Brown, devido à sua

alta razão de rejeição em modo comum, alta impedância de entrada, alta linearidade, baixo consumo e baixo ruído, sendo indicado pelo fabricante para utilização em aplicações médicas.

O segundo estágio é responsável pelo ajuste do condicionamento, permitindo que o sistema trabalhe com sinais diferentes. Isto é obtido através do uso de amplificadores programáveis. (Fig. 4.4)

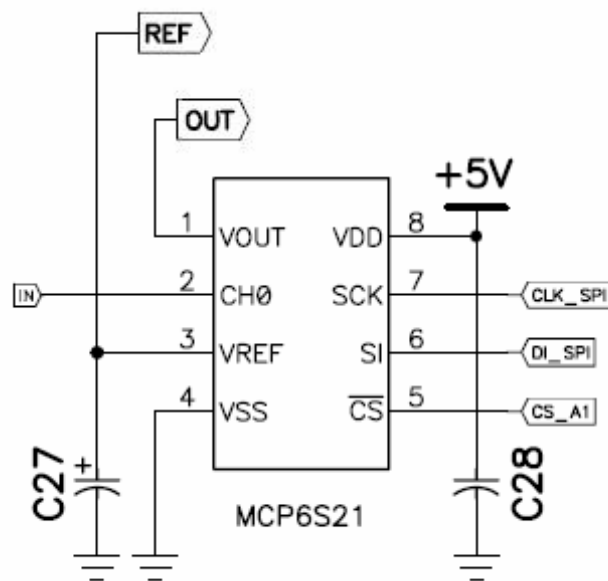


Fig. 4.4 – Esquema elétrico do estágio de amplificação programável

O amplificador programável escolhido foi o MCP6S21, fabricado pela Microchip, devido às suas características de baixo consumo, baixo offset, baixo ruído e ganho de tensão programável em 8 níveis (1, 2, 4, 5, 8, 10, 16 e 32 vezes), sendo apropriado para instrumentação médica.

O terceiro estágio, apresentado na Fig. 4.5, é responsável pela filtragem *anti-aliasing*, responsável por eliminar o conteúdo espectral não desejado para a aplicação.

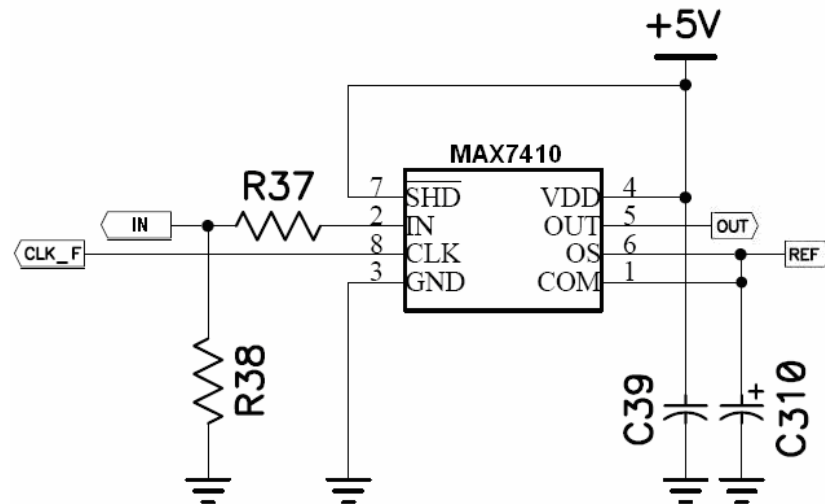


Fig. 4.5 – Esquema elétrico do estágio de filtragem

O filtro escolhido foi o Maxim MAX7410, com característica Butterworth passa-baixa de 5ª ordem com frequência de corte programável, que permite um controle preciso das máximas componentes de frequência do sinal a ser digitalizado.

4.2.4 Conversão Analógico / Digital

O sistema de conversão A/D é o responsável pela transformação dos sinais analógicos provenientes dos sistemas de condicionamento em sinais digitais, prontos para serem transmitidos. Devido às características do conversor envolvido, este processo ocorre em dois estágios, conforme mostra a Fig. 4.6:

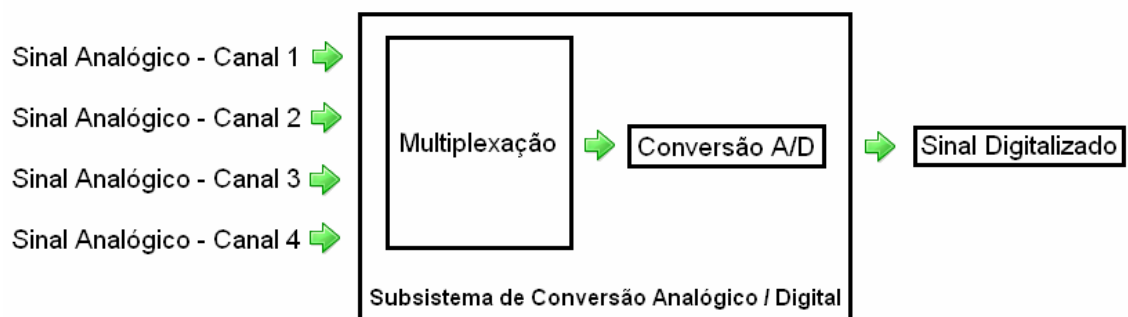


Fig. 4.6 – Diagrama de blocos do sistema de conversão analógico-digital

O primeiro estágio compreende a fase de multiplexação, ou seja, os quatro canais de dados são apresentados um a um ao conversor analógico digital, para que este processe cada canal independentemente. O diagrama elétrico do estágio de multiplexação é apresentado na Fig. 4.7:

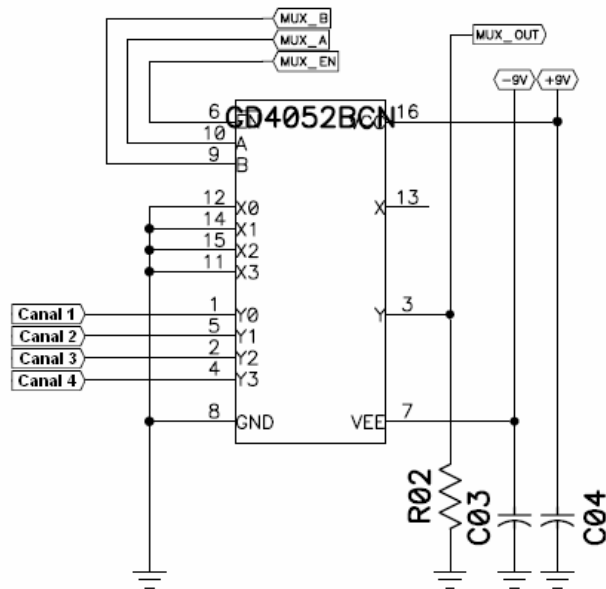


Fig. 4.7 – Diagrama elétrico do estágio de multiplexação

O multiplexador escolhido para compor o projeto foi o CD4052B, pelas suas características de alta velocidade de chaveamento e 4 canais seleccionáveis.

O próximo estágio é o responsável pela conversão analógico-digital, e seu esquema elétrico é apresentado na Fig. 4.8:

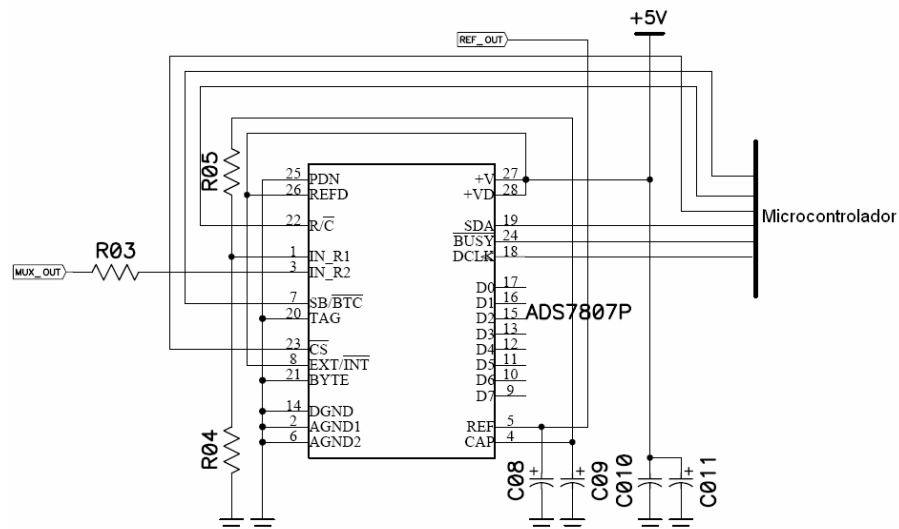


Fig. 4.8 – Diagrama elétrico do estágio de conversão analógico-digital

O conversor escolhido para a tarefa é o ADS7807. Este efetua aquisição e conversão com taxa máxima de 40kHz, com escala compreendida entre 0 e 5V em 16 bits através do método SAR [BURR-BROWN] em alta velocidade e com baixo consumo. Além disso, possui interfaces paralela e serial (rs232) para comunicação com microcontroladores, facilitando sua incorporação ao sistema.

4.2.5 Controle do módulo de coleta

O circuito de controle do módulo de aquisição é responsável pelas seguintes operações:

- Controle do processo de conversão analógico-digital realizado pelo ADS7807: Chaveamento do multiplexador, controle dos momentos de início e fim de conversão dos dados, transmissão dos dados para o transceptor
- Controle individual dos ganhos dos amplificadores MCP6S21
- Controle da frequência de corte dos filtros MAX7410
- Empacotamento dos dados e envio para transmissão

As tarefas indicadas acima são executadas por um microcontrolador PIC18F252, acoplado ao circuito conforme o diagrama elétrico da Fig. 4.9:

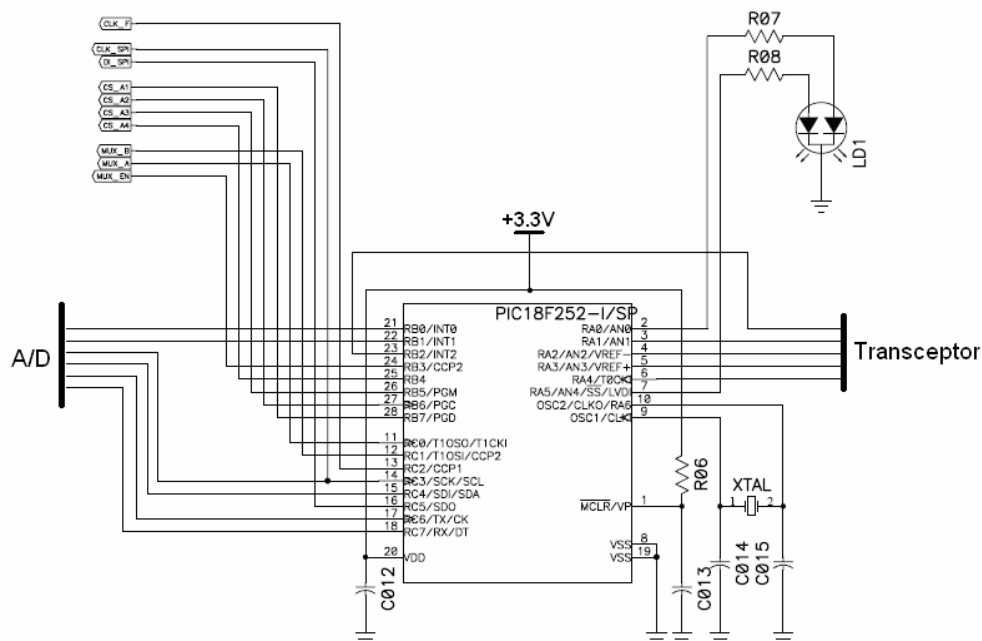


Fig. 4.9 – Diagrama elétrico do circuito de controle do módulo de aquisição

O microcontrolador PIC18F252 foi escolhido para utilização neste circuito por ser um controlador de alta performance com alimentação simples em 5V, baixo consumo (3,5mA típico), 32kb de memória de programação e 1536 bytes de memória de dados(RAM), com 256bytes de memória graváveis em EEPROM, e um watchdog timer.

4.2.6 Transceptor do módulo de coleta

O módulo transceptor é responsável pela modulação e transmissão dos dados através de RF. Sua conexão com o circuito se dá conforme o diagrama elétrico da Fig 4.10:

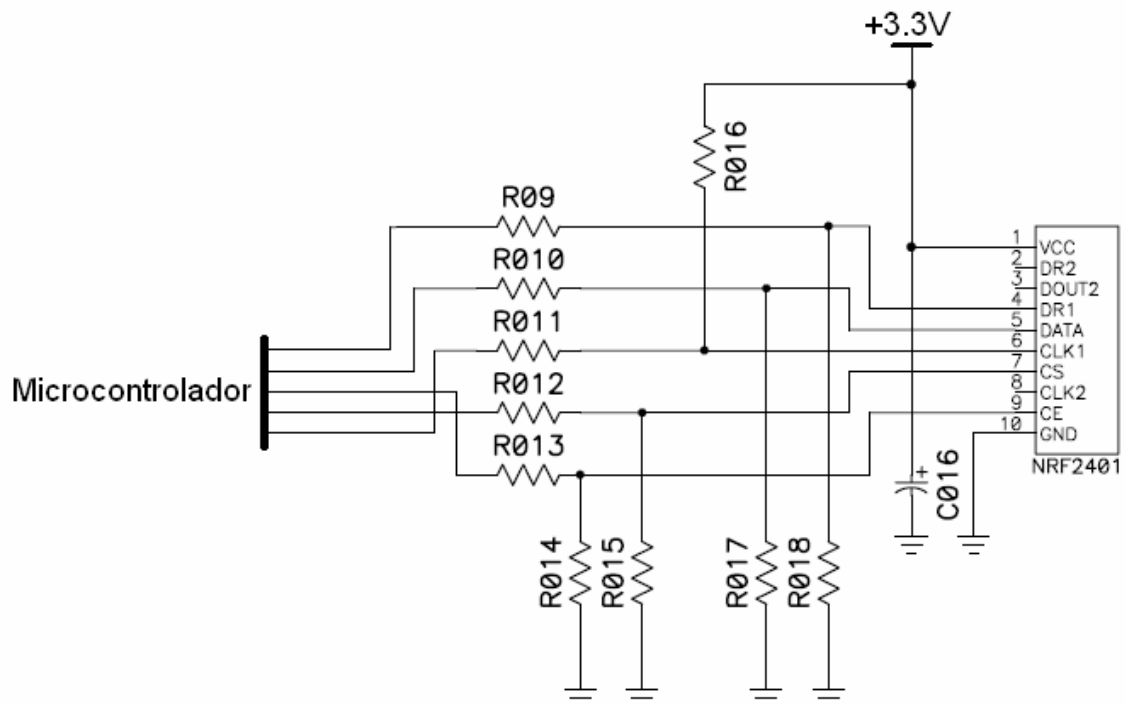


Fig. 4.10 – Diagrama elétrico de conexão do transceptor do módulo de aquisição

O módulo transceptor escolhido para o projeto foi o nRF2401, produzido pela Nordic Semiconductor, devido às suas características:

- Modulação GFSK
- Transmissão na faixa 2,4GHz
- Fluxo de dados em até 1Mb/s

- 125 canais, suportando *frequency hopping*
- Verificação dos dados transmitidos por CRC16
- Baixo consumo de energia

Este transceptor é facilmente programado usando-se uma interface de 3 fios [NORDIC], onde a velocidade da comunicação é determinada pela velocidade do microprocessador. Para o presente trabalho, o transceptor foi programado da seguinte maneira: Os dados a serem transmitidos são enviados de forma paralela, e armazenados em uma FIFO (First In, First Out). Quando são armazenadas informações de 3 amostragens, é disparado um sinal de controle, e o transmissor envia o pacote contendo as 3 amostras. No processo de recebimento, a integridade dos pacotes é verificada através do processo CRC. Além disso, é realizado um controle dos pacotes enviados e recebidos, tornando possível determinar se houve perda de pacotes durante a transmissão. A antena, acoplada ao circuito, é construída com a tecnologia microstrip, garantindo alto ganho e tamanho reduzido.

4.2.7 Alimentação do Módulo de coleta

O módulo de aquisição é alimentado por uma bateria Ni-Cd de 8.4V, facilmente encontrada no mercado. A conversão da tensão da bateria nas tensões necessárias para o circuito é realizada através de reguladores de tensão. Além disso, o circuito também proporciona a possibilidade de recarregar a bateria sem a necessidade de desconectá-la do aparelho. O diagrama elétrico do circuito é apresentado na Fig. 4.11:

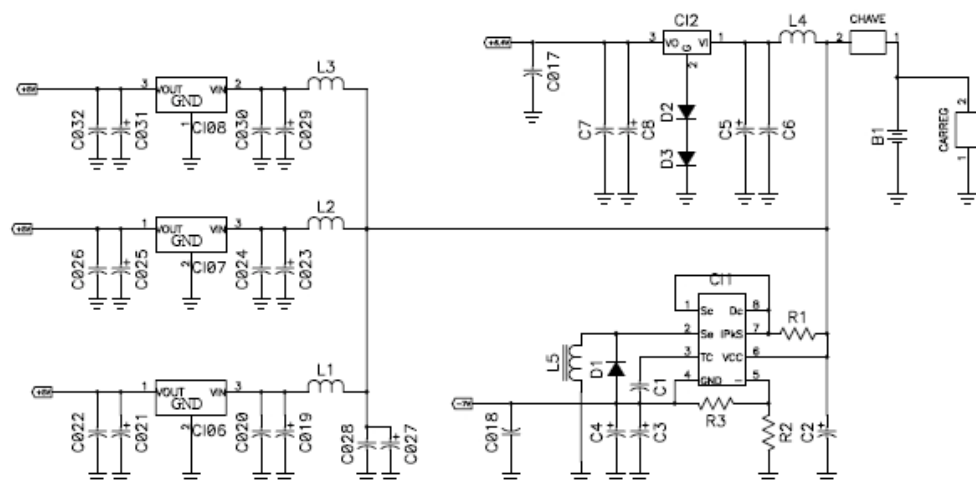


Fig. 4.11 – Diagrama elétrico do sistema de alimentação do módulo de coleta

4.2.10 Comunicação com o computador hospedeiro

O circuito de comunicação com o hospedeiro é baseado no módulo DLP2232. Este módulo incorpora uma interface USB que é convertida em dois canais I/O seriais / paralelos, configurados independentemente com uma taxa de transferência de até 1 megabit/s [FTDI]. Todo o protocolo USB é gerenciado pelo módulo, portanto nenhuma programação específica de firmware USB é necessária. A tensão de 5V que alimenta o módulo de recepção é recebida através do DLP2232. A conexão com o circuito está detalhada na Fig. 4.14:

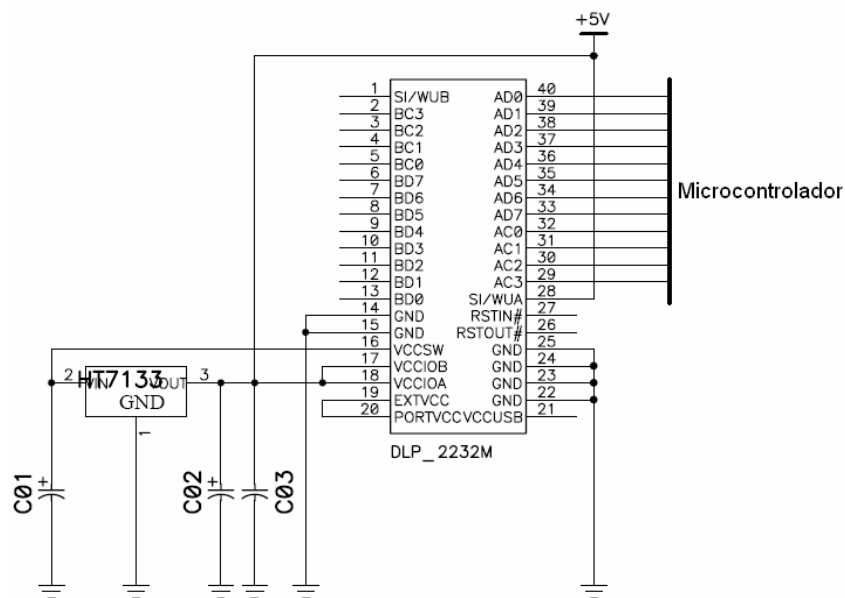


Fig. 4.14 – Diagrama elétrico de conexão do módulo USB

4.2.11 Computador hospedeiro

O computador hospedeiro deverá ser padrão IBM/PC ou compatível, executando o sistema operacional Windows XP ou superior. Para funcionamento correto do programa desenvolvido, deverá estar instalado a plataforma LabVIEW 8.0.

4.2.12 Diagramas de hardware

Os diagramas completos do sistema de hardware desenvolvidos são apresentados no anexo I.

4.3 Protocolo de Comunicação

O sistema utiliza um protocolo de comunicação proprietário, desenvolvido para garantir a fidelidade dos dados no processo de transmissão sem fios. A transmissão sempre é feita em pacotes de 29 bytes, conforme se segue:

- Pacote de comandos:

É composto por cabeçalho, comando e respectivos parâmetros. Os bytes restantes são completados com zeros, conforme a figura abaixo.

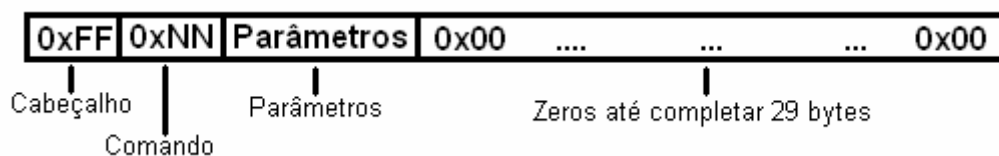


Fig. 4.15 – Pacote de comandos

- Pacote de dados:

É composto por cabeçalho, identificador e carga. O identificador é composto por números sequenciais de 4 bytes, que definem a ordem em que os pacotes de dados foram enviados. A carga é composta por três seqüências de amostras dos 4 canais em ordem. A figura abaixo exemplifica um pacote de dados:

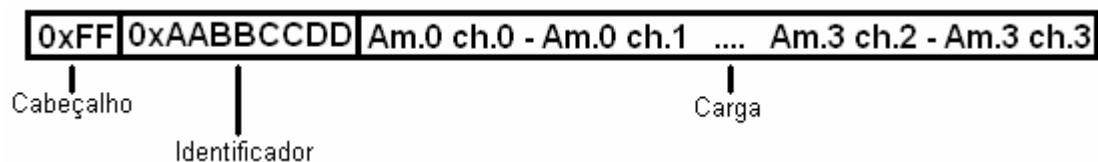


Fig. 4.16 – Pacote de dados

Os pacotes são sempre transmitidos utilizando-se CRC16 para detecção de erros, implementado em hardware no transceptor.

O CRC [RAMABADRAN] é um tipo de função utilizada pra criar um *checksum* – um número com quantidade fixa de bits – a partir de um bloco de dados (No caso do CRC16, o checksum possui 16 bits). Este número é calculado e anexado à mensagem antes da transmissão, e verificado após a recepção para confirmar que não houve alterações durante o transito. CRC's são populares por serem fáceis de se implementar em hardware, possuem uma análise matemática simples e são muito eficientes para detecção de erros causados por ruídos em canais de transmissão.

Pacotes que apresentem erros de CRC são descartados, e sinalizados para o software. Em caso de perda de até 5 pacotes sequencialmente, o software repete o último dado recebido, afim de evitar “falhas” no sinal. Em caso de perda de mais de 5 pacotes, mesmo processo de repetição é desenvolvido, e o usuário advertido, pois a fidelidade do sinal pode estar comprometida.

4.4 Desenvolvimento do Software

O software utilizado pelo sistema foi desenvolvido em 3 blocos: Controle do módulo de coleta, controle do módulo de recepção e programa principal:

4.4.1 Software de controle do módulo de coleta

Como descrito anteriormente, foi utilizado um microcontrolador PIC18F252 para realizar o controle do módulo de aquisição, tendo como principais funções:

- Receber dados enviados pelo hospedeiro
- Efetuar configuração de ganho dos canais individualmente
- Efetuar configuração da frequência de corte do filtro
- Realizar o controle de início e fim da aquisição

O fluxograma da Fig. 4.18 descreve o funcionamento do programa construído e gravado no PIC 18F252 para executar as tarefas:

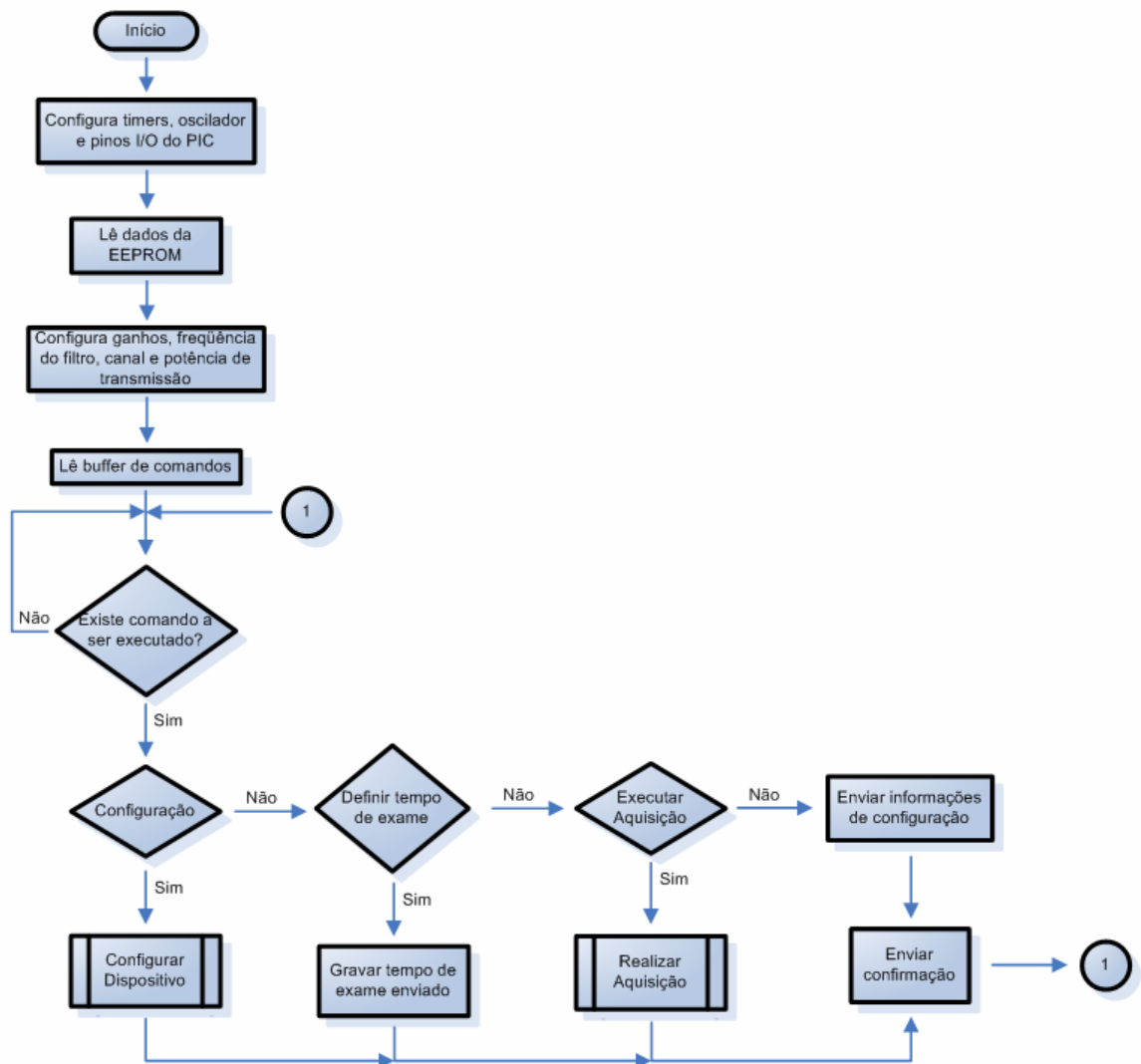


Fig. 4.18 – Fluxograma do programa de controle do módulo de aquisição

O programa inicialmente configura o oscilador, os pinos e timers do PIC para garantir seu correto funcionamento. A seguir, lê os dados de configuração da EEPROM e configura os sistemas de coleta de acordo com a última configuração gravada. A partir deste momento, o programa entra em um loop de espera por comandos. Assim que um comando é recebido, o programa é desviado do loop para executar o que foi requisitado. Existem quatro comandos principais, descritos a seguir:

- “definir tempo de exame”: Este comando é responsável por armazenar o tempo de duração da coleta de dados. Assim que este comando é recebido, o respectivo valor de tempo é armazenado na EEPROM.
- “enviar configuração”: Assim que este comando é recebido, o PIC reúne as informações de configuração do dispositivo de coleta e as envia para o programa principal.
- “configurar dispositivo”: Esta função é responsável pelas alteração nas configurações do dispositivo de coleta. Sua execução ocorre de acordo com o algoritmo da Fig. 4.19

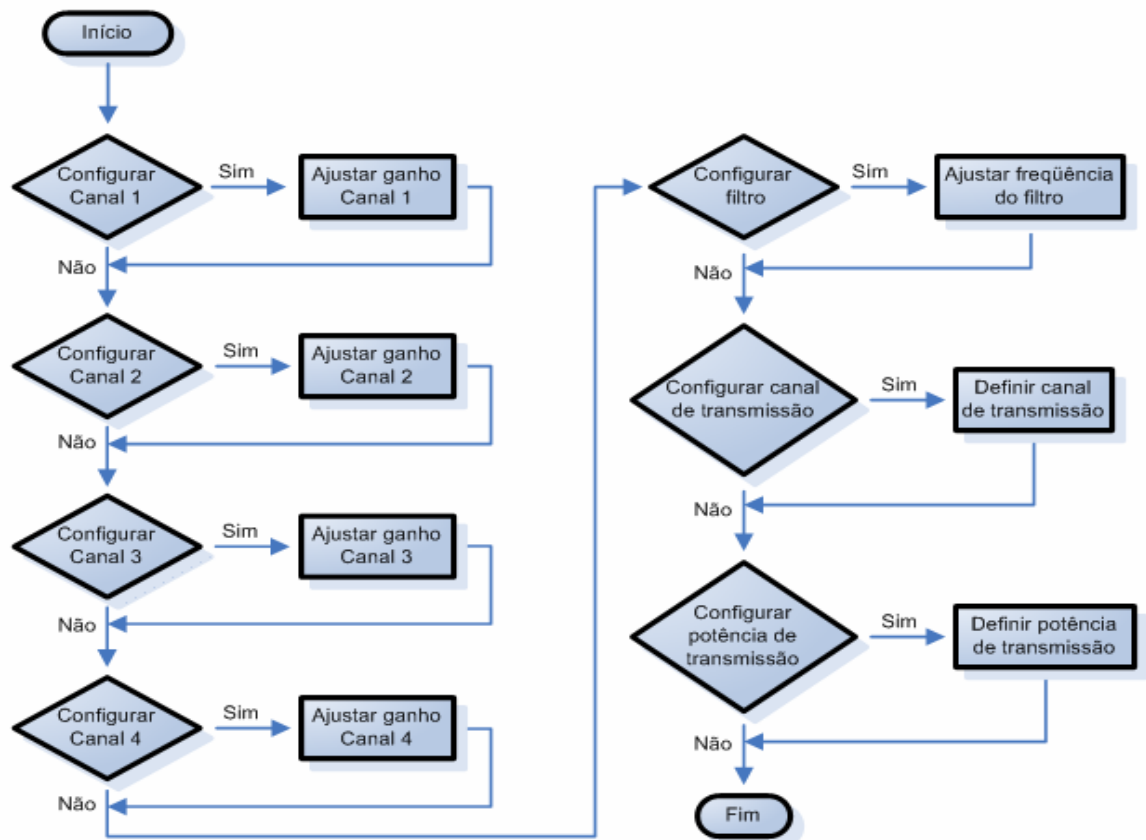


Fig. 4.19 – Fluxograma de funcionamento da função “configurar dispositivo”

- “realizar aquisição”: Esta função é responsável pela coleta e envio dos dados. Sua execução ocorre de acordo com o algoritmo da Fig. 4.20:

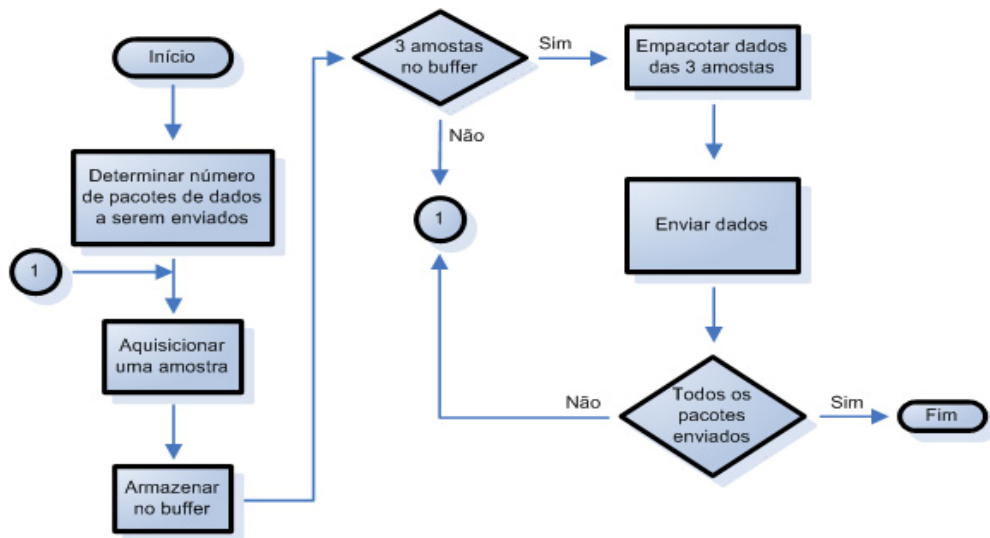


Fig. 4.20 – Fluxograma de funcionamento da função “realizar aquisição”

4.4.2 Software de controle do módulo de recepção

O módulo de recepção é gerenciado por um microcontrolador PIC16F873, tendo como principais funções:

- Receber comandos da interface USB, e enviá-los ao módulo de aquisição
- Receber informações do módulo de aquisição, transmitindo-as à interface USB

O programa inicia-se configurando o oscilador, os timers e os pinos I/O do PIC, para garantir seu correto funcionamento. A seguir, o programa entra em um loop de espera de comandos. Primeiramente, é verificada a FIFO do transceptor por alguma informação. Caso haja informação recebida, esta é desempacotada e transferida para o módulo USB, para envio ao computador hospedeiro. Se não houver informação, é então verificada a FIFO USB. Caso haja algum comando, este é enviado ao transceptor para comunicação com o módulo de coleta. Não havendo nenhum comando, o programa retorna a busca para a FIFO do transceptor, mantendo o loop de busca.

A Fig. 4.21 exhibe o fluxograma de funcionamento deste software:

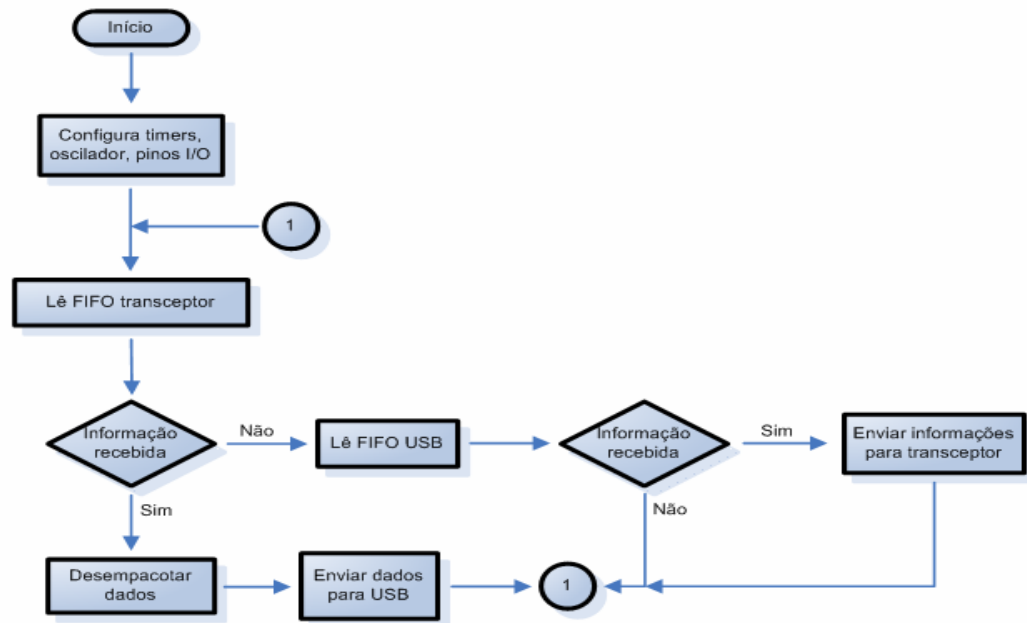


Fig. 4.21 – Fluxograma de funcionamento do software de controle do módulo de recepção

4.4.3 Software do Computador Hospedeiro

O software principal executado no computador hospedeiro, responsável pela configuração do dispositivo remoto, aquisição e análise dos dados, foi desenvolvido para a plataforma Windows (Windows 2000, XP e versões superiores) obedecendo ao conjunto de restrições estabelecidas no início deste capítulo. A ferramenta escolhida para o desenvolvimento do software foi o LabVIEW 8.0 (National Instruments), devido à sua agilidade de programação resultante de sua interface gráfica, e sua extensa capacidade de acesso a dispositivos externos. Outros fatores de influência podem ser listados:

- Extensa biblioteca de funções, incluindo análise de dados nos domínios do tempo e da frequência
- Possibilidade de programação concorrente
- Alta precisão de cálculos e velocidade no armazenamento de dados
- Facilidade de desenvolvimento de interfaces interativas

A Fig. 4.22 apresenta o algoritmo do programa principal:

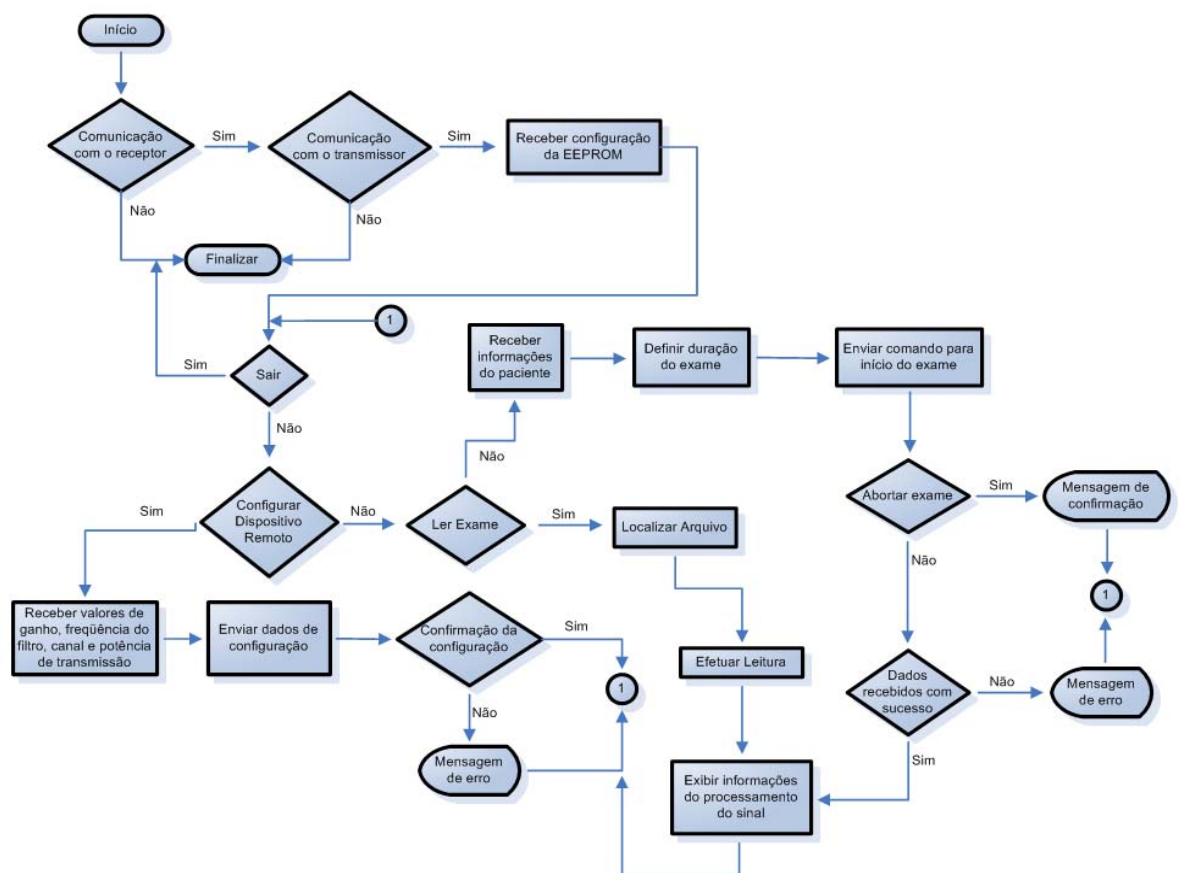


Fig. 4.22 – Fluxograma de funcionamento do programa principal

Quando iniciado, o programa verifica a comunicação com os módulos de transmissão e recepção. Caso a comunicação não seja possível, a execução do programa é interrompida, como mostra a Fig. 4.23.



Fig. 4.23 – Interface do programa exibindo erro na conexão

Caso a comunicação ocorra normalmente, é exibido o status dos dispositivos de transmissão e recepção, como mostra a Fig. 4.24.

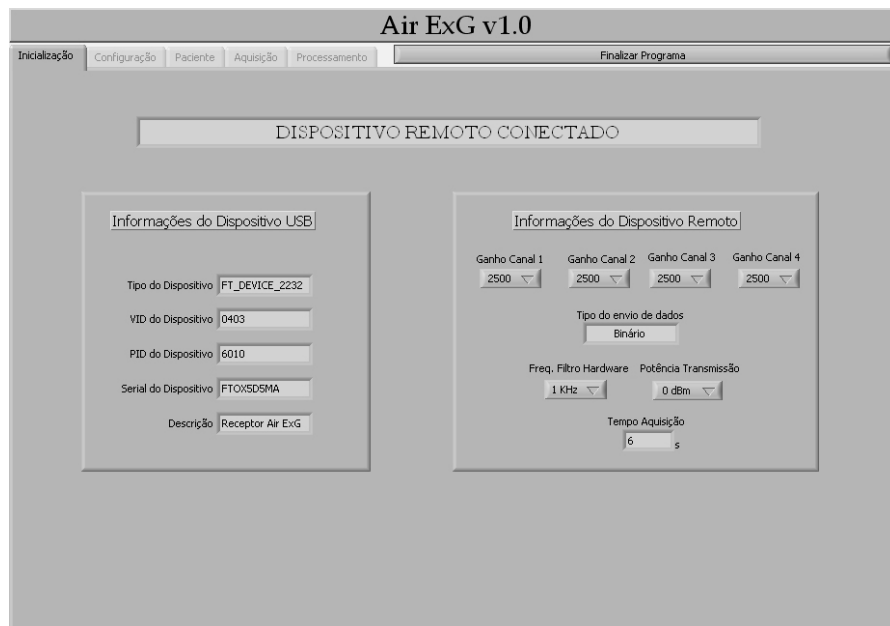


Fig. 4.24 – Interface do programa exibindo status dos dispositivos

Passada a fase de diagnóstico, é apresentado ao usuário as opções de interação, correspondentes as telas de configuração do sistema e controle de pacientes. A Fig. 4.25 mostra a interface de configuração do dispositivo:

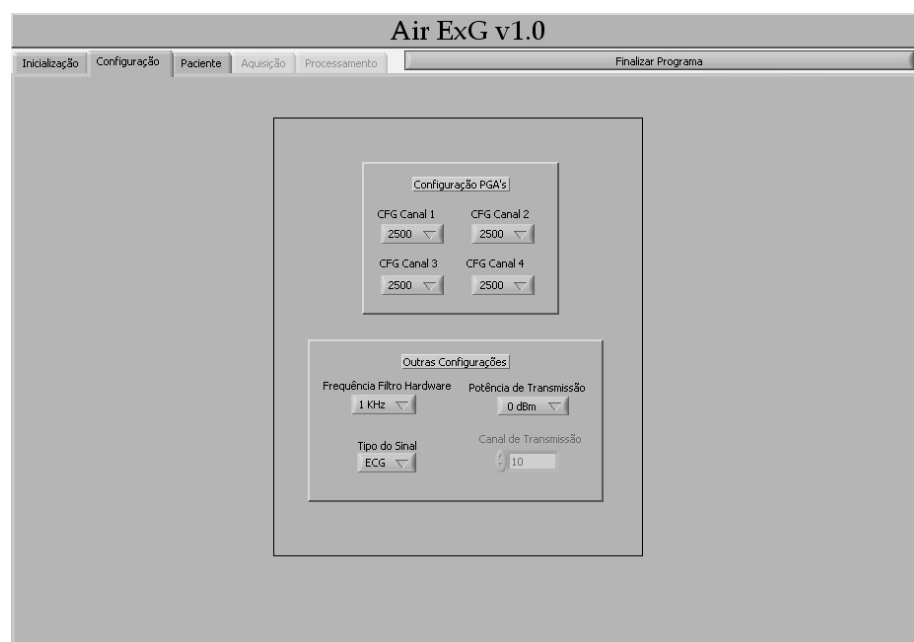


Fig. 4.25 – Interface de configuração do dispositivo

A partir desta interface é possível configurar, independentemente, o ganho de cada canal de dados, a frequência do filtro de hardware, a potência e o canal de transmissão, além do tipo de sinal adquirido. A próxima opção é apresentada na Fig. 4.26, mostrando a interface de cadastro de paciente ou voluntário.

Fig. 4.26 – interface de cadastro de paciente

A opção “Nova Sessão” inicializa o sistema, e espera que sejam inseridas as informações sobre o paciente. Deve-se lembrar porém, que as informações exigidas não têm por objetivo simular uma anamnese completa, e sim exemplificar a potencialidade do software. A opção “Ler Sessão” exibe uma caixa de diálogo, permitindo que o usuário carregue as informações de um arquivo gravado no HD, conforme a Fig. 4.27.

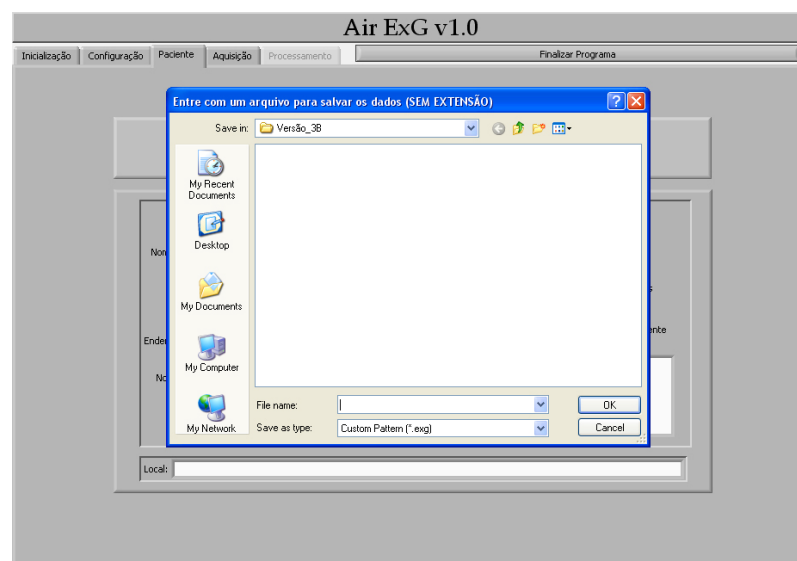


Fig. 4.27 – Caixa de diálogo para seleção de arquivo

Assim que as informações para o paciente são completadas, é exibida uma nova opção: Aquisição dos dados. A interface referente à aquisição é mostrada na Fig. 4.28:

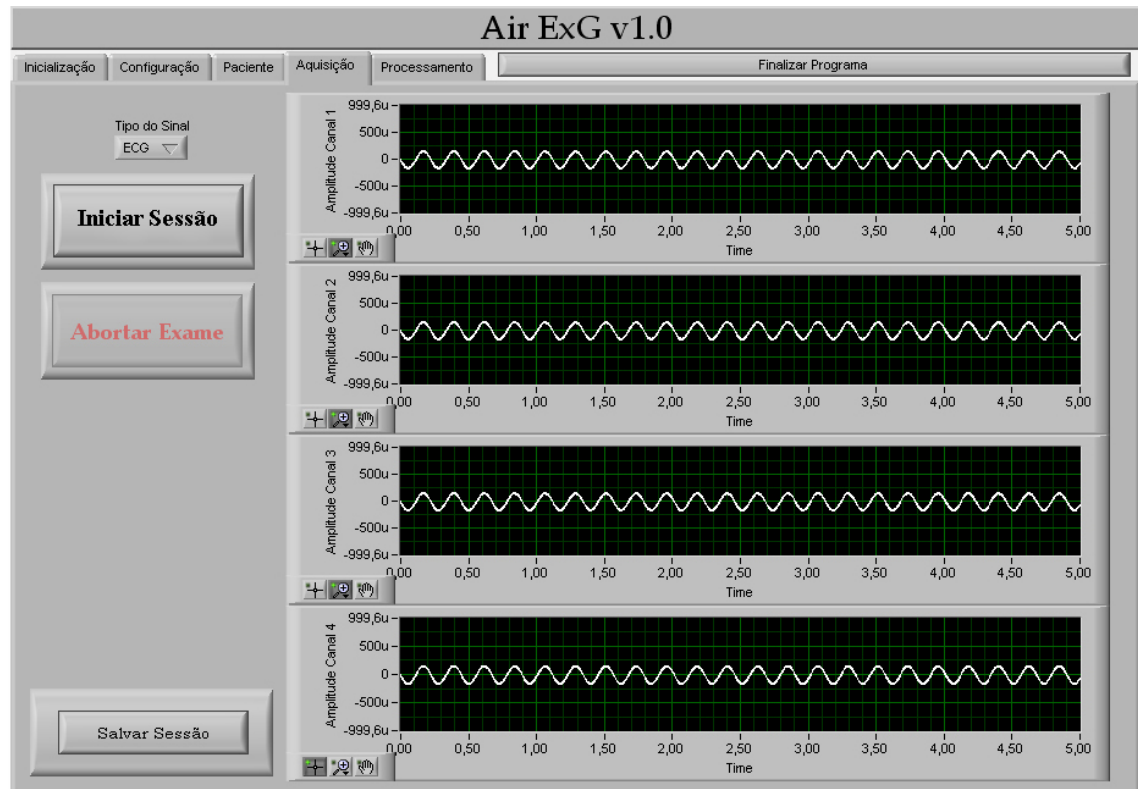


Fig. 4.28 – Interface de aquisição de dados

Após selecionar o tempo de duração do exame e o tipo de sinal a ser coletado, o usuário deve pressionar o botão “Iniciar Sessão”. Caso ocorra algum imprevisto, o botão “Abortar Sessão” pode ser pressionado, interrompendo imediatamente a aquisição dos dados. Os sinais coletados são apresentados em tempo real nos gráficos. Caso o tempo de coleta seja maior que 5s, serão exibidos em tempo real apenas os dados relativos aos últimos 5 segundos. Após a coleta, é disponibilizada a opção de salvar os dados em arquivo (dados são salvos em um arquivo texto), e também de processamento dos dados.

A interface de processamento dos dados é apresentada na Fig. 4.29:

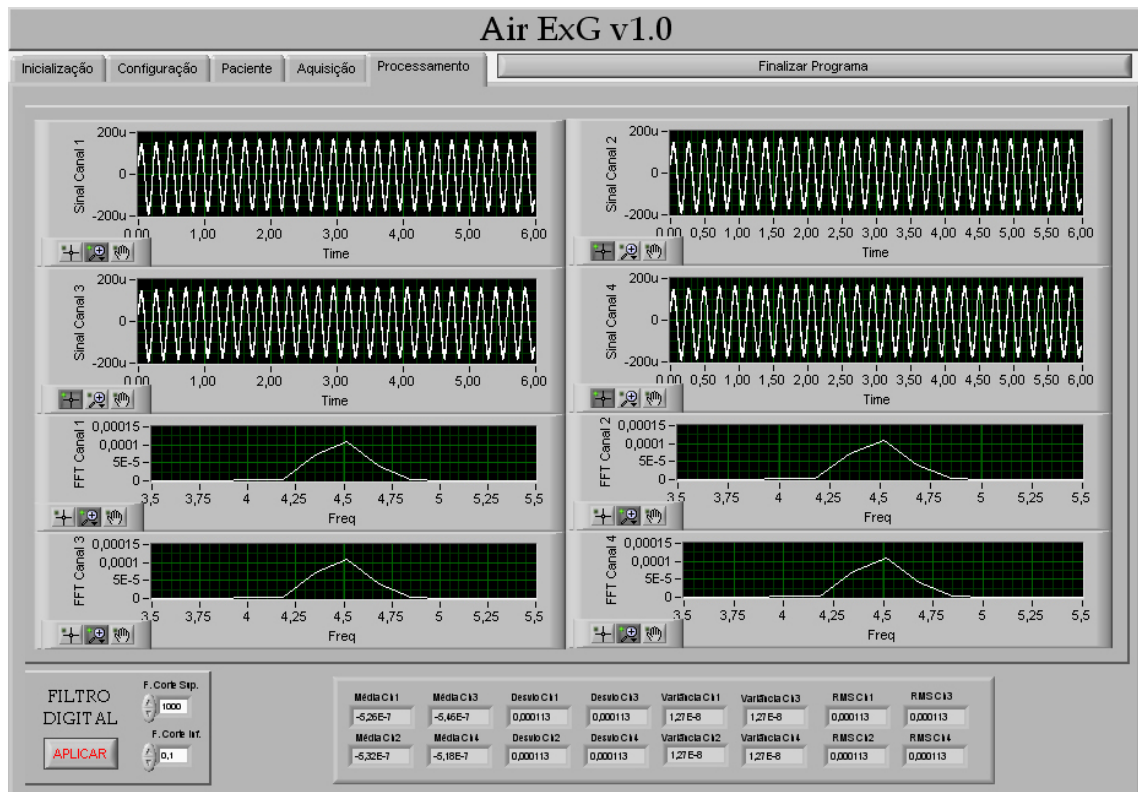


Fig. 4.29 – Interface de processamento dos sinais coletados

Através desta interface é possível configurar o filtro digital, bem como observar as características de amplitude e frequência dos sinais, e as informações características do tipo de sinal coletado, conforme requisitos citados no início deste capítulo.

4.5 Construção do protótipo

O protótipo construído é composto pelos módulos de coleta e recepção.

O módulo de coleta possui as seguintes características:

Peso: 460 gramas

- Dimensão: 18 x 11,5 x 4,5 cm
- Controle: botão liga-desliga
- Led indicador de atividade
- Alimentação contínua por baterias recarregáveis
- Detecção multifuncional para sinais ECG, EEG e EMG

O módulo de recepção possui seguintes características:

- Peso: 75 gramas
- Dimensão: 7,0 x 8,5 x 4,0 cm
- Led indicador de atividade
- Alimentação contínua 5V fornecida pela porta USB do hospedeiro

As Fig.s de 4.30 a 4.35 exibem os protótipos dos módulos de coleta e recepção construídos, assim como o sistema completo acoplado ao computador hospedeiro.

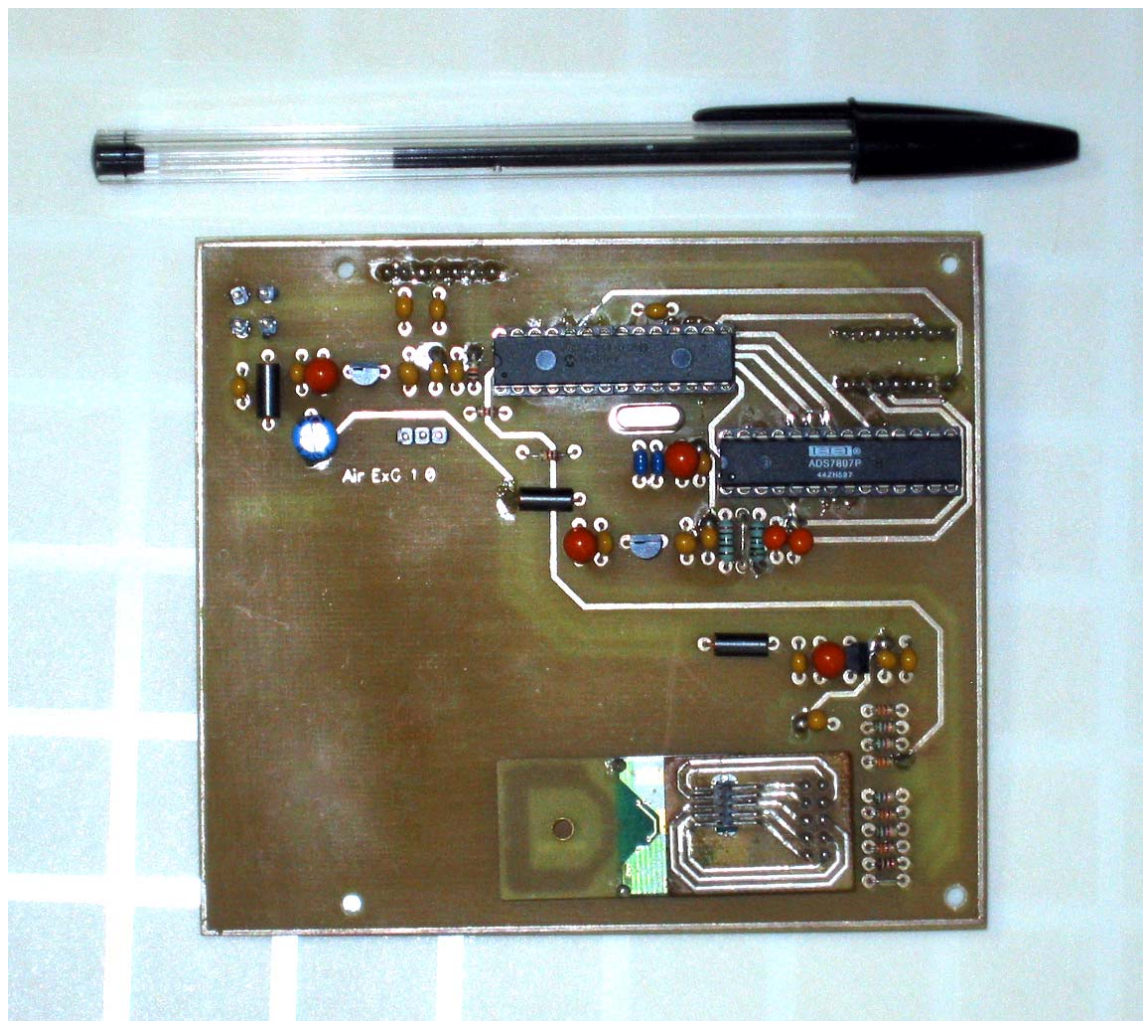


Fig. 4.30 – Placa superior do módulo de coleta, vista superior

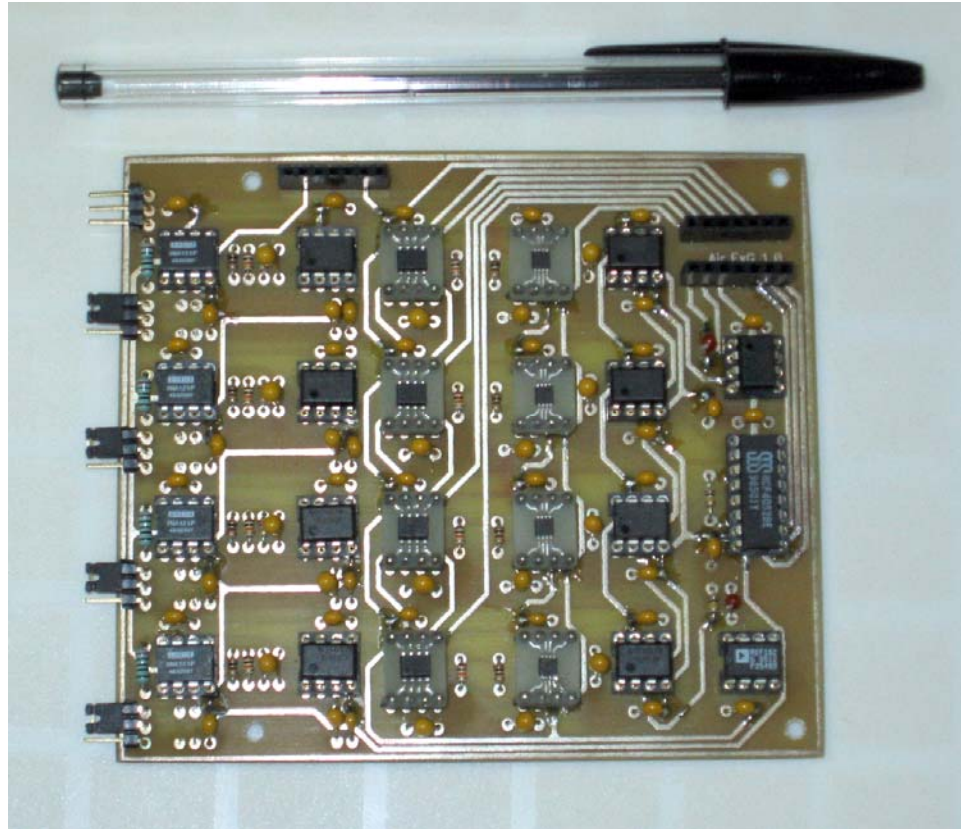


Fig. 4.31 – Placa inferior do módulo de coleta, vista superior

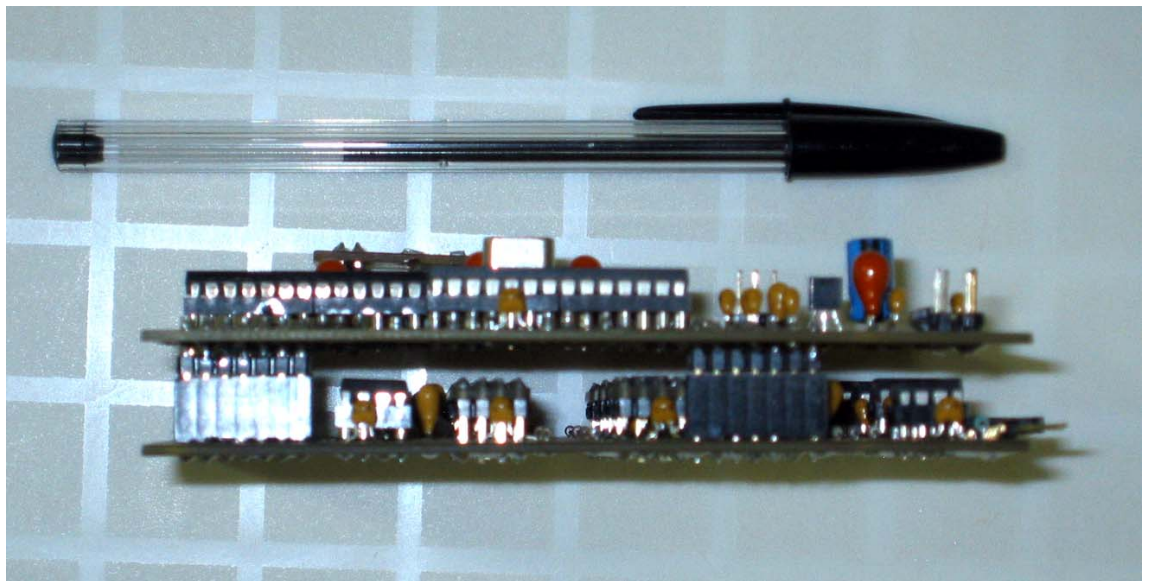


Fig. 4.32 – Montagem das placas do módulo de coleta, vista lateral direita

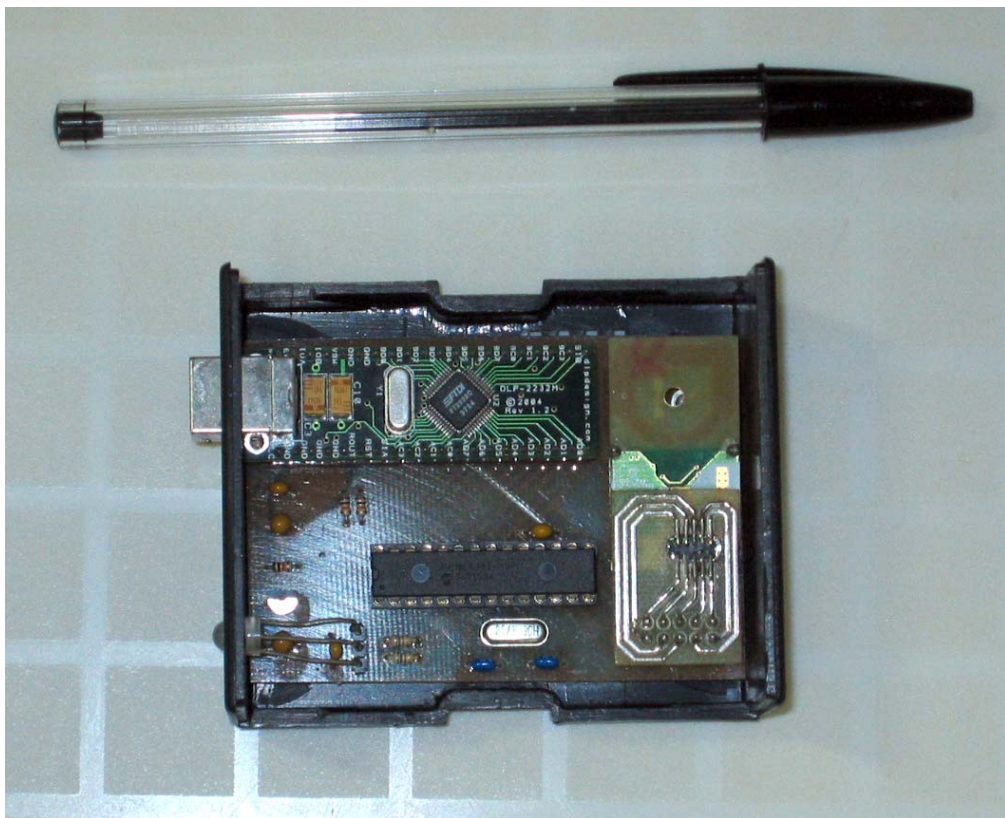


Fig. 4.33 – Montagem do módulo de recepção, vista superior

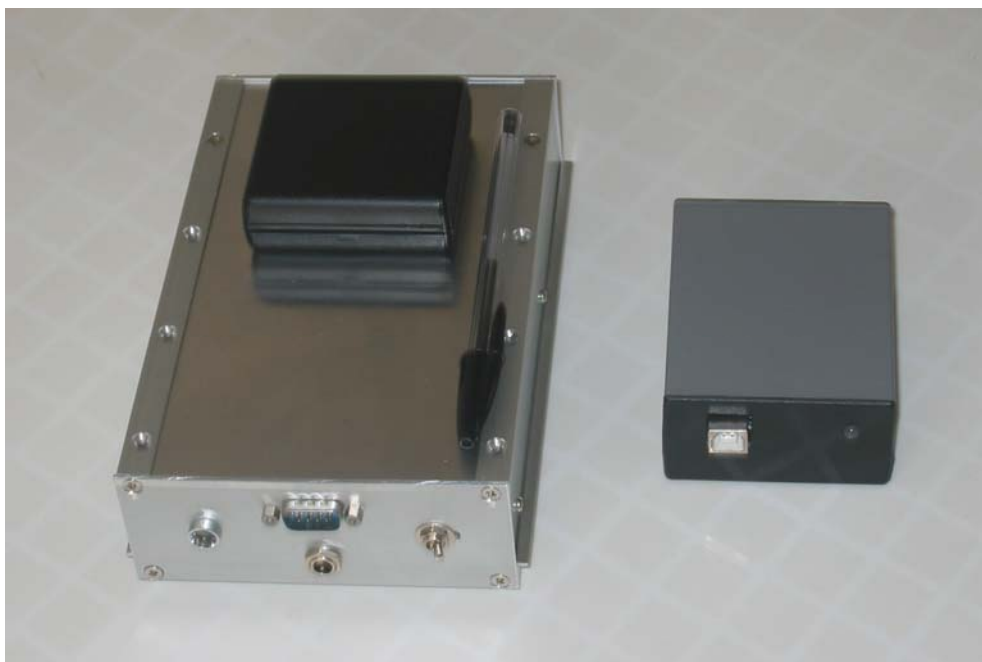


Fig. 4.34 – Módulos de coleta e recepção completos

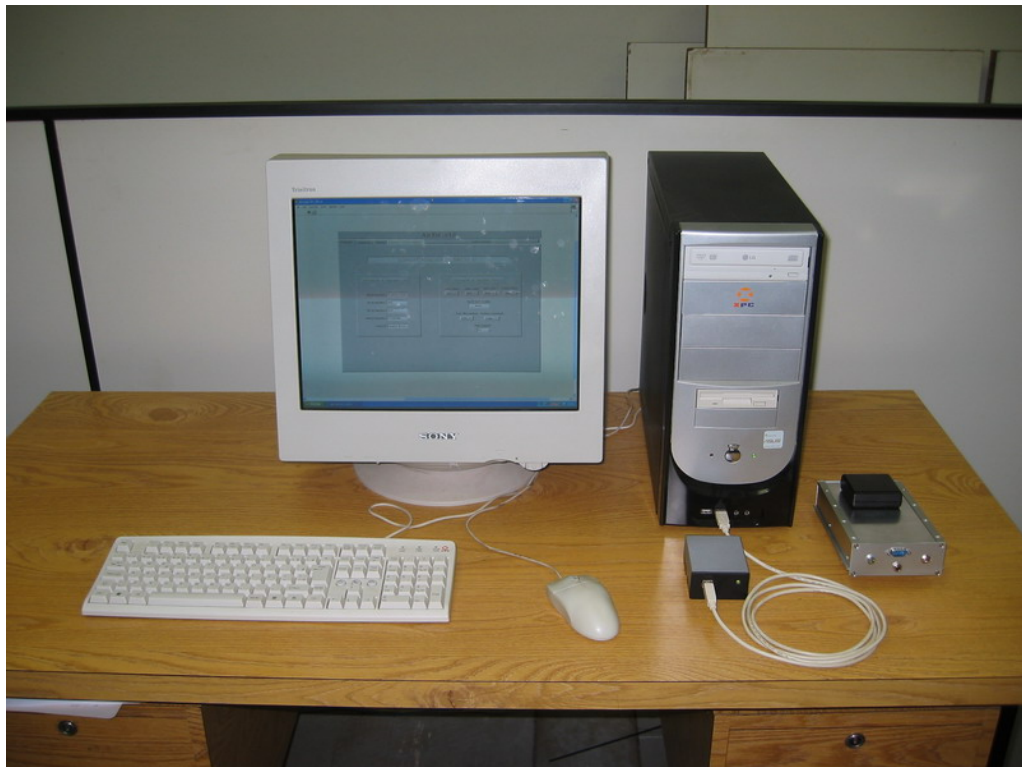


Fig. 4.35 – Sistema acoplado ao computador hospedeiro

Para garantir a fidelidade dos dados coletados pelo sistema, este foi submetido à uma bateria de testes de avaliação. Os resultados são descritos no capítulo 5.

Capítulo 5

Experimentos e avaliações

Para avaliar a fidelidade do processo de captura e transmissão do sinal, bem como a confiabilidade do sistema de transmissão, definiu-se uma série de experimentos a serem realizados:

- Transmissão de um sinal emulado, de forma a avaliar a confiabilidade do processo de transmissão
- Aquisição de sinais provenientes de geradores, de modo a garantir a fidelidade do processo de captura dos sinais
- Aquisição de sinais ECG, para avaliar a resposta do sistema a este tipo de sinal
- Aquisição de sinais EMG, para avaliar a resposta do sistema a este tipo de sinal
- Aquisição de sinais EEG, para avaliar a resposta do sistema a este tipo de sinal

Para estes experimentos, os seguintes materiais foram utilizados:

- Gerador de sinais HP 33120A
- Módulo de Coleta
- Módulo de Recepção e Controle
- Computador hospedeiro com o programa de teste e programa principal instalados

As características do gerador de sinal (Fig. 5.1) utilizado são:

- Capacidade de gerar sinais senoidais, triangulares, quadrados, e outros sinais arbitrários com frequência compreendida entre 10 μ Hz e 15MHz
- Ondas geradas de 8 a 16.000 pontos
- Amplitude de 50mVpp a 10Vpp
- Resolução de 12 bits
- Precisão do sinal de $\pm 2\% + 2 \text{ mV}$

Ruído de fase menor que -50 dBc a 30 KHz



Fig. 5.1 – Gerador de sinais HP 33120A

5.1 Avaliação de sinal emulado

Para garantir a fidelidade do processo de transmissão, foi implementado no microcontrolador do módulo de coleta um programa com sinal em rampa conhecido (Fig. 5.2a). Sempre que requisitado, o programa envia este sinal. No computador hospedeiro, foi implementado um programa de teste. Este programa é responsável por requisitar o envio do sinal padrão, e comparar os dados recebidos com o seu próprio, de forma a identificar possíveis erros de transmissão e perda de pacotes de dados. Para o experimento realizado, foi requisitado uma transmissão de 5 minutos (equivalente a 200.000 pacotes de dados), com o módulo de coleta a 30 metros do módulo receptor, com obstáculos (pessoas caminhando), e um *hotspot Wi-Fi* próximo, operando na mesma faixa de frequência. Os resultados obtidos foram:

- Perda de dados: Não houve perda de pacotes
- Erro de transmissão: Nenhum pacote foi entregue com erros.

O resultado do experimento pode ser observado na Fig. 5.2b:

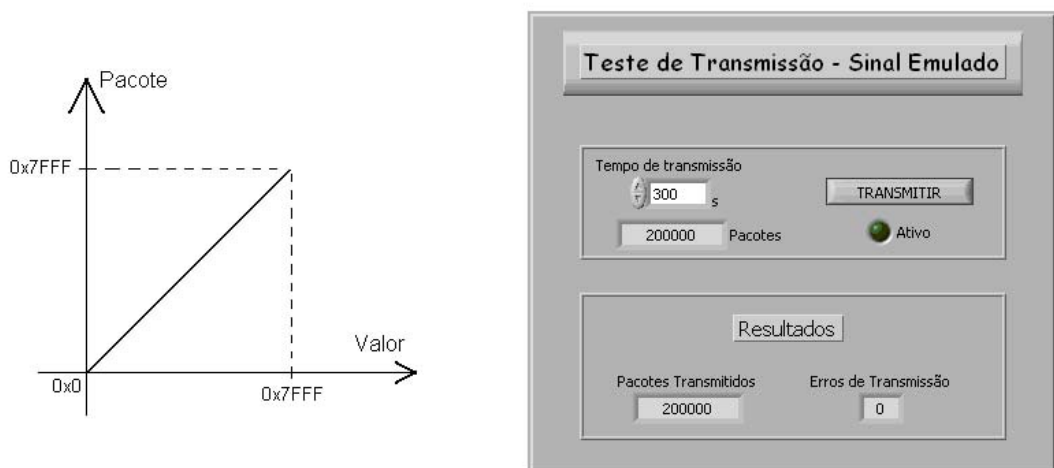


Fig. 5.2

a) Sinal em rampa utilizado

b) Interface do programa com resultados do experimento

A partir destes resultados, pode-se afirmar que o sistema apresenta alta confiabilidade, sendo pouco susceptível à perda de informação durante a transmissão neste ambiente.

5.2 Avaliação de sinal proveniente do gerador de funções

Para avaliar a fidelidade do processo de captura, foram utilizados sinais senoidais provenientes de um gerador de sinal, para posteriormente confrontar os resultados obtidos do processamento dos mesmos com os resultados teóricos esperados.

O sinal utilizado para avaliação dos circuitos de aquisição e tratamento dos sinais ECG é uma onda senoidal de 30 Hz (dentro da faixa de frequências para qual o sistema foi projetado) proveniente do gerador de funções. Para o circuito de tratamento de sinais EMG, o sinal é uma onda senoidal de 500Hz. Os sinais, de amplitude 5mVp deverão ser digitalizados, e enviados via RF para coleta pelo aplicativo principal executado pelo computador hospedeiro.

É importante lembrar que o gerador de sinais utilizado não é capaz de gerar senóides ideais, portanto algumas componentes espectrais, além da frequência enviada, são esperadas, quando os sinais coletados forem processados.

O ensaio foi realizado conectando-se o gerador de sinais aos quatro canais do protótipo, e colocando-se os módulos de transmissão e recepção à uma distância fixa de 15 metros, com barreiras (paredes e portas).

O procedimento segue as seguintes etapas:

- Conectar o módulo de recepção ao computador hospedeiro
- Programar o gerador de função para as ondas descritas anteriormente
- Ligar o módulo de coleta
- Inicializar o programa principal
- Ajustar os parâmetros do módulo de coleta através do programa principal
- Autorizar o módulo de coleta a enviar os dados coletados
- Armazenar e processar os dados

Foi estabelecido um tempo de teste de 5 segundos. Este tempo é suficiente para capturar um bom número de ciclos de cada frequência estudada.

5.2.1 Sinal Senoidal 30 Hz

O gerador foi sintonizado em 30Hz e conectado aos 4 canais do protótipo. Através do programa principal, o sistema foi configurado para a captura de sinais ECG, com duração de 5s. A Fig. 5.3 mostra a interface do aplicativo após a execução:

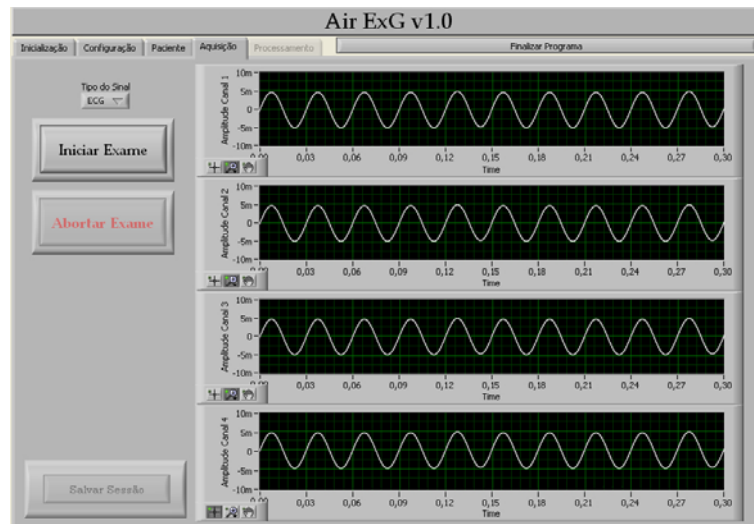


Fig. 5.3 – Interface de aquisição exibindo resultados da coleta do sinal em 30Hz

O sinal foi processado e os resultados disponibilizados na interface de processamento, conforme Fig. 5.4. Observe no detalhe (fig. 5.5) que o espectro encontrado está em conformidade com o esperado: uma única componente em 30Hz.

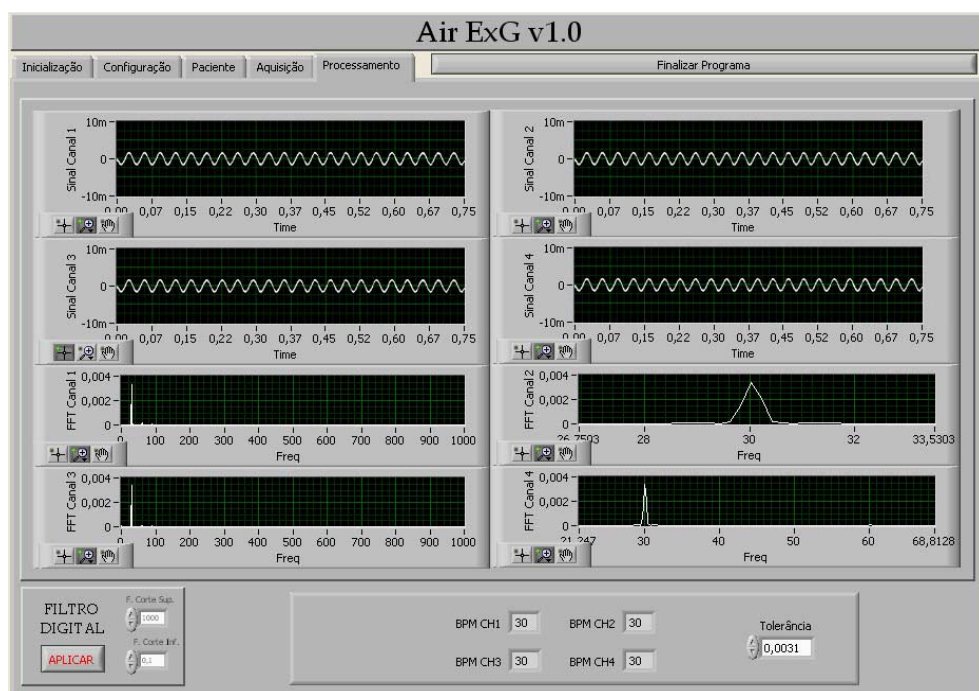


Fig. 5.4 – Interface de processamento do sinal em 30Hz

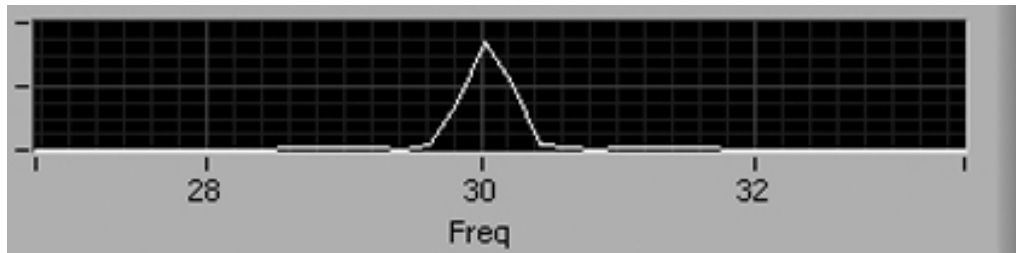


Fig. 5.5 – Espectro encontrado para aquisição do sinal em 30Hz

5.2.2 Sinal Senoidal 500 Hz

O gerador foi sintonizado em 500Hz e conectado aos 4 canais do protótipo. Através do programa principal, o sistema foi configurado para a captura de sinais EMG, com duração de 5s. A Fig. 5.6 mostra a interface do aplicativo após a execução:

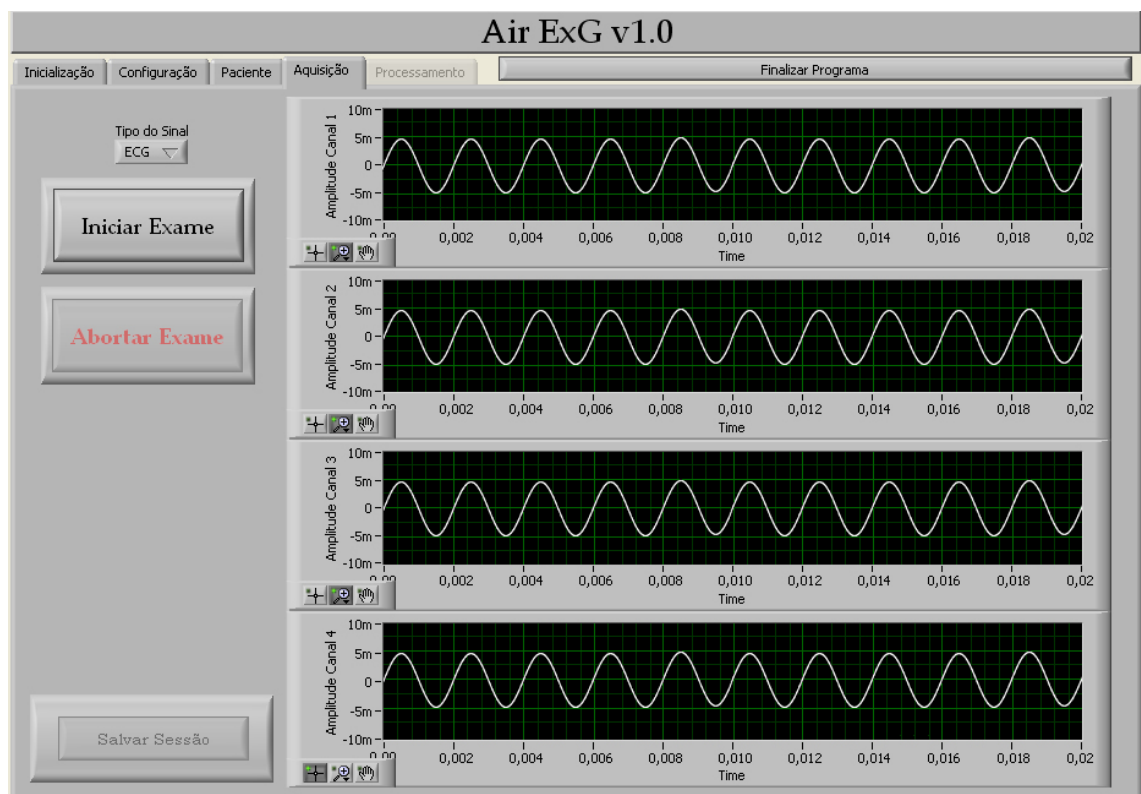


Fig. 5.6 – Interface de aquisição exibindo resultados da coleta do sinal em 500Hz

O sinal foi processado e os resultados disponibilizados na interface de processamento, (Fig. 5.7). Observe no detalhe (fig. 5.8) que o espectro encontrado está em conformidade com o esperado: uma única componente em 500Hz.

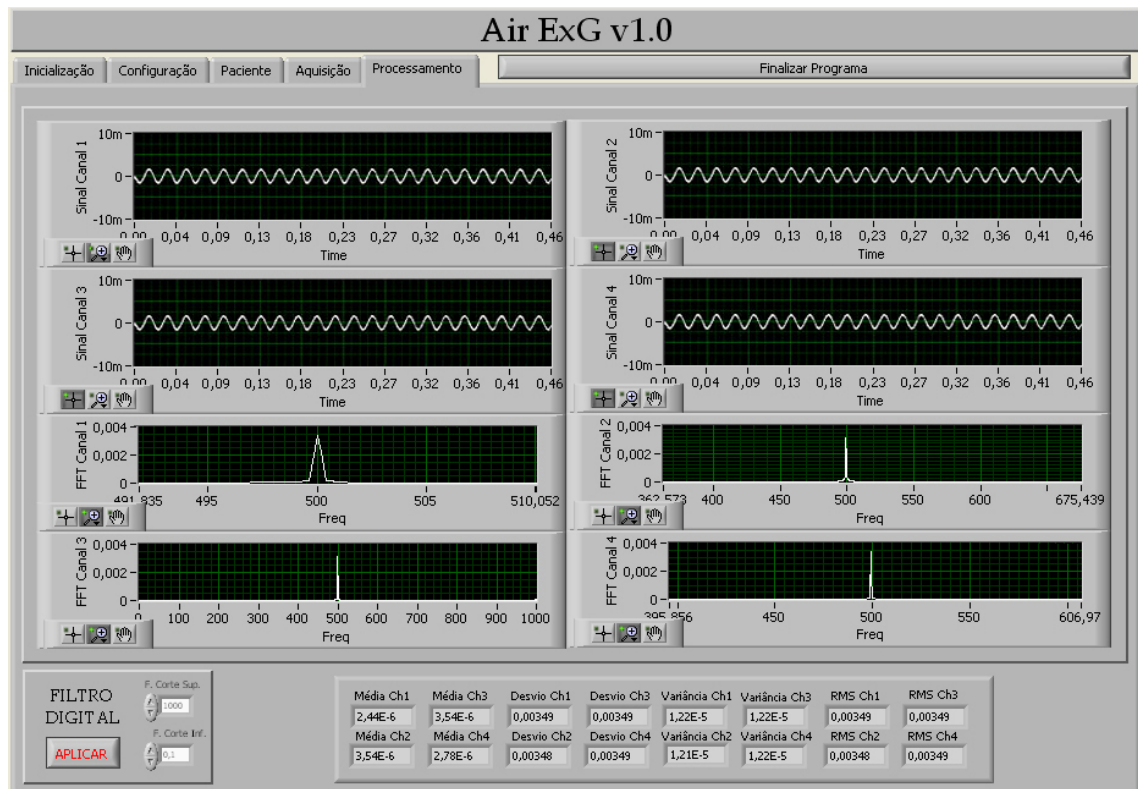


Fig. 5.7 – Interface de processamento do sinal em 500Hz

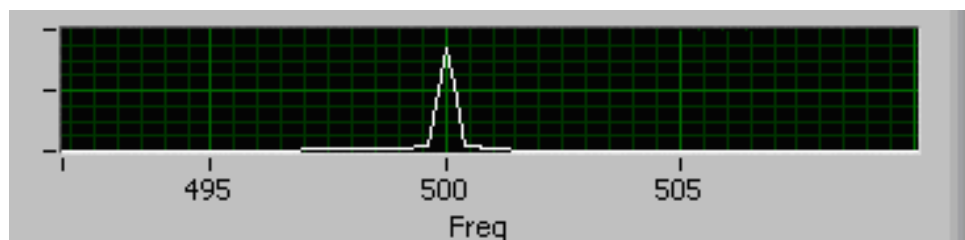


Fig. 5.8 – Espectro encontrado para aquisição do sinal em 500Hz

Uma vez que a resposta correta do protótipo foi validada pelos experimentos descritos, passou-se à próxima fase:

5.3 Eletrocardiografia

A) Material Utilizado

- Um par de eletrodos Ag/AgCl auto-adesivos e um eletrodo de referência
- Gel condutivo
- Módulo de recepção conectado ao computador hospedeiro (Fig. 5.9)

- Computador hospedeiro com o programa principal instalado (Fig. 5.9)
- Módulo de coleta preso ao cinto do voluntário (Fig. 5.10)

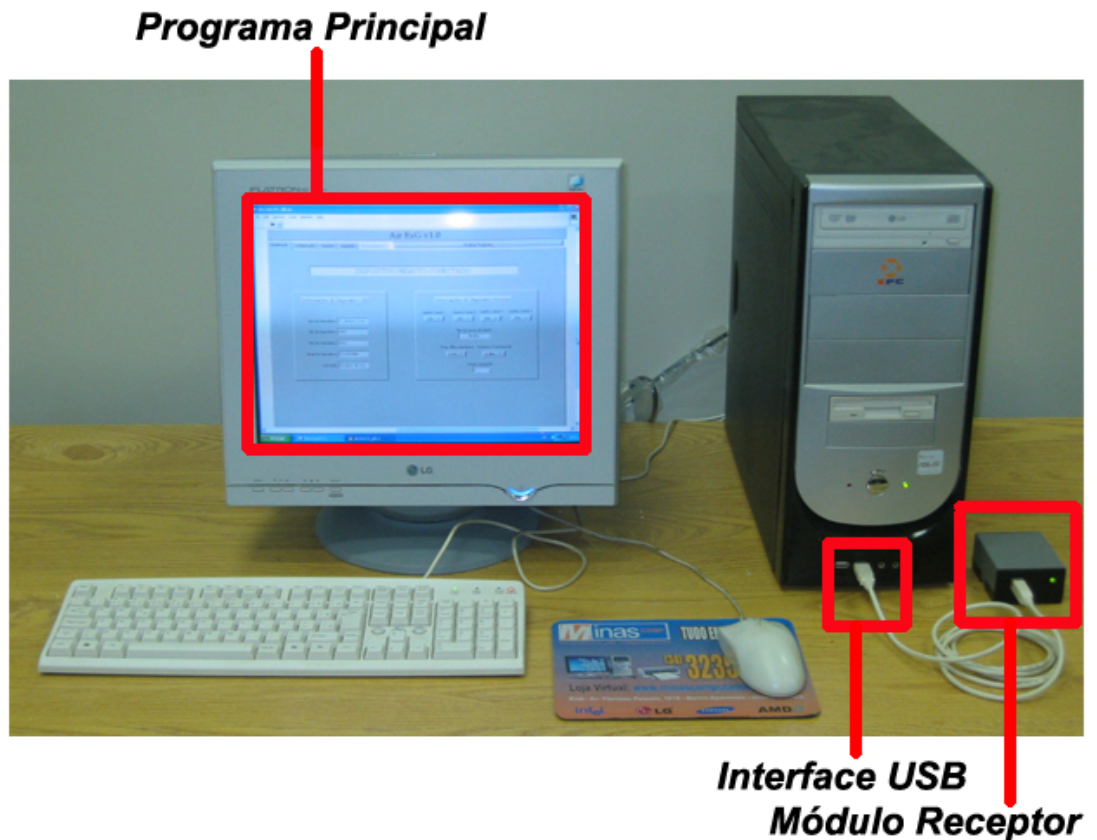


Fig. 5.9 – Computador com o módulo de recepção conectado e programa instalado

B) Preparação do voluntário

Foi realizada uma limpeza de pele com álcool na área de colocação dos eletrodos. Os eletrodos foram posicionados na derivação I, conforme descrito no capítulo 2. O voluntário foi instruído a se portar normalmente e caminhar durante a sessão, conforme mostra a Fig. 5.10.

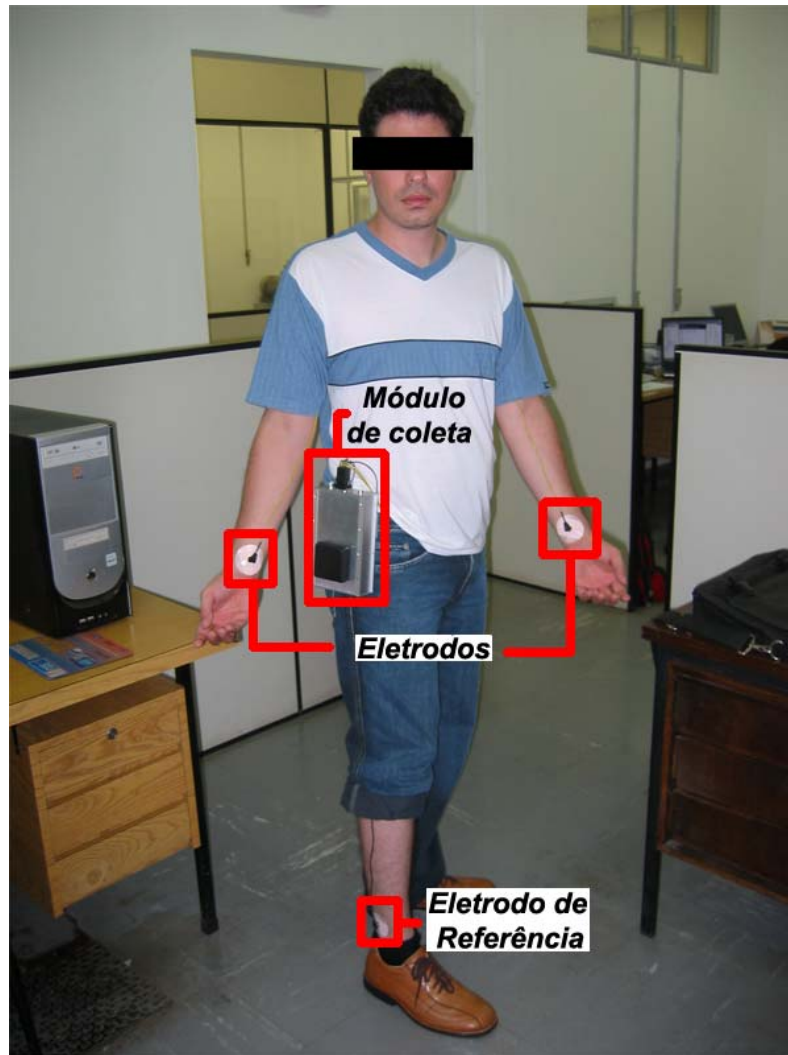


Fig. 5.10 – Voluntário com o sistema de biotelemetria fixado e eletrodos ECG posicionados.

C) Definição da sessão

A sessão de captura de sinais foi realizada no Laboratório de Engenharia Biomédica e Automática da Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU. O voluntário foi orientado a caminhar de forma compassada pelo laboratório.

D) Captura dos dados

Concluídos os procedimentos de preparação, os módulos de coleta e recepção foram ligados, e o programa principal inicializado. A Fig. 5.11 mostra o sinal resultante do processo de coleta.

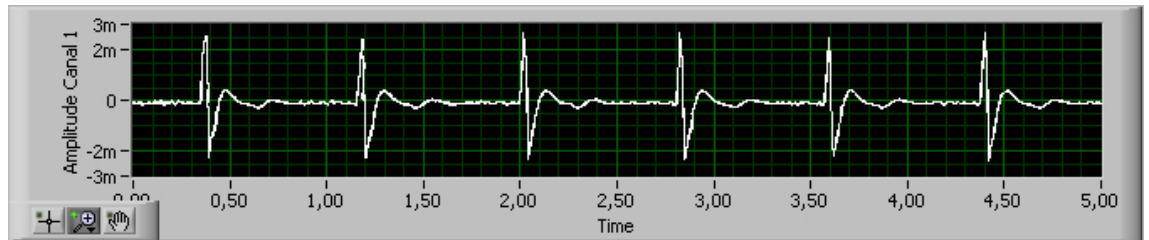


Fig. 5.11 – Sinal ECG coletado em derivação I

E) Processamento dos dados

Finalizada a coleta, os dados foram armazenados e processados. A Fig. 5.12 mostra o espectro de frequência e a densidade espectral de potência para o primeiro ciclo cardíaco do sinal coletado.

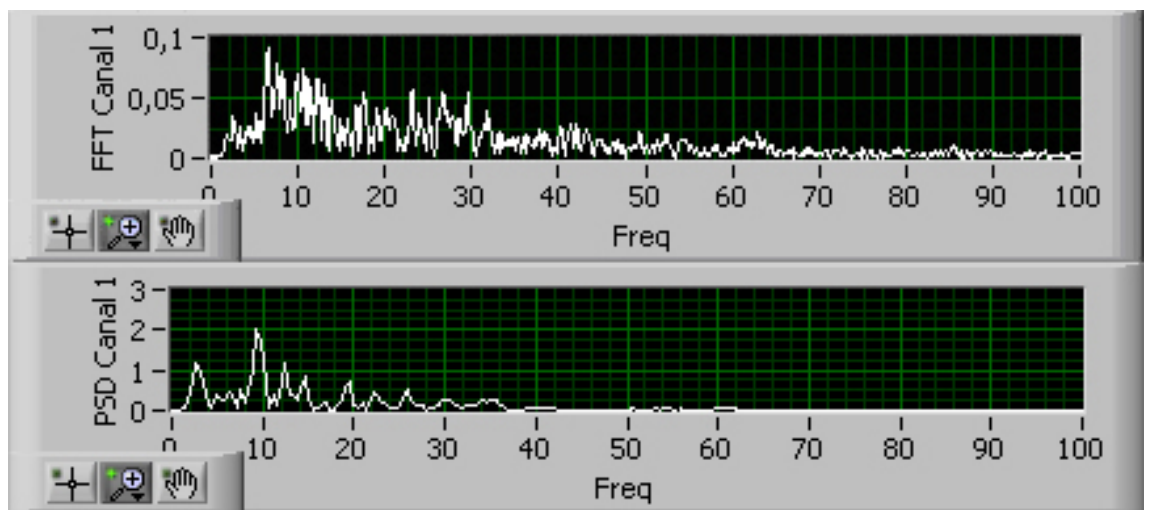


Fig. 5.12 – Espectro de frequência (FFT) e espectro de potência (PSD) do primeiro ciclo cardíaco do sinal coletado

Observa-se que os batimentos do voluntário estavam em aproximadamente 70 BPM. O sinal coletado está de acordo com o esperado para sinais ECG capturados na derivação I, com conteúdo espectral e densidade espectral de potência em acordo com a literatura, conforme descrito no capítulo 2.

5.4 Eletromiografia

A) Material utilizado

- Um par de eletrodos Ag/AgCl auto-adesivos e um eletrodo de referência
- Gel condutivo
- Módulo de coleta preso ao cinto do voluntário (Fig. 5.9)
- Módulo de recepção conectado ao computador hospedeiro (Fig. 5.8)
- Computador hospedeiro com o programa principal instalado (Fig. 5.8)

B) Preparação do voluntário

O voluntário foi instruído a relaxar e aguardar comandos para realizar contração do músculo bíceps.

C) Preparação da pele e posicionamento dos eletrodos

Foi realizada uma limpeza de pele com álcool na área de posicionamento dos eletrodos. O eletrodo de referência foi colocado no acrômio, e os eletrodos de captura situados no bíceps (cabeça longa). Para melhor desempenho, foi utilizado gel condutivo nos eletrodos. A Fig. 5.11 mostra o voluntário com os eletrodos posicionados.



Fig. 5.13 – Eletrodos posicionados no voluntário para captura do sinal EMG

D) Definição da sessão

A sessão de captura de sinais foi realizada no Laboratório de Engenharia Biomédica e Automática da Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU. O voluntário foi orientado a realizar contrações isométricas do bíceps, conforme mostra a Fig. 5.12.



Fig. 5.14 – Voluntário executando contração isométrica

E) Captura dos dados

Concluídos os procedimentos de preparação, os módulos de coleta e recepção foram ligados, e o programa principal inicializado. A Fig. 5.13 mostra o sinal resultante do processo de coleta.

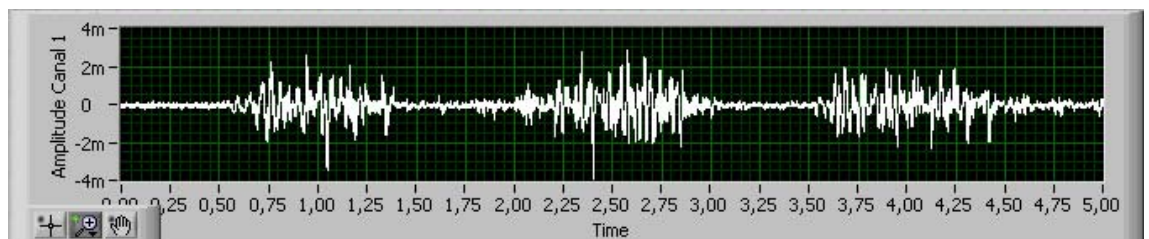


Fig. 5.15 – Sinal EMG coletado

F) Processamento dos dados

Finalizada a coleta, os dados foram armazenados e processados. A Fig. 5.14 mostra o espectro de frequência do sinal coletado, bem como a densidade de potência espectral para a primeira contração do sinal coletado.

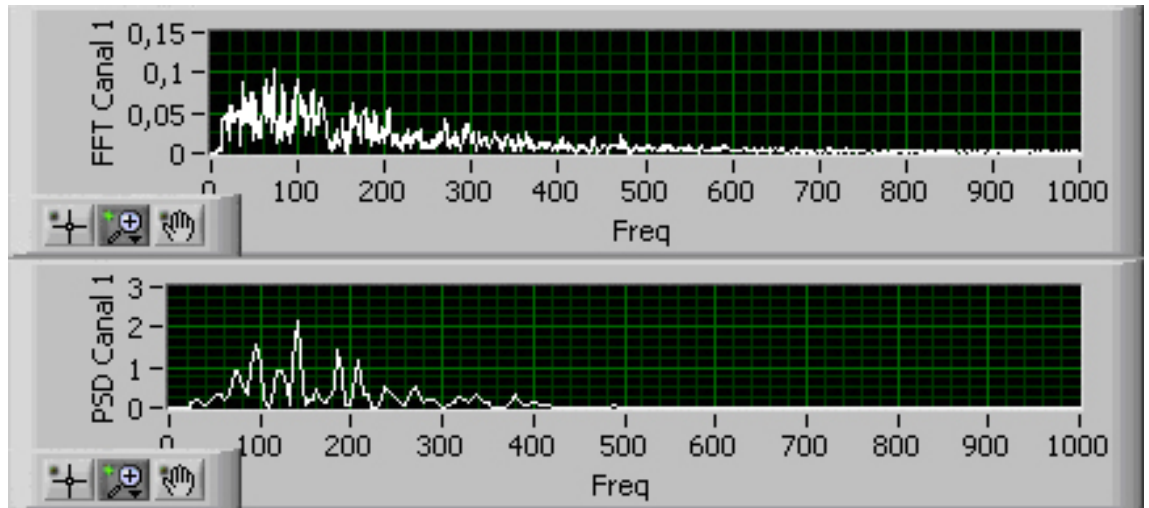


Fig. 5.16 – Espectro de frequência (FFT) e densidade espectral de potência (PSD) para a primeira contração do sinal EMG coletado

Observa-se que o sinal coletado se apresenta conforme o esperado e o conteúdo espectral, bem como a densidade espectral de potência, estão em conformidade com a literatura, conforme descrito no capítulo 2.

5.5 Eletroencefalografia

A) Material utilizado

- Um par de eletrodos Pb e um eletrodo de referência
- Pasta condutiva
- Módulo de coleta preso ao cinto do voluntário
- Módulo de recepção conectado ao computador hospedeiro
- Computador hospedeiro com o programa principal instalado

B) Preparação da pele e posicionamento dos eletrodos

Foi realizada uma limpeza de pele com álcool na área de posicionamento dos eletrodos. O eletrodo de referência foi colocado no lóbulo da orelha esquerda. Os eletrodos de captura foram posicionados no lóbulo da orelha direita e sobre o escalpo, na região F3. A Fig. 5.15 mostra o voluntário com os eletrodos posicionados.



Fig. 5.17 – Eletrodos posicionados no voluntário para captura do sinal EEG

C) Definição da sessão

A sessão de captura de sinais foi realizada no Laboratório de Engenharia Biomédica e Automática da Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU. O voluntário foi orientado a permanecer sentado e de olhos fechados em um ambiente iluminado e com pouco barulho, conforme mostra a Fig. 5.16.



Fig. 5.18 – Voluntário durante a sessão de captura EEG

D) Captura dos dados:

Concluídos os procedimentos de preparação, os módulos de coleta e recepção foram ligados, e o programa principal inicializado. A Fig. 5.17 mostra o sinal resultante do processo de coleta.

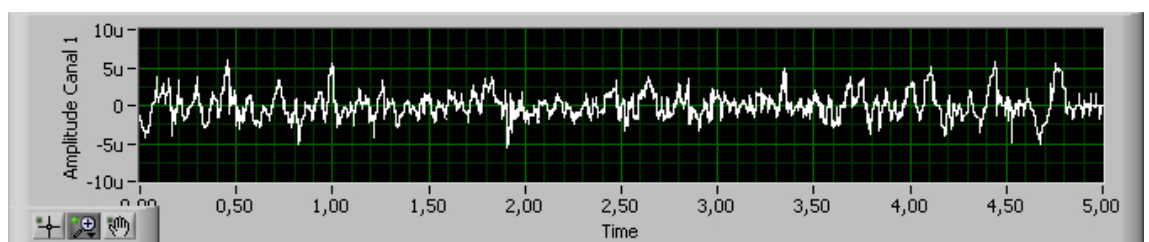


Fig. 5.19 – Sinal EEG coletado

E) Processamento dos dados:

Finalizada a coleta, os dados foram armazenados e processados. O sinal foi filtrado digitalmente em 40Hz, uma vez que o filtro em hardware tem seu limite inferior em 100Hz. A Fig. 5.18 mostra o sinal filtrado, bem como o espectro de frequência e a densidade de potência espectral para 500ms de sinal, a partir de $T = 2s$.

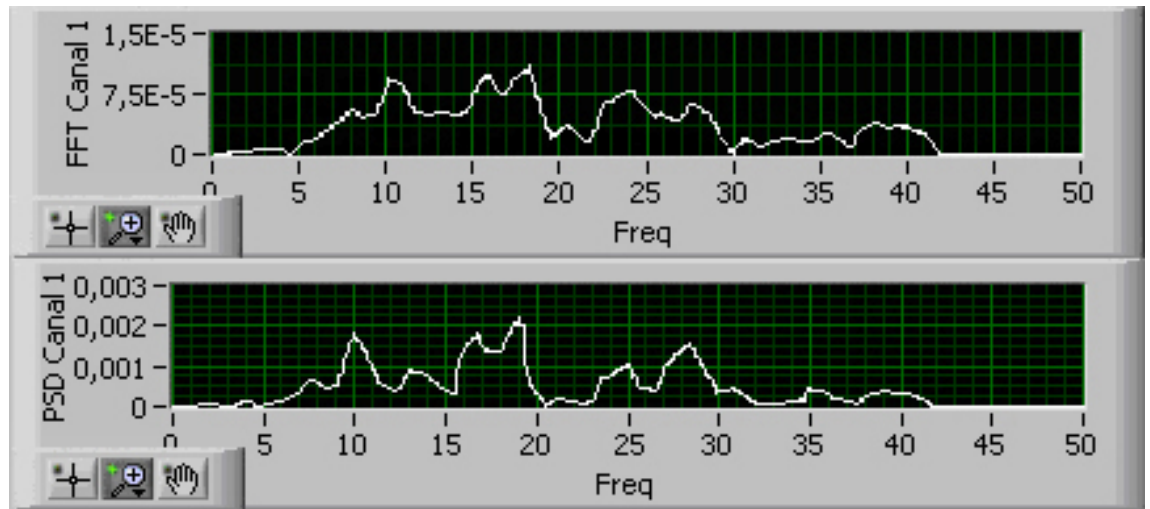


Fig. 5.20 – Espectro de frequência (FFT) e densidade espectral de potência (PSD) do sinal EEG coletado

Observa-se que o sinal coletado se apresenta de acordo com o esperado. Observa-se predominância de ondas nas faixas beta e alfa, condizentes com o estado de vigília do voluntário. O conteúdo espectral, bem como a densidade espectral de potência resultantes da coleta do sinal EEG estão de acordo com a literatura, conforme descrito no capítulo 2.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

6.1 Conclusões

Este trabalho descreve o projeto e desenvolvimento de um sistema de biotelemetria multicanal para sinais ECG, EEG e EMG. Para tal, realizou-se o estudo prévio dos sinais biomédicos a serem coletados, bem como analisou-se as características dos sistemas de coleta e softwares agregados atualmente utilizados para as aplicações em questão. Após este estudo, chegou-se ao modelo de um sistema de hardware e software apresentados no capítulo 4. O desenvolvimento do sistema abrangeu as seguintes etapas:

- Projeto e desenvolvimento do sub-sistema condicionador e digitalizador de sinais
- Projeto e desenvolvimento do sistema de controle telemétrico e interfaces necessárias
- Projeto e implementação de um aplicativo de software capaz de adquirir e processar os sinais provenientes dos sensores em tempo real.

O protótipo desenvolvido mostrou-se capaz de coletar e transmitir os biopotenciais com alta fidelidade. A transmissão apresentou alta confiabilidade mesmo estando o indivíduo em movimento. Comparativamente a trabalhos antecessores, como [MARTINS], o sistema apresenta diversas vantagens: digitalização com maior número

de bits, que significa uma reprodução mais fiel do sinal coletado; maior número de canais, permitindo o estudo de vários sinais simultaneamente; maior frequência de aquisição, o que permite uma coleta dos sinais com maior fidelidade; controle simplificado, uma vez que toda a configuração é realizada via software; além disso, a detecção de erros durante a transmissão aumenta a confiabilidade do sistema, impedindo que dados incorretos sejam transmitidos. É ainda importante ressaltar que, com o desenvolvimento deste sistema, foi possível agregar *know-how* nacional e local nesta área de desenvolvimento.

6.2 Trabalhos Futuros

O protótipo desenvolvido atende aos objetivos inicialmente traçados, mas ainda existem vários pontos onde é possível realizar melhorias e otimizações. Dentre estes, destaca-se:

- Avaliação de novas técnicas e protocolos de comunicação sem fios em busca de maior velocidade de transmissão e confiabilidade na transmissão do sinal, permitindo uma maior taxa de amostragem ou adição de mais canais ao sistema.
- Implementação de novas rotinas de processamento do sinal, como análises estatísticas, processamento por wavelets, entre outros.
- Miniaturização do protótipo utilizando componentes SMD.
- Implementação de outras técnicas de detecção e controle de erros durante a transmissão.
- Desenvolver um hardware que conectado ao módulo receptor, permita que o mesmo se comunique com uma rede de dados hospitalar.

Este trabalho não teve o objetivo de explorar as potencialidades terapêuticas para o equipamento proposto. Neste sentido, diversos estudos devem ser realizados por profissionais capacitados para confirmar as potencialidades clínicas do equipamento.

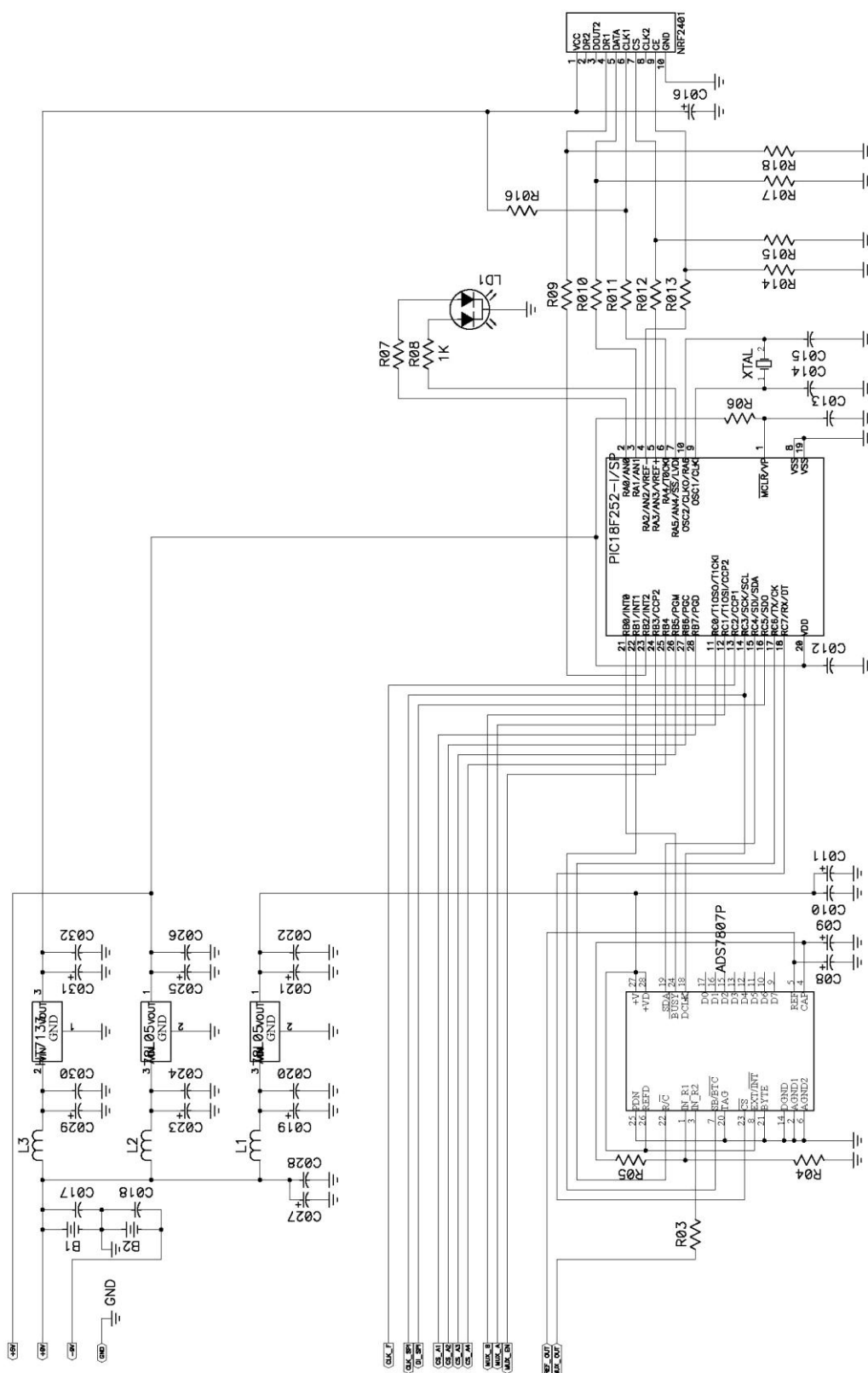


Figura A2 – Diagrama elétrico do módulo de coleta – placa superior

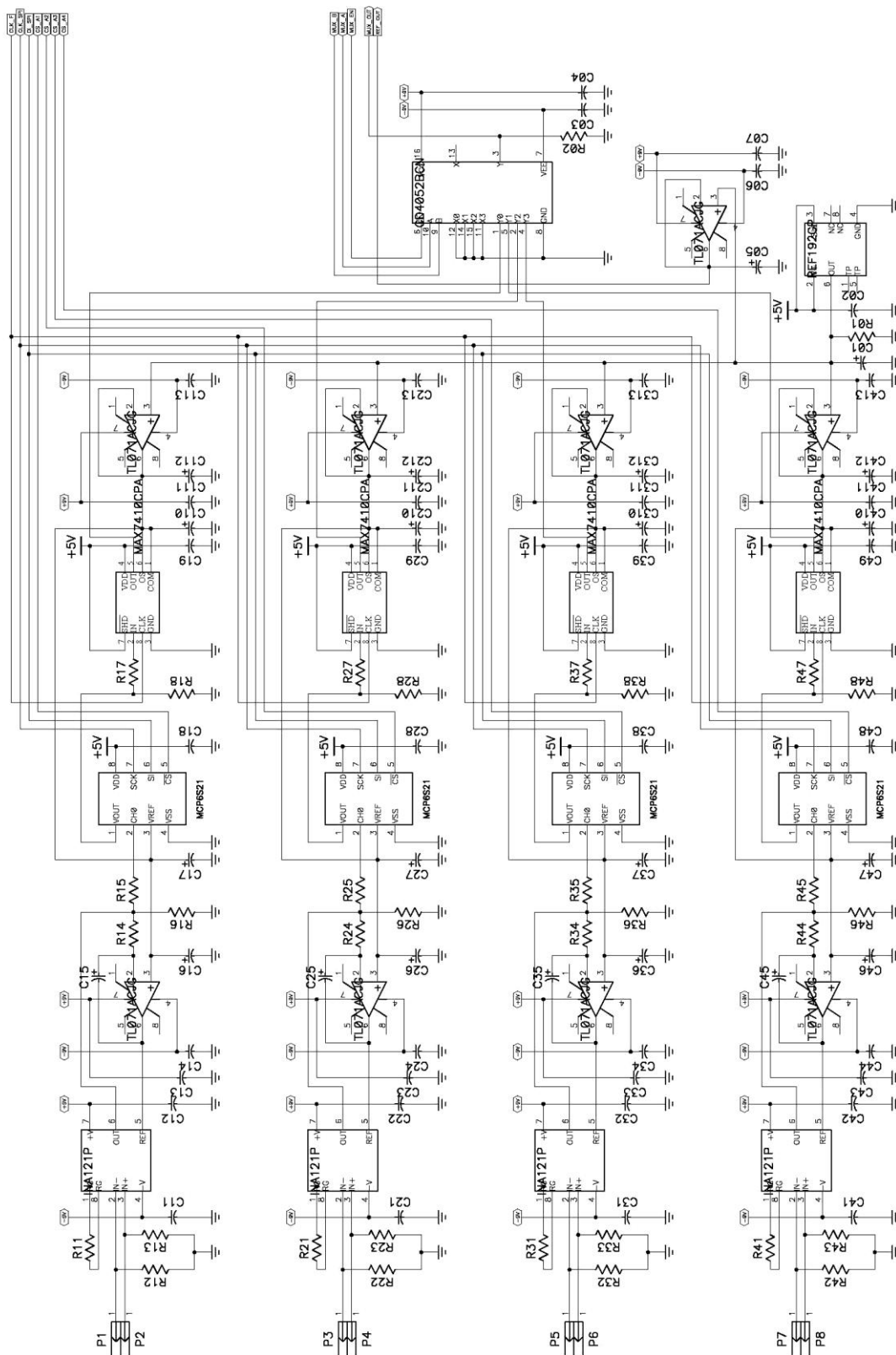


Fig. A3 – Diagrama Elétrico do módulo de coleta – placa inferior

Anexo 2 – Especificações Técnicas

- Módulo de coleta:
 - Dimensões: 18 x 11,5 x 4,5 cm
 - Peso: 460g
 - Transmissão: 2.4GHz ISM em 125 canais com suporte a *frequency hopping*
 - Frequência de Aquisição: 2 kHz
 - Número de canais: 4
 - Amplificação: Ganho programável 250x a 8000x
 - Filtragem: Passa faixa programável
 - Corte inferior: 0.05Hz
 - Corte superior: programável 50Hz a 1kHz
 - Alimentação: bateria Ni-Cd 7,2V
 - Autonomia: 3,5 horas

- Módulo de recepção:
 - Dimensões: 7 x 8,5 x 4 cm
 - Peso: 75g
 - Transmissão: 2.4GHz ISM em 125 canais com suporte a *frequency hopping*
 - Taxa máxima: 1Mbps
 - Alimentação: 5V USB

- Software:
 - Requisitos necessários:
 - Computador compatível com IBM/PC
 - Processador 1Ghz, 256mb memória
 - Sistema Operacional Microsoft Windows 2000 ou superior
 - Plataforma LabVIEW 8

Referências Bibliográficas

AIRES, M. M. **“Fisiologia Básica”**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1985

BASHA, T.; SCOTT, R.N.; PARKER, P.A.; HUDGINS, B.S. **“Deterministic Components in the Myoelectric signal”**. Med. & Biol. Eng. & Comput., 1994.

BERBARI, E. J. Principles of Electrocardiography. in: BRONZINO, J. D. (Ed.) **The Biomedical Engineering HandBook**. Boca Raton - Florida : CRC Press, 1995.

BERTEMES Filho, P. **“Proposta de um sistema telemétrico para registro de potenciais bioelétricos”**. UFSC, 1998

BERTEMES Filho, P. et al. **“Implementação e avaliação de um sistema telemétrico na aquisição de sinais bioelétricos”**. UFSC, 1998

BIOMANIA. **“Sistema Nervoso”**. Disponível em:
www.biomania.com.br/corpo_humano/nervoso.php, acesso em 05/05/2006.

BLUETOOTH SIG, **“Core System Architecture”**, disponível em
www.bluetooth.com/Bluetooth/Learn/Works/Core_System_Architecture.htm
acesso em 15/10/2006

BURR-BROWN, **“Low Power, 16 Bit sampling CMOS A/D Converters”**, disponível em <http://www.ti.com/lit/gpn/ads7807>, acesso em 10/10/2006

BTS, **“BTS FREE EMG Preview”**, disponível em
http://www.bts.it/eng/media/pdf/BTS_FREEEMG-LT0906US.pdf,
acesso em 14/07/2006

BUTTON, Vera L.S.N. **“Instrumentação biomédica, Eletromiógrafo”**.
Campinas: DEB/FEEC – Unicamp, 2000. Disponível em:
www.deb.fee.unicamp.br/vera/emg.pdf, acesso em 10/04/2005.

BUTTON, Vera L.S.N. **“Introdução à instrumentação biomédica”** Campinas:
DEB/FEEC – Unicamp, 2000. Disponível em:
www.fee.unicamp.br/deb/introducao.pdf, acesso em 10/10/2004.

- DELSYS INC. (1996) Tutorials & WhitePapers: **“A discussion on surface Eletromyography: Detection and recording”**. Disponível em: <http://www.delsys.com/library/tutorials.htm>, Acesso em 21/09/2005.
- DELSYS INC. (2001) Tutorials & WhitePapers: **“Fundamental Concepts in EMG Aquisition”**. Disponível em: <http://www.delsys.com/library/tutorials.htm>, Acesso em 20/09/2005.
- DE LUCA, C. J. **“Physiology and mathematics of myoelectric signal”**, IEEE Transactions of Biomedical Engineering, 1979
- DE LUCA, C. J. & BASMAJIAN, J. V. **“Muscles Alive: Their Functions Revealed by Eletromyography”**. Baltimore, Wiliams & Wilkins 5º Ed., 1985.
- DE LUCA, C. J. **“Surface Eletromiography – Detection and Recording”**, disponível em <http://www.delsys.com/tutorials>, acesso em 04/09/2005
- DE LUCA, C.J. **Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, John Wiley Publisher, 2006
- FRISÓN, Julio. **“Enciclopédia do Corpo Humano”**. Editorial Planeta - DeAgostini S.A., 1999.
- FTDI, **“Dual USB UART / FIFO Interface Controller”**, disponível em <http://www.ftdichip.com/Products/FT2232C.htm>, acesso em 15/09/2005
- GUYTON, Arthur C. **“Tratado de Fisiologia Médica”**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A. 10ª ed., 2002.
- HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R.N. **“A neural network classifier for multifunction myoeletric control”**. Proc. 13th Inter. Conf. IEEE/EMBS, Orlando, FL., 1991.
- HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R.N. **“A New Strategy for Multifunction Myoeletric Control”**. IEEE Trans. BiomedicalEngineering, 1993.
- KREIFELDT & YAO, 1974, **“A signal-to-noise investigation of nonlinear electromyographic processors”**, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1974
- LATHI, B. P. **“Modern Digital and Analog Communication Systems”**, Oxford University Press, 3rd ed, 1998
- LENT, Roberto. **“Cem Bilhões de Neurônios: conceitos fundamentais de neurociência”**. São Paulo: Editora Atheneu, 2004.
- MACHADO, A. B. M. **Neuroanatomia funcional**. São Paulo: Editora Atheneu, 2003.

- MARTINS, J. “**Um sistema de biotelemetria multifuncional para ECG, EEG e EMG**”, UFU, 2004.
- MONTENEGRO, M. A.; CENDES, F. “**EEG na prática clínica**”. Lemos Editorial, 2001.
- MÜLLER, A. F. et al, “**Equipamento portátil de biotelemetria digital dedicado a eletromiografia**”, Grupo de pesquisa e pós-graduação (GPPG-HCPA)
- NETTER, F. “**Atlas de Anatomia Humana**”, Artmed Editora, 2006
- NIEDERMEYER, E. and LOPES DA SILVA, F. **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields**. Willians & Wilkins, 3a. Ed., 1993.
- NORAXON, “**SEMG Systems and Instruments**”, disponível em <http://www.noraxon.com/products/instruments.php3>, acesso em 10/10/2006
- NORDIC SEMICONDUCTOR, “**nRF2401A Ultra Low Power 2.4GHz Transceiver**” disponível em <http://www.nvlsi.no/index.cfm?obj=product&act=display&pro=64>, acesso em 15/9/2005
- ORTOLAN, R. L. “**Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o controle de Sistemas de Reabilitação**”. São Carlos, 2002.
- ORTOLAN, R.L.; Del Cura, V.O.; Ferreira, F.A.; Aguiar, M.L.; Cunha, F.L.; Cliquet Jr. “**Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores**”. *Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000*. Anais... ISBN:84-699-3253-5. Madrid, 18 a 20 Out 2000.
- PARKER et al., “**Signal Processing for the multistate myoelectric system**”, Proc. IEEE, 1997.
- PEREIRA, W. F. “**Perspectivas Clínico-Terapêuticas baseadas na Engenharia Neural**”. UFU, Uberlândia, 2004.
- RAMABADRAN, T. V. “**A Tutorial on CRC calculations**”. IEEE Micro, Volume 8 Issue 4, IEEE, 1988
- SILVA, Márcio R., **ANAMOD - Módulo de Controle do Sistema de Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos (SAASBIO III)**. UFSC, Florianópolis, 1998.
- SILVEIRA, J. L. “**Comunicação de dados e sistemas de teleprocessamento**”, ABDR editora aplicada, São Paulo, 2002.
- TEKSCAN, “**Wireless ELF Specifications and Features**”, disponível em <http://www.tekscan.com/flexiforce/systems.html>, acesso em 22/09/2006

TEXAS, “**Getting the most out of your instrumentation amplifier design**”, ANALOG Applications Journal, 2005.

TURNER, M. “**Bases de electroencefalografia clínica**”. Editorial Paidós, 1971

VILELA, Ana Luisa Miranda. **Sistema nervoso, In: Anatomia & Fisiologia Humanas**. Disponível em <http://www.afh.bio.br/nervoso/nervoso1.asp>, acesso em 12 Ago 2004.

WEBSTER, J. G. **Medical instrumentation - application and design**. Houghton Mifflin, Boston, 1978.

WI-FI ALLIANCE, “**Wi-Fi: Enabling the Future**”, disponível em http://www.wifialliance.com/white_papers.php, acesso em 03/12/2006

WIMAXFORUM, “**The WiMax Technology**”, disponível em <http://www.wimaxforum.org/technology/>, acesso em 10/11/2006

YACUBIAN, E. M. T.; GARZON, E. E.SAKAMOTO, A. C. “**Vídeo - eletroencefalografia: fundamentos e aplicação na investigação das epilepsias**”. Lemos, 1999.

ZIGBEE ALLIANCE, “**ZigBee Specifications**”, disponível em: <http://www.zigbee.org/en/>, acesso em 01/09/2006