

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



MON
62:61
1A8862
12/11/04

UM SISTEMA DE BIOTELEMETRIA MULTIFUNCIONAL
PARA ECG, EEG E EMG.

Joaquim Francisco Martins

Dezembro 2004

SISBI/UFU



1000218107

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

UM SISTEMA DE BIOTELEMETRIA MULTIFUNCIONAL
PARA SINAIS ECG EEG E EMG.

Joaquim Francisco Martins

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca examinadora:

Alcimar Barbosa Soares, PhD (UFU) - Orientador

Adriano Alves Pereira, Dr. (UFU)

Erika Mattos Santangelo, Dra. (UNITRI)

Luciano Vieira Lima, Dr. (UFU)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
BIBLIOTECA



SISBI/UFU
218107

FU00035161-3

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborado pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

M386s Martins, Joaquim Francisco, 1963-
Um sistema de biotelemetria multifuncional para sinais ECG EEG e EMG / Joaquim Francisco Martins. - Uberlândia, 2005.
121f. : il.
Orientador: Alcimar Barbosa Soares.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Inclui bibliografia.
1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Biotelemetria - Teses. 3. Eletrocardiografia - Teses. 4. Eletromiografia - Teses. 5. Eletroencefalografia - Teses. 6. Engenharia elétrica - Teses. I. Soares, Alcimar Barbosa. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

CDU: 61:62 (043.3)

**Um sistema de biotelemetria multifuncional
para sinais ECG, EEG e EMG.**

Joaquim Francisco Martins

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.


Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD.

Orientador

Prof. João Batista Vieira Junior, Dr.

Coordenador do Curso de Pós-Graduação

DEDICATÓRIA

À minha esposa **Gláucia Macedo Mendes Martins**, pelo amor, carinho, incentivo e companheirismo, ajudando a vencer todos desafios.

À minha filha **Luísa Mendes Martins**, que me inspira a evoluir.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, prof. PhD. Alcimar Barbosa Soares, pela orientação, ensinamentos e enorme amizade que nos une, pois graças a estes fatores combinados este trabalho pode ser realizado.

Ao professor Dr. Adriano Alves Pereira, pelos ensinamentos, apoio e companheirismo.

Ao professor Dr. Luciano Vieira Lima, pelos momentos de discussão e ensinamentos.

Aos meus pais, Joaquim Aparecido Martins e Gleyde Aparecida Bini Martins, que estão comigo em todos os momentos.

À minha irmã Maria Marta Bini Martins e meu cunhado Mário Paulo Cassiano e Paes, pelo apoio nos momentos difíceis.

Aos meus colegas de Laboratório de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU, pelo constante apoio e pela grande amizade.

À CAPES pelo apoio financeiro.

RESUMO

Martins, J. F. Um sistema multifuncional de biotelemetria para sinais ECG, EEG e EMG, FEELT-UFU, Uberlândia - Brasil, 2004.

Este trabalho descreve o desenvolvimento do protótipo de um sistema multifuncional de biotelemetria capaz de detectar e processar sinais ECG, EEG e EMG em tempo real.

O sistema de captura e condicionamento de sinais foi preparado para receber em um único canal, sinais ECG, EEG e EMG. O voluntário pode programar tanto o modo de captura para o tipo de sinal quanto o ganho, para efetuar o condicionamento (amplificação e filtragens) necessário.

São utilizados microcontroladores específicos com a responsabilidade de controlar e programar as várias características deste sistema. A transmissão dos dados é realizada por rádio frequência com modulação ASK. O protocolo de comunicação desenvolvido baseia-se na codificação Manchester.

O aplicativo principal é executado em um computador padrão IBM-PC e é responsável pela captura de dados pela porta USB, visualização em tempo real e processamento de sinais. O software pode detectar automaticamente o tipo de sinal e seu ganho e engloba as diversas funções necessárias para o armazenamento de dados em arquivos e processamento no domínio do tempo e da frequência. O protótipo construído é de fácil utilização, leve e possui dimensões reduzidas.

Diversos experimentos demonstraram que, mesmo em situações onde há barreiras físicas entre os módulos de transmissão e de recepção, o sinal transmitido possui excelente confiabilidade.

Palavras Chave

Biotelemetria, transmissão RF, ECG, EMG, EEG.

ABSTRACT

Martins, J. F. A multifunction biotelemetry system for ECG, EEG and EMG signals, FEELT-UFU, Uberlândia - Brasil, 2004.

This work describes the development of a multifunctional biotelemetry system capable of detecting and processing ECG, EEG and EMG signals in real time.

The main hardware was designed to capture any one of those signals from the same input channel. The user can program the hardware for the desired signal and adjust its gain as necessary. The various features of the system are controlled by a dedicated micro-controller which is also responsible for sending the digital data to a RF transmitter. In order to reduce signal corruption, the data is encrypted in Manchester code prior to transmission.

The main software runs on a standard IBM-PC microcomputer and is responsible for collecting data from the USB port, graphics and file manipulation. The software was designed to detect the type of signal been transmitted and adjust its gain accordingly. Also, the received data can be processed in the time domain or in the frequency domain.

The final prototype is light, fairly small and easy to use. A number of experiments have shown that, even when there are physical barriers between the transmitter and the receiver modules, the transmitted signal shows excellent stability and minimum error.

Keywords

Biotelemetry, RF transmission, ECG, EMG, EEG.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1	15
INTRODUÇÃO	15
1.1 - MOTIVAÇÃO	16
1.2 - OBJETIVOS	17
1.2.1 - <i>Metas</i>	17
1.3 - ESTRUTURA DESTA DISSERTAÇÃO	17
CAPÍTULO 2	19
TELEMETRIA PARA SINAIS BIOMÉDICOS	19
2.1 - ESTRUTURA BASE PARA BIOTELEMETRIA	22
2.1.1 - <i>Biopotenciais</i>	24
2.1.2 - <i>Sensores</i>	35
2.1.3 - <i>Condicionamento de sinais</i>	41
2.1.4 - <i>Digitalização</i>	42
2.1.5 - <i>Módulos de transmissão e recepção de dados via telemetria</i>	46
2.1.6 - <i>Processamento digital de sinais biomédicos</i>	49
2.2 - EXEMPLOS DE SISTEMAS DE BIOTELEMETRIA	51
CAPÍTULO 3	58
REQUERIMENTOS E ESPECIFICAÇÕES PARA UM SISTEMA DE BIOTELEMETRIA MULTIFUNCIONAL	58
3.1 - REQUERIMENTOS FUNDAMENTAIS	58

3.1.1 - <i>Gerais</i>	58
3.1.2 - <i>Especificações de Hardware</i>	59
3.1.3 - <i>Especificações para o aplicativo de software</i>	62
CAPÍTULO 4	65
PROJETO E DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO	65
4.1 - SENSORES E TÉCNICAS DE DETECÇÃO	66
4.2 - CONDICIONAMENTO DOS SINAIS	66
4.2.1 - <i>Pré-amplificação</i>	68
4.2.2 - <i>Amplificação programável</i>	69
4.2.3 - <i>Tratamento do sinal</i>	71
4.2.4 - <i>Módulo de digitalização e controle</i>	73
4.3 - MÓDULO DE TRANSMISSÃO SEM FIO	75
4.4 - PROJETO DA ANTENA	77
4.5 - MÓDULO DE RECEPÇÃO SEM FIO	81
4.6 - MÓDULO USB	84
4.7 - SOFTWARE PARA O MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE DADOS E TRANSMISSÃO	85
4.8 - SOFTWARE PARA O MÓDULO DE RECEPÇÃO	91
4.9 - APLICATIVO DE SOFTWARE PRINCIPAL	93
4.10 - O PROTÓTIPO CONSTRUÍDO	98
CAPÍTULO 5	100
EXPERIMENTOS, RESULTADOS E AVALIAÇÕES	100
5.1 - EXPERIMENTOS DE VALIDAÇÃO	100
5.2 - EXPERIMENTOS	103

5.3 - EXPERIMENTOS DE AVALIAÇÃO.....	109
5.3.1 - <i>Experimento de avaliação do sinal ECG</i>	109
5.3.2 - <i>Experimento de avaliação do sinal EMG</i>	114
CAPÍTULO 6	117
CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	117
6.1 - CONCLUSÕES	117
6.2 - TRABALHOS FUTUROS.....	118
REFERÊNCIAS	119

Lista de Figuras

FIGURA 2.1 - ESTRUTURA BASE PARA UM SISTEMA DE BIOTELEMETRIA	22
FIGURA 2.2 - COMPOSIÇÃO QUÍMICA DOS MEIOS EXTRA E INTRACELULARES[16].	24
FIGURA 2.3 - PROPAGAÇÃO DO POTENCIAL EM UMA FIBRA CONDUTORA [16].....	25
FIGURA 2.4 - ESTRUTURA GERAL DE UM MÚSCULO ESQUELÉTICO [13].....	26
FIGURA 2.5 - SINAL ELETROMIOGRÁFICO CAPTURADO DURANTE UMA CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA DO BÍCEPS [2].....	27
FIGURA 2.6 - OBTENÇÃO DA ENVOLTÓRIA DE UM SINAL EMG: (A) SINAL CAPTADO; (B) SINAL RETIFICADO EM ONDA COMPLETA; (C) SINAL FILTRADO (ENVOLTÓRIA) [8].	27
FIGURA 2.7 - O CORAÇÃO [13].....	29
FIGURA 2.8 - POTENCIAL DE AÇÃO DE UMA FIBRA MUSCULAR CARDÍACA [16].	30
FIGURA 2.9 - ONDAS CARACTERÍSTICAS DA EVOLUÇÃO DO POTENCIAL DE AÇÃO NO CORAÇÃO; A) POTENCIAL DE ATIVAÇÃO DO ÁTRIO; B) O ECG [39].....	31
FIGURA 2.10 - TIPOS CLÁSSICOS DE NEURÔNIOS [4].	32
FIGURA 2.11 - UM NEURÔNIO TÍPICO E SINAPSES EXCITATÓRIAS E INIBITÓRIAS [4].....	34
FIGURA 2.12 - TIPOS DE ATIVIDADE DO SINAL ELETROENCEFALOGRAFÍCO [37].....	34
FIGURA 2.13 - EXEMPLO DO ESPECTRO DE FREQUÊNCIA DE UM EMG [4].....	36
FIGURA 2.14 - EXEMPLO DE ELETRODOS DE SUPERFÍCIE PARA CAPTAÇÃO DE SINAL EMG: (A) PASSIVOS [2]; (B) ATIVOS (SIMPLES DIFERENCIAL DE DUAS BARRAS E DUPLO DIFERENCIAL DE TRÊS BARRAS) [DELSYS 2002]; (C) PASSIVOS TIPO BECKMAN DE AG/AGCL [26].....	38
FIGURA 2.15 - EXEMPLOS DE ELETRODOS INTRAMUSCULARES PARA CAPTAÇÃO DE SINAIS EMG [2].	38
FIGURA 2.16 - REGISTRO ELETROCARDIOGRÁFICO NORMAL NAS DERIVAÇÕES: (A) I, (B) II (C) III [16].	39

FIGURA 2.17 - ELETRODO ECG (A) COM ESPUMA E GEL, (B) SEM ESPUMA, (C) PARTE POSTERIOR ONDE FIXA-SE O GRAMPO [EMBRAMAC].....	39
FIGURA 2.18 - PACIENTES COM ELETRODOS POSICIONADOS PARA EXAMES CARDIOLÓGICOS..	40
FIGURA 2.19 - ELETRODOS PARA EEG : (A) DE SUPERFÍCIE; (B) INVASIVO; (C) DE SUPERFÍCIE ..	41
FIGURA 2.20 - EXEMPLO DE EEG [26].	41
FIGURA 2.21 - EXEMPLO DE AMOSTRAGEM DE UM SINAL ANALÓGICO.....	43
FIGURA 2.21 - EXEMPLOS DE AMOSTRAGEM DE SINAL COM TAXAS DE AMOSTRAGEM (FAM) EM RELAÇÃO A TAXA DE NYQUIST: (A) $FAM > 2F$, (B) $FAM = 2F$ (LIMITE), (C) $FAM < 2F$ (ALIASING).	44
FIGURA 2.22 - EXEMPLO DE QUANTIZAÇÃO DE UM SINAL ANALÓGICO POR UM CONVERSOR A/D DE 12 BITS.....	45
FIGURA 2.23 - MODULAÇÃO ASK [31].	49
FIGURA 2.24 - DIAGRAMA DE BLOCOS DE TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DE UM SISTEMA DE TELEMETRIA MULTICANAL [8].	52
FIGURA 2.25 - SISTEMA DE TELEMETRIA ACÚSTICO PARA ECG MICROCONTROLADO [20].	52
FIGURA 2.26 - EXEMPLO DE UTILIZAÇÃO DO SISTEMA [25].....	55
FIGURA 4.1 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA.....	65
FIGURA 4.2 - DIAGRAMA EM BLOCOS DO CONDICIONAMENTO DO SINAL.	66
FIGURA 4.3 - PRIMEIRA ETAPA DO CONDICIONAMENTO, SEGUNDO O DIAGRAMA DE BLOCOS..	67
FIGURA 4.4 - CIRCUITO DE ENTRADA “BUFFERS” E REFERÊNCIA DA PERNA ESQUERDA.	67
FIGURA 4.5 - ESTÁGIO DE AMPLIFICAÇÃO DIFERENCIAL E AMPLIFICAÇÃO FIXA.	68
FIGURA 4.6 - SEGUNDA ETAPA DO CONDICIONAMENTO, AMPLIFICAÇÃO PROGRAMÁVEL.	69
FIGURA 4.7 - DIAGRAMA ELÉTRICO PARA FILTRAGEM E ELEVAÇÃO DC DOS SINAIS ECG/EEG.	71

FIGURA 4.8 - DIAGRAMA ELÉTRICO PARA FILTRAGEM, RETIFICAÇÃO DE ONDA COMPLETA E "SMOOTHING" (ENVOLTÓRIA).....	72
DO SINAL EMG.....	72
FIGURA 4.9 - DIAGRAMA ELÉTRICO DO MÓDULO DE DIGITALIZAÇÃO E CONTROLE.	73
FIGURA 4.10 - TRANSMISSOR RT4-433.92 DA TELECONTROLLI.	76
FIGURA 4.11 - MÓDULO DE TRANSMISSÃO SEM FIO.....	76
FIGURA 4.12 - ANTENA TIPO BASTÃO.	78
FIGURA 4.13 - ANTENA TIPO CHICOTE COM TRILHA NA PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO.	79
FIGURA 4.19 - ANTENA HELICOIDAL.	79
FIGURA 4.20 - ANTENA TIPO "LOOP" IMPLEMENTADA EM UMA PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO.	80
FIGURA 4.21 - DIAGRAMA EM BLOCOS DO MÓDULO DE RECEPÇÃO SEM FIO.....	82
FIGURA 4.22 - CARACTERÍSTICA DO RECEPTOR RR3-433.92 (TELECONTROLLI).	83
FIGURA 4.23 - CIRCUITO ELÉTRICO DO MÓDULO DE RECEPÇÃO.....	83
FIGURA 4.24 - MÓDULO DPL-USB245M.....	84
FIGURA 4.25 - FLUXOGRAMA DO SOFTWARE DO MICROPROCESSADOR DO MÓDULO DE AQUISIÇÃO E TRANSMISSÃO.....	85
FIGURA 4.26 - (A) 2 BYTES EM ESTRUTURA CONVENCIONAL (B) 2 BYTES COM ESTRUTURA MODIFICADA.....	89
FIGURA 4.27 - ESTRUTURA: (A) DO TIPO DE SINAL (B) GANHÓ SELECIONADO.....	89
FIGURA 4.28 - FLUXOGRAMA DO SOFTWARE DO PIC NO MÓDULO DE RECEPÇÃO.....	91
FIGURA 4.29 - FLUXOGRAMA DO PROGRAMA PRINCIPAL.	94
FIGURA 4.30 - TELA DE CADASTRO.	95
FIGURA 4.31 - TELA INICIAL PARA EXECUÇÃO DA SESSÃO.....	95
FIGURA 4.32 - TELA DE SAÍDA.....	96

FIGURA 4.33 – LEITURA DE DADOS ARMAZENADOS EM ARQUIVO (NÔMES FICTÍCIOS).	96
FIGURA 4.34 - TELA COM OS DADOS COLETADOS E DURAÇÃO DA SESSÃO.	97
FIGURA 4.35 - (A) MÓDULO DE TRANSMISSÃO (B) MÓDULO DE RECEPÇÃO	99
FIGURA 5.1 - GERADOR DE FUNÇÕES MODELO HP 33120A.	101
FIGURA 5.2 - DIAGRAMA DE BLOCOS PARA OS EXPERIMENTOS DE VALIDAÇÃO.....	102
FIGURA 5.3 - COLETA DE SINAL SENOIDAL DE 10 Hz, POR 5 SEGUNDOS, PROVENIENTE DO GERADOR DE FUNÇÕES.	103
FIGURA 5.4 - PROCESSAMENTO DO SINAL SENOIDAL DE 10Hz.....	104
FIGURA 5.4 - COLETA DO SINAL SENOIDAL DE 10 Hz, POR 5 SEGUNDOS, PROVENIENTE DO GERADOR DE FUNÇÕES.	104
FIGURA 5.5 - PROCESSAMENTO DO SINAL SENOIDAL DE 10 Hz.....	105
FIGURA 5.6 - COLETA DO SINAL SENOIDAL DE 2,5 H Z RETIFICADO EM ONDA COMPLETA, POR 5 SEGUNDOS, PROVENIENTE DO GERADOR DE FUNÇÕES.	106
FIGURA 5.7 - PROCESSAMENTO DO SINAL SENOIDAL DE 2,5 Hz.	107
FIGURA 5.8 - COLETA DO SINAL SENOIDAL DE 2,5 H Z RETIFICADO EM ONDA COMPLETA, POR 5 SEGUNDOS, PROVENIENTE DO GERADOR DE FUNÇÕES.	108
FIGURA 5.9 - PROCESSAMENTO DO SINAL SENOIDAL DE 1,5 Hz.	109
FIGURA 5.10 - MÓDULO DE TRANSMISSÃO PRESO NO CINTO DO VOLUNTÁRIO.	110
FIGURA 5.11 - MÓDULO DE RECEPÇÃO CONECTADO À PORTA USB DO COMPUTADOR HOSPEDEIRO, COM APLICATIVO DE SOFTWARE PRINCIPAL INSTALADO E EXECUTANDO... ..	110
FIGURA 5.12 - VOLUNTÁRIO COM O SISTEMA DE BIOTELEMETRIA FIXADO AO CINTO E COM OS ELETRODOS DE ECG POSICIONADOS.	111
FIGURA 5.13 - INTERFACE DE ACOMPANHAMENTO DO PROCESSO DE COLETA DE SINAL ECG EM TEMPO REAL.	112

FIGURA 5.14 - PROCESSAMENTO DO SINAL ECG COLETADO DURANTE A SESSÃO EXPERIMENTAL.....	113
FIGURA 5.15 - (A) ELETRODOS PÓSICIONADOS EM UM VOLUNTÁRIO PARA CAPTURA DE SINAL EMG;.....	115
(B) ZOOM DO ELETRODO POSICIONADO NO BÍCEPS DO BRAÇO PARA CAPTURA DO SINAL EMG;	115
(C) ZOOM DO ELETRODO DE REFERÊNCIA COLOCADO NO ACRÔNIO.	115
FIGURA 5.16 - INTERACE DE ACOMPANHAMENTO DO PROCESSO DE COLETA DA ENVOTÓRIA DE UM SINAL EMG EM TEMPO REAL.	116

Lista de Tabelas

TABELA 2.1 – CARACTERÍSTICAS DO SINAL EMG E FORMAS DE DETECÇÃO.....	28
TABELA 2.2 – CARACTERÍSTICAS DO SINAL ECG E FORMAS DE DETECÇÃO	31
TABELA 2.3 – CARACTERÍSTICAS DO SINAL EEG E FORMAS DE DETECÇÃO	35
TABELA 4.1 – GANHOS NOS AMPLIFICADORES PROGRAMÁVEIS ATRAVÉS DE “PUSH-BUTTON”	70
TABELA 4.2 – AMPLIFICAÇÃO GERAL DO SINAL ATRAVÉS DOS AMPLIFICADORES PROGRAMÁVEIS.....	73
TABELA 4.3 – CARACTERÍSTICAS DO TRANSMISSOR RT4-433.92.....	75
TABELA 4.4 – COMPARAÇÃO RELATIVA ENTRE ANTENAS (“LOOP”, HELICOIDAL, BASTÃO).....	81
TABELA 4.5 CARACTERÍSTICAS DO RECEPTOR RT3-433.92.....	82

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

O corpo humano é um complexo com um imenso número de células, cerca de 100 trilhões, organizadas em diferentes estruturas funcionais. Tais células existem em meios com níveis de concentração iônica bastante variáveis. A diferença de concentração iônica dos meios extra e intracelular, originam diferenças de potencial elétrico (ddp) através das membranas (Potencial de Membrana) de praticamente todas as células do corpo. Algumas células, como por exemplo, as células nervosas e musculares, são excitáveis, isto é, podem ter aquele potencial de membrana alterado (despolarização), por algum tipo de estímulo, e mais tarde re-estabelecerem o potencial inicial (repolarização). Este processo de despolarização e repolarização pode se propagar pela membrana da célula e excitarem células vizinhas. Um potencial que se propaga pela membrana de uma célula excitável é chamado de potencial de ação. Assim, potenciais de ação são encontrados, por exemplo, durante o processo de contração da musculatura estriada, cardíaca, da atividade de células nervosas, dentre outros.

Os chamados biopotenciais são reflexos da somatória dos potenciais de ação existentes nas proximidades de um sensor posicionado nas imediações da região onde os mesmos ocorrem e, portanto, são reflexos do funcionamento de determinados sistemas biológicos, possuindo assim, características e mecanismos únicos [16].

Uma vez que podemos associar (e detectar) a variação de determinado biopotencial à atividade de determinado sistema biológico, profissionais como cardiologistas, neurologistas,

ortopedistas e fisioterapeutas podem utilizar estes sinais para avaliações e diagnósticos mais precisos.

A detecção e monitoramento dos biopotenciais, em sua maioria, são realizados através de equipamentos específicos para determinados tipos de sinais, como por exemplo:

- Eletrocardiógrafo: Equipamento destinado à detecção de biopotenciais resultantes da atividade do miocárdio;
- Eletroencefalógrafo: Equipamento destinado à detecção de biopotenciais resultantes da atividade dos neurônios corticais;
- Eletromiógrafo: Equipamento destinado à detecção de biopotenciais resultantes da atividade muscular;
- Eletroneuromiógrafo: Equipamento destinado à detecção de biopotenciais resultantes da atividade nevrálgica.

1.1 - Motivação

Os equipamentos descritos anteriormente utilizam eletrodos específicos para detecção dos sinais, e são, normalmente conectados por cabo. Isto resulta em pouca ou nenhuma mobilidade do sujeito (paciente ou voluntário). Assim, sua utilização em casos onde se deseja realizar um monitoramento remoto ou em atividades biomecânicas de alta mobilidade, como corridas ou saltos, é limitada.

Esta restrição pode ter grandes implicações no estudo sendo realizado. O mesmo pode ser observado em situações onde é interessante que os sujeitos sejam submetidos a exercícios ao ar livre, como por exemplo, numa pista de atletismo ou em uma piscina. Em tais estudos é importante a capacidade de coletar os sinais de interesse utilizando uma instrumentação que permita flexibilidade máxima. Ou ainda, que o sujeito possa se movimentar sem restrições.

A telemetria caracteriza-se como sendo a medição de uma grandeza entre um observador e um ponto, separados por uma determinada distância, com comunicação baseada em “links” sem fios, como por exemplo, infravermelho, acústico ou rádio-frequência. Assim, biotelemetria pode ser definida como a medição de parâmetros fisiológicos (biopotenciais) com apoio de telemetria. Esta técnica tem sido aplicada com sucesso em diversos estudos [30, 21, 20, 15, 32 e 24].

1.2 - Objetivos

Diante do exposto, este trabalho tem por objetivo principal projetar e construir um equipamento multifuncional programável para estudos dos sinais ECG, EEG e EMG utilizando telemetria.

1.2.1 - Metas

Para cumprir o objetivo traçado, as seguintes ações foram realizadas:

- Investigação do estado da arte das principais técnicas de biotelemetria;
- Avaliação da técnica a ser adotada para o caso em tela;
- Implementação de um protótipo para detecção, captura e processamento de sinais EEG, ECG e EMG via telemetria;
- Avaliação do protótipo em estudos de caso específicos.

1.3 - Estrutura desta dissertação

Os desenvolvimentos necessários para atingir as metas descritas estão relatadas em cada um dos capítulos deste trabalho. Estruturalmente, este texto está dividido da seguinte forma:

- Capítulo 1: Apresentação da motivação, dos objetivos, das metas e da estrutura do trabalho;
- Capítulo 2: Estrutura base de um sistema de biotelemetria, descrição dos biopotenciais envolvidos no projeto, detecção, condicionamento, digitalização, técnicas de transmissão e recepção de sinais, estado da arte (trabalhos relacionados) e discussão sobre estes trabalhos;
- Capítulo 3: Análise de requerimento e especificações dos sensores, do hardware que envolve o condicionamento, digitalização, transmissão, recepção e do aplicativo de software necessários para que o sistema seja considerado um sistema em tempo real;
- Capítulo 4: Projeto e desenvolvimento do hardware e do aplicativo de software seguindo rigorosamente os requerimentos e especificações definidos no capítulo 3.
- Capítulo 5: Validação e avaliação do protótipo, experimentos realizados, resultados e avaliações dos mesmos;
- Capítulo 6: Conclusões finais relevantes e sugestões para trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir deste trabalho.

Capítulo 2

TELEMETRIA PARA SINAIS BIOMÉDICOS

Em 1819 André M. Ampère estabeleceu a relação entre corrente elétrica e magnetismo. Esta descoberta tornou-se um marco de desenvolvimento para vários ramos da ciência, inclusive para a comunicação sem fio. Esta descoberta incentivou a evolução de trabalhos relacionados com corrente elétrica e em 1825 George Simon Ohm relacionou a resistência elétrica com a tensão $R = V/I$, esta relação passou a ser conhecida como a lei de Ohm. Em 1831 Michael Faraday desenvolveu os primeiros estudos sobre indução magnética e em 1833 observou coeficiente negativo da resistência com o aumento da temperatura sendo o precursor dos semicondutores.

Samuel Morse aplicando estas descobertas, em 1844 realizou a primeira transmissão por telégrafo e em 1886 o primeiro cabo submarino transatlântico passou a operar.

Em 1872 Mahlom Loomis patenteou o primeiro sistema de transmissão sem fios e Amos E. Dolbear registrou várias patentes para sistemas de telefones "sem fios". Este sistema "sem fios" incorporava um microfone do tipo condensador que servia como transmissor. Dolbear demonstrou seu sistema perante a Sociedade de Engenheiros e Eletricistas do Telégrafo em Londres em 1882. Esta e outras demonstrações davam algumas indicações de que Dolbear transmitia mensagens telefônicas através de ondas eletromagnéticas, uma transmissão por combinação de indução e radiação.

Edouard Branly, em 1890, desenvolveu o coesor que viria a ser muito utilizado como detector de ondas de rádio durante os primeiros anos da rádio-telegrafia. E em 1895 Guglielmo Marconi transmitiu sinais a uma distância de 2400 metros, utilizando uma bobina de faísca como emissor e um coesor como detector. Já em 1897 Adolph K. Slaby publicou um livro descrevendo um sistema de telegrafia sem fios, por ele desenvolvido, que era capaz de transportar sinais a distâncias superiores a 15 quilômetros.

Em 1898 Oliver Lodge obteve a patente americana por um método de sintonia de circuitos de rádio e Marconi em 1899 realizou a primeira comunicação telegráfica em fios através do Canal da Mancha.

Cornelius D. Ehret em 1902 desenvolveu o método de modulação por variação da resistência ou reatância de um oscilador. Foi o primeiro a utilizar o método de modular em frequência (onda portadora).

Em 1906 Fassebenden realizou uma transmissão de mensagens nos dois sentidos, através do Oceano Atlântico. As estações estavam localizadas em Brandt Rock, Massachussets (USA) e Machrihanish (Escócia). Neste mesmo ano Lee de Forest inventou a válvula de vácuo termiônica de três elementos, que foi uma das maiores contribuições para o desenvolvimento da eletrônica como conhecemos hoje.

O primeiro registro de um sistema de telemetria instalado foi em 1912 em Chicago, utilizava linhas telefônicas para a transmissão de dados obtidos na operação de um sistema de potência, enviado-os a um escritório central.

Em 1927 J. B. Johnson dos Laboratórios Bell Telephone, determinou experimentalmente a potência do ruído devido à variação térmica nas resistências, efeito atualmente conhecido como "Ruído Johnson", contribuindo para aumentar a relação sinal/ruído de dados transmitidos por sistema de telemetria.

Nos USA, em 1930, foi lançado um dispositivo radio sonda, que media automaticamente a temperatura, a pressão barométrica e a umidade através de um balão em várias altitudes, e transmitia os dados coletados por telemetria para uma base terrestre.

Em 1931 dois pilotos realizaram, a 5 de Setembro, a primeira aterragem "às cegas", no aeroporto de College Park (USA), utilizando equipamento de telemetria. Edwin H. Armstrong publicou um importante trabalho sobre um sistema completo de Modulação de Freqüência (emissão e recepção) de modo a diminuir a estática.

A RCA demonstrou em 11 de Junho de 1935 o funcionamento de um sistema de rádio com retransmissão nos dois sentidos, entre Nova York e Filadélfia, operando acima dos 30 MHz (duplex).

Por incentivo do National Bureau of Standards, em 1942 começaram os ensaios com placas de circuito impresso que entraram em produção, em larga escala, no início de 1945. O aperfeiçoamento desta técnica levou ao aparecimento dos circuitos integrados.

Em 23 de Dezembro de 1947 J. Bardeen e W. H. Brattain dos laboratórios Bell Telephone descobrem do transistor (unijunção), um dispositivo de estado sólido que podia ser utilizado como amplificador oscilador e para os outros fins substituindo as válvulas termiônicas.

Em 4 de Outubro de 1957 entra em órbita o primeiro satélite artificial construído pelo homem, o Sputnik, e era monitorado por um sistema de telemetria [1].

Em 1960 a NASA utilizava a biotelemetria em astronautas em vôos orbitais, os dados coletados consistiam em batimentos cardíacos, temperatura corporal, consumo de oxigênio e concentração de carbono (CO₂). A telemetria foi empregada para monitorar a saúde e o bem estar dos astronautas quando estavam na órbita. Esta aplicação contribuiu de forma significativa para o avanço desta técnica.

A tecnologia de geração e medição de ondas na região do infravermelho passa a ser dominada com os trabalhos de Nichols e Tears. No Laboratório Nacional de Física da Grã-Bretanha em 1968.

A partir de então a eletrônica avançou em grande escala diminuindo e aumentando a capacidade dos circuitos integrados. Empresas especializaram-se na fabricação de eletrodos tanto em materiais quanto em dimensionamento específico para cada biopotencial e aplicação. A evolução da informática possibilitou gerações de computadores mais eficientes e de menor custo, beneficiando significativamente a área biomédica.

A utilização de biotelemetria em aplicações biomédicas, como por exemplo, tratamentos fisioterápicos, testes ergométricos, estudos cinesiológicos, avaliação biomecânica, análise do exercício, monitoramento remoto, dentre outros, proporciona um maior conforto ao paciente além de aumentar o realismo do exame. Daí, como descrito no capítulo anterior, vem a motivação de projetar e construir um equipamento multifuncional programável para estudos dos sinais ECG, EEG e EMG utilizando telemetria.

A seguir será descrita a estrutura base de um sistema de biotelemetria

2.1 - Estrutura base para biotelemetria

A figura 2.1 mostra a estrutura base para um sistema de genérico de biotelemetria:

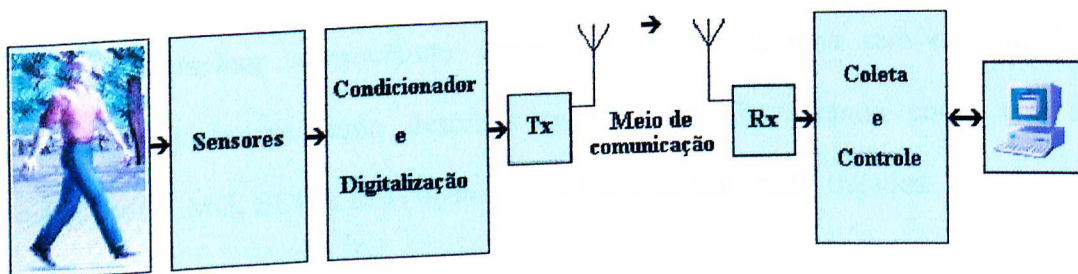


Figura 2.1 - Estrutura base para um sistema de biotelemetria

Cada bloco representa uma unidade com função específica:

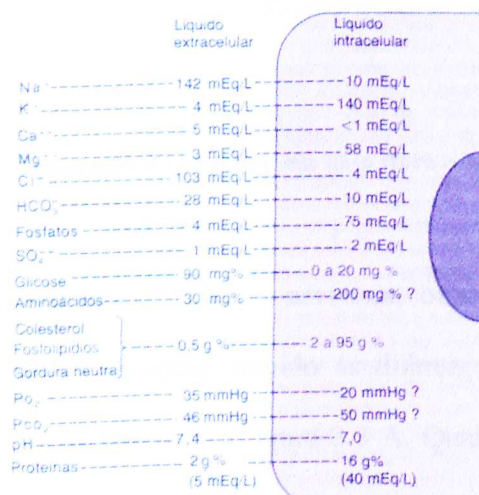
- **Sensores:** Responsáveis pela captação dos biopotenciais (sinais de interesse) e sua conversão (caso necessário) em grandezas elétricas;
- **Condicionador:** Devem amplificar o sinal de saída dos sensores e eliminar componentes indesejáveis, como por exemplo, ruídos e artefatos;
- **Digitalização:** Transformar a grandeza elétrica em valores digitais. Note que esta etapa só é necessária para o caso do uso de transmissores digitais (como no trabalho em tela);
- **Transmissor (Tx):** Dispositivo que tem a tarefa de transmitir o sinal de interesse de forma adequada, através do meio de comunicação disponível;
- **Meio de comunicação:** Meio físico onde a comunicação é realizada, por exemplo: ar, água, gás, dentre outros;
- **Receptor (Rx):** Dispositivo que recebe a informação enviada pelo transmissor;
- **Coleta:** Tem como função ajustar os dados recebidos e adequá-los às necessidades do sistema de processamento de dados;
- **Controle:** Esta unidade tem como função controlar o funcionamento do sistema de acordo com as especificações do usuário e montar e transmitir pacotes de dados para o computador hospedeiro;
- **Computador:** Executa o aplicativo de software responsável por realizar todas as ações pendentes ao armazenamento, visualização e processamento de dados.

Para melhor compreensão destas unidades, cada uma será descrita de forma detalhada. Inicialmente serão descritos os biopotenciais, contudo como este trabalho restringe-se a EMG, ECG e EEG apenas estes biopotenciais serão tratados.

2.1.1 - Biopotenciais

Como mencionado no capítulo anterior, as ações de diversas estruturas do corpo humano podem ser avaliadas através da detecção de potenciais associados às mesmas. Tais biopotenciais são resultado direto da diferenças de potencial existente entre os meios intra e extracelulares (que possuem concentrações iônicas diferentes).

A figura 2.2 mostra a composição química dos líquidos extra e intracelulares separados pela membrana celular, formada por uma camada dupla de lipídios.



	Líquido extracelular	Líquido intracelular
Na ⁺	142 mEq/L	10 mEq/L
K ⁺	4 mEq/L	140 mEq/L
Ca ⁺⁺	5 mEq/L	<1 mEq/L
Mg ⁺⁺	3 mEq/L	58 mEq/L
Cl ⁻	103 mEq/L	4 mEq/L
HCO ₃ ⁻	28 mEq/L	10 mEq/L
Fosfatos	4 mEq/L	75 mEq/L
SO ₄ ⁻	1 mEq/L	2 mEq/L
Glicose	90 mg%	0 a 20 mg %
Aminoácidos	30 mg%	200 mg % ?
Coolesterol	0.5 g %	2 a 95 %
Fosfolipídios		
Gordura neutra		
PO ₂	35 mmHg	20 mmHg ?
Pco ₂	46 mmHg	50 mmHg ?
pH	7.4	7.0
Proteínas	2 g % (5 mEq/L)	16 g % (40 mEq/L)

Figura 2.2 - Composição química dos meios extra e intracelulares[16].

Em geral, a concentração das substâncias mostradas na figura 2.2 variam de acordo com o tipo de célula em questão, mas sempre resulta em uma diferença que pode ser medida.

Esta diferença (potencial de membrana) é em geral estável, mas em alguns tipos de células especiais (células excitáveis) ele pode ser alterado por mecanismos externos a célula e mais tarde recuperado “automaticamente”.

Quando uma célula excitável não recebe qualquer estímulo externo, seu potencial de membrana é aproximadamente constante. Este potencial é chamado de potencial de repouso.

A figura 2.3 mostra a propagação do potencial de ação:

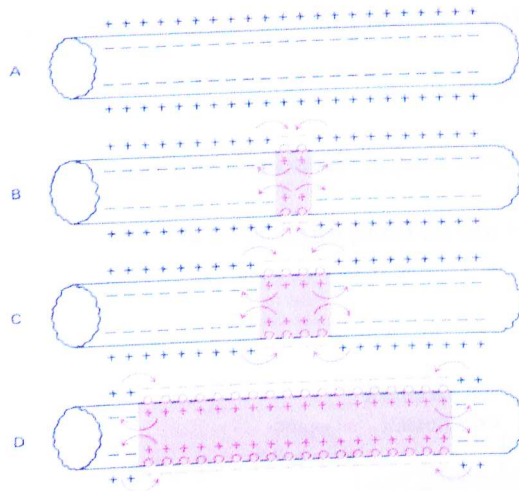


Figura 2.3 - Propagação do potencial em uma fibra condutora [16].

Se tomarmos como exemplo as fibras nervosas, observaremos que o potencial repouso de membrana das fibras nervosas, devido as diferenças de concentrações, é de aproximadamente -90 mVolts, como mostra a figura 2.3 A. Quando esta é submetida a um estímulo em sua região média, figura 2.3 B, há um desequilíbrio iônico (despolarização) que gera um fluxo de corrente entre as regiões despolarizadas da membrana e as áreas adjacentes em repouso. Assim, a vizinhança é despolarizada propiciando um novo desequilíbrio, como mostra a figura 2.3 C e o potencial de ação propaga-se bidirecionalmente pela fibra como mostrado na figura 2.3 D.

2.1.1.1 - O sinal eletromiográfico (EMG)

Anatomicamente os músculos são constituídos de feixes de fibras musculares. As fibras musculares são compostas por estruturas localizadas internamente aos músculos, que

possuem fibras que variam seu diâmetro entre 10 a 80 nano metros. As fibras são estruturas cilíndricas, alongadas, distribuídas em toda a extensão do músculo. Cada uma delas é inervada por uma única terminação nervosa que em geral, se localiza no centro da mesma.

As fibras são compostas por miofibrilas que são formadas por filamentos de actina e miosina, que são efetivamente os grandes responsáveis pelo desencadeamento do processo de contração muscular. A figura 2.4 mostra a estrutura geral de um músculo esquelético.

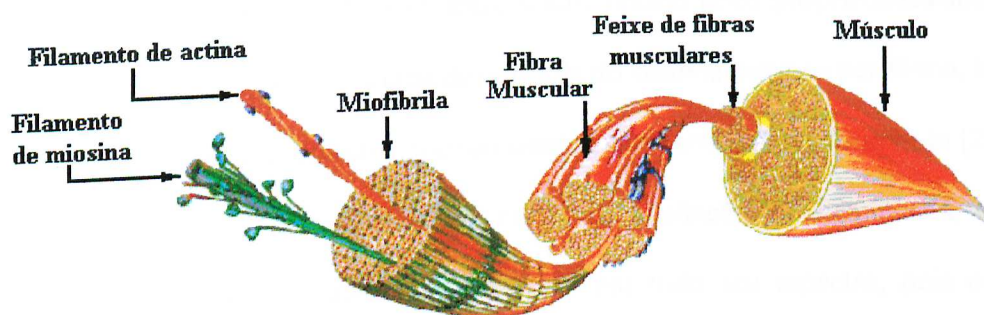


Figura 2.4 - Estrutura geral de um músculo esquelético [13].

O EMG é o registro dos biopotenciais originários do processo de contração muscular. Ou seja, o sinal eletromiográfico (Figura 2.5) é uma manifestação de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular [11].

Sua aplicabilidade é extensa e permite avaliar lesões e inflamações musculares, pinçamento e lesões nevrálgicas, acompanhar o processo de reabilitação durante o tratamento de uma lesão muscular, distúrbios congênitos, relaxamento de tensões musculares, articulação têmporo-mandibular, cefaléia tensional, bruxismo, disfunções musculares diversas, além de apoiar estudos diversos envolvendo cinesiologia e biomecânica. A figura 2.5 mostra um sinal eletromiográfico capturado durante uma contração isométrica do bíceps [2].

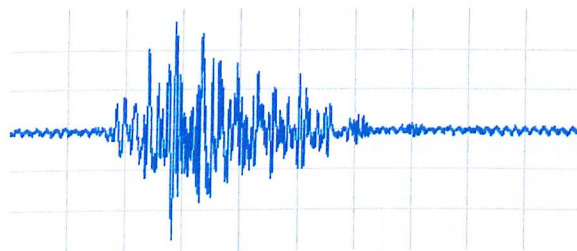


Figura 2.5 - Sinal eletromiográfico capturado durante uma contração isométrica do bíceps [2].

Este sinal é extremamente complexo, sendo afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelo esquema de controle do sistema nervoso periférico, bem como pelas características dos instrumentos que são usados para detectá-lo e observá-lo [2].

Em diversos estudos como por exemplo, avaliação de caminhada, marcha e mastigação não é necessário captar o sinal EMG em todo seu espectro, pois o interesse concentra-se no aumento e redução da amplitude. Estas variações representam uma maior ou menor solicitação muscular necessárias para a ação desenvolvida. Nestes casos apenas a detecção da envoltória do sinal é necessária. A figura 2.6 mostra as etapas necessárias para que se obtenha a envoltória de um sinal EMG. O sinal, uma vez coletado, deve ser retificado, ou seja, todos os valores negativos devem ser “rebatidos” para valores positivos (valor absoluto) e depois submetidos a uma filtragem, cujo objetivo é levantar uma curva que passa pelos valores máximos do sinal (a envoltória).

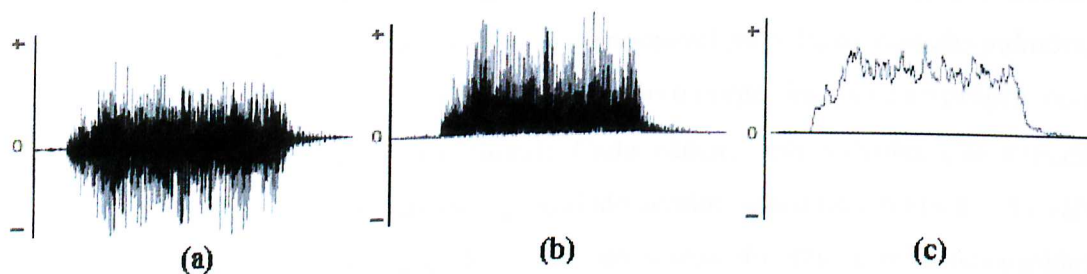


Figura 2.6 - Obtenção da envoltória de um sinal EMG: (a) Sinal captado; (b) Sinal retificado em onda completa; (c) Sinal filtrado (envoltória) [8].

A tabela 2.1 mostra as principais características e elementos de detecção associados aos sinais EMG[9].

Tabela 2.1 – Características do sinal EMG e formas de detecção [9].

FONTE DO SINAL	DETECÇÃO	FREQÜÊNCIA (Hz)	AMPLITUDE
Fibra simples	Eletrodo agulha	500 a 10.000	1 mV a 10 mV
Potencia de ação da unidade motora	Eletrodo agulha	5 a 10.000	100 μ V a 100 mV
Músculo esquelético	Eletrodos de superfície	20 a 1.000	50 μ V a 5 mV

A energia dominante destes sinais situam-se na faixa de 15 a 220 Hz

2.1.1.2 - O sinal eletrocardiográfico (ECG)

O coração localiza-se no centro do tórax, atrás do osso esterno à frente do esôfago e da aorta descendente e possui quatro cavidades, dois átrios e dois ventrículos. Fisiologicamente pode ser descrito como uma bomba muscular pulsátil unidirecional dupla que trabalha em dois tempos [16]:

- **Bomba Muscular Pulsátil:** Tem a função de manter ativamente o fluxo sangüíneo principal mecanismo de transporte de substâncias por todo o corpo. O fluxo é exercido no momento da contração das câmaras, e portanto não é contínuo e sim pulsátil.
- **Bomba Dupla:** O coração é formado por duas bombas distintas e análogas, que funcionam de forma síncrona: o coração direito e o esquerdo. O primeiro é responsável pelo fluxo coração-pulmões, e o segundo pela circulação em todo o corpo, inclusive no próprio coração.
- **Bomba Unidirecional:** Cada câmara tem válvulas que impedem o refluxo do sangue, garantindo sentido único de circulação. As válvulas para baixa pressão estão nas saídas do átrio direito (tricúspide), do ventrículo direito (pulmonar) e do ventrículo esquerdo (aórtica). A maior pressão é na saída do átrio esquerdo (válvula mitral).

- **Bomba em Dois Tempos:** Cada lado é formado por uma câmara superior (átrios) e uma inferior (ventrículos) que funcionam alternadamente. A contração dos átrios leva ao enchimento dos ventrículos, responsáveis pela atividade bombeadora principal. A fase de repouso dos músculos das câmaras é a **DIÁSTOLE** e a contração é a **SÍSTOLE**.

A figura 2.7 mostra a anatomia básica do coração.

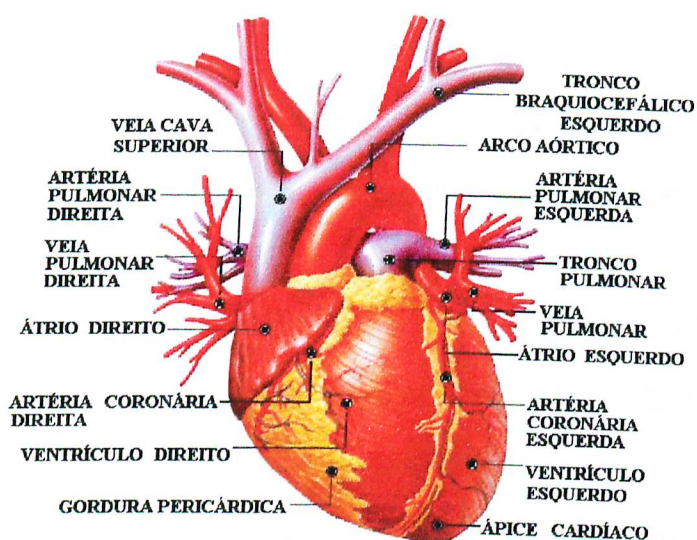


Figura 2.7 - O coração [13].

O músculo cardíaco possui duas características especiais que o distingue dos demais músculos do corpo: a excitabilidade e a condutividade. O coração não necessita de inervação para gerar o estímulo elétrico para a contração, porque ele dispõe de um sistema especializado que gera esses estímulos de maneira rítmica espontaneamente e os conduz através do miocárdio. Esse sistema é composto pelo nó sinoatrial, as vias internodais, o nó atrioventricular, o feixe atrioventricular e as fibras de Purkinje. As células do miocárdio são ligadas por disco de baixa resistência elétrica que permitem a difusão da excitação contrátil.

O potencial de repouso de membrana da fibra muscular cardíaca é de aproximadamente -90 mili Volts. Quando um impulso despolarizante chega a ela, diversos eventos ocorrem [16] que alteram este potencial conforme mostra a figura 2.8.

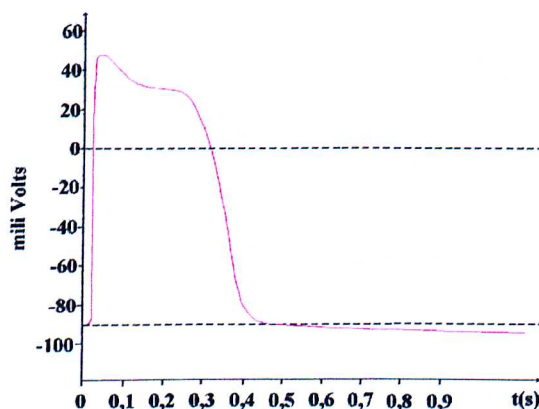


Figura 2.8 - Potencial de ação de uma fibra muscular cardíaca [16].

Da mesma forma que para o sinal EMG o sinal ECG é resultante da interação dos diversos potenciais das diversas fibras. Mas pode-se ainda explicar o funcionamento do coração comparado a um dipolo elétrico. A cada instante da despolarização e repolarização, de suas 10^{10} células, pode ser representado por diferentes estágios de atividade elétrica que, por sua vez, representam a soma das diferenças de potenciais de todas as fibras. Uma diferença de potencial entre duas superfícies ou pólos, carregando cargas opostas, forma um dipolo com módulo, polaridade e direção representado por um vetor. O ECG registra e associa a seqüência destes vetores instantâneos a um dipolo imaginário que muda seu tamanho e direção durante a propagação de um impulso. Durante a atividade, o eletrodo de registro é influenciado pela diferença de potencial através do limiar, e o registro da atividade depende da posição do eletrodo dentro do campo elétrico criado pelo dipolo. Esse dipolo pode ser projetado nas direções dos membros sobre três vértices de um triângulo equilátero que, por sua vez, são chamadas de derivações [5]. A figura 2.9 exemplifica os fatos descritos anteriormente.

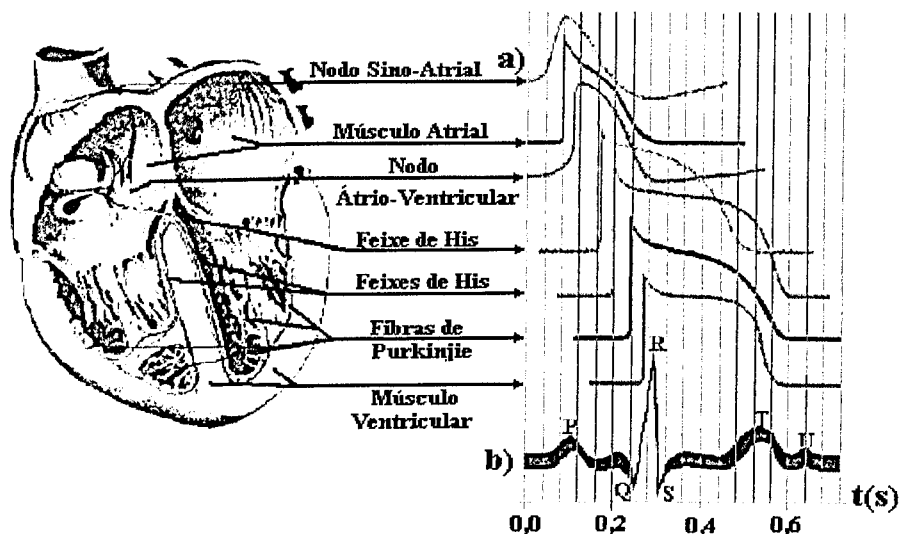


Figura 2.9 - Ondas características da evolução do potencial de ação no coração; a) Potencial de ativação do átrio; b) O ECG [39].

A figura 2.9 (b) mostra o sinal ECG característico. Nesta figura o começo da atividade elétrica cardíaca é caracterizado pela onda P e representa a contração do átrio. O complexo QRS é causado pela despolarização dos ventrículos. E a onda T ocorre enquanto os ventrículos se recuperam da despolarização (retornando ao repouso).

A tabela 2.2 mostra as principais características e elementos de detecção associados aos sinais ECG [9].

Tabela 2.2 – Características do sinal ECG e formas de detecção [9].

SINAL	DETECÇÃO	FREQÜÊNCIA	ENERGIA DOMINANTE	AMPLITUDE
Eletrocardiograma	Eletrodos de superfície	0,05 a 100 Hz	0,5 a 35 Hz	1 mV a 5 mV

Assim, o ECG é o registro dos biopotenciais originários da atividade cardíaca, sendo um método importante de investigação do aparelho cardiovascular. Através dele analisam-se as mais variadas patologias cardíacas, é utilizado nos mais diferentes contextos médicos, desde unidades básicas de saúde até centros de tratamento intensivo.

2.1.1.3 - O sinal eletroencefalográfico (EEG)

O sistema nervoso central, que compreende o encéfalo (cérebro – formado pelo telencéfalo e diencéfalo, cerebelo e tronco encefálico) e a medula é composto de mais de 100 bilhões de células especializadas denominadas de neurônios. Sua função primordial é interpretar continuamente as informações sensoriais, com base em informações já armazenadas, e controlar as várias atividades do corpo humano. Isto é realizado por meio do controle exercido sobre a contração dos músculos (esqueléticos e lisos) e sobre a secreção das glândulas endócrinas e exócrinas no corpo como um todo [16].

O neurônio é uma célula especializada em receber e transmitir impulsos eletroquímicos, também chamados de impulsos nervosos. Possui núcleo individualizado e diversas organelas comuns às células de um modo geral. Um neurônio comum possui um corpo celular ou soma e prolongamentos da membrana denominados dendrites e axônio. Na maioria dos neurônios, o axônio é recoberto por células chamadas Células de Schwann (bainha de mielina), que permitem a transmissão mais rápida dos impulsos. A figura 2.10 mostra os tipos clássicos de neurônios [4].

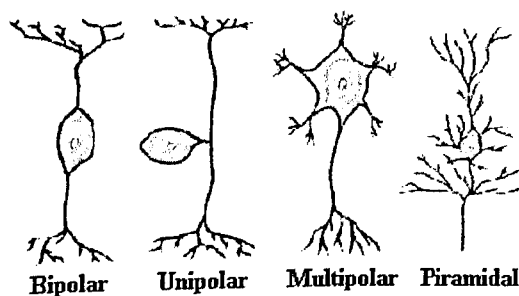


Figura 2.10 - Tipos clássicos de neurônios [4].

O sinal EEG é o reflexo da manifestação bioelétrica das terminações nervosas contidas na cavidade craniana [33]. A atividade elétrica do cérebro é medida como a diferença de potencial entre um eletrodo colocado sobre a superfície do córtex (sub ou sobre-cutâneo) e

outro, que servirá de referência, colocado numa região distante (no lóbulo da orelha, por exemplo). Se a medida é feita dentro do tecido neural, chamamos de registro profundo; se na superfície do córtex, chamamos de eletrocorticograma ECoG; se feita na superfície do escalpo, chama-se de eletroencefalograma (EEG) [4]. Este último tem sido amplamente utilizado para verificação de patologias relacionadas ao sistema nervoso, tais como epilepsia, distúrbio de atenção, distúrbio do sono, depressão e traumatismos cranianos [4].

Os biopotenciais encefálicos podem ser diferenciados em dois tipos [4]:

- **Potencial de Ação:** Decorrente da transmissão dos impulsos elétricos pelos axônios. Estes potenciais não contribuem muito para o registro de EEG, uma vez que ocorrem de forma assíncrona e em diversas direções;
- **Potencial Pós-Sináptico (PPS):** conforme as entradas excitatórias e inibitórias alcançam os dendritos de cada neurônio, uma certa corrente flui para os dendritos ou para os corpos celulares, respectivamente, definindo dipolos elétricos. Estes dipolos mudam de intensidade e sentido, produzindo flutuações ondulares no potencial elétrico resultante no volume condutor. O potencial registrado na superfície cortical depende da polaridade, da orientação e da localização do PPS em relação ao eletrodo de medida (dendritos com polaridade negativa em relação ao corpo celular; resultam em um potencial negativo registrado na superfície cortical e dendritos com polaridade positiva em relação ao corpo celular; resultam em um potencial positivo registrado na superfície cortical).

Os fluxos de correntes extracelulares, produzidos pelos potenciais pós-sinápticos e pelos potenciais de ação dos axônios, podem ser registrados como diferença de potencial dentro do tecido neural, na superfície do córtex (ECoG) ou na superfície do escalpo (eletroencefalograma – EEG) [4].

A figura 2.11 mostra um botão sináptico.

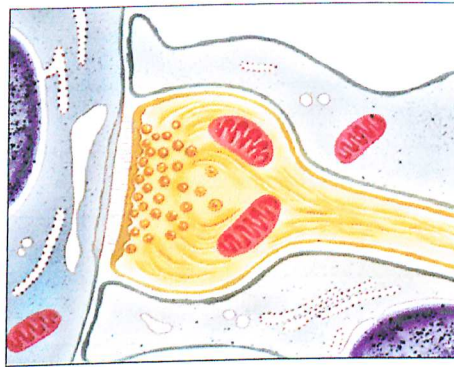


Figura 2.11 - Um neurônio típico e sinapses excitatórias e inibitórias [4].

O sinal EEG é analisado de acordo com quatro atividades principais tradicionalmente estudadas conforme o estado mental da pessoa como mostra a tabela 2.3. Estas atividades são classificadas de acordo com as faixas de frequências do sinal EEG, que possui conteúdo espectral entre 0,1 a 30 Hz aproximadamente. Segundo Tyner [37], a frequência da onda alfa está em torno de 8 a 13 Hz, a onda beta acima de 13 Hz, a onda teta entre 4 a 5 Hz e onda delta menor que 4 Hz. As características de amplitudes dessas ondas podem ser vistas nos registros tomados na superfície do escalpo, como exemplificado na figura 2.12.

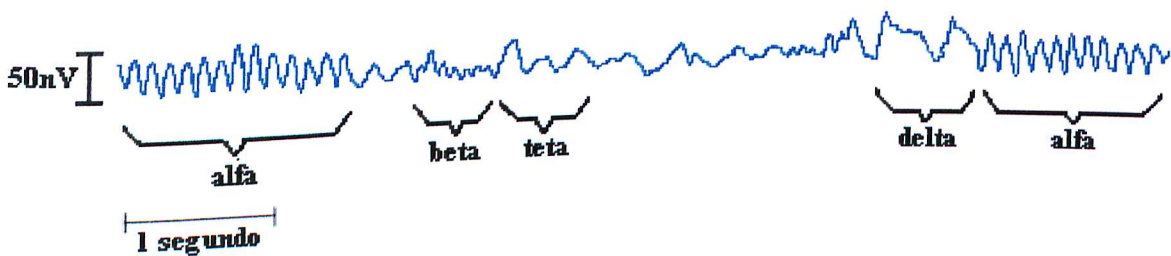


Figura 2.12 - Tipos de atividade do sinal eletroencefalográfico [37].

A tabela 2.3 mostra as características básicas e elementos de detecção para sinais EEG [9].

Tabela 2.3 – Características do sinal EEG e formas de detecção [9].

TIPO DE ONDA	ESTADO	DETECÇÃO	FREQÜÊNCIA	AMPLITUDE
Delta	Sono profundo	Eletrodo de superfície	0,1 a 4 Hz	2 a 100 μ V
Teta	Estresse ou sonolência	Eletrodo de superfície	4 a 8 Hz	2 a 100 μ V
Alfa	Repouso	Eletrodo de superfície	8 a 13 Hz	2 a 100 μ V
Beta	Atenção	Eletrodo de superfície	13 a 22 Hz	2 a 100 μ V

2.1.2 - Sensores

O sensor é um dispositivo que transfere energia entre dois sistemas. Os sensores a serem utilizados para detecção de biopotenciais, devem gerar um sinal de tensão na saída cuja amplitude varie no tempo para representar a informação que esta sendo medida. Contudo, para que a grandeza em questão seja bem representada, é importante que o sinal de saída deste sensor possua uma resposta em frequência satisfatória, ou seja, toda a faixa de interesse do espectro de frequência deve estar representada no sinal de saída deste sensor.

Apesar dos sensores utilizados para captação de EMG, ECG e EEG serem similares, optou-se por descrevê-los separadamente, pois cada um deles possui características particulares, que serão importantes nas etapas de condicionamento e processamento.

2.1.2.1 - Detecção do sinal EMG

O sinal EMG tem comportamento estocástico e possui componentes de frequência entre 20 Hz e 1 KHz para sinais capturados com eletrodos de superfície (entre 20 Hz e 10

KHz para sinais capturados por eletrodos intramusculares) e apresenta amplitudes de 100 μ V a 90 mV (Button, 2002). A energia útil do sinal é concentrada na faixa de 20 e 500 Hz, com energia dominante entre 50 e 150 Hz [12]. A figura 2.13 mostra um exemplo do espectro de frequência de um sinal EMG típico [4].

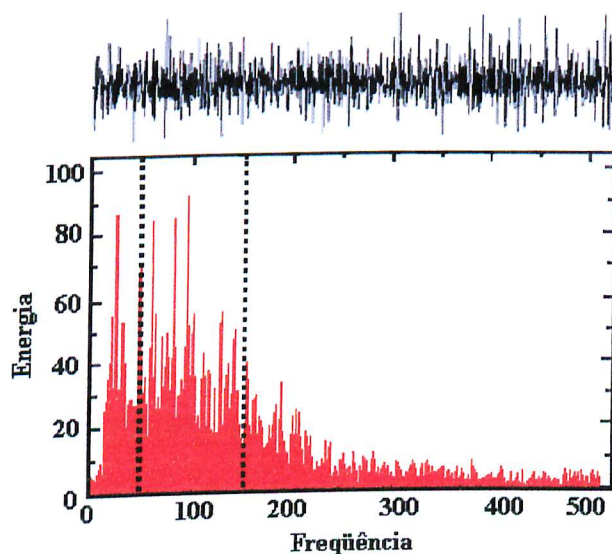


Figura 2.13 - Exemplo do espectro de frequência de um EMG [4].

A escolha dos eletrodos depende do músculo a ser estudado. Para músculos grandes e superficiais, eletrodos de superfície podem ser empregados e para músculos pequenos e superficiais, ou para aqueles situados entre ou abaixo de outros músculos, podem ser usados eletrodos intramusculares [36]. Os eletrodos de superfície podem ser ativos ou passivos [10] e necessitam que alguns cuidados sejam tomados:

- O fenômeno de cross-talk, é devido à proximidade entre músculos, pode ser minimizado selecionando-se o tamanho adequado dos eletrodos, a separação ideal entre eles ou ativos duplos diferenciais;
- É preferível a escolha de áreas que não obstruam a visão ou a movimentação;

- Sempre que possível, os pares ou trios de eletrodos devem ser posicionados paralelamente às fibras, maximizando-se dessa forma a sensibilidade e seletividade (no caso dos eletrodos ativos na figura 2.14 b, deve-se posicioná-los de forma que as barras estejam perpendiculares à direção das fibras);
- Escolher preferencialmente regiões que possuam boas referências anatômicas, facilitando assim o posicionamento dos eletrodos durante a coleta.
- Idade e sexo são variáveis que possuem um papel substancial no funcionamento fisiológico e por isso devem ser considerados.
- A espessura do tecido adiposo subcutâneo deve ser considerada por atenuar o sinal EMG detectado por eletrodos de superfície. Assim é importante considerar que a dispersão provocada em diferentes indivíduos é distinta, portanto é necessário normalizar o sinal para efetuar avaliações comparativas (o mesmo pode ser dito para os demais itens);
- O tipo e o material do eletrodo influenciam na qualidade do sinal detectado;
- Quando um eletrodo é colocado na pele, as superfícies de detecção ficam em contato com os eletrólitos da pele. Ocorre então uma reação química que requer um tempo para estabilizar (alguns segundos).

Os eletrodos ativos caracterizam-se por serem praticamente insensíveis às mudanças na resistência elétrica da interface eletrodo::pele::pré-amplificadores, minimizando assim ruídos e alterações do sinal coletado, devido à alta impedância de entrada e baixa impedância de saída.

A figura 2.14 mostra eletrodos de superfície passivos (a), ativos (b), (c) passivos tipo Beckman de Ag/AgCl. Os eletrodos intramusculares são mostrados na figura 2.15 [2].

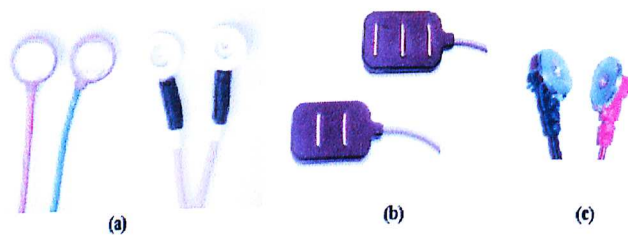


Figura 2.14 - Exemplo de eletrodos de superfície para captação de sinal EMG: (a) Passivos [2]; (b) Ativos (simples diferencial de duas barras e duplo diferencial de três barras) [Delsys 2002]; (c) Passivos tipo Beckman de Ag/AgCl [26].

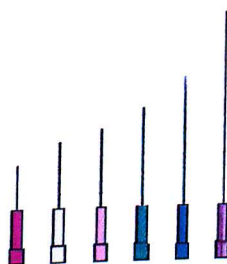


Figura 2.15 - Exemplos de eletrodos intramusculares para captação de sinais EMG [2].

2.1.2.2 - Detecção do sinal ECG

Segundo Guyton [16], através de eletrodos de superfície colocados nos membros, braços esquerdo, direito e perna esquerda pode-se obter sinal EEG. Dependendo da posição do terminal negativo do eletrocardiógrafo determina-se o tipo de derivação eletrocardiográfica padrão a ser registrada. São três as derivações bipolares dos membros:

- Deriação I: O terminal negativo do eletrocardiógrafo é ligado ao braço direito e o terminal positivo ao braço esquerdo;
- Derivação II: O terminal negativo do eletrocardiógrafo é ligado ao braço direito e o terminal positivo à perna esquerda;
- Derivação III: O terminal negativo do eletrocardiógrafo é ligado ao braço esquerdo e o terminal positivo à perna esquerda.

O sinal ECG varia sua amplitude entre 1 a 5 miliVolts e frequência entre 0,05 a 100 Hz, mas a energia do espectro do sinal possui uma maior concentração de energia concentrada até 30 Hz.

A figura 2.16 mostra eletrocardiogramas normais registrados a partir das três derivações eletrocardiográficas padrão.

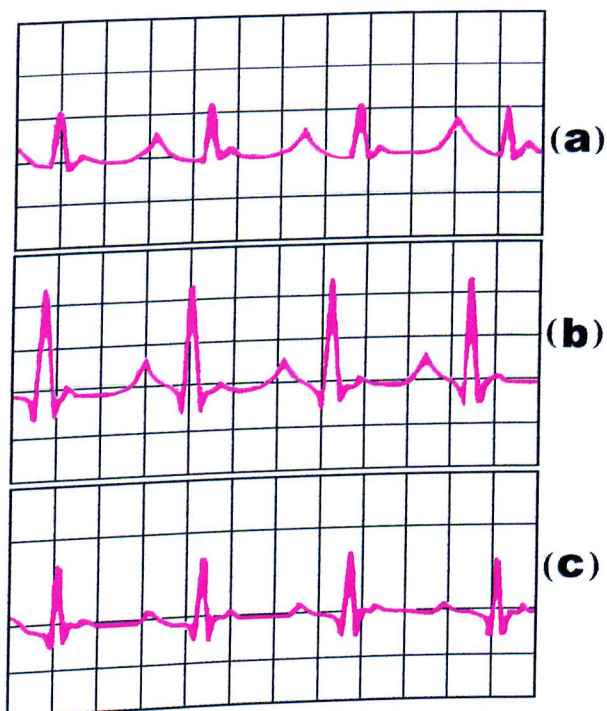


Figura 2.16 - Registro eletrocardiográfico normal nas derivações: (a) I, (b) II (c) III [16].

A figura 2.17 mostra um eletrodo ECG de Ag/Agcl.

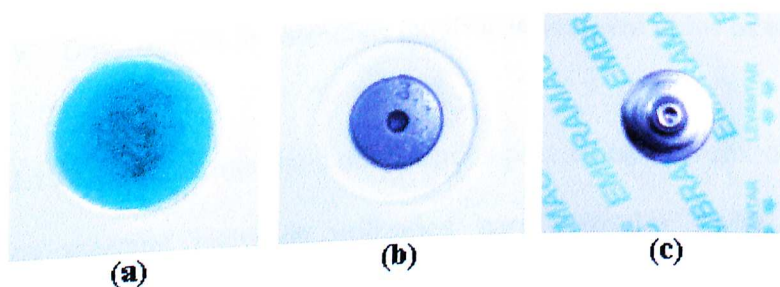


Figura 2.17 - Eletrodo ECG (a) com espuma e gel, (b) sem espuma, (c) parte posterior onde fixa-se o grampo [Embramac].

As figuras 2.18 (a) e (b), mostram exemplos de utilização de posicionamento dos eletrodos em exames cardiográficos.

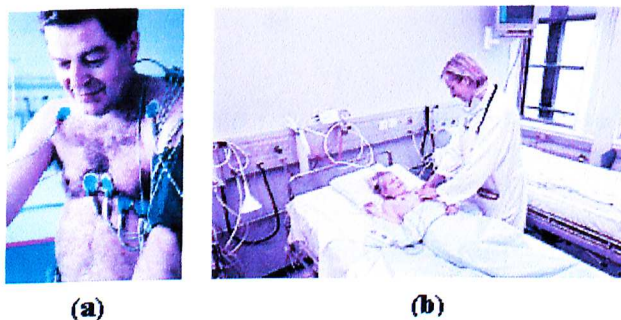


Figura 2.18 - Pacientes com eletrodos posicionados para exames cardiográficos.

2.1.2.3 - Detecção do sinal EEG

Os sinais EEG são detectados na superfície do escalpo e possui amplitudes variando entre 2 a 100 μV e seu conteúdo espectral na faixa de 0,1 a 30 Hz aproximadamente.

Para que os sinais medidos sejam confiáveis, é importante que os eletrodos de captação apresentem as seguintes características [Button, 2002]:

- Pequeno tamanho;
- Fácil fixação no escalpo;
- Não devem causar desconforto;
- Devem permanecer no local por períodos longos;
- Devem possuir potenciais iguais e estáveis em todos os eletrodos.

A figura 2.19 mostra alguns tipos de eletrodos para EEG. Tais eletrodos podem ser fabricados com os mesmos materiais utilizados para eletrodos EMG e ECG, Seu posicionamento na superfície do escalpo dependerá do exame a ser realizado. Em geral segue o padrão internacional 10/20 ou suas variações.

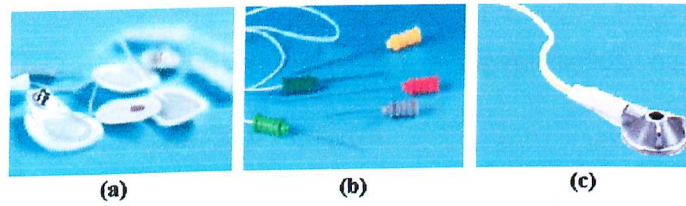


Figura 2.19 - Eletrodos para EEG : (a) de Superfície; (b) Invasivo; (c) De superfície .

A figura 2.20 mostra a coleta de um sinal EEG [26]:

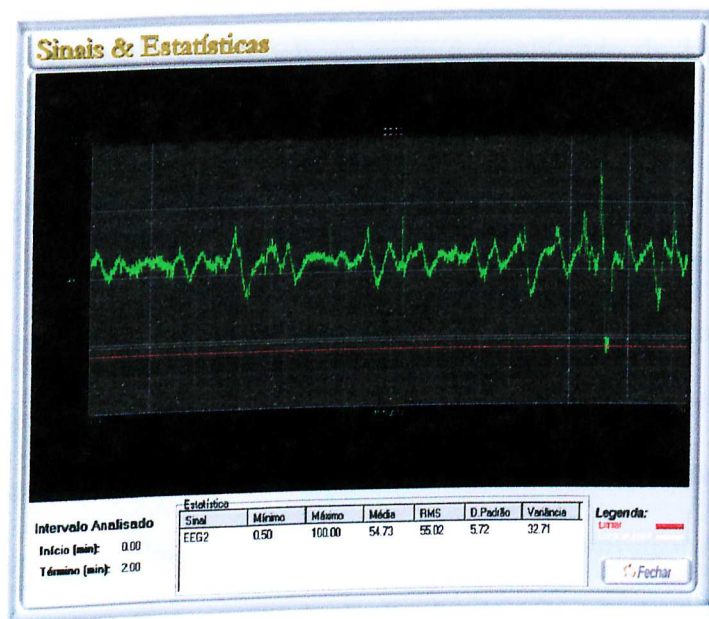


Figura 2.20 - Exemplo de EEG [26].

2.1.3 - Condicionamento de sinais

Conforme descrito os sinais captados pelos eletrodos possuem amplitudes muito baixas. Além disso sua detecção geralmente é contaminada por interferências (indução eletromagnéticas de 60 Hz e artefatos).

Assim no condicionamento do sinal é necessário para eliminar aquelas interferências e adequá-lo à manipulações futuras (como a digitalização), ou seja o condicionamento envolve duas fases: amplificação e filtragem.

Para ECG o sinal captado pelo eletrodo é amplificado de 1.000 a 10.000 vezes, dependendo do ganho necessário para cada situação. Posteriormente passa por um filtro passa baixa de 30 Hz, como este sinal possui valores negativos e o conversor A/D escolhido opera entre as tensões de 0 a 5 Volts (com tolerância de $\pm 0,3$ Volts), este sinal passa por um circuito somador de 2,5 Volts para garantir valores positivos necessários para a conversão A/D.

Para EMG o sinal captado pelo eletrodo é amplificado de 1.000 a 60.000 vezes, dependendo do ganho necessário para cada músculo. Em seguida, o sinal passa primeiro por um filtro de dois pólos passa baixa de 220 Hz e posteriormente por um filtro de dois pólos passa alta de 15Hz. Depois o sinal é retificado em onda completa e novamente passa por um filtro de três pólos passa baixa de 3 Hz para a obtenção da envoltória deste sinal.

Para EEG o sinal captado pelo eletrodo é amplificado de 1.000 a 150.000 vezes, dependendo do ganho necessário para cada ocasião. Posteriormente passa por um filtro passa baixa de 30 Hz, como este sinal possui valores negativos e o conversor A/D escolhido opera entre as tensões de 0 a 5 Volts (com tolerância de $\pm 0,3$ Volts), este sinal passa por um circuito somador de 2,5 Volts para garantir valores positivos necessários para a conversão A/D.

2.1.4 - Digitalização

O processo de digitalização permite que a informação de saída da unidade de condicionamento seja processada por aplicativos de software. Este processo se dá em três fases específicas: amostragem, quantificação e codificação.

Alguns cuidados são necessários no condicionamento do sinal como a filtragem anti-aliasing.

Filtragem anti-aliasing

O Teorema de Nyquist define que a quantidade de amostras por unidade de tempo de um sinal, chamada taxa ou frequência de amostragem, deve ser maior que o dobro da maior frequência contida no sinal a ser amostrado, para que possa ser reproduzido sem erro. A metade da frequência de amostragem é chamada frequência de Nyquist e corresponde ao limite máximo de frequência do sinal que é reproduzido num processo de digitalização. Como não é possível garantir que o sinal não contenha sinais acima deste limite (distorções, interferências, ruídos, etc...), é necessário que a etapa de condicionamento filtre o sinal com um filtro passa baixa sintonizado em uma frequência de corte igual ou menor que a frequência de Nyquist (filtro anti-aliasing).

O efeito nocivo do aliasing (caso não se utiliza filtros anti-aliasing) será descrito em breve.

Amostragem do sinal

Amostrar um sinal, conforme é mostrado na figura 2.21, é definir os instantes de tempo que se deve promover sua digitalização (frequências de amostragem).

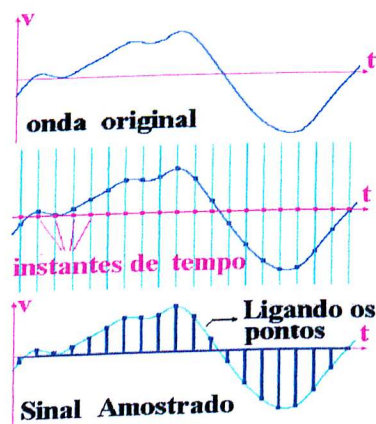


Figura 2.21 - Exemplo de amostragem de um sinal analógico.

Observando o teorema de Nyquist, percebe-se que quanto maior a frequência de amostragem melhor será a reprodução do sinal. Uma frequência de amostragem muito alta implica em um desperdício de banda ocupada que não pode ser efetivamente necessária. Assim a frequência de amostragem segue o teorema de Nyquist (em geral quatro vezes a frequência de Nyquist) Caso o critério de Nyquist não seja obedecido e não existam, no circuito eletrônico, filtros anti-aliasing, pode-se ter uma alteração por aliasing no sinal digitalizado. Na figura 2.21 (a) a amostragem do sinal foi realizada com uma taxa de amostragem (f_{am}) maior que o dobro da taxa de Nyquist (f) e na figura 2.21 (b) a taxa de amostragem é igual a taxa de Nyquist (limite para ocorrer o aliasing). No caso da figura 2.21 (c) a taxa de amostragem é inferior a taxa de Nyquist, observe que há um número insuficiente de amostras para que o sinal seja reproduzido com fidelidade. A senóide em vermelho, que seria o que um software “perceberia” ao processar o sinal, é de frequência inferior a original, implicando em um erro grave nos resultados de qualquer processamento matemático com estes dados.

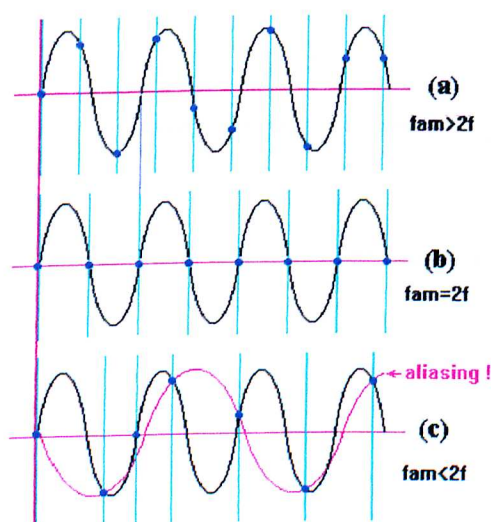


Figura 2.21 - Exemplos de amostragem de sinal com taxas de amostragem (f_{am}) em relação a taxa de Nyquist: (a) $f_{am} > 2f$, (b) $f_{am} = 2f$ (limite), (c) $f_{am} < 2f$ (aliasing).

Quantificação

O responsável pela quantificação de um sinal é o conversor análogo-digital (A/D), ou seja, sua função é transformar cada amostra do sinal em um valor que é definido pelo número de bits (n) do conversor A/D, por exemplo: 12 bits é possível representar como 2^{12} (4096) valores inteiros diferentes, entre 0 e 4095. Quantização é a divisão do fundo de escala (FS) do A/D em 2^n iguais a $FS/2^n$ valores e gera um erro de $\frac{1}{2}$ bit LSB. A figura 2.22 mostra a quantização de alguns valores de um sinal amostrado e seus respectivos valores, codificados em binário por um conversor A/D de 12 bits. A resolução para alimentação de 5 Volts é de 1,22 mV.

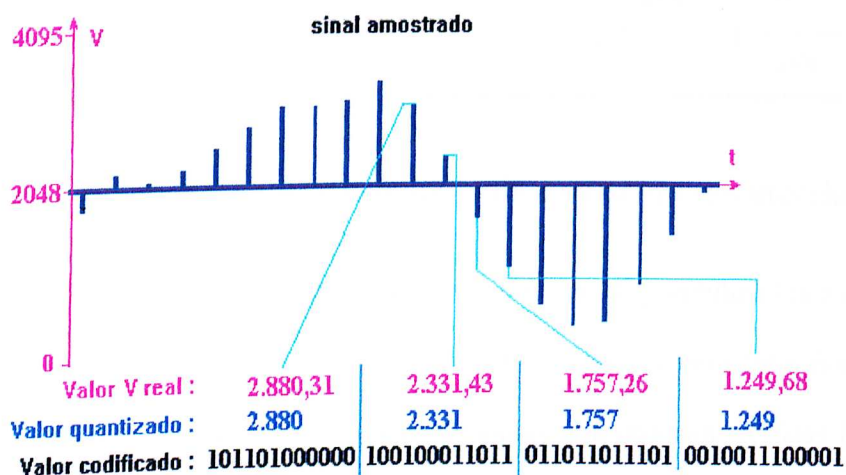


Figura 2.22 - Exemplo de quantização de um sinal analógico por um conversor A/D de 12 bits.

Codificação

Os valores quantizados são codificados em uma seqüência de bits. A codificação em geral resulta na representação do sinal em números binários na forma direta ou em complemento de dois conforme mostra a tabela 2.4.

Tabela 2.4 – Representação de sinais quantificados em base binária

ESCALA	[0,5V]	BINÁRIO			ESCALA	[-5V,5V]	COMPL. DE DOIS		
FS – 1 LSB	4,9988	1111	1111	1111	FS – 1 LSB	4,9976	0111	1111	1111
7/8 FS	4,3750	1110	0000	0000	3/4 FS	3,7500	1100	0000	0000
3/4 FS	3,7500	1100	0000	0000	1/2 FS	2,5000	1000	0000	0000
5/8 FS	3,1250	1010	0000	0000	1/4 FS	-1,2500	0100	0000	0000
1/2 FS	2,5000	1000	0000	0000	0	0,0000	0000	0000	0000
3/8 FS	1,8750	0110	0000	0000	- 1/4 FS	-1,25000	1110	0000	0000
1/4 FS	1,2500	0100	0000	0000	- 1/2 FS	-2,5000	1100	0000	0000
1/8 FS	0,6250	0010	0000	0000	- 3/4 FS	-3,7500	1010	0000	0000
0 + 1LSB	+0,0012	0000	0000	0001	-FS + 1 LSB	-4,9976	1000	0000	0001
0	0,00	0000	0000	0000	- FS	-5,0000	1000	0000	0000

2.1.5 - Módulos de transmissão e recepção de dados via telemetria

Uma vez digitalizados os sinais de interesse deve-se disponibilizá-los à etapa que os transmitirá ao módulo de recepção e processamento, através de um meio “sem fios”. Isto pode ser feito a partir de transmissores e receptores de sinais que utilizam técnicas baseadas em sinais infravermelhos, acústicos ou em rádio frequência. Contudo, estes são os “carregadores” da informação a ser transferida. Ou ainda, se desejamos transferir uma informação via rádio frequência, é necessário que ela seja modulada num outro sinal portador.

2.1.5.1 - Técnicas de modulação e demodulação

A modulação é o processo pelo qual são modificadas uma ou mais características de uma onda portadora (fase, amplitude, frequência) segundo um sinal modulante que é a informação que se deseja transportar [31]. Este sinal modulado é enviado por um transmissor

a um receptor. A demodulação é o processo inverso, ou seja, o receptor recebe o dado modulado e extrai o dado modulante da portadora. Para que este processo de modulação/demodulação seja eficiente é necessário estabelecer um protocolo, que é definido como um conjunto de regras preestabelecidas e de conhecimento das partes envolvidas, que disciplinam a comunicação de dados entre transmissores e receptores, com a finalidade de garantir que o intercâmbio de informações esteja sendo realizado de modo ordenado e sem erros [31].

Com o protocolo definido, o dado é entregue ao transmissor responsável pela modulação e envio do mesmo. A modulação é a alteração sistemática de uma onda portadora de acordo com o sinal modulante (dado a ser enviado). Há duas formas básicas de se modular um sinal:

- Modulação analógica;
- Modulação digital.

a) Modulação analógica

Também classificada como modulação de onda contínua (CW), na qual a portadora é uma onda cossenoidal, e o sinal modulante é um sinal analógico ou contínuo, esta técnica caracteriza-se pela variação do parâmetro modulado em proporção direta ao sinal modulante. Normalmente, a onda portadora possui uma frequência muito maior do que qualquer um dos componentes de frequência contidos no sinal modulante. O processo de modulação caracteriza-se por uma translação em frequência, onde o espectro de frequência dos dados (mensagem) é deslocado para uma nova e maior banda de frequências. As técnicas de modulação para sinais analógicos mais utilizadas são:

- Modulação em amplitude - AM;
- Modulação em frequência - FM;
- Modulação em fase - PM.

b) Modulação digital

Denominada também como modulação discreta ou codificada, onde o sinal modulante é um sinal digital em que o valor binário "1" corresponde a um pulso e o valor binário "0" representa a ausência do mesmo.

As técnicas de modulação para sinais digitais mais utilizadas são:

- Modulação em amplitude por chaveamento – ASK;
- Modulação em frequência por chaveamento – FSK;
- Modulação em fase por chaveamento – PSK;
- Modulação em largura de pulso – PWM;
- Modulação multinível;
- Modulação em amplitude em quadratura – QAM.

Este trabalho não tem como objetivo explicar todas as possíveis técnicas de modulação. Contudo, como o módulo de transmissão a ser utilizado modula em ASK, esta será descrita brevemente, para possibilitar a melhor compreensão das etapas posteriores deste trabalho.

Modulação ASK (Amplitude Shift-Keying)

É a técnica de modulação mais simples para sinais digitais. Consiste na alteração da amplitude da onda portadora em função do dado a ser transmitido. A modulação em amplitude translada o espectro de frequência baixa do sinal binário para uma frequência alta, como é a da onda portadora.

A amplitude da portadora é comutada entre dois valores, usualmente, ligado e desligado (na modulação em amplitude multinível podem ser utilizados mais valores). A onda resultante consiste então em pulsos de rádio frequência (RF), que representam o sinal binário "1" em um pulso e espaços representando o dígito binário "0" (supressão da portadora).

A vantagem desta técnica é sua simplicidade e a desvantagem é uma perda de potência relativa à onda portadora e sua sensibilidade a ruídos, requerendo cuidados adicionais na transmissão do sinal. A figura 2.23 exemplifica uma a modulação ASK.

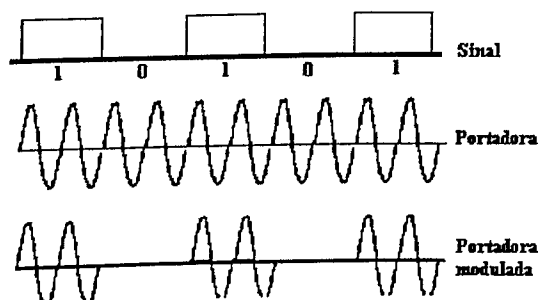


Figura 2.23 - Modulação ASK [31].

c) Demodulação

A demodulação é realizada na recepção, demodular um sinal significa reverter o processo da modulação. O processo é iniciado detectando-se a portadora e extraíndo dela o sinal modulante. Quando se trata de sinais digitais, a forma de onda não é importante, pois ela já é conhecida, bastando determinar se o pulso está presente ou ausente. Portanto, o ruído poderá causar erros neste processo.

Um bom condicionamento do sinal melhora a relação sinal/ruído reduzindo assim a possibilidade de erro.

2.1.6 - Processamento digital de sinais biomédicos

O processamento digital de biopotenciais possibilita uma grande facilidade de acesso e análise dos dados coletados em um exame permitindo que o profissional possa avaliar o paciente ou voluntário com maior clareza. Algumas das possíveis análises são:

- Para ECG:
 - Batimentos cardíacos por minuto (bpm);
 - Arritmias;
 - Avaliação de rendimento e capacidade cardíaca durante exercícios;
 - Patologias cardíacas.

- Para EEG:
 - Acompanhamento da evolução de tratamentos relacionados à distúrbios de atenção;
 - Avaliação de distúrbios do sono;
 - Estudo e tratamento de depressão;
 - Avaliação de traumatismos crânicos.

- Para EMG:
 - Acompanhamento da evolução de pacientes durante terapias de reabilitação;
 - Análise de atividades bio-mecânicas;
 - Estudo de patologias relacionadas ao sistema neuro-muscular;
 - Avaliação de equilíbrio.

As técnicas matemáticas para processamento dos sinais ECG, EEG e EMG são divididas em duas grandes classes:

- Processamento no domínio do tempo: Batimentos por minuto (bpm), valores RMS, amplitudes, médias, etc.
- Processamento no domínio da frequência: Conteúdo espectral, densidade espectral de potência, frequência mediana, avaliação de ondas de sinais EEG, dentre outros.

Estas técnicas serão discutidas em detalhes no capítulo 4 que trata do desenvolvimento do protótipo.

2.2 - Exemplos de sistemas de biotelemetria

Existem diversos trabalhos envolvendo biotelemetria, por exemplo, Zoubir Hamici et. al [18] discute a transmissão de dados biomédicos por rádio frequência com circuito microtransmissor implantado.

Já Yahya Rahmat-Samii [25] discute a eficiência e projeto de implantação de antenas no corpo humano e W.G Scanlon e N. E. Evans [29] realizaram estudos sobre a influência da massa corporal em transmissão realizada com antena implantada no corpo humano.

O trabalho de Ante Santic [28] propõem um sistema de telemetria por infravermelho bidirecional, onde a distância, eliminação de ruídos e anteparos no meio da comunicação entre transmissor e receptor limitam o dispositivo.

Contudo, o trabalho em tela está mais relacionado com os trabalhos a seguir que serão descritos de forma mais detalhada.

Fórmica et al [15] foi utilizado um sistema de telemetria multicanal que utiliza dois canais para SEMG e um outro para ECG. O sistema utiliza eletrodos de superfície, sendo que os sinais são amplificados e filtrados em cada canal. Os sinais são multiplexados e enviados ao módulo de transmissão que possui um microcontrolador e um “transceiver” para codificar e transmitir por rádio frequência (RF) o sinal, respectivamente. O módulo receptor possui “transceiver” e um microcontrolador para receber e decodificar o sinal.

A comunicação é bidirecional e os módulos utilizam a porta paralela de um computador transmitindo os dados em tempo real.

O hardware desenvolvido utiliza amplificador de instrumentação para a captura dos dados biomédicos. O bloco de transmissão utiliza o microcontrolador PIC16F873 com conversão A/D de 8 bits tanto para EMG quanto para ECG. O bloco de recepção utiliza o microcontrolador PIC 18F874. E a técnica de modulação utilizada foi FSK com a portadora de 433 MHz. O software utiliza a plataforma Windows 98 e separa os dados e os coloca em

gráficos em tempo real além de controlar o PIC do receptor para a entrada dos dados e o envio de sinais ao módulo transmissor. A figura 2.24 mostra o diagrama de blocos do sistema.

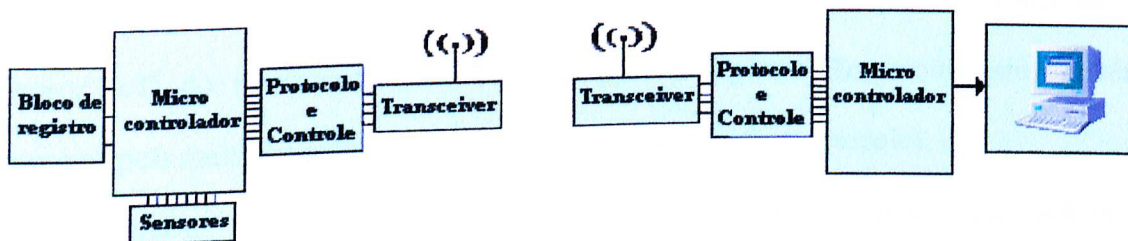


Figura 2.24 - Diagrama de blocos de transmissão e recepção de um sistema de telemetria multicanal [8].

O trabalho de Istepanian e Woodward [20] um sistema acústico sub aquático microcontrolado utilizando telemetria com transmissão digital, em tempo real. Os dados de batimentos cardíacos, velocidade respiração e profundidade do mergulhador foram multiplexados. O equipamento foi usado para monitorar os estímulos cardiovasculares durante atividades de esporte aquático. Segundo os autores, em ambientes subaquáticos há múltiplas reflexões, neste caso o sistema acústico é mais eficiente, pois com a utilização desta técnica os problemas de transmissão podem ser desconsiderados. A figura 2.25 mostra o diagrama de blocos de um sistema de telemetria sub aquática.

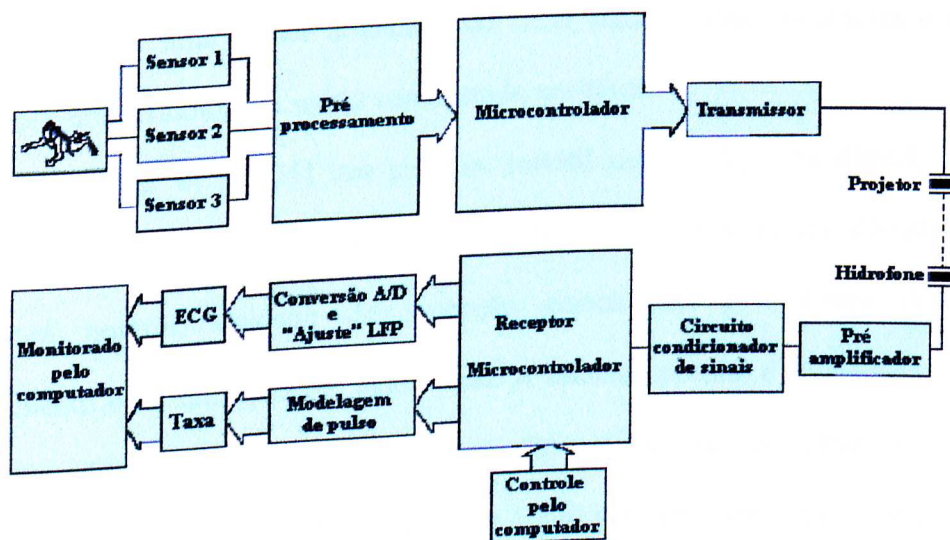


Figura 2.25 - Sistema de telemetria acústico para ECG microcontrolado [20].

O sinal captado pelos sensores 1, 2 e 3 são amplificados e filtrados em 200 Hz e é utilizado o conversor A/D do microcontrolador (8 bits) para a digitalização, sendo este também responsável pela multiplexação dos sensores e a sua codificação (protocolo).

A função principal do receptor é fazer a varredura das frequências acústicas escolhidas pelo hidrofone e fornecer os dados recebidos ao processador do receptor, que é sincronizado com o protocolo do transmissor. O controle deste sincronismo é realizado pelo computador hospedeiro através de um programa específico.

O receptor é equipado com um conversor A/D, um controle automático de ganho e um filtro para “ajustar” e reconstruir o sinal de ECG, que é enviado para a porta RS-232 de um computador portátil.

Os autores concluíram que a metodologia empregada pode se estender a outros sinais biomédicos, tais como o EEG, pressão sangüínea e temperatura.

O equipamento é útil para transmitir o ECG em batimentos cardíacos mais elevados, como por exemplo, durante o trabalho subaquático árduo ou em natação intensa. Em níveis mais baixos houve uma menor qualidade do ECG, mas segundo os autores o sistema foi validado por um cardiologista sendo considerado aceitável.

Por Müller et al [25] um sistema portátil de biotelemetria digital, dedicado à aquisição de sinais eletromiográficos é constituído de três partes distintas: unidade transmissora portátil, unidade de recepção estacionária e software de aquisição, armazenamento e visualização em tempo real. A unidade portátil é alimentada com bateria recarregável, oferecendo autonomia de 5 horas. Suas 4 entradas analógicas são digitalizadas em 10 ou 12 bits com taxa de amostragem de 1.000 amostras por canal. A transmissão por Rádio Frequência (RF) com frequência de portadora em 916MHz e potência ajustável de 0.5 a

10 mW. O enlace usa modulação digital em amplitude (ASK) com taxa de transmissão de 115.2 Kbps. A unidade estacionária é dedicada a receber, demodular e converter o sinal recebido para o padrão RS232. Este sinal é tratado pelo software de aquisição, desenvolvido em Visual Basic 6.0 e permite visualização dos dados coletados em tempo real. O sistema oferece maior liberdade ao usuário, sem restringir seus movimentos durante o processo de monitoração, e garante isolamento galvânica entre usuário e a rede elétrica.

O sistema desenvolvido pelos autores possui 4 canais dedicados para EMG e o transmissor, alimentado por bateria, é preso à cintura do usuário. Os circuitos de captação dos sinais EMG(s) são independentes para cada canal, sendo cada canal constituído de um amplificador de instrumentação e um filtro passa-alta de primeira ordem, com frequência de corte em 10Hz. A finalidade deste filtro é remover artefatos de baixa frequência produzidos pela movimentação dos eletrodos na pele, melhorando a relação sinal/ruído na captação dos sinais. A próxima etapa consiste de um filtro ativo passa-baixa que atua como anti-aliasing.

A última etapa analógica consiste em um amplificador com ganho programável de 100 a 1600 com incrementos de 100 em 100. O erro total no ganho dos estágios é menor que 2%.

Segundo os autores uma característica importante desta unidade foi a implementação de um circuito de proteção ao usuário durante a recarga da bateria, um relé interno desconecta a bateria do restante do circuito, isolando o usuário da fonte externa.

A unidade estacionária de recepção do sinal de RF é conectada à porta serial COM1/COM2 de um microcomputador. A alimentação desta unidade é retirada da própria porta serial e sua função é receber o sinal de RF, demodular os dados, desfragmentar os blocos e decodificá-los, convertendo-os para o padrão RS232. Esses dados são transmitidos para o microcomputador à taxa de 115.2 Kbits/s. A figura 2.26 exemplifica a forma de utilização deste sistema.

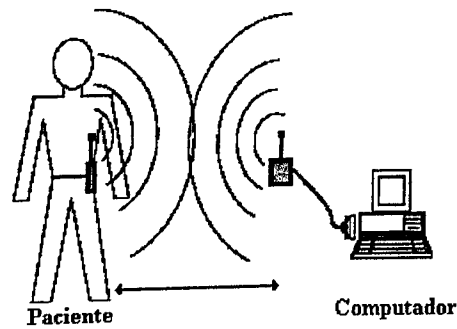


Figura 2.26 - Exemplo de utilização do sistema [25].

O software que processa os dados recebidos pela porta serial COM1/COM2 permite visualizar os dados captados em tempo real na tela de vídeo, permitindo alterar o tempo de varredura durante a aquisição do sinal. Os dados podem ser armazenados em disco rígido para posterior visualização, permitindo os recursos de zoom, rolagem, etc., ou serem exportados para aplicativos como Matlab, Mathcad, SAD32 e outros. Sendo que o limite de tempo para aquisição é restrito a disponibilidade de memória RAM do sistema e ao espaço livre no disco rígido.

Os autores concluíram que o equipamento apresenta um funcionamento adequado para utilizações envolvendo biotelemetria a curta distância, em ambientes fechados e abertos. 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 ideal para o equipamento é que o transmissor e o receptor fiquem o mais próximo possível e de preferência em visada direta, principalmente em aplicações onde o transmissor esteja em movimento.

O trabalho de Bertemes Filho et. al [6], apresenta sistema telemétrico capaz de captar sinais bioelétricos (*e.g.*, EEG, ECG e EMG) em 16 canais, empregando um sistema de transmissão digital, onde cada canal é multiplexado, digitalizado e transmitido serialmente em

16 bits. A recepção constitui-se de um receptor de vídeo, um circuito de condicionamento e sincronismo dos dados e uma interface paralela de um computador.

Os autores utilizaram o sistema de transmissão digital (TDM-PCM: Multiplexação por Divisão do Tempo utilizando a Modulação por Código de Pulso), pois a transmissão digital possui 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. E a utilização da telemetria permite maior mobilidade do paciente. Utilizou-se um único transmissor e receptor comercial de sinal de vídeo.

Neste sistema os sinais bioelétricos possuem ganhos selecionados (500, 1000, 5000 e 15000) pelo operador. Os circuitos digitais permitem o controle automático dos canais de entrada do multiplexador, do início de conversão A/D e do processo de serialização dos 16 bits da palavra digital (8 bits de dados, 4 bits de endereços de canais, 3 bits para o ganho da cadeia e um start bit). Esta unidade permite que sejam feitas 975 amostras por segundo por canal, utilizando-se de um sinal de "clock" de 500 KHz.

Segundo os autores este sistema apresenta conforto ao usuário, isenção de ruídos no sinal devido à transmissão digital, possibilidade na monitoração em 16 canais e possibilidades de armazenamento dos dados em computadores são algumas das vantagens oferecidas pelo sistema. Porém, dois pontos do trabalho ainda podem ser aprimorados, tais como: período de monitoração, que é limitado pela duração das baterias e tamanho da unidade transmissora, que é limitada pelos componentes (baterias, capacitores, circuitos integrados, etc.).

Conclusões

Para o trabalho em tela foi escolhida a transmissão via rádio frequência (RF), pois permite um bom alcance e anteparos entre o transmissor e receptor não interrompem a comunicação.

O capítulo a seguir destaca os requisitos básicos para o sistema de telemetria objeto deste trabalho, de acordo com a exposição feita anteriormente.

Capítulo 3

REQUERIMENTOS E ESPECIFICAÇÕES PARA UM SISTEMA DE BIOTELEMETRIA MULTIFUNCIONAL

Conforme descrito no capítulo 1, o objetivo deste trabalho é projetar e construir um equipamento de biotelemetria, programável e multifuncional, para medição de sinais ECG, EEG e EMG. Para tanto, realizou-se uma pesquisa das características básicas dos equipamentos de biotelemetria a fim de reunir o maior número de informações para a construção do protótipo. As fontes de pesquisa utilizadas envolveram: a internet, livros, monografias, periódicos científicos e conversa com profissionais que por ventura utilizam o sistema, como educadores físicos e fisioterapeutas.

3.1 - Requerimentos fundamentais

3.1.1 - Gerais

Os requisitos gerais para módulos de transmissão e recepção foram definidos, observando a utilização do equipamento no que se refere ao conforto e simplicidade de uso.

Módulo de transmissão

- **Peso:** Não exceder a duzentos (200) gramas;
- **Dimensões:** Máximo de 20x10x5 cm;
- **Controles:** Dois botões “push-buttons” respectivamente, para definir o tipo de sinal e ganho da unidade de amplificação;

- Alimentação: Através de baterias de 12 Volts;
- Detecção multifuncional: Capaz de detectar sinais ECG, EEG, e a envoltória EMG, como descrito no capítulo 2, sendo que todos os sinais devem ser detectados através de um único canal de entrada.

Módulo de recepção

- Peso: Não ultrapassar duzentos (200) gramas;
- Dimensão: Máximo de 15x10x5 cm;
- Alimentação: Contínua de 5 Volts, preferencialmente através da própria alimentação do computador.

3.1.2 - Especificações de Hardware

No capítulo 2 mostrou-se a origem, as técnicas para a detecção, condicionamento e conversão A/D dos sinais ECG, EEG e EMG. As especificidades do hardware para tratamento de cada tipo de sinal são descritas a seguir.

Para condicionamento de sinais ECG:

- Detecção: Eletrodos passivos;
- Amplificação: O sinal deve ser pré-amplificado de forma diferencial fixa de 1.000 vezes e posteriormente uma amplificação ajustável para que a saída do sinal varie de 1 até 64 vezes o sinal aplicado em sua entrada. Estes com ganhos ajustáveis tem a finalidade de evitar a saturação do sinal, evitando um condicionamento errôneo;
- Filtros: Passa-faixa de 0,1 a 30 Hz;
- Taxa de amostragem: Mínima de 60 Hz (conforme o teorema de Nyquist).

Para condicionamento de Sinais EEG:

- Detecção: Eletrodos passivos;
- Amplificação: O sinal deve ser pré-amplificado de forma diferencial fixa de 1.000 vezes e posteriormente uma amplificação ajustável para que a saída do sinal varie de 1 até 64 vezes o sinal aplicado em sua entrada. Estes com ganhos ajustáveis tem a finalidade de evitar a saturação do sinal, evitando um condicionamento errôneo;
- Filtros: Passa-faixa com frequência de corte inferior de 0,1 Hz e superior de 30 Hz;
- Taxa de amostragem: Mínima de 60 Hz (conforme o teorema de Nyquist).

Para condicionamento de sinais EMG:

- Detecção: Eletrodos passivos;
- Amplificação: O sinal deve ser pré-amplificado de forma diferencial fixa de 1.000 vezes e posteriormente uma amplificação ajustável para que a saída do sinal varie de 1 até 64 vezes o sinal aplicado em sua entrada. Estes com ganhos ajustáveis tem a finalidade de evitar a saturação do sinal, evitando um condicionamento errôneo;
- Filtros: Passa faixa com frequência de corte entre 20 Hz e 1 KHz;
- Envolvória: retificação em onda completa e filtro passa baixa de 3 Hz;
- Taxa de amostragem: Mínima de 60 Hz (conforme o teorema de Nyquist)

3.1.2.1 - Módulo de controle da unidade de detecção de sinais

Este módulo deve reconhecer o tipo de sinal que está sendo detectado e ajustar o ganho do mesmo, promover a digitalização do sinal e seu envio ao transmissor. Seus requisitos são:

- Controlar os ganhos de amplificação em sete níveis através de um botão no painel do módulo;

- Ajustar o sistema de condicionamento para o tipo de sinal detectado, através de botão no painel do módulo;
- Enviar o sinal detectado, e codificado via protocolo específico, ao módulo de transmissão;

3.1.2.2 - Módulo de transmissão de dados

- Alimentação: Por bateria de 12 Volts;
- Taxa de transmissão: mínima de 2.400 bps;
- Distância de transmissão: Não inferior a 10 metros, sem barreiras.

3.1.2.3 - Módulo de recepção de dados

- Alimentação: Contínua de 5 Volts, preferencialmente através da própria alimentação do computador hospedeiro;
- Taxa de recepção: Mínima de 4.800 bps;
- Distância do módulo de recepção: Não inferior a 10 metros, sem barreiras.

3.1.2.4 - Módulo de controle da unidade de recepção de dados

- Coleta dos dados recebidos;
- Demodulação;
- Empacotamento dos dados;
- Disponibilizar os pacotes de dados para o módulo responsável pelo envio dos dados ao computador.

3.1.2.5 - Módulo de comunicação com o computador hospedeiro

O módulo de comunicação com o computador deve possuir as seguintes características:

- Interface USB;
- Envio dos pacotes de dados ao software principal quando requerido pelo mesmo;
- Imunidade a transientes e ruídos;
- Taxa de transmissão maior que 100 amostras por segundo (amostras de 10 bits equivale aproximadamente a 1.000 bps).

3.1.3 - Especificações para o aplicativo de software

Após avaliação das necessidades do sistema, observando-se o hardware e as necessidades dos usuários, levantou-se o seguinte conjunto de especificações para o aplicativo a ser executado no computador hospedeiro:

- Controle do fluxo de dados entre a unidade receptora e o computador hospedeiro;
- Coleta e armazenamento de dados em arquivos;
- Leitura de dados previamente armazenados em arquivos;
- Visualização dos dados coletados em tempo real;
- Processamento nos domínios do tempo e da frequência com interfaces específicas;
- Possibilitar o uso de filtros digitais.

Processamento no domínio do tempo:

- RMS;
- Média;
- Desvio padrão;
- Variância;

- Batimentos por minuto (bpm) para sinais ECG.

Processamento no domínio da frequência:

- Conteúdo espectral (FFT) do sinal;
- Densidade espectral de potência (PSD);
- Frequência média;
- Frequência moda;
- Frequência mediana.

Além das características já descritas a interface deve possuir três sessões distintas:

- Cadastro;
- Execução da sessão;
- Processamento do sinal.

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

- Visualização da duração do Exame;
- Botões para início e encerramento da sessão;
- Opções de salvar e ler os dados coletados;
- Visualização gráfica, em tempo real, do exame;
- Descrição do tipo do sinal que está sendo coletado: ECG, EEG ou EMG.
- Opção de zoom e outras alterações nas características do sinal.
-
- A sessão Processamento possui:
- Opção para aplicação de filtro digital passa-faixa, com controle das frequências de corte inferiores e superiores;
- Gráfico do sinal coletado com indicação do seu tipo: ECG, EEG, EMG;
- Gráfico do espectro do sinal;
- Gráfico da PSD do sinal;

- Informações referentes a cada um dos cálculos para o domínio do tempo e da frequência, específicos para cada tipo de sinal em campo específicos;
- Todos os gráficos devem possuir a opção de zoom e outras possibilidades de personalização dos mesmos, como cor e tipo de linha.

O capítulo a seguir destaca o projeto e desenvolvimento do equipamento, sendo que estes requerimentos e especificações devem ser rigorosamente obedecidos para que o mesmo seja definido como um sistema que opera em tempo real.

Capítulo 4

PROJETO E DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO

O diagrama geral de blocos do sistema é mostrado na figura 4.1 e destaca as etapas envolvidas em diagrama de blocos.

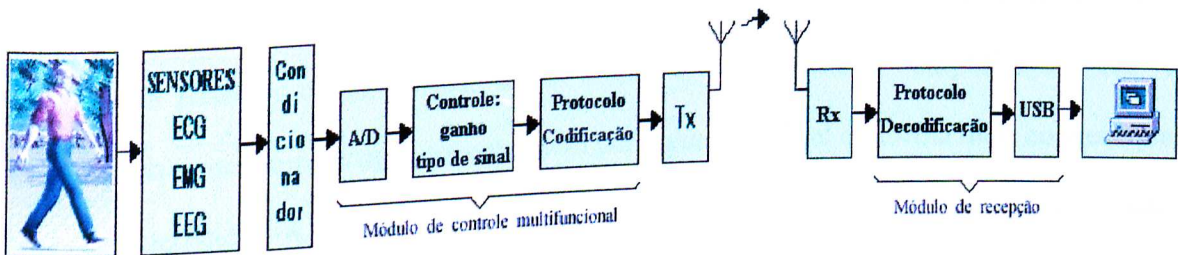


Figura 4.1 - Diagrama de blocos do sistema

No voluntário ou paciente, são colocados os sensores específicos para o tipo de sinal a ser analisado (ECG, EEG, EMG). Estes sensores são ligados a um módulo de condicionamento (será detalhado posteriormente) que envia o sinal ao módulo de controle multifuncional, constituído de conversor A/D, controle de ganho e do tipo de sinal, e por fim os dados são enviados ao transmissor (Tx).

O sinal é transmitido por telemetria chegando ao receptor (Rx) responsável por capturar o sinal e enviá-lo ao módulo de recepção que decodifica o sinal e os empacota enviando-os ao módulo USB cuja a finalidade é estabelecer a comunicação com o computador hospedeiro para entregar os dados biomédicos que estão sendo coletados do voluntário ou paciente.

4.1 - Sensores e técnicas de detecção

O equipamento foi projetado para captação diferencial de sinais provenientes de um par de eletrodos passivos de Ag/AgCl. No capítulo 2 foram descritas as características necessárias para os sensores de captação de cada um dos bio-potenciais (ECG, EEG e EMG) e transformá-los em sinais elétricos.

4.2 - Condicionamento dos sinais

O condicionamento foi projetado para atender às necessidades de cada sinal coletado (ECG, EEG, EMG). Pode-se dividir este projeto em quatro etapas. A primeira capta o sinal dos eletrodos passivos de forma diferencial (INA) e realiza uma pré-amplificação fixa. A segunda realiza uma amplificação programável para ajustar o sinal de forma mais conveniente às suas características. A terceira realiza o tratamento do sinal coletado (filtragem, retificação quando necessária, etc) e a quarta realiza a conversão A/D (digitalização) do sinal, controle de ganho e tipo de sinal definidos pelo usuário. A figura 4.2 mostra o diagrama em blocos do condicionamento do sinal.

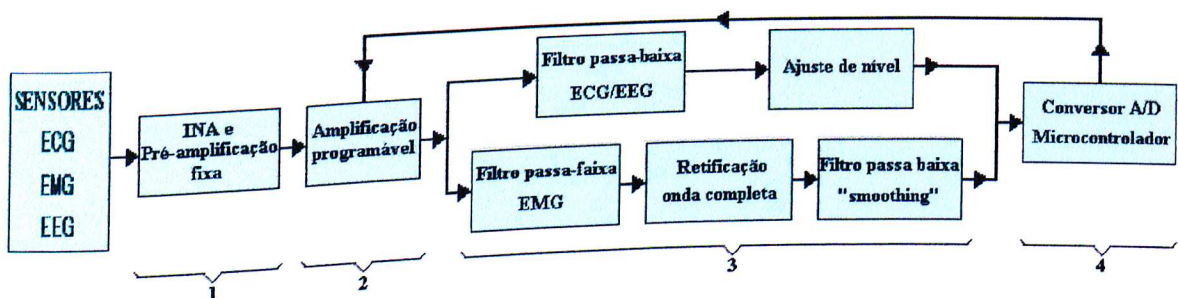


Figura 4.2 - Diagrama em blocos do condicionamento do sinal.

A primeira etapa é apresentada em diagrama do circuito elétrico pela figura 4.3.

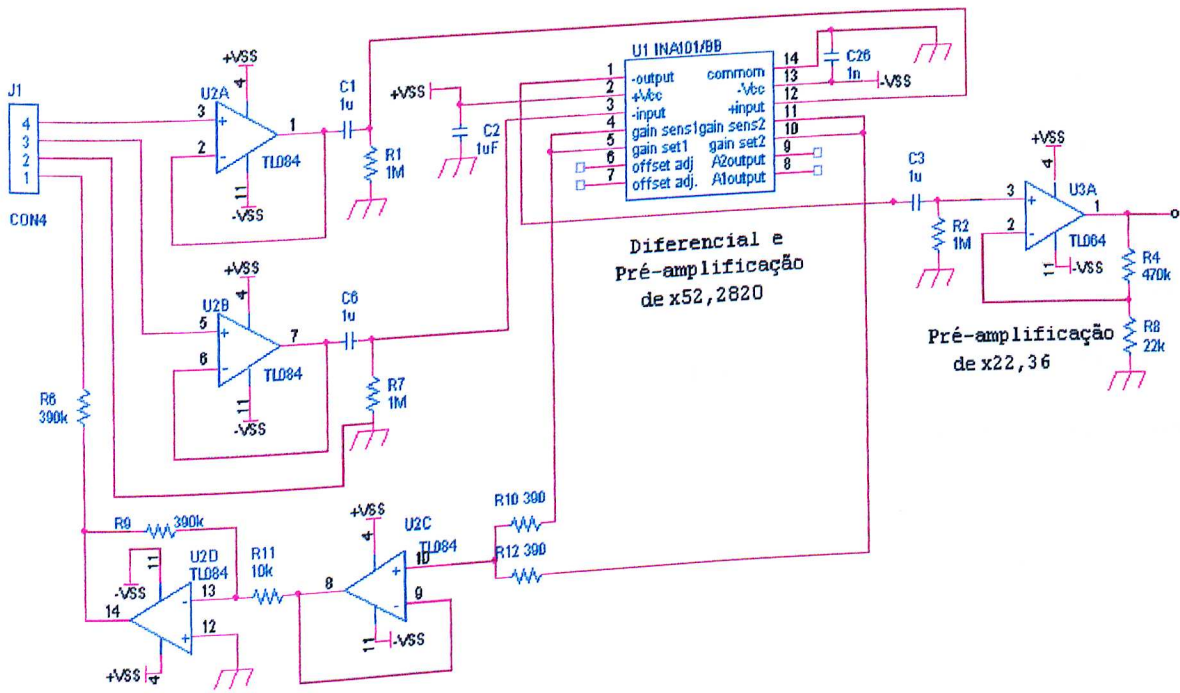


Figura 4.3 - Primeira etapa do condicionamento, segundo o diagrama de blocos.

Para um melhor entendimento, a figura 4.3 será dividida de acordo com a necessidade e ser comentada de forma adequada, a figura 4.4 mostra a entrada do sinal até o momento do início da amplificação diferencial.

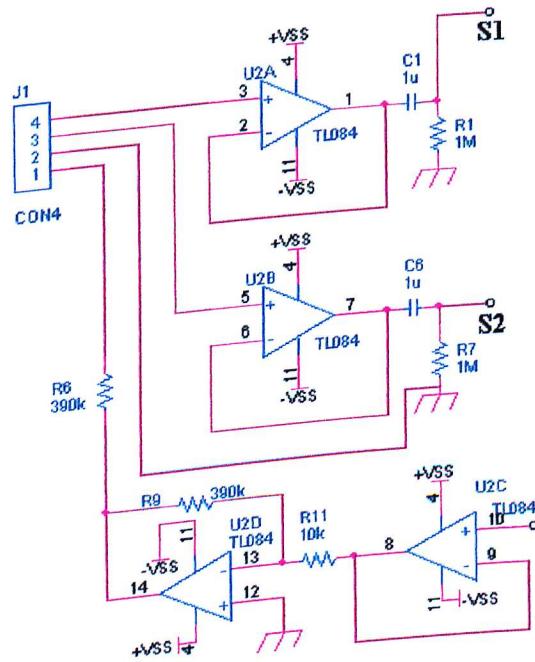


Figura 4.4 - Circuito de entrada "buffers" e referência da perna esquerda.

Os sensores são conectados à entrada do circuito através do conector con4, sendo os pinos: 1 conexão do eletrodo de referência, 2 terra, 3 e 4 conexão dos eletrodos passivos. O CI TL084 com índices U2A e U2B atuam como “buffers”, onde C1, R1 e C2, R2 são filtros passa alta, sintonizados em 0,1 Hz com a finalidade de eliminar componentes DC. Já os índices U2C e U2D são utilizados para referência da perna direita em caso de ECG. S1 e S2 representam a saída do sinal pelos “buffers” dos eletrodos conectados nos pinos 4 e 3 de con4, respectivamente.

4.2.1 - Pré-amplificação

O amplificador de instrumentação escolhido foi o INA 101 da Burr-Brown (pois possui alta razão de rejeição em modo comum, alta impedância de entrada, alta linearidade, baixo ruído sendo recomendado pelo fabricante para a instrumentação médica e sinais de baixa amplitude) e um TL064 (U3A) responsáveis pela pré-amplificação fixa. A figura 4.5 mostra o seu circuito elétrico.

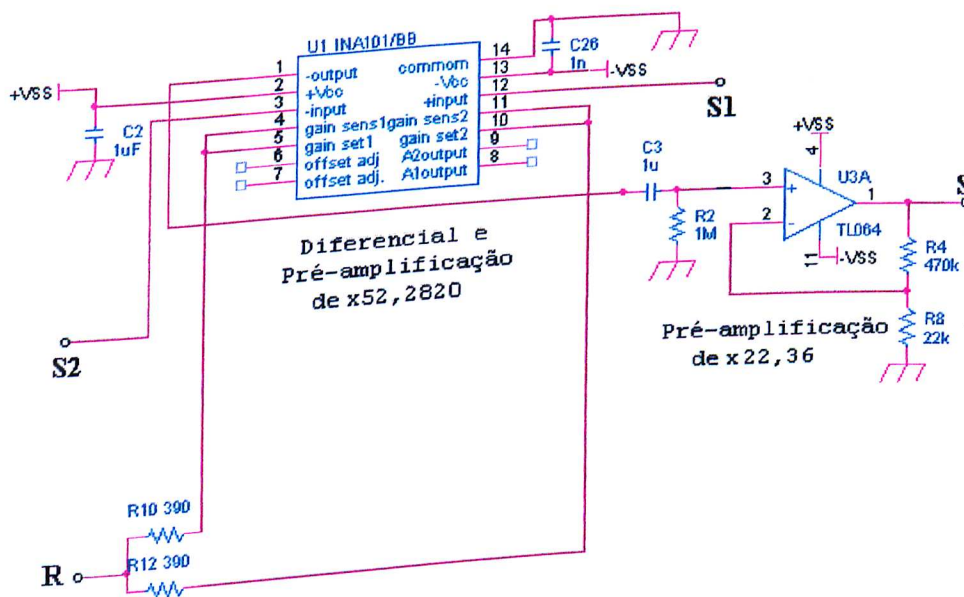


Figura 4.5 - Estágio de amplificação diferencial e amplificação fixa.

O sinal S1 entra pelo pino 12 (entrada positiva) e o S2 pelo pino 3 (entrada negativa) R é utilizado como referência para a perna direita quando é realizado o ECG. Os capacitores C2 e C26 são para garantir uma maior estabilidade na alimentação do CI INA 101 que está configurado para uma amplificação de 52,2820 vezes o sinal de entrada. O conjunto C3, R2 é um filtro passa alta, sintonizado em 0,1 Hz para eliminar o off-set gerado pelo INA101. O TL064 (U3A) é um amplificador de ganho fixo de 22,36 vezes. Assim, a pré-amplificação dá um ganho ao sinal em sua saída (S) de 1.168,5428 vezes o sinal de entrada, conforme requerimento da especificação do hardware para o condicionamento dos sinais ECG, EEG e EMG descritos no capítulo 3.

4.2.2 - Amplificação programável

Como o sistema foi concebido para trabalhar com diferentes sinais e de características próprias, o condicionamento do sinal deve ser ajustável. Isto é feito utilizando amplificadores programáveis que é a segunda etapa do condicionamento, sendo realizada em dois estágios como mostra a figura 4.6.

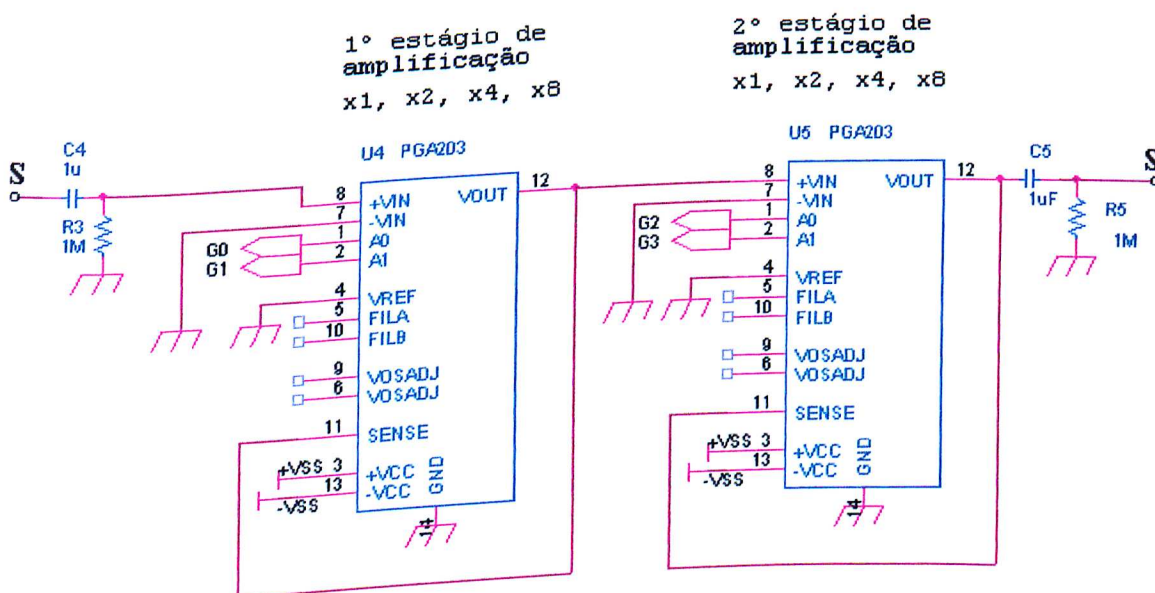


Figura 4.6 - Segunda etapa do condicionamento, amplificação programável.

O sinal S entra no circuito e é filtrado pelo conjunto C4, R3 que é um filtro passa alta, sintonizado em 0,1 Hz para evitar o off-set do pré-amplificador.

O amplificador programável escolhido para os dois estágios de amplificação foi o PGA 203 da Burr-Brown, em cascata. Por apresentar um baixo consumo, alta linearidade ser recomendado pelo fabricante para sistemas de aquisição de dados, alta rejeição em modo comum e pode amplificar o sinal de saída em 1, 2, 4 e 8 vezes o sinal aplicado em sua entrada. A estratégia de amplificar o sinal em dois estágios é de se obter um maior controle sobre a amplificação. Por um “push-button” (chave normalmente aberta) pode-se escolher qual a amplificação mais adequada para o sinal que está sendo coletado.

O conjunto C5, R5 é um filtro passa alta, sintonizado em 0,1 Hz para evitar o off-set destes estágios de amplificação.

Através de um “push-button” são controlados os ganhos de amplificação, a cada pulso um ganho diferente é selecionado. Como mostra a tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Ganhos nos amplificadores programáveis através de “push-button”.

Controle individual dos PGA(s)				Botão	PGA(s) 203	AMPLIFICAÇÃO
G3	G2	G1	G0	PULSO	MULTIPLICADOR	GANHO
0	0	0	0	0	1	1.168,5428
0	0	0	1	1	2	2.337,0857
0	0	1	0	2	4	4.674,1713
0	0	1	1	3	8	9.348,3462
0	1	1	1	4	16	18.696,6852
1	0	1	1	5	32	37.393,3705
1	1	1	1	6	64	74.786,7410

Das vinte e quatro (24) combinações possíveis dezessete (17) apresentam valores de multiplicador repetidos e sete (7) combinações apresentam valores distintos. Por conveniência foram selecionadas as combinações mostradas na tabela 4.1, quanto ao software que gerencia

os pulsos do “push-button” que será descrito posteriormente. Assim o sinal de entrada S depende do usuário que define através de um botão o nível de amplificação conveniente para cada tipo de sinal.

Nota-se que o cumprimento do requerimento exigido para a amplificação variável descrita no capítulo 3.

Com o sinal devidamente amplificado a próxima etapa é o tratamento deste sinal que depende de seu tipo, isto é, se ECG, EEG ou EMG.

4.2.3 - Tratamento do sinal

Os sinais ECG e EEG possuem similaridades quanto a forma de tratamento do sinal, mas grandes diferenças de amplitudes. Considerando que esta etapa já passou pela de amplificação programável o problema da amplitude foi solucionado, restando apenas tratar o sinal, isto é, filtrá-lo com um filtro passa baixa e ajustá-lo (elevação DC) para que não haja valores negativos, pois o microcontrolador que realiza a conversão A/D opera entre as tensões de 0 a 5 Volts. A figura 4.7 mostra o diagrama elétrico desta filtragem e da elevação DC do sinal.

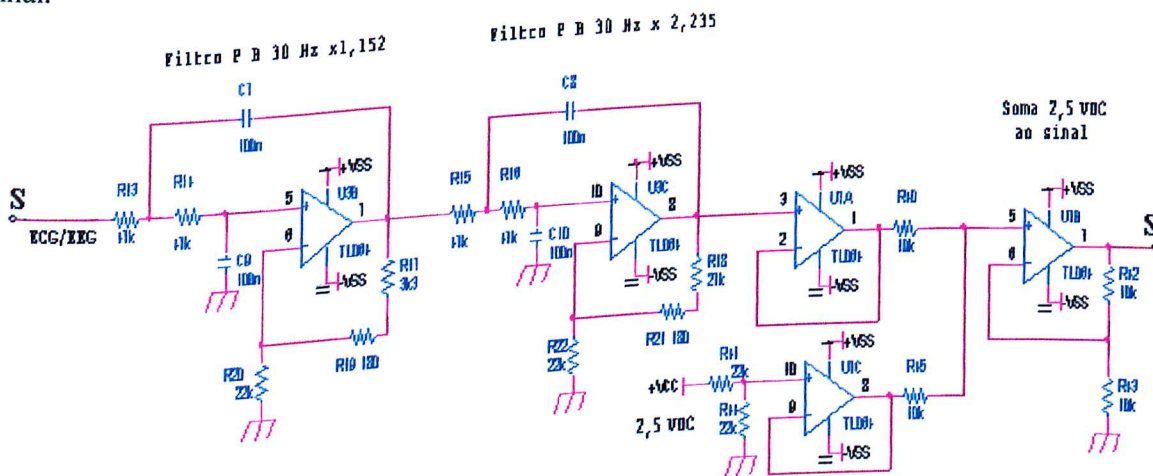


Figura 4.7 - Diagrama elétrico para filtragem e elevação DC dos sinais ECG/EEG.

O sinal S entra no circuito e passa por um filtro passa-baixa tipo Butterworth de quatro pólos sintonizado em 30 Hz, com ganho 2,259 e em seguida passa por um buffer. A este sinal (S) será somado 2,5 Volts DC para que o sinal seja convertido de forma adequada pelo conversor A/D.

O sinal EMG recebe um tratamento diferente do visto anteriormente e seu diagrama elétrico é mostrado pela figura 4.8.

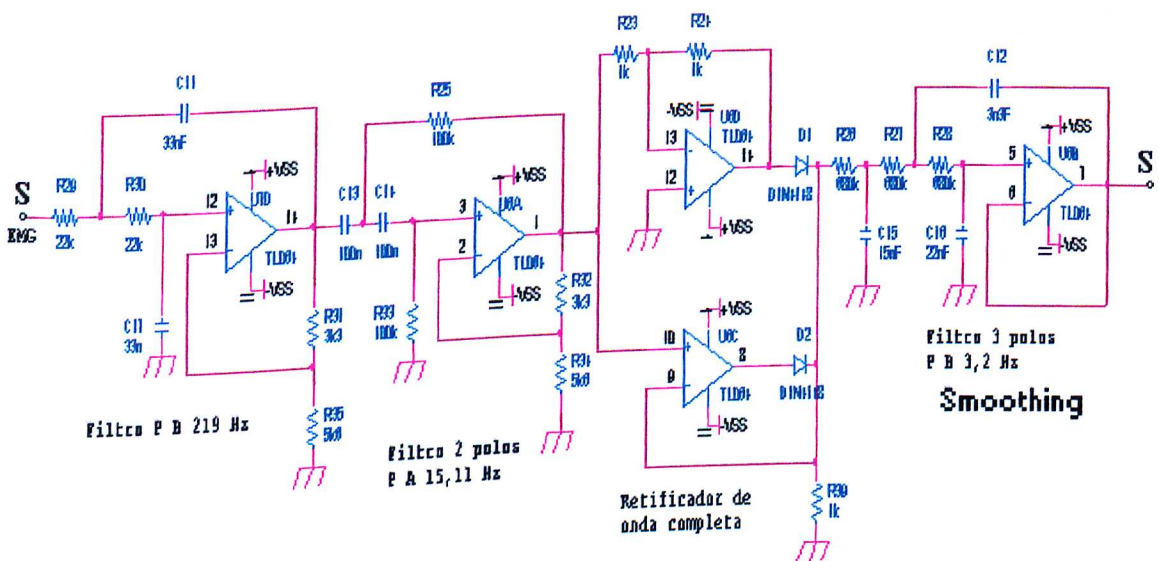


Figura 4.8 - Diagrama elétrico para filtragem, retificação de onda completa e "smoothing" (envoltória) do sinal EMG.

O sinal S passa por um filtro passa faixa sintonizado na frequência de corte superior em 219 Hz e frequência de corte inferior de 15,11 Hz, o sinal filtrado tem então um ganho de 2,523. E em seguida este sinal é retificado em onda completa e posteriormente é filtrado por um filtro de três pólos passa baixa de 3,2 Hz ("smoothing") para se obter a envoltória do sinal S.

A tabela 4.2 mostra a amplificação total do sistema de condicionamento do sinal.

Tabela 4.2 – Amplificação geral do sinal através dos amplificadores programáveis.

Controle individual dos PGA(s) 203				Push-button	ECG/EEG	EMG
G3	G2	G1	G0	PULSO	Ganho (2,259)	Ganho (2,523)
0	0	0	0	0	2.639,6975	2.948,2466
0	0	0	1	1	5.279,3950	5.896,4932
0	0	1	0	2	10.558,7901	11.792,9864
0	0	1	1	3	21.117,5802	23.585,9728
0	1	1	1	4	42.235,1604	47.171,9457
1	0	1	1	5	84.470,3207	94.343,8913
1	1	1	1	6	168.940,6415	188.687,7827

4.2.4 - Módulo de digitalização e controle

A figura 4.9, mostra o diagrama elétrico do módulo de digitalização e controle.

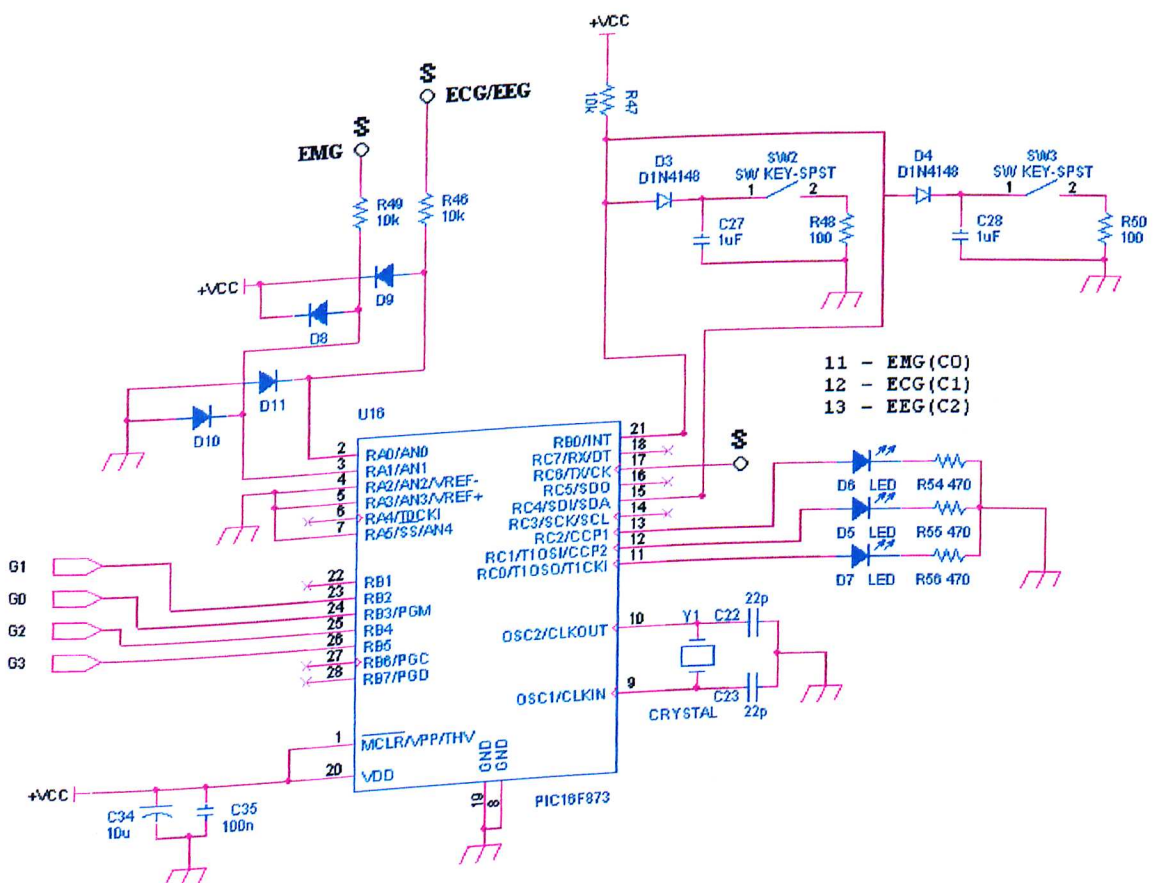


Figura 4.9 - Diagrama elétrico do módulo de digitalização e controle.

Nesta unidade o sinal deve ser digitalizado e controlado, isto é, controlar o funcionamento do sistema de acordo com as especificações do usuário tanto em ganho quanto no tipo de sinal. Para estas duas tarefas foi escolhido o microcontrolador PIC16F873 da Microchip, pois realiza a conversão A/D em 10 bits e executa o controle de ganho e tipo de sinal (conforme requerimentos estabelecidos no capítulo 3). A figura 4.9 mostra o diagrama elétrico do módulo de digitalização e controle.

Digitalização do sinal

O microcontrolador escolhido tem fundo de escala compreendido entre 0 a 5 Volts, com tolerância de 0,3 Volts. Devido a esta característica o sinal a ser digitalizado não pode assumir valores inferiores a $-0,3$ V nem superiores a $5,3$ V, por isso a necessidade de elevar o nível DC dos sinais ECG/EEG na etapa de tratamento do sinal.

Antes do sinal (S) chegar ao microcontrolador, este passa por um circuito de proteção de sobre e subtensões. Se for ECG/EEG pelo conjunto de diodos D9, D11 ou EMG pelo conjunto de diodos D8, D10. Quando o sinal (S) que chega ao microcontrolador este sinal pode digitalizado pelo pino 2 (ECG/EEG) ou pelo pino 3 (EMG) pré-escolhido pelo usuário na seleção de tipo de sinal (botão SW3).

O botão SW3 controla o tipo de sinal que é ligado ao pino 15 do microcontrolador (PIC) e a cada toque realizado pelo usuário um dos “leds” (indicadores luminosos) ligados os pinos 11, 12 e 13 é aceso (EMG, ECG ou EEG, respectivamente) indica ao usuário o tipo de sinal selecionado. Foi padronizado que, no instante em que o módulo é ligado o sinal é selecionado em ECG. Esta escolha é definida por uma variável contadora de pulso associada a este botão sendo iniciada com o valor zero. Cabendo ao usuário, através deste botão, aplicar pulsos para alterar o valor desta variável e conseqüentemente o tipo de sinal (0 → ECG, 1 → EMG, 2 → EEG).

O botão SW2 controla o ganho do sinal e é ligado ao pino 21 do PIC e a cada toque realizado pelo usuário o ganho é alterado, com valores de escala de 0 a 7 alterando as saídas Go, G1, G2 e G3 saem do PIC (pinos 24, 23, 25 e 26, respectivamente) conforme mostrado na tabela 4.2. Foi padronizado que, no instante em que o módulo é ligado o ganho do sinal fica setado em pulso 0 (conforme tabela 4.2). Cabendo ao usuário, através deste botão, de aplicar pulsos para alterar o ganho.

O sinal devidamente digitalizado sai pelo pino 17, que é a saída RS232 do PIC para o módulo de transmissão sem fio.

4.3 - Módulo de transmissão sem fio

O microcontrolador é responsável pela digitalização do sinal, pelo controle do ganho e do tipo do sinal coletado. Além de ser responsável pelo envio dos dados ao transmissor sem fio. Cabe ao transmissor modular estes dados em uma onda portadora e transmiti-los para o receptor (será descrito posteriormente). O transmissor sem fio escolhido foi o RT4-433.92 da Telecontrolli, e suas características são mostradas na tabela 4.3.

Tabela 4.3 – Características do transmissor RT4-433.92.

CARACTERÍSTICAS		MÍNIMO	TÍPICO	MÁXIMO	UNIDADE
V _{cc}	Tensão de alimentação	2		14	V _{DC}
I _s	Corrente de alimentação (V _{cc} 5V)		4		mA
F _w	Frequência de trabalho	302,8		433,92	Mhz
P _o	Potência de saída em RF (V _{cc} 12 V)		7	10	dBm
V _i	Tensão de entrada	2		V _{CC}	V
	Taxa de dados (transmissão)			4	KHz
T _{OP}	Temperatura de operação	- 25		+ 80	°C

A figura 4.10 mostra o transmissor escolhido e suas conexões

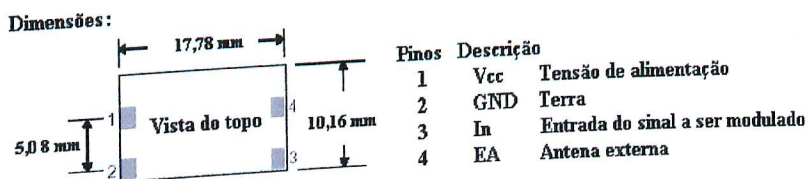


Figura 4.10 - Transmissor RT4-433.92 da Telecontrolli.

O diagrama do circuito elétrico do módulo de transmissão sem fio é mostrado na figura 4.11.

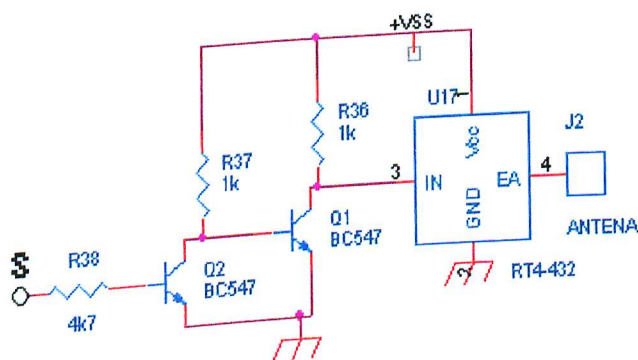


Figura 4.11 - Módulo de transmissão sem fio.

O sinal (S) possui uma tensão de 5 Volts, um pouco baixa para que o módulo transmissor possa enviar o sinal a longas distâncias. Este sinal foi enviado a um driver composto por dois transistores que elevam a tensão do mesmo para 8 Volts, com a finalidade de maximizar a potência do sinal a ser transmitido.

Definido o transmissor sem fio é necessário escolher uma antena para que o funcionamento do mesmo seja adequado.

4.4 - Projeto da antena

A antena é importante em sistemas sem fio de baixa potência para se conseguir um bom rendimento na faixa de operação definida pelo fabricante do dispositivo de transmissão.

Para projetar e otimizar o uso da antena deve-se observar algumas variáveis externas, tais como:

- Sua proximidade com outros componentes;
- Constantes dielétricas do ar e do material utilizado para encapá-la (caso seja necessário);
- Material utilizado em sua construção.

Os tipos de antenas mais utilizados nestes sistemas são:

- Bastão ou chicote (“whip”);
- Helicoidal;
- De quadro (“loop”).

Antena tipo bastão ou chicote

A antena chicote, das mencionadas anteriormente, é o modelo mais simples. Geralmente utilizada em aplicações onde a escala é importante e com a vantagem de ser de fácil ajuste.

Este modelo de antena é definido como dipolo de um quarto de onda, sendo conectada diretamente ao pino de transmissão. A dimensão do tamanho da antena é dada pela seguinte equação: $c = \lambda / 4f$, onde: λ é velocidade da luz [m/s] e f é a frequência de transmissão em [Hz]. O transmissor escolhido transmite na frequência de 433,93 MHz, utilizando a equação o comprimento da antena é de 17,28 cm.

O dimensionamento da antena pode sofrer alterações para cima ou para baixo do valor calculado, pois algumas variáveis alteram seu comportamento sendo necessário

sintonizá-la. Como exemplo serão mencionadas algumas das variáveis mais comuns que afetam o dimensionamento.

O dimensionamento é afetado para acima do valor calculado se:

- Sua conexão com o aterramento for pequena;
- Se instalada longe do pino de saída do transmissor utilizando de cabo coaxial.

O dimensionamento é afetado para valores abaixo do valor calculado se:

- A antena possuir uma base mais grossa que seu “corpo”;
- Se for revestida por qualquer material.

A figura 4.12 mostra a antena em forma de bastão que deve ser soldada o mais perto possível do ponto de transmissão e de um ponto de terra.



Figura 4.12 - Antena tipo bastão.

Quando na forma de chicote, este pode ser feito como um trilha na placa de circuito impresso conforme figura 4.13. O comprimento do traço pode ser 10% a 20% menor do que o dimensionamento calculado pela fórmula, dependendo do dielétrico e da espessura da placa. A trilha utilizada para a antena deve obedecer a uma distância mínima de 5mm de qualquer outra trilha da placa do circuito impresso, incluindo a de terra. A figura 4.13 mostra de forma esquemática a antena tipo chicote implementada em uma placa de circuito impresso utilizando o transmissor RT4-493.92 da Telecontrolli.

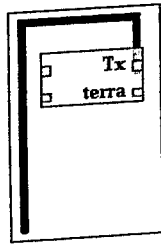


Figura 4.13 - Antena tipo chicote com trilha na placa de circuito impresso.

Antena tipo helicoidal

A antena helicoidal é uma bobina de fio, sendo que o material utilizado para sua confecção geralmente é aço, cobre, ou bronze por apresentarem um alto fator de qualidade (Q), comentada por Zoubir [41]. A figura 4.19 mostra de forma esquemática uma bobina helicoidal.

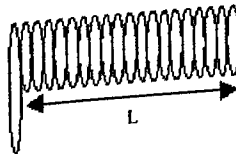


Figura 4.19 - Antena helicoidal.

O afastamento entre as bobinas tem um efeito pronunciado no desempenho da antena. O número de espiras depende do tamanho e diâmetro do fio, sendo determinado de forma empírica, ajustando-a a frequência ressonante desejada.

Para 433,92 MHz uma antena de cobre esmaltado de 1,0mm de diâmetro, o comprimento (L) é de 30mm e o número de espiras é de 17 voltas. O problema deste tipo de antena é a interferência gerada por objetos próximos a ela, até mesmo o corpo humano.

Antena tipo quadro ou “loop”

Este tipo de antena é de fácil construção e apresenta boa imunidade a interferências, por isto é muito utilizada. O quadro “loop” deve ser o maior possível, pois quando pequeno apresenta um ganho reduzido e diminui a largura de faixa, dificultando assim sua sintonização. A figura 4.20 mostra uma antena tipo “loop” implementada em uma placa de circuito impresso.

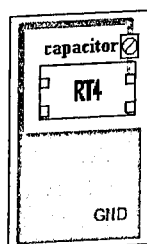


Figura 4.20 - Antena tipo “loop” implementada em uma placa de circuito impresso.

Sua sintonização é feita colocando um capacitor fixo ou variável conforme mostrado na figura 4.20.

Comparativo entre as antenas descritas anteriormente

A antena bastão ou chicote caracteriza-se por ser de fácil de se projetar, de sintonizar, possuir um elevado alcance e boa imunidade a ruídos. Sua desvantagem é que em comparação com as outras o seu tamanho é maior.

A vantagem da antena tipo helicoidal é ser compacta. Suas desvantagem é que exige um projeto mais elaborado, sua sintonização é difícil, possui um pequeno alcance e sensível a interferências de outros objetos quando estão perto do transmissor.

A antena “loop” é fácil de ser projetada, possui alta imunidade a ruídos, sua desvantagem é que sua sintonização não é simples e exige uma grande área na placa do circuito impresso. A tabela 4.4 mostra estas características de forma comparativa.

Tabela 4.4 – Comparação relativa entre antenas (“loop”, helicoidal, Bastão) [3].

PARÂMENTROS	TIPO DE ANTENA		
	“LOOP”	HELICOIDAL	BASTÃO
Dificuldade de projeto	♦	♦♦	♦♦♦
Alcance	♦	♦♦	♦♦♦
Tamanho	♦♦	♦♦♦	♦
Imunidade a ruídos	♦♦♦	♦	♦♦
Rendimento geral	♦	♦♦	♦♦♦

Onde:

- ♦ Baixo rendimento relativo;
- ♦♦ Bom rendimento relativo;
- ♦♦♦ Ótimo rendimento relativo.

Para o nosso transmissor a antena deve atender as seguintes características:

- Ter um bom alcance (não inferior a 10 metros), conforme requerimento definido no capítulo 3;
- Imunidade a ruídos;
- Bom rendimento.

Devido a estas considerações a antena tipo bastão é a melhor se enquadra às necessidades do projeto em tela.

4.5 - Módulo de recepção sem fio

O módulo de recepção foi projetado para receber os sinais enviados pelo transmissor. Pode-se dividir este projeto em três etapas. A primeira capta o sinal enviado pelo transmissor e o demodula. A segunda é responsável por decodificar o sinal, realizar o empacotamento e enviá-lo para o módulo de comunicação. A terceira tem a função de efetuar a comunicação

com o computador hospedeiro e enviar pacotes de dados para o mesmo. A figura 4.21 mostra o diagrama em blocos do módulo de recepção.

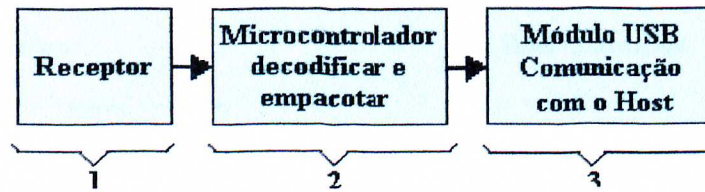


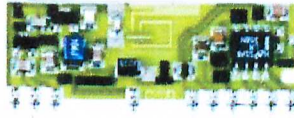
Figura 4.21 - Diagrama em blocos do módulo de recepção sem fio.

O receptor escolhido foi o RT3-433.92 da Telecontrolli, e suas características são mostradas pela tabela 4.5.

Tabela 4.5 – Características do receptor RT3-433.92 da Telecontrolli

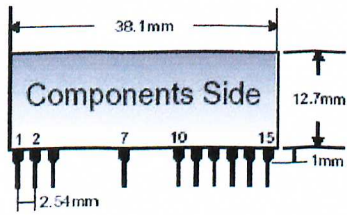
CARACTERÍSTICAS		MÍNIMO	TÍPICO	MÁXIMO	UNIDADE
V_{RF}	Tensão de alimentação RF	4,5	5	5,5	V _{DC}
V_{AF}	Tensão de alimentação	4,5	5	5,5	V _{DC}
I_s	Corrente de alimentação		2,5	3	mA
FW	Frequência de trabalho	200		450	MHz
	Tolerância		± 0,2	± 0,5	MHz
	B_w banda - 3db		± 2	± 3	MHz
	Taxa de dados (recepção)			2	KHz
	Sensibilidade de RF (100% AM)	- 100	- 105		dbm
	Nível de emissão de espectro		- 65	- 60	dbm
V_{OL}	Tensão baixa de saída			0,6	V
V_{OH}	Tensão alta de saída	3,6			V
T_{OP}	Temperatura de operação	- 25		+ 80	°C

A figura 4.22 mostra o receptor escolhido e suas conexões.



Dimensões:

Pinos / Descrições



1	RF +V _{cc}	6	NC	11	AF GND
2	RF GND	7	RF GND	12	AF +V _{cc}
3	IN	8	NC	13	Test Point
4	NC	9	NC	14	OUT
5	NC	10	AF +V _{cc}	15	AF +V _{cc}

Figura 4.22 - Característica do receptor RR3-433.92 (Telecontrolli).

A figura 4.23 mostra o circuito elétrico do módulo de recepção.

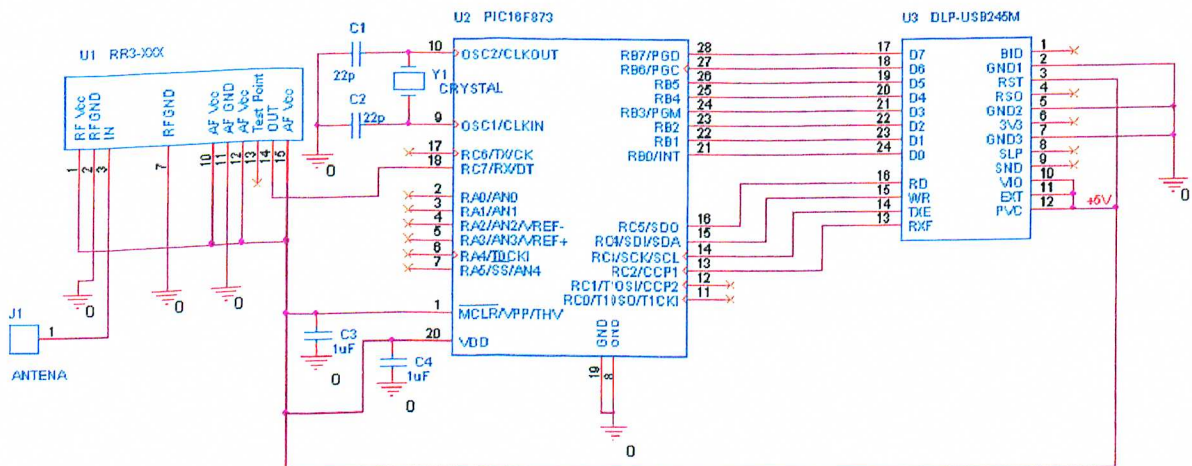


Figura 4.23 - Circuito elétrico do módulo de recepção.

O receptor RR3-433.92 (U1) foi ligado conforme a indicação da figura 4.23, a sua saída (pino 14) é ligada à entrada RS-232 do microcontrolador (PIC16F873), pino 18. O receptor tem a função específica de reconhecer os dados transmitidos e entregá-los ao PIC.

O PIC recebe os dados pela entrada RS-232, realiza a decodificação, empacota os dados em um vetor e comunica com o módulo USB através de comandos de controle (pinos 13 a 16) para administrar o fluxo de dados (pinos de 21 a 28) que são enviados para o módulo USB.

A alimentação do circuito da figura 4.23 é através da porta USB que é ligado ao módulo de recepção através do módulo USB que também é responsável pelo fluxo de dados entre do módulo de recepção com o computador hospedeiro. Devido a esta importância este módulo será descrito de forma mais detalhada.

4.6 - Módulo USB

O módulo USB escolhido foi o DLP-USB245M conforme mostra a figura 4.24

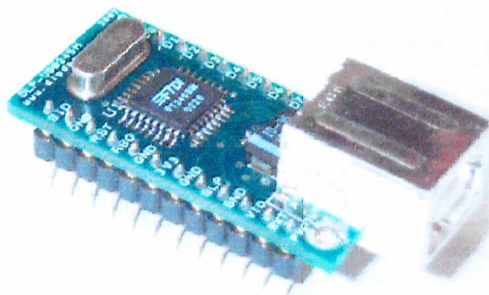


Figura 4.24 - Módulo DPL-USB245M.

A função deste módulo é realizar a transferência de dados entre o módulo de recepção e o computador hospedeiro. Este dispositivo possui as seguintes características:

- Taxa de transmissão de dados, bidirecional, de até 1 Mbytes por segundo;
- Protocolo de transmissão embutido no próprio módulo;
- “Buffer” FIFO com capacidade de até 8 Kbits.

4.7 - Software para o módulo de aquisição de dados e transmissão

Como descrito anteriormente, foi utilizado um microcontrolador programável (PIC) com a função de digitalizar o sinal, controlar o ganho e o tipo de sinal que esta sendo coletado no paciente. Assim, foi desenvolvido um software para o PIC realizar estas atividades. A figura 4.25 mostra o fluxograma deste software.

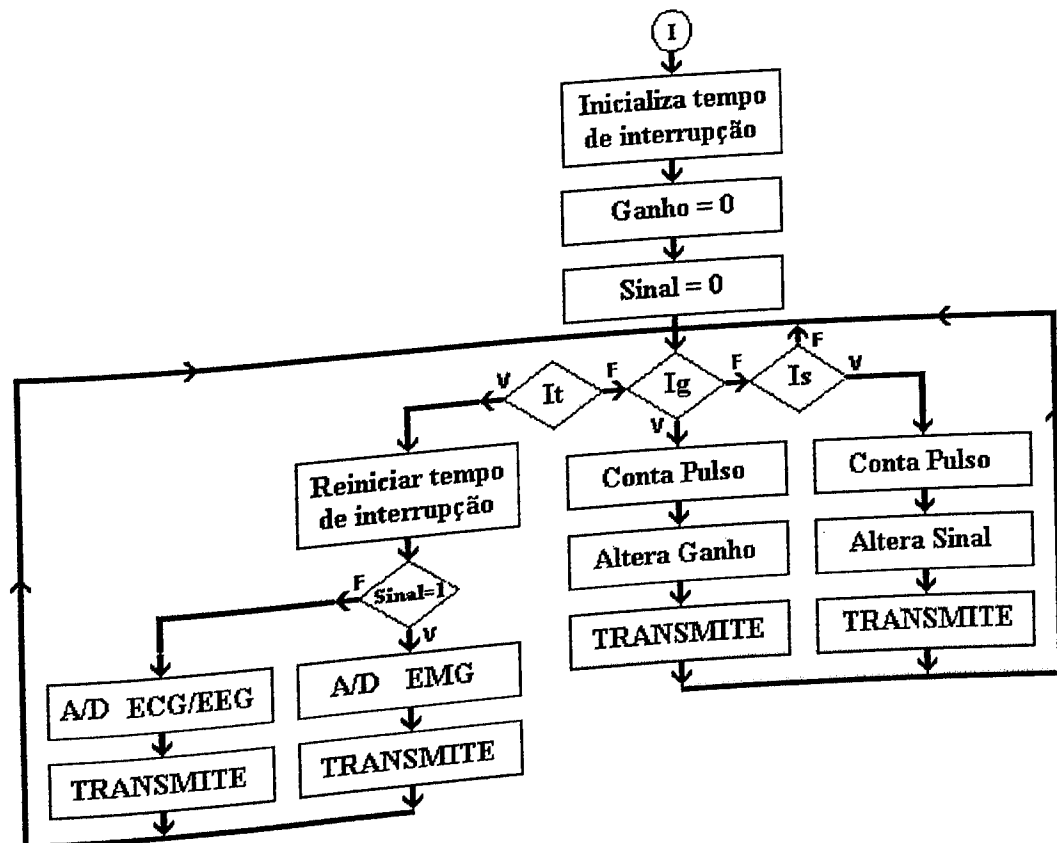


Figura 4.25 - Fluxograma do software do microprocessador do módulo de aquisição e transmissão.

Onde:

- It representa a interrupção interna por tempo (A/D);
- Ig representa a interrupção externa (botão Ganho);
- Is representa a interrupção externa (botão Sinal);

Assim que o software é “inicializado” o programa principal seta a função timer1 para que realize a conversão A/D dentro da taxa de amostragem necessária. A conversão é acionada pela interrupção It (Interrupção timer 1), o código comentado é descrito a seguir:

A conversão A/D é ativada quando através de uma interrupção interna (int_timer1) e é assim codificada:

```
#INT_TIMER1 //Interrupção Timer1 conversão A/D
void isr()
{
  int16 val;
  set_timer1(TIMERFREQ); //Reseta o timer
  if(sinal==1) // decisão do canal
  {
    set_adc_channel( 1 ); //Canal 1 lê sinal EMG
    delay_us(20);
    GoDone = 1; //Conversão AD Início
    while(GoDone);
    val = ADRESH;
    val = (val << 8) + ADRESL;
    //val = 0x01FF;
  }
  else
  {
    set_adc_channel( 0 ); //Canal 0 lê sinal ECG ou EEG
    delay_us(20);
    //GoDone = 1; //Conversão AD Início
    //while(GoDone);
    //val = ADRESH;
    //val = (val << 8) + ADRESL;
  }
  Transmite(2, val); // rearranjo dos bytes, gerando protocolo fase 1 da transmissão
}
```

A interrupção externa pode ocorrer quando são acionados um dos dois botões de ganho ou de tipo de sinal, o código do manipular da interrupção externa é descrito a seguir:

```
#int_EXT
int EXT_isr()
{
  output_bit( PIN_C2, 0); // apaga os leds indicadores do tipo de sinal
  output_bit( PIN_C0, 0);
}
```

```

output_bit( PIN_C1, 0);

if( !input(PIN_C3) ) // Verifica se o botão de sinal foi pressionado
    sinal++; // variável contadora que define o sinal
    if (sinal > 2) // sinal ultrapassa 2?
        sinal = 0;
switch (sinal)
{
    case 0:
    {
        output_bit( PIN_C2, 1); // 0 acende led de ECG
    }
    break;
    case 1:
    {
        output_bit( PIN_C0, 1); // 1 acende led de EMG
    }
    break;
    case 2:
    {
        output_bit( PIN_C1, 1); // 2 acende led de EEG
    }
    break;
}
Transmite(0, sinal); // tratando o byte, gerando protocolo fase 1 da transmissão

if( !input(PIN_C4) ) // verifica se o botão de ganho foi pressionado
    ganho++; // variável contadora que define o ganho do sinal
if (ganho > 6)
    ganho = 0; //programando amplificadores segundo ganho desejado
switch (ganho)
{
    case 0:
    {
        output_bit( PIN_B3, 0); //G0 0
        output_bit( PIN_B2, 0); //G1 0
        output_bit( PIN_B4, 0); //G2 0
        output_bit( PIN_B5, 0); //G3 0
    }
    break;
    case 1:
    {
        output_bit( PIN_B3, 1); //GO 1
        output_bit( PIN_B2, 0); //G1 0
        output_bit( PIN_B4, 0); // G2 0
        output_bit( PIN_B5, 0); //G3 0
    }
    break;
    case 2:
    {

```



```

    output_bit( PIN_B3, 0); //G0  0
    output_bit( PIN_B2, 1); //G1  1
    output_bit( PIN_B4, 0); //G2  0
    output_bit( PIN_B5, 0); //G3  0
}
break;
case 3:
{
    output_bit( PIN_B3, 1); G0  1
    output_bit( PIN_B2, 1); //G1  1
    output_bit( PIN_B4, 0); //G2  0
    output_bit( PIN_B5, 0); //G3  0
}
break;
case 4:
{
    output_bit( PIN_B3, 1); //G0  1
    output_bit( PIN_B2, 1); //G1  1
    output_bit( PIN_B4, 1); //G2  1
    output_bit( PIN_B5, 0); //G3  0
}
break;
case 5:
{
    output_bit( PIN_B3, 1); //G0  1
    output_bit( PIN_B2, 1); //G1  1
    output_bit( PIN_B4, 0); //G2  0
    output_bit( PIN_B5, 1); //G3  1
}
break;
case 6:
{
    output_bit( PIN_B3, 1); //G0  1
    output_bit( PIN_B2, 1); //G1  1
    output_bit( PIN_B4, 1); //G2  1
    output_bit( PIN_B5, 1); //G3  1
}
break;
}
Transmite(1, ganho); //tratando o byte, gerando protocolo fase 1 da transmissão

```

A função Transmite é responsável pela geração do protocolo, fazendo um tratamento binário nos bits da saída do conversor A/D. A digitalização ocupa 10 bits, logo é necessário o envio de 2 bytes (16 bits) esta função modifica a estrutura dos bytes tornando os 6 bits que

estavam ociosos em informações úteis, gerando assim o protocolo de comunicação. Conforme mostrado na figura 4.26.

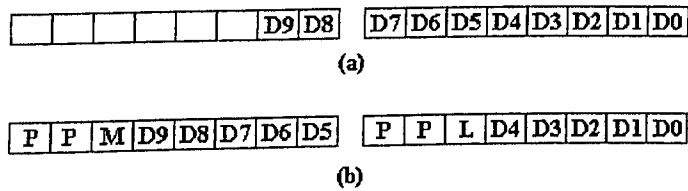


Figura 4.26 - (a) 2 Bytes em estrutura convencional (b) 2 bytes com estrutura modificada.

Onde:

- M indica que é o byte mais significativo;
- L byte menos significativo
- P P indica o tipo de pacote enviado:
 - 0 0 indica pacote de dados e os valores de D9 a D0 representam a conversão A/D de sinal coletado pelos sensores;
 - 0 1 indica o tipo de sinal e só um byte é enviado como mostra a figura 4.27 (a);
 - 1 0 indica o ganho sendo um só byte enviado como mostra a figura 4.27 (b).

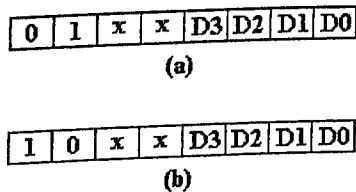


Figura 4.27 - Estrutura: (a) do tipo de sinal (b) ganho selecionado.

Onde:

- x valor do bit não é considerado;
- 0 1 D3 D2 D1 D0:
 - 0 0 0 0 : Sinal ECG;
 - 0 0 0 1: Sinal EMG;
 - 0 0 1 0: Sinal EEG.

A seguir a implementação da função Transmite:


```

void Transmite(int Oque, int16 valor)
{
    int16 aux1;
    switch(Oque)    //o que deve ser transmitido
    {
        case 1:      //ganho
        {
            valor = valor | 0b10000000; //tratando o byte - protocolo fase 1 da transmissão
            TransmiteByteMnc(valor);    // inicia fase 2 da transmissão
        }
        break;
        case 2:      //sinal ECG, EEG ou EMG
        {
            aux1 = valor & 0x001F; //5 bits LSB
            TransmiteByteMnc(aux1); // inicia fase 2 da transmissão - dado LSB
            aux1 = (valor & 0x03E0) >> 5; //5 bits MSB
            //indicar byte MSB bit 5 = 1
            aux1 = aux1 | 0b00100000; // indicar que se trata do Byte MSB
            TransmiteByteMnc(aux1); // inicia fase 2 da transmissão dado MSB
        }
        break;
        default:     // 0: mudança de tipo de sinal
        {
            valor = valor | 0b01000000; //gerando protocolo fase 1 da transmissão
            TransmiteByteMnc(valor); // inicia fase 2 da transmissão
        }
        break;
    }
}

```

A função transmitByteMnc codifica o dado a ser transmitido, segundo o padrão

Manchester.

```

void transmiteByteMnc(int16 val)
{
    int me, i, j;
    for(i=0;i<2;i++)
    {
        me = 0; // auxiliar codificador Manchester
        for(j=0;j<4;j++)
        {
            me >>=2; // deslocando dois bits à direita
            if(bit_test(val,0))
            {
                me |= 0b10000000; // máscara para codificar bit 1 -> 1
            }
        }
    }
}

```

```

}
else
{
me |= 0b01000000; // máscara para codificar bit 0 -> 01
}
val>>=1; // deslocando um bit à direita
}
while(TRMT == 0) {} //esperar espaço na 232 para transmitir
TX9D = i; // nono bit: 0 é LSB 1 é MSB
putc(me);
}
}
}

```

4.8 - Software para o módulo de recepção

Como descrito anteriormente, foi utilizado um microcontrolador programável (PIC) com a função de receber os dados pela entrada RS-232 (associada ao módulo de recepção RF), realizar a decodificação Manchester, empacotar os dados em um vetor, e transferí-lo à interface USB. A figura 4.28 mostra o fluxograma do software desenvolvido para o PIC do receptor.

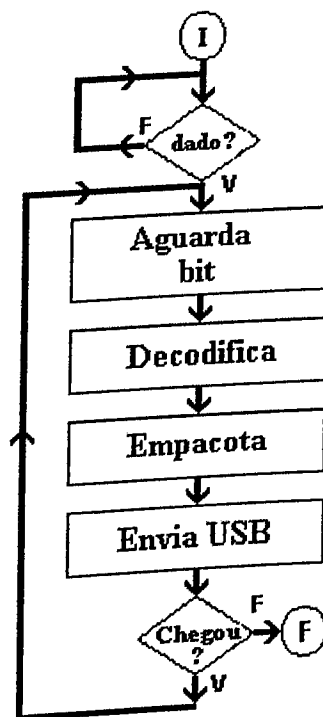


Figura 4.28 - Fluxograma do software do PIC no módulo de recepção.

Assim que o software é “inicializado”, o PIC aguarda pelo recebimento via interface USB, de um comando do software principal indicando que a coleta de dados deve começar. Uma vez recebido o comando, o software inicia a coleta de dados por sua interface RS232. Os dados recebidos devem então ser decodificados, segundo o padrão Manchester, e empacotados em um vetor, para posterior envio à porta USB. Este processo continua até que o software principal envie, pela interface USB, um comando de fim de coleta. O código das principais funções do software deste módulo são descritos a seguir.

A Função responsável pela decodificação dos dados recebidos pela interface RS232 do microcontrolador (conectada ao módulo de recepção RF):

```
//Demodulador Manchester
Byte decodifica_dado(Byte codificado)
{
    Byte decodificado, decod, cond;
    int i,j;
    cond = codificado;
    decod = 0x00;
    for(i=0;i<4;i++)
    {
        if((cond & 0b00000011) == 0b00000010) // É 1 !!
            bit_set(decod,i);
        cond>>=2;
    }
    return decod;
}
```

O módulo transmissor envia cada informação (dado digitalizado em 10 bits) em um pacote de quatro bytes codificados em Manchester. Isto se dá, pois a codificação Manchester dobra a quantidade de bits a ser transmitida. Assim, os dois primeiros bytes recebidos contêm informações do primeiro byte do dado digitalizado e os dois próximos bytes contêm os demais bits do sinal digitalizado. A remontagem do dado original, e o empacotamento dos mesmos em vetor, utiliza o nono bit enviado pelo protocolo RS232 para reconhecer os bytes LSB (bit9 = 0) e MSB (bit9 = 1), conforme mostra o código a seguir:

```
if((bit9 == 0)&&(i == 0))
```

```

{
    Pacote = decodifica_dado(dado);
    i = 1;
}
else
{
    if(i==1)
    {
        Pacote = (0x0F & Pacote) + (decodifica_dado(dado)<<4);
        i = 0;
        //colocar na USB apenas dados validos
        if( (Pacote & 0b11000000) != 0xb1100000 )
        {
            v[j] = Pacote; // acumulando os bytes no vetor de transmissão
            j++;
        }
        if(j >= 64)
        {
            for(j = 0; j < 64; j++) // enviando os bytes acumulados
            {
                enviaUSB(v[j]);
            }
            j = 0;
        }
    }
}
}

```

4.9 - Aplicativo de software principal

O software foi desenvolvido para a plataforma Windows (98, 2000, Me e XP) e obedece ao conjunto de restrições estabelecidas do capítulo 3. A ferramenta de desenvolvimento utilizada foi LabView 6.0i (National Instruments). Sua escolha se deu pela facilidade de programação gráfica (os programas são escritos na forma de diagramas de blocos) e sua grande capacidade de acesso a dispositivos de hardware externos ao computador hospedeiro. Outros fatores que também influenciaram a escolha desta ferramenta são:

- Extensa biblioteca de funções;
- Grande volume de bibliotecas para análise de dados nos domínios do tempo e da frequência;
- Alta precisão e velocidade no armazenamento de dados;
- Possibilidade de programação concorrente;

- Qualidade e interatividade das interfaces com o usuário.

A figura 4.29 mostra o fluxograma do programa principal.

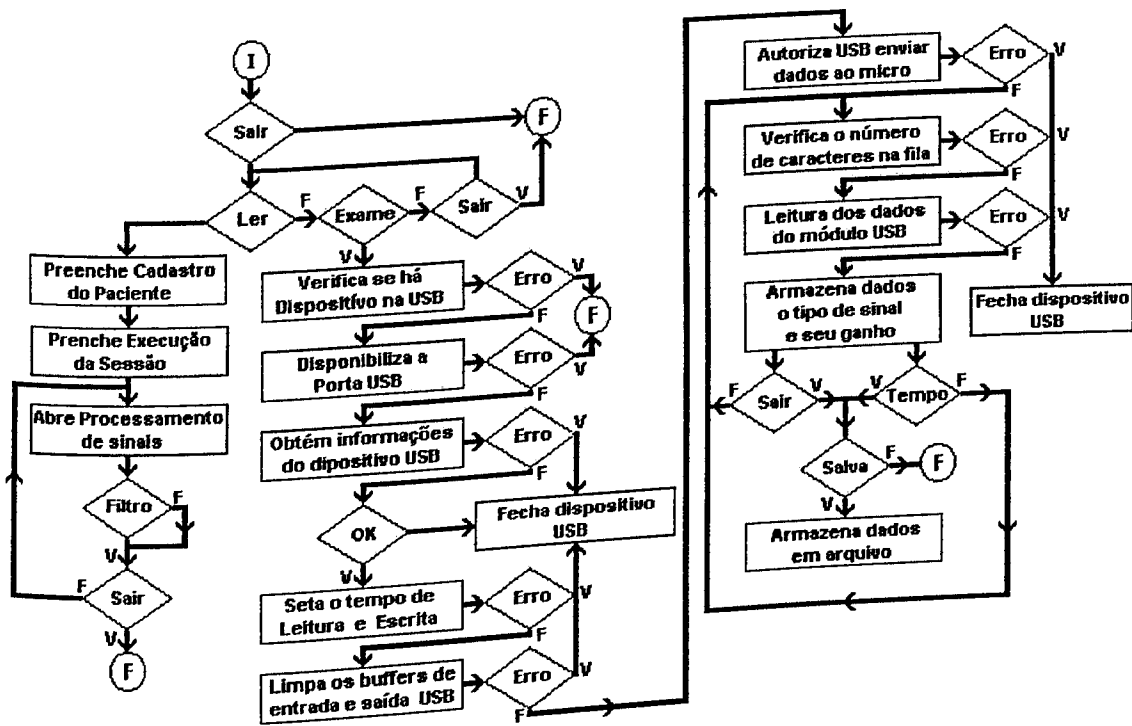


Figura 4.29 - Fluxograma do programa principal.

Quando “inicializado” o software apresenta ao usuário uma tela composta das opções Cadastro, Execução da Sessão e Processamento de Sinais. Inicialmente apenas as opções Cadastro e Execução da Sessão estão disponibilizadas ao usuário.

Unidade de Cadastro

A figura 4.30 mostra a interface de cadastro do paciente ou voluntário. Os campos disponíveis referem-se a informações pessoais e outros dados genéricos sobre o indivíduo. Contudo, é importante observar que aquelas informações não tem como objetivo emular uma anamnese completa e sim exemplificar as potencialidades para tal.

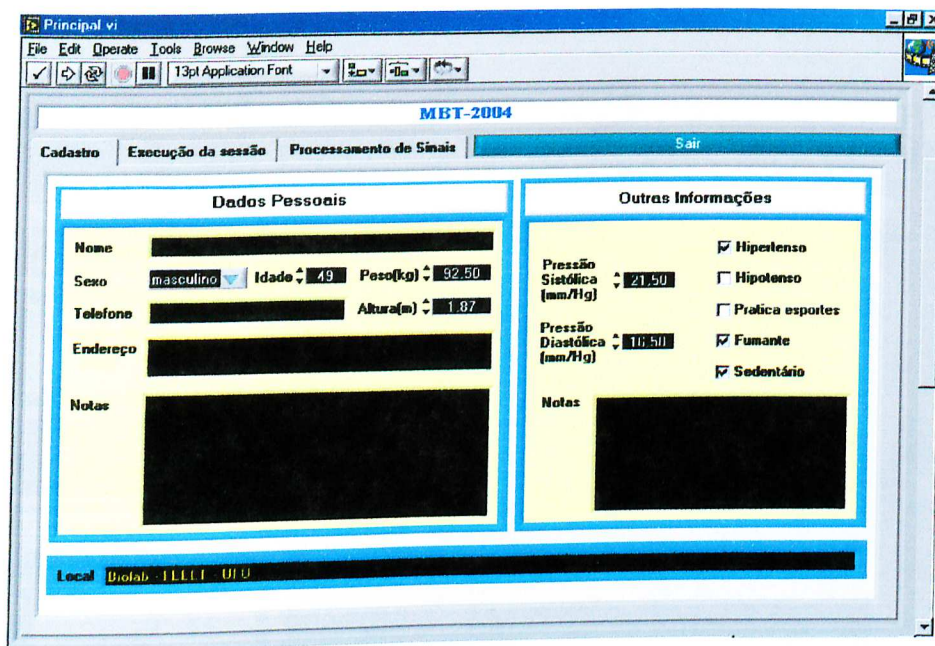


Figura 4.30 - Tela de cadastro.

Caso o usuário selecione a opção Executar sessão, a tela mostrada na figura 4.31 será mostrada. Esta tela possui as seguintes opções ativas: Iniciar Sessão, Abrir Arquivo e Sair.

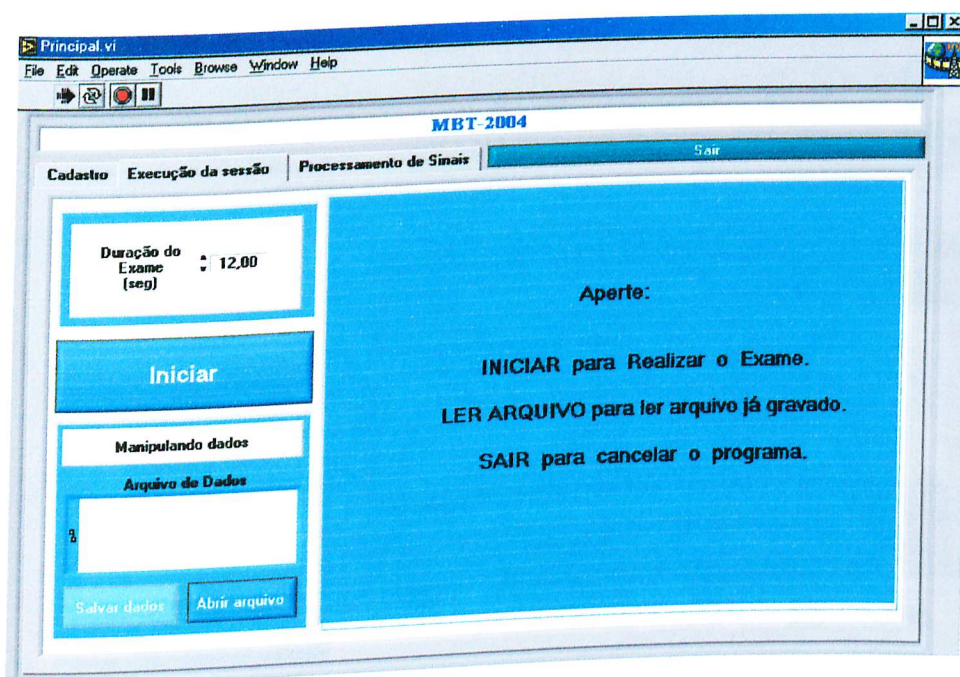


Figura 4.31 - Tela inicial para execução da sessão.

Caso a opção Sair seja acionada o programa é encerrado (figura 4.32).

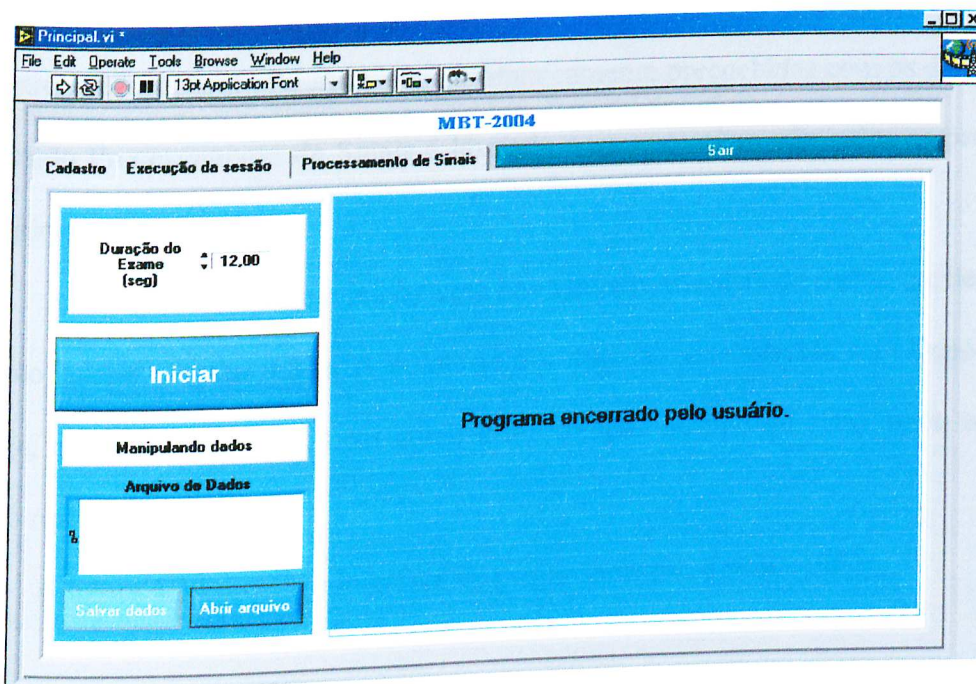


Figura 4.32 - Tela de saída.

A opção Abrir Arquivo permite a leitura de dados previamente armazenados em arquivo conforme a figura 4.33 (arquivos com nomes fictícios).

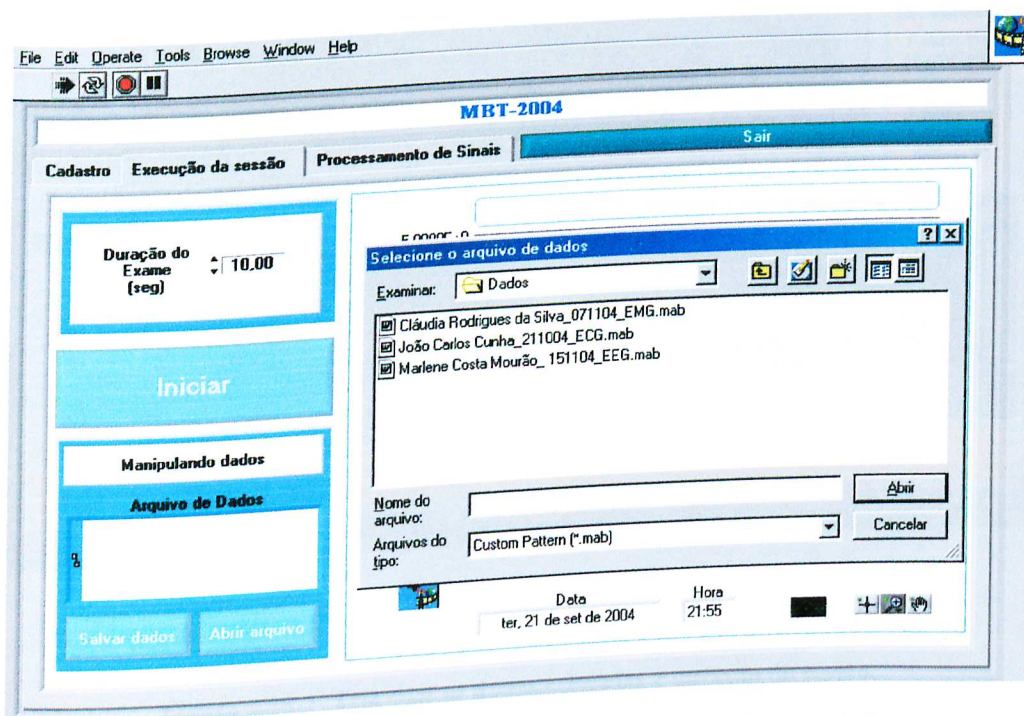


Figura 4.33 – Leitura de dados armazenados em arquivo (Nomes fictícios).

Observe que uma caixa de diálogo é aberta, dando a opção ao usuário de acessar qualquer arquivo de dados necessário. Uma vez aberto o arquivo os campos das telas de Cadastro e Execução da Sessão serão automaticamente preenchidas com os dados do arquivo e a sessão Processamento de Sinais é liberada para que sejam efetuados os processamentos necessários.

Caso o usuário deseje iniciar uma nova sessão de coleta de dados, ele deve pressionar o botão Iniciar (Figura 4.33). A coleta terá a duração estabelecida no campo Duração do Exame, os dados coletados, bem como a informação de tipo de sinal, serão mostradas em tempo real num gráfico.

A figura 4.34 mostra a interface de processamento, e suas opções.

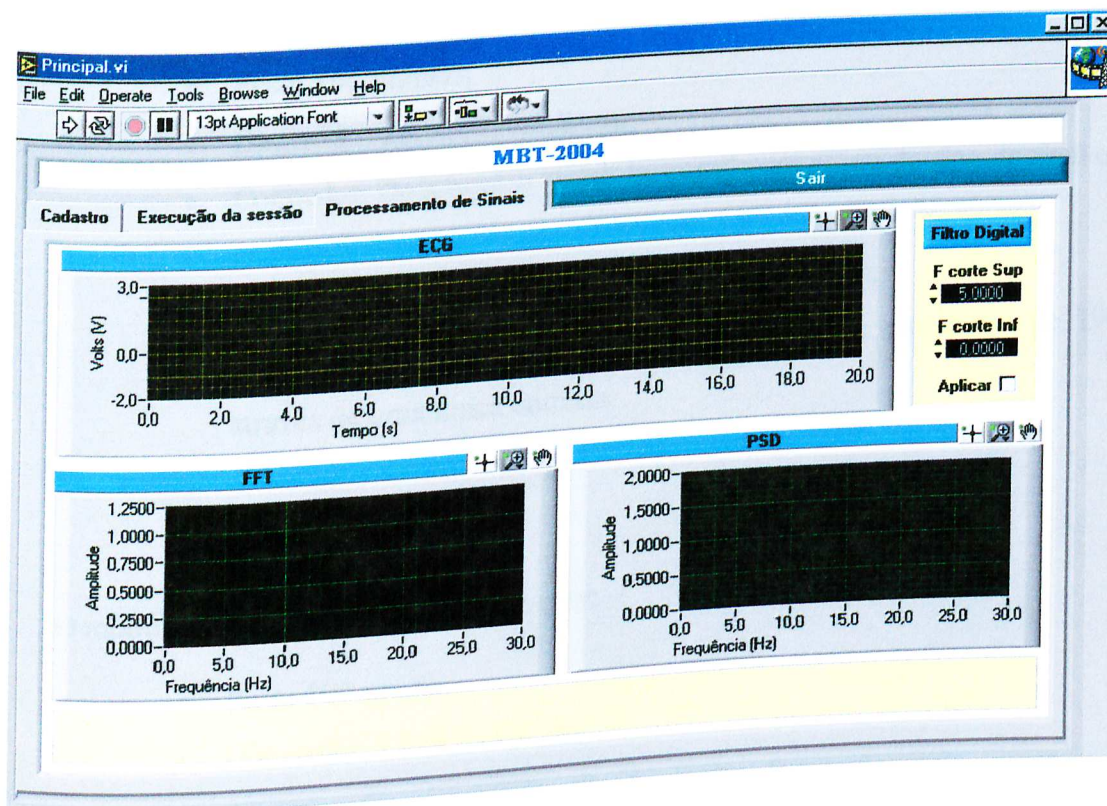


Figura 4.34 - Tela com os dados coletados e duração da sessão.

Conforme definido anteriormente nos requerimentos das especificações para o aplicativo de software, são disponibilizadas:

- Visualização do sinal sendo processado;
- Conteúdo espectral do sinal;
- Densidade Espectral de potência;
- Filtros digitais passa alta e passa baixa;
- Contagem de batimento por minuto – ECG.

4.10 - O protótipo construído

O protótipo construído é caracterizado pelo módulo de captura e transmissão e pelo módulo de recepção.

O módulo de transmissão possui as seguintes características:

- Peso: 160 gramas;
- Dimensão: 20,0x10,0x3,8 cm;
- Controles: Dois botões “push-buttons” para ajuste do tipo de sinal e do ganho;
- Alimentação: Contínua de 12 Volts – por baterias;
- Detecção multifuncional: Sinais ECG, EEG e envoltória de EMG através de uma única entrada.

O módulo de recepção caracteriza-se por:

- Peso: 100 gramas;
- Dimensão: 9,6x8,8x4,4 cm;
- Alimentação: Contínua de 5 Volts fornecida pelo computador hospedeiro através da interface USB.

A figura 4.35 mostra os protótipos de transmissão e recepção construídos.

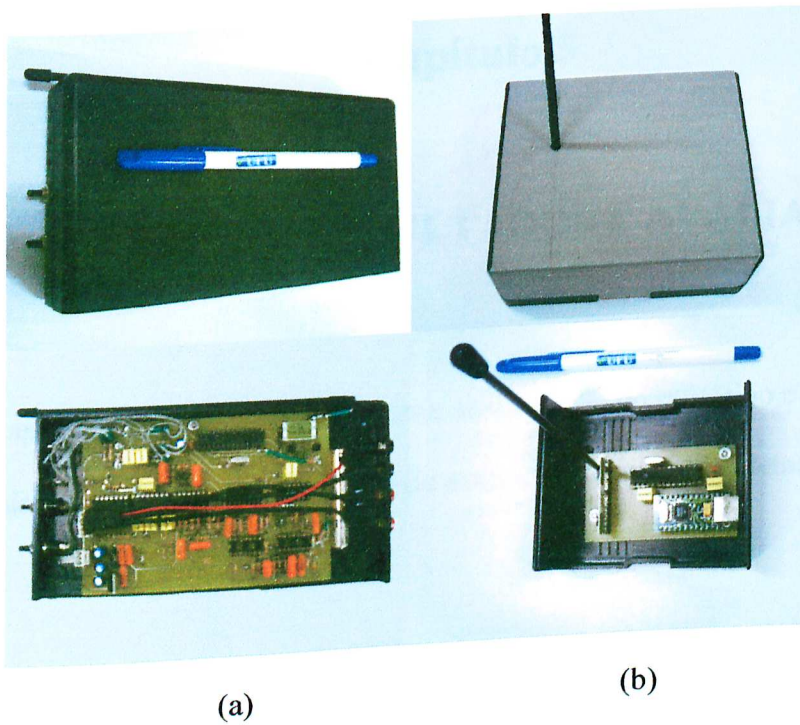


Figura 4.35 - (a) módulo de transmissão (b) módulo de recepção

Para que o protótipo apresente fidelidade dos processos de captura, digitalização, transmissão e recepção via RF é necessário que se realize experimentos de validação e de avaliação. Estes experimentos são descritos no capítulo 5.

Capítulo 5

EXPERIMENTOS, RESULTADOS E AVALIAÇÕES

Este capítulo descreve os experimentos de validação do protótipo e uma aplicação de captura de sinais ECG e EMG (experimento de avaliação) através do sistema de biotelemetria desenvolvido.

5.1 - Experimentos de validação

Para verificar a fidelidade dos processos de captura, digitalização, transmissão e recepção via RF e avaliar a validade dos resultados dos cálculos de processamento, decidiu-se aplicar sinais padrão às entradas do módulo condicionador e confrontar os resultados dos processamentos dos mesmos com os resultados teóricos esperados.

Os experimentos de validação foram assim realizados:

a) Materiais

- Gerador de sinais Agilent HP33120A;
- Módulo de transmissão;
- Módulo de recepção;
- Computador hospedeiro com programa principal instalado.

b) Característica do Gerador de sinais

- Gera sinais senoidais, quadrados e triangulares compreendidos entre 100 μ Hz até 15 MHz;
- Ondas geradas de 8 a 16.000 pontos;

- Amplitude de 50 mVpp a 10 Vpp
- Resolução de 12 bits;
- Precisão do sinal de $\pm 2\% + 2$ mV.
- Ruído de fase menor que -50 dBc a 30 KHz;

A figura 5.1 mostra o gerador de sinais Agilent HP33120A



Figura 5.1 - Gerador de funções modelo HP 33120A.

c) Sinais de validação

Os sinais para a validação do circuito que trata os sinais ECG e EEG, são ondas senoidais de 5 Hz e 10 Hz (dentro da faixa de frequências para qual o sistema foi projetado – 0,1Hz a 30Hz) provenientes do gerador de funções. Para o circuito que trata o sinal EMG são ondas de 1,5 Hz e 2,5 Hz (dentro da faixa de frequências para qual o sistema foi projetado para produzir a envoltória do sinal EMG). Estes sinais, com amplitudes de aproximadamente 0,5 mVp foram amplificados em aproximadamente 2.000 vezes. Uma vez digitalizados, os dados são enviados, via “link” RF, (módulos de transmissão e recepção) para coleta no aplicativo principal, executado no computador hospedeiro.

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

d) Preparação

O diagrama de blocos mostrado na figura 5.2 apresenta a montagem utilizada nos experimentos de validação.

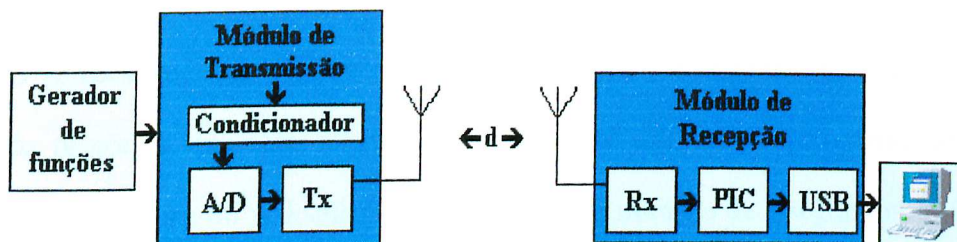


Figura 5.2 - Diagrama de blocos para os experimentos de validação.

O ensaio foi realizado colocando-se os módulos de transmissão e recepção a uma distância (d) fixa de 5 metros.

O procedimento de validação segue as seguintes etapas:

- Conectar o módulo de recepção à interface USB do computador hospedeiro;
- Ligar o gerador de funções e programar as ondas descritas anteriormente;
- “Inicializar” o programa principal no computador hospedeiro;
- Ligar o módulo de transmissão;
- Através do programa principal autorizar o módulo de recepção a enviar os dados coletados para o computador hospedeiro (botão Inicar da unidade Executar Sessão);
- Ajustar o ganho do circuito de condicionamento (módulo transmissor) para o “range” de entrada do sistema de conversão A/D do microcontrolador (PIC) que é de 0 a 5 Volts;
- Armazernar os dados em arquivos;
- Processar os dados adquiridos.

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

5.2 - Experimentos

a) Sinal senoidal de 10 Hz

O gerador de sinais foi sintonizado em uma fonte de onda de 10 Hz e conectado na entrada do protótipo que está setado para detectar ECG/EEG. O programa principal do computador hospedeiro foi “inicializado” com tempo de duração de 5 segundos. A figura 5.3, mostra a interface de execução do aplicativo após a coleta do sinal de 10 Hz, por 5 segundos.

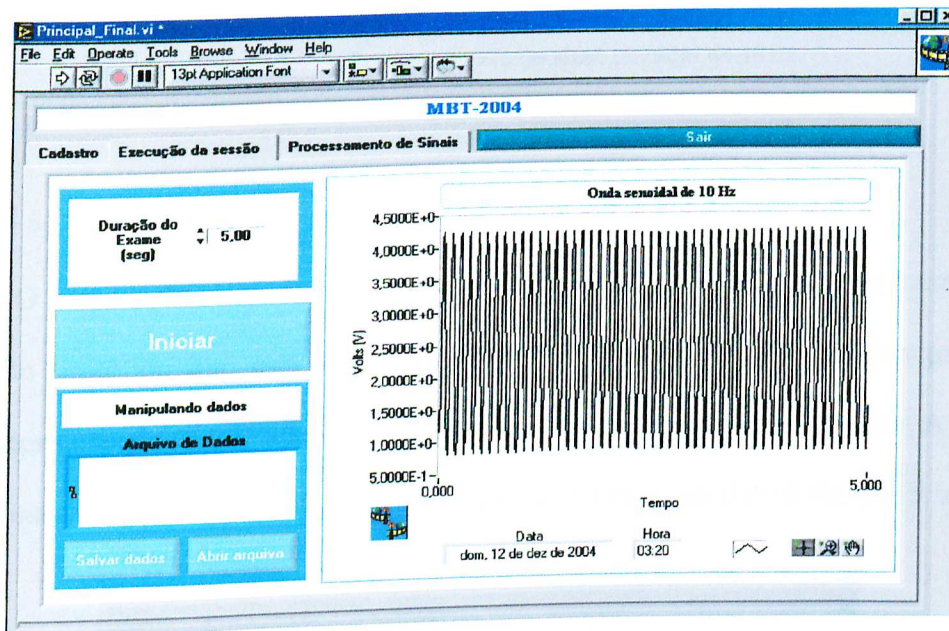


Figura 5.3 - Coleta de sinal senoidal de 10 Hz, por 5 segundos, proveniente do gerador de funções.

Este sinal foi processado e os resultados disponibilizados na interface de processamento, conforme mostra a figura 5.4. Observa-se que o espectro do sinal coletado está em conformidade com o esperado, ou seja, apresenta pico máximo na frequência de 10Hz. Vale ressaltar que as demais componentes são resultantes de pequenos “offsets” no sinal e na incapacidade do gerador de funções fornecer uma onda senoidal ideal.

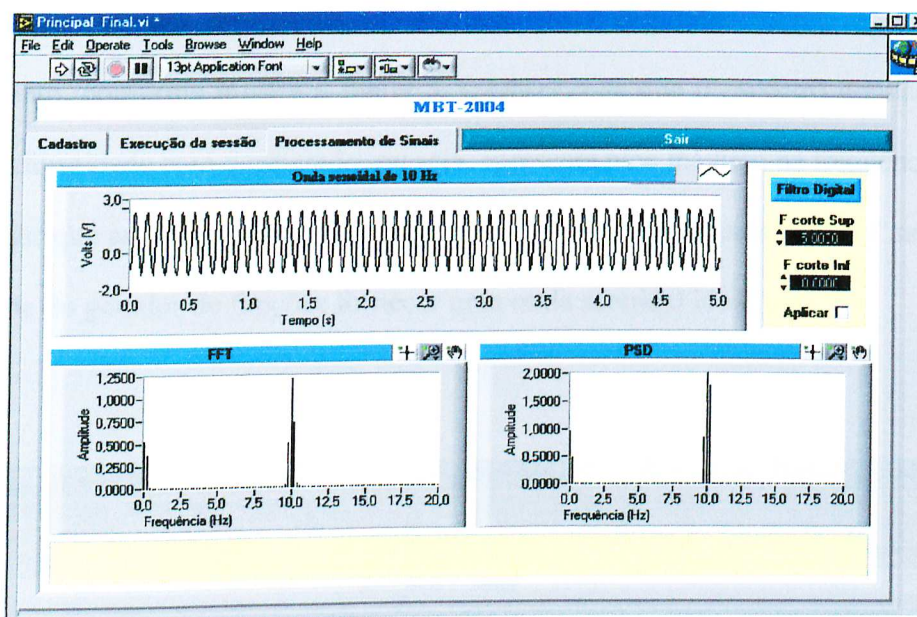


Figura 5.4 - Processamento do sinal senoidal de 10Hz

b) Sinal senoidal de 5 Hz

O gerador de sinais foi sintonizado em uma fonte de onda de 5 Hz e conectado na entrada do protótipo que esta setado para detectar ECG/EEG. O programa principal do computador hospedeiro foi “inicializado” com tempo de duração de 5 segundos. A figura 5.5, mostra a interface de execução do aplicativo após a coleta do sinal de 5 Hz, por 5 segundos.

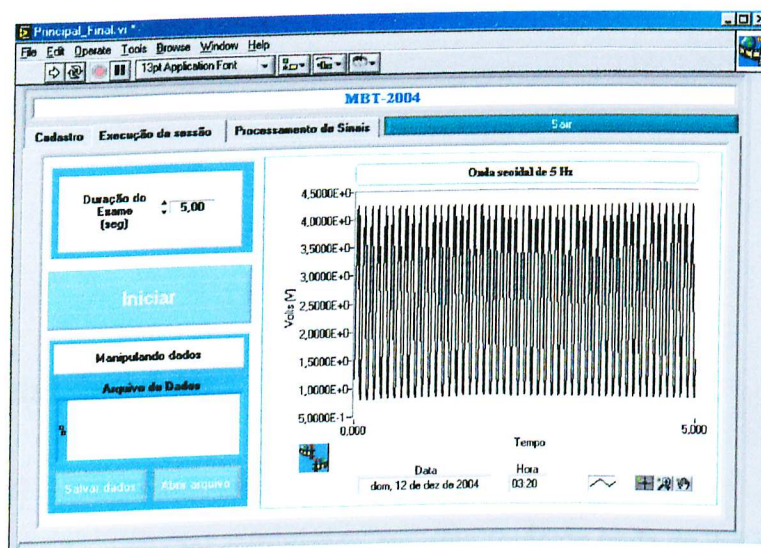


Figura 5.4 - Coleta do sinal senoidal de 10 Hz, por 5 segundos, proveniente do gerador de funções.

Este sinal foi processado e os resultados disponibilizados na interface de processamento, conforme mostra a figura 5.5. Observa-se que o espectro do sinal coletado está em conformidade com o esperado, ou seja, apresenta pico máximo na frequência de 5 Hz. Vale ressaltar que as demais componentes são resultantes de pequenos “offsets” no sinal e na incapacidade do gerador de funções fornecer uma onda senoidal ideal.

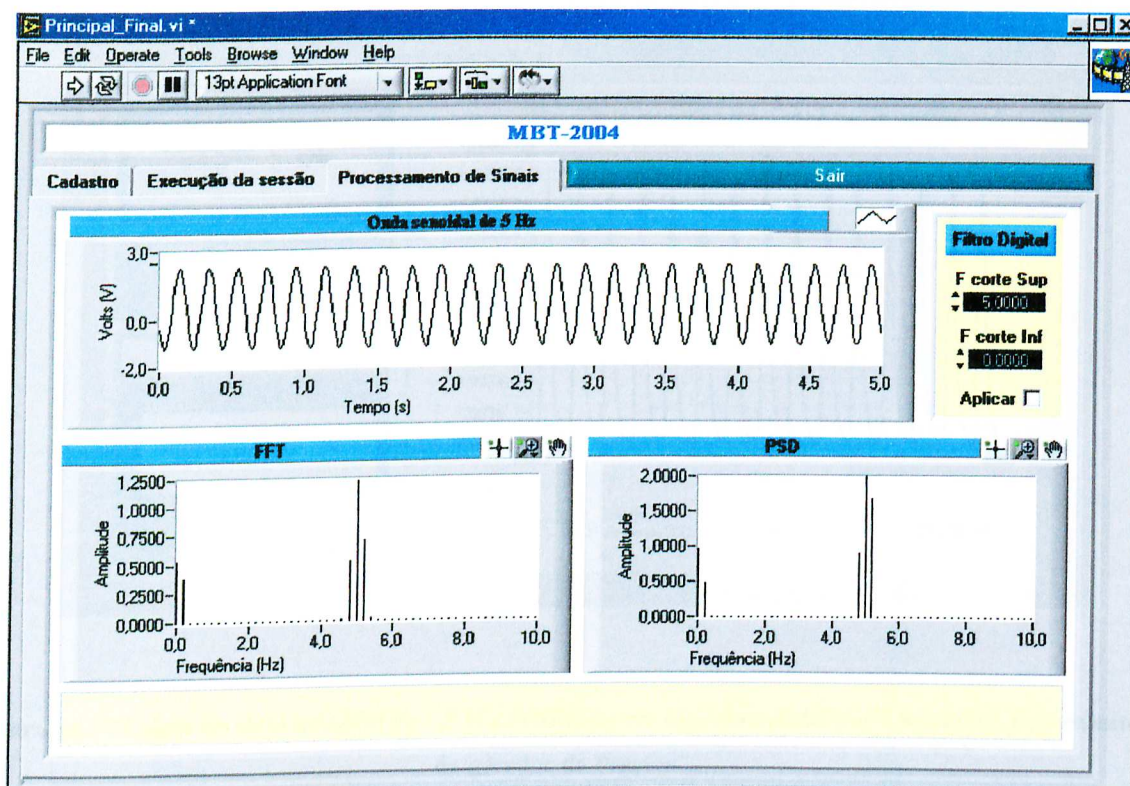


Figura 5.5 - Processamento do sinal senoidal de 10 Hz.

c) Sinal senoidal de 2,5 Hz

O gerador de sinais foi sintonizado em uma fonte de onda de 2,5 Hz e conectado na entrada do protótipo que está setado para detectar EMG. O programa principal do computador

hospedeiro foi “inicializado” com tempo de duração de 5 segundos. A coleta é realizada retificando o sinal senoidal do gerador de sinais em onda completa. A figura 5.6, mostra a interface de execução do aplicativo após a coleta do sinal de 2,5 Hz, por 5 segundos.

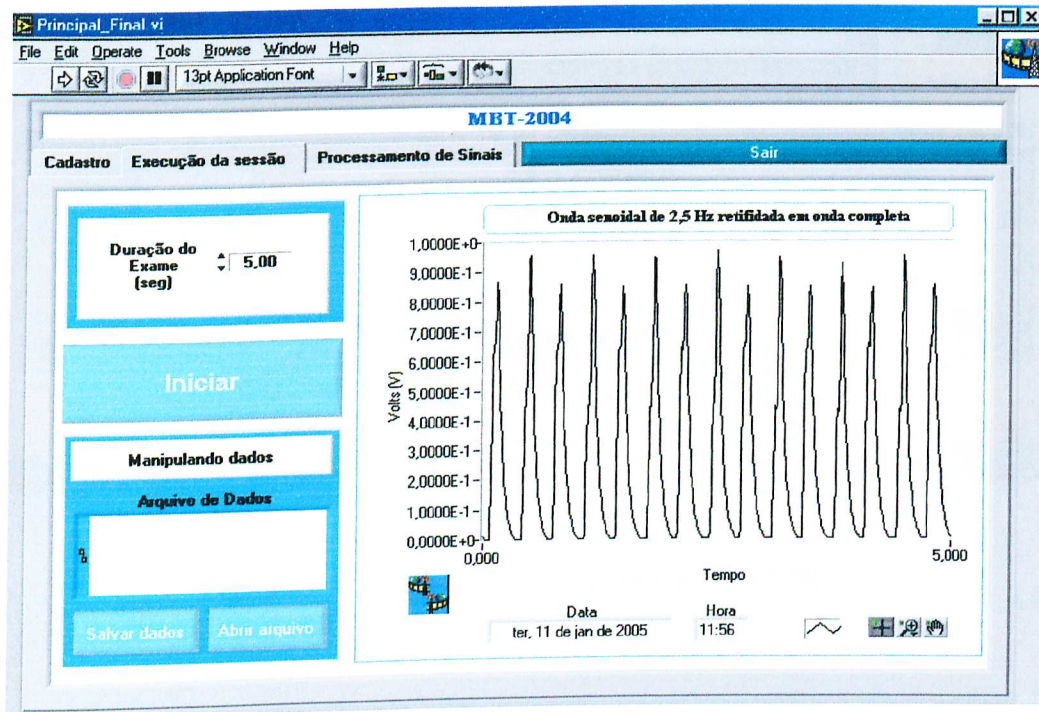


Figura 5.6 - Coleta do sinal senoidal de 2,5 Hz retificado em onda completa, por 5 segundos, proveniente do gerador de funções.

Este sinal foi processado e os resultados disponibilizados na interface de processamento, conforme mostra a figura 5.7. Observa-se que o espectro do sinal coletado está em conformidade com o esperado, ou seja, apresenta pico máximo na frequência de 2,5 Hz. Vale ressaltar que as demais componentes são resultantes de pequenos “offsets” no sinal e na incapacidade do gerador de funções fornecer uma onda senoidal ideal.

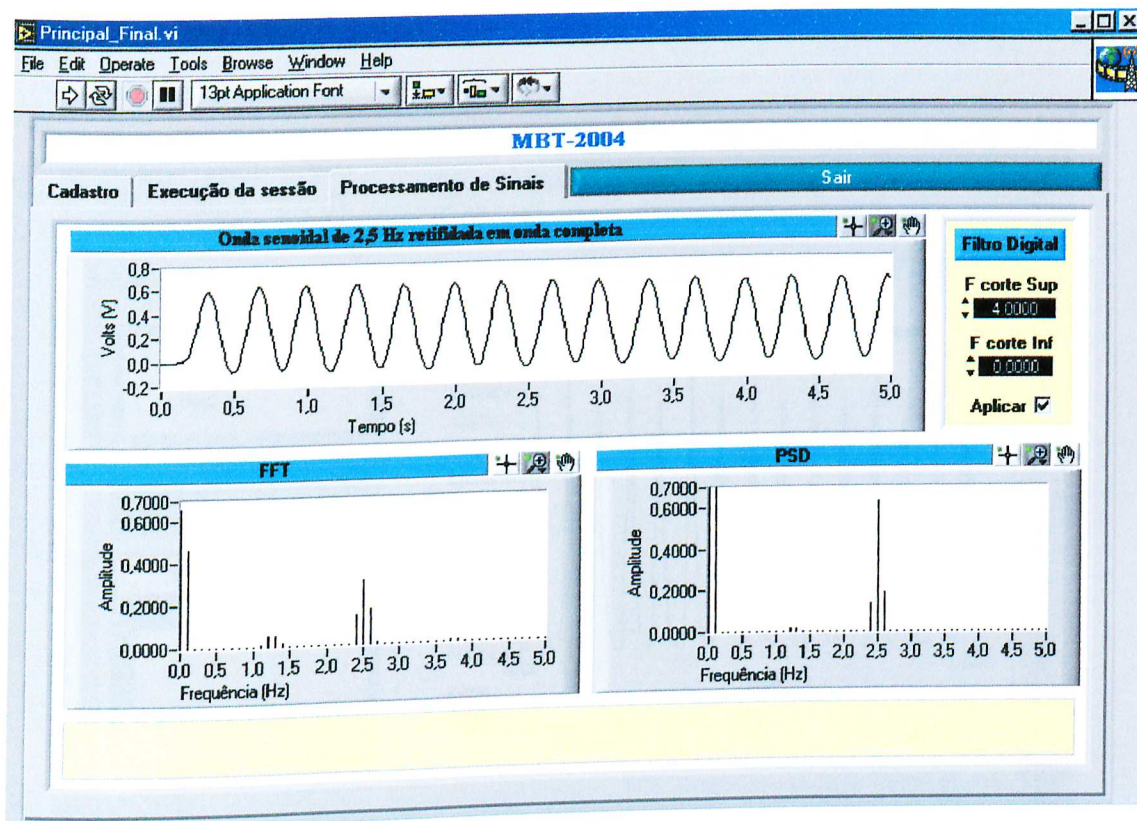


Figura 5.7 - Processamento do sinal senoidal de 2,5 Hz.

d) Sinal senoidal de 1,5 Hz

O gerador de sinais foi sintonizado em uma fonte de onda de 1,5 Hz e conectado na entrada do protótipo que está setado para detectar EMG. O programa principal do computador hospedeiro foi “inicializado” com tempo de duração de 5 segundos. A coleta é realizada retificando o sinal senoidal do gerador de sinais em onda completa. A figura 5.8, mostra a interface de execução do aplicativo após a coleta do sinal de 1,5 Hz, por 5 segundos.

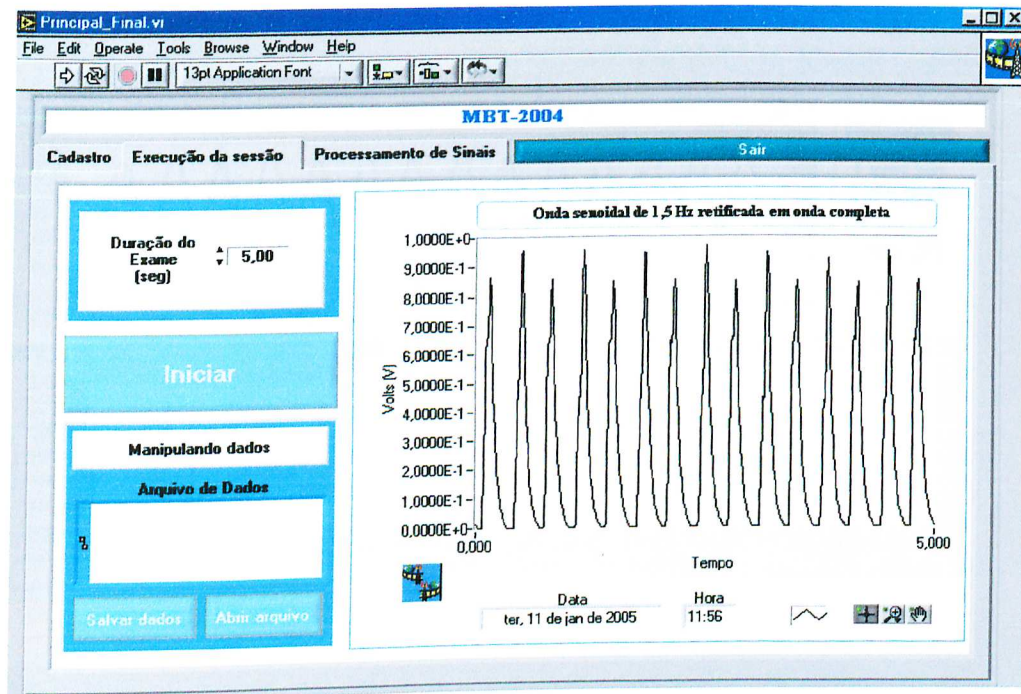


Figura 5.8 - Coleta do sinal senoidal de 2,5 H z retificado em onda completa, por 5 segundos, proveniente do gerador de funções.

Este sinal foi processado e os resultados disponibilizados na interface de processamento, conforme mostra a figura 5.8. Observa-se que o espectro do sinal coletado está em conformidade com o esperado, ou seja, apresenta pico máximo na frequência de 1,5 Hz. Vale ressaltar que as demais componentes são resultantes de pequenos “offsets” no sinal e na incapacidade do gerador de funções fornecer uma onda senoidal ideal.

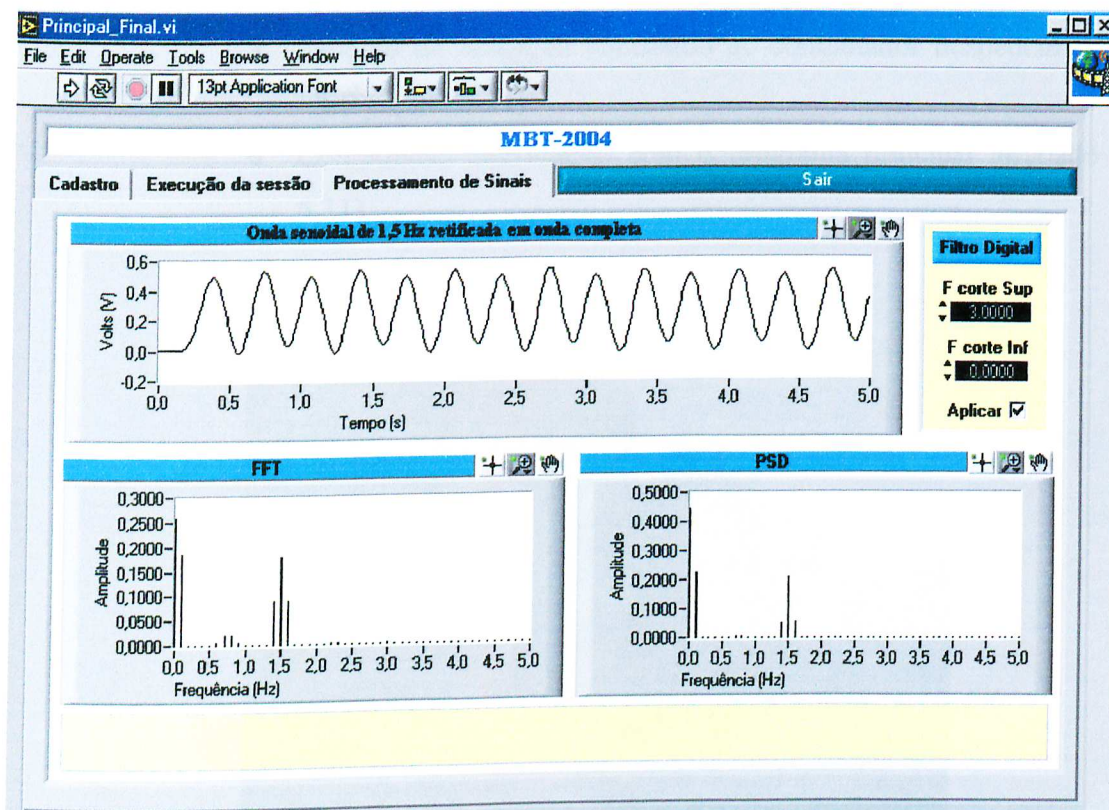


Figura 5.9 - Processamento do sinal senoidal de 1,5 Hz.

5.3 - Experimentos de avaliação

Uma vez que a resposta do protótipo foi validada pelos experimentos mostrados no ítem anterior, procurou-se avaliar suas capacidades em situações reais de operação. Para tal, diversos experimentos foram realizados. Para ilustrá-los, será descrito o processo de captura de sinais ECG e EMG através do equipamento de biotelemetria desenvolvido.

5.3.1 - Experimento de avaliação do sinal ECG

a) Material utilizado

- Um par de eletrodos passivos Ag/AgCl auto-adesivos e um eletrodo de referência;
- Gel condutivo;

- Módulo de transmissão preso ao cinto do voluntário (figura 5.10);
- Módulo de recepção conectado ao computador hospedeiro via porta USB (figura 5.11);
- Computador hospedeiro com o programa principal instalado (figura 5.11).

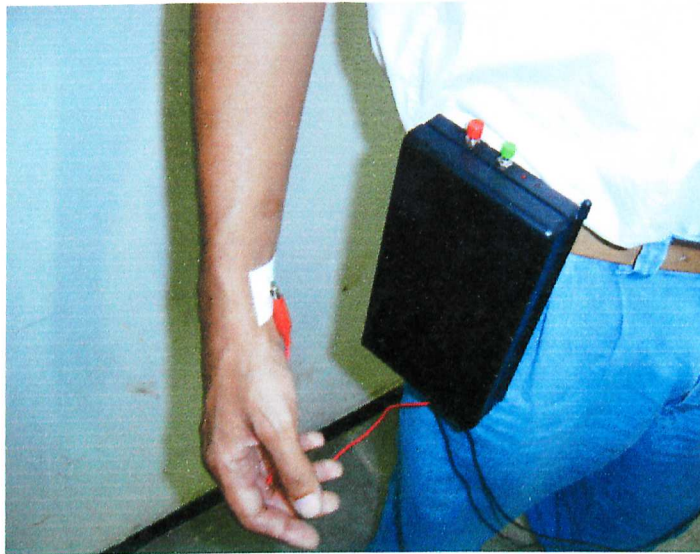


Figura 5.10 - Módulo de transmissão preso no cinto do voluntário.



Figura 5.11 - Módulo de recepção conectado à porta USB do computador hospedeiro, com aplicativo de software principal instalado e executando.

b) Preparação do voluntário/paciente

O voluntário foi instruído a se portar normalmente e caminhar durante a sessão, nas proximidades da estação hospedeira, conforme mostra a figura 5.12.



Figura 5.12 - Voluntário com o sistema de biotelemetria fixado ao cinto e com os eletrodos de ECG posicionados.

Vale ressaltar que a figura 5.12 é ilustrativa, ou seja, o transmissor e a fiação foram dispostos desta forma somente para serem visualizados. A forma mais adequada é o transmissor ser colocado no cinto na parte lombar direita, o fio da perna direita desce “colado” a perna direita sendo conectado ao seu respectivo sensor e os fios dos braços são “colados” ao corpo e ligados aos seus respectivos sensores.

c) Preparação da pele e posicionamento dos eletrodos

Foi realizada uma limpeza de pele na área em que os eletrodos fossem posicionados segundo o padrão de Derivação I para ECG (eletrodos de captura: nos pulsos; eletrodo de referência: na perna direita).

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 caminhar de forma compassada pelas salas do laboratório durante dois minutos.

e) Captura de dados

Concluídos os procedimentos descritos anteriormente, os módulos de transmissão e recepção foram ligados e o programa principal “inicializado”. A figura 5.13 mostra a interface de acompanhamento do processo de coleta em tempo real.

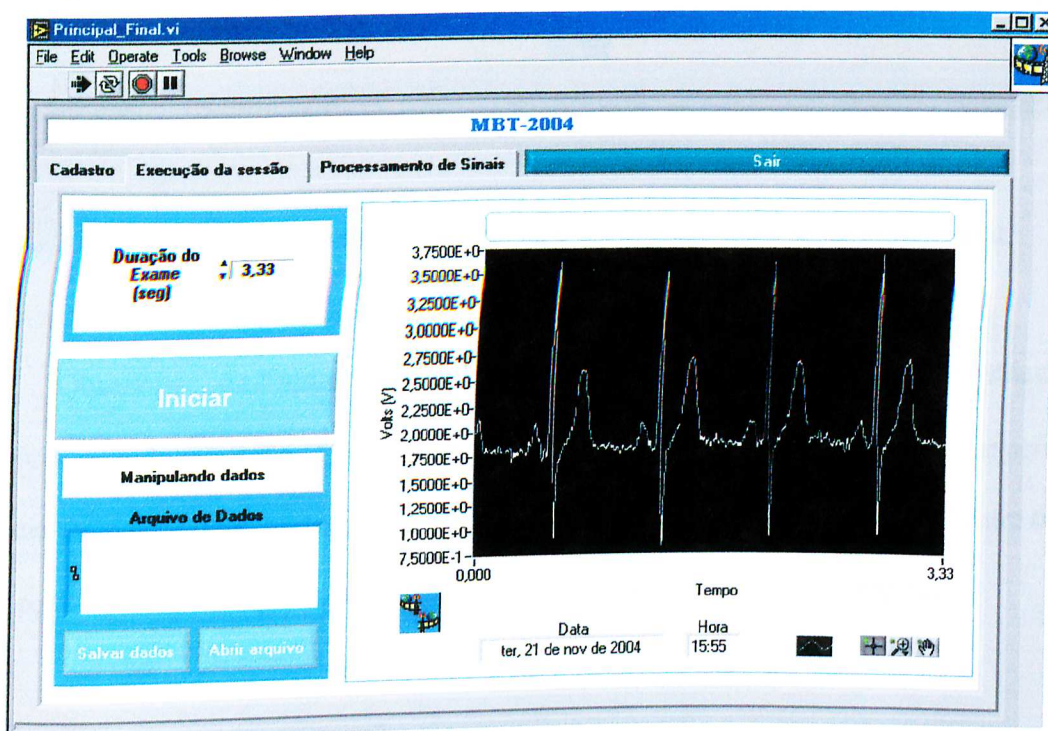


Figura 5.13 - Interface de acompanhamento do processo de coleta de sinal ECG em tempo real.

f) Processamento do sinal

Uma vez finalizada a coleta, os dados foram armazenados, arquivados e posteriormente enviados à unidade de processamento. A figura 5.14 mostra os resultados dos vários processamentos realizados.

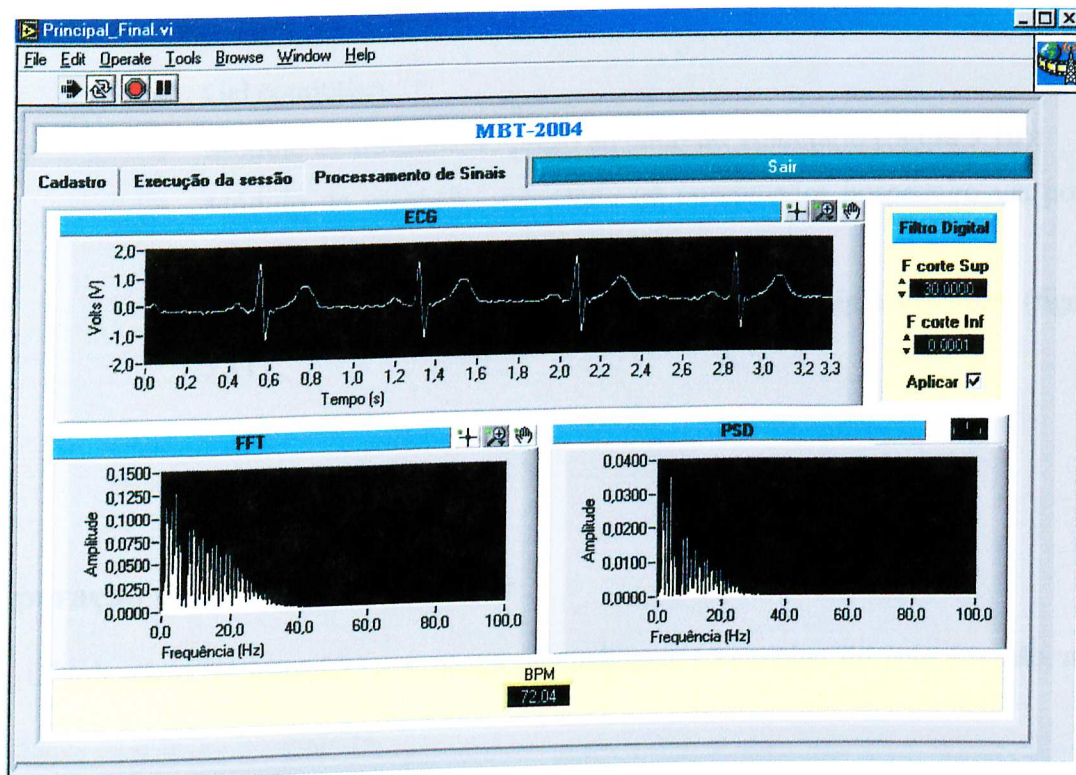


Figura 5.14 - Processamento do sinal ECG coletado durante a sessão experimental.

Observa-se, na Figura 5.14, que os batimentos cardíacos do voluntário estavam em aproximadamente 72 BPM. Os gráficos do conteúdo espectral e da densidade espectral de potência estão em conformidade com a literatura que reporta conteúdo espectral entre 0,1 Hz e 30 Hz para sinais ECG capturados na Derivação I, conforme descrito no capítulo 2.

5.3.2 - Experimento de avaliação do sinal EMG

a) Material utilizado

b)

- Um par de eletrodos passivos Ag/AgCl auto-adesivos e um eletrodo de referência;
- Gel condutivo;
- Módulo de transmissão preso ao cinto do voluntário (figura 5.10);
- Módulo de recepção conectado ao computador hospedeiro via porta USB (figura 5.11);
- Computador hospedeiro com o programa principal instalado (figura 5.11).

b) Preparação do voluntário/paciente

O voluntário foi instruído a se portar normalmente e caminhar durante a sessão, nas proximidades da estação hospedeira.

c) Preparação da pele e posicionamento dos eletrodos

Foi realizada uma limpeza de pele na área em que os eletrodos de captura e referência sejam posicionados. O eletrodo de referência foi posicionado no acrômio e o eletrodo de captura do sinal EMG posicionado no bíceps do braço. Para um melhor desempenho dos eletrodos foi utilizado gel condutivo. A figura 5.15 (a) mostra o voluntário com os eletrodos posicionados, a 5.15 (b) mostra um zoom do eletrodo colocado no bíceps do braço e a 5.15 (c) mostra um zoom do eletrodo de referência situado no acrômio



(a)



(b)



(c)

**Figura 5.15 - (a) Eletrodos posicionados em um voluntário para captura de sinal EMG;
(b) Zoom do eletrodo posicionado no bíceps do braço para captura do sinal EMG;
(c) Zoom do eletrodo de referência colocado no acrônio.**

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 caminhar de forma compassada e realizar três flexões de cotovelo.

e) Captura de dados

Concluídos os procedimentos descritos anteriormente, os módulos de transmissão e recepção foram ligados e o programa principal “inicializado”. A figura 5.16 mostra a interface de acompanhamento do processo de coleta em tempo real.

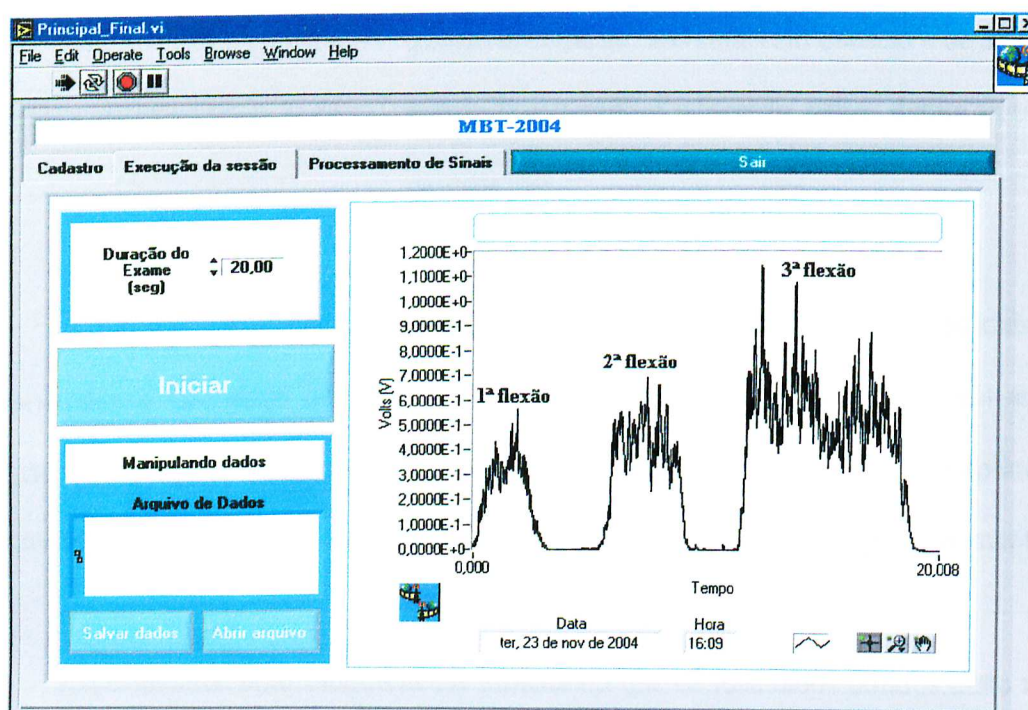


Figura 5.16 - Interface de acompanhamento do processo de coleta da envotória de um sinal EMG em tempo real.

Observa-se, na Figura 5.16, que o sinal EMG coletado está em conformidade com a literatura conforme descrito no capítulo 2.

Capítulo 6

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

6.1 - CONCLUSÕES

Este trabalho descreve o projeto e o desenvolvimento de um sistema de biotelemetria para sinais ECG, EMG e EEG. O protótipo construído é resultado de uma criteriosa avaliação das necessidades de um sistema de telemetria dedicado aos sinais em questão e de acordo com a experiência de profissionais da área de fisioterapia e educação física, dentre outros, que poderiam utilizar tal técnica em vários trabalhos.

O protótipo foi validado através de experimento utilizando-se sinais senoidais padrão e comprovam a fidelidade dos processos de condicionamento, digitalização, transmissão e recepção de dados via “link” de rádio frequência (RF) e coleta dos dados pelo aplicativo de software principal, bem como dos resultados dos cálculos da unidade de processamento.

Experimentos com biopotenciais mostraram que os resultados obtidos estão também em conformidade com a literatura e, portanto, confirmam a aplicabilidade do sistema em casos reais, inclusive em situações em que o indivíduo encontra-se movimentando durante a coleta de dados.

O protótipo mostrou-se extremamente portátil (módulo de transmissão), leve e não interfere nos movimentos do indivíduo. Os componentes utilizados no protótipo são disponíveis no mercado nacional.

6.2 - Trabalhos futuros

Apesar do protótipo atender aos objetivos traçados inicialmente, existem ainda vários trabalhos que podem ser realizados para melhoria e otimização do mesmo. Dentre estes, destacam-se:

- Avaliação de novas tecnologias de transmissão sem fio, em busca de maior velocidade e, portanto, de uma maior taxa de amostragem dos sinais;
- Implementar sistemas com mais que um canal de entrada;
- Implementar novas rotinas de processamento dos sinais. Como por exemplo, análises estatísticas e processamento no domínio da frequência por wavelets.
- Desenvolver um suporte ao programa principal que permita acessar os dados no computador hospedeiro via internet, para que o avaliador possa acompanhar remotamente o exame;
- Desenvolver um hardware que, conectado ao módulo receptor, permita a conexão do mesmo a uma rede de computadores hospitalar;
- Miniaturização do protótipo utilizando circuitos integrados SMD;
- Implementar técnicas de correção de erros.

Referências

- [1] **A história do rádio em datas 1819-1997**. Portugal: Museu do rádio, 2002. Disponível em:
<<http://www.angelfire.com/oz/patricia0/HISTORIADORADIOEMDATAS.doc>>.
Acesso em: 31 nov. 2004.
- [2] ANDRADE, A. O. **Metodologia para classificação de sinais EMG no controle de membros artificiais**. Universidade Federal de Uberlândia: Janeiro 2000.
- [3] Telecontrolli. **Telecontrolli Antenna Design Considerations**. Itália: 2003. Disponível em: <http://www.telecontrolli.com/pdf/Antenna_Design_Considerations.pdf>. acessado em: 26 fev. 2004.
- [4] BUTTON, Vera L. S. N. **Eletroencéfalo e monitores de EEG**. Campinas: DEB/FEEC – Unicamp, 2000. IA748 instrumentação biomédica. Disponível em: <www.deb.fee.unicamp.br/eeg.pdf>. Acessado em: 23 ago. 2004.
- [5] BERBARI, E. J. **Principles of Electrocardiography**. BRONZINO, J. D. (Ed.) **The Biomedical Engineering HandBook**, Boca Raton - Florida : CRC Press, cap. 13, p. 181-190, 1995.
- [6] Bertemes Filho, P. et al, Implementação e avaliação de um sistema telemétrico na aquisição de sinais bioelétricos, **Grupo de pesquisas em engenharia Biomédica – Universidade de Santa Catarina**.
- [7]. BLUETOOTH. **Wireless Technology United Kingdom**: 2003. Disponível em:
<<http://us.st.com/stonline/prodpres/dedicate/wireless/literatu/blue.htm>>. Acesso em: 07 out. 2003.
- [8] CARVALHO, L. C., et al, Eletromiografia superficial na avaliação da função muscular de pacientes hemiparéticos sob tratamento fisioterapêutico. **Congresso latinoamericano de Ingenieria Biomédica**, Havana, Maio 2001, vol 5, p.950-955.
- [9] COHEN, A. **Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis**. In: BRONZINO, J. D.(Ed.). **The Biomedical Engineering HandBook**. Boca Raton - Florida : CRC Press, cap. 54, p. 805-827, 1995.
- [10] CRAM, J. A. & KASMAN G. S. & HOLTZ, J. **Introduction to surface electromyography**, Gaithersburg, Maryland an Aspen Publication: 1998.
- [11] DE LUCA, C. J., **Physiology and mathematics of myoelectric signal**, **IEEE, Transactions on Biomedical Engineering**, 26: 313-325, 1979.
- [12] DE LUCA, C. J., **Surface eletromyography: detection and recording**. Disponível em: <www.delsys.com>. Acessado em: 04 set. 2003.
- [13] **Enciclopédia do corpo humano**, ISBN:1999.

- [14] FERNALD K. W. et al, A system architecture for intelligent implantable biotelemetry instruments. **IEEE engineering in medicine and biology society**, 11th annual international conference, 1989.
- [15] FORMICA et al, A multichannel Telemetry for monitoring physiological information from the human gait: preliminary results, **Proceedings of the 25^a Annual International Conference of the IEEE EMBS**. Cancun, México Set. 2003. 17-21.
- [16] GUYTON, A. C., **Tratado de fisiologia médica**. 8^a edição. Rio de Janeiro: 1992 editora Guanabara Koogan, Cap. 5, 6,9.
- [17] HAYKIN, S. **Communication Systems**. John Weley & Sons, New York: 1994.
- [18] **IEEE STANDARDS WIRELEES**, Working Group for Wireless Personal Area Networks. Disponível em: <<http://standards.ieee.org/wireless/overview.html>>. Acesso em: 07 out. 2003.
- [19] **INTERNATIONAL ENGEERING CONSORTIUN**, Disponível em: <www.iec.org/online/tutorials/gsm/topic05.html>. Acesso em 07 out. 2003.
- [20] ISTEPANIAN, R. C. Habib and Woodward, Bryan., Microcontroller-Based Underwater Acoustic ECG Telemetry System, **IEEE Transaction technology in biomedicine**, vol 1 n^o 2, June 1997.
- [21] KARAGOZOLU, Bahattin,. A multichannel Biotelemetry, **IEEE International Biomedical Engineering Days**, 1992.
- [22] KNEIT, Leopoldo., **Treinamento em biofeedback: O que é biofeedback? – Como ele funciona? Como é usado ?** , Association for Applied Psycophysiolgy and Biofeedback.
- [23] **LOCAL - AREA NETTWORK**. Disponível em: <http://www.webopedia.com/TERM/L/local_area_network_LAN.html>. Acesso em: 07 out. 2003.
- [24] MILSS Adrian., **Manchester encoding ussing RS232 for microchip PID RF apllications**, QuickBuilder – Articles Manchester encoding, 1-09-2002.
- [25] MÜLLER A.F., et al, **Equipamento portátil de biotelemetria digital dedicado à eletromiografia**, Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação (GPPG-HCPA)
- [26] ROSA DE SÀ, A. A., **Uma proposta de sistema computacional em tempo real para biofeedback**, Universidade feredal de Uberlândia, Maio: 2004.
- [27] RAHMAT-SAMII, Y., Implanted Antenas for biotelemetry: Antennas, Safety and Communications Issues, **IEEE tropical Conference on wirelees comunicatios Technology**, 2003.
- [28] SANTIC, A. , Optimization of infrared biotelemetry systems, **18th annual**

international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society, Amsterdam, 1996, 1.7.1 telemetry.

- [29] SCANLON W.G. and Evans N.E., **Body-surface mounted antenna modelling for biotelemetry using FDTD with homogeneous two and tree layer phantoms**, 10th international conference on antennas and propagation, 14-17 April 1997, conference publication No. 436 0 IEE 1997.
- [30] SILVEIRA, Jorge Luis. **Comunicação de dados e Sistemas de Teleprocessamento** Makrom books, 1991. p 28-35.
- [31] SILVEIRA J.L., **Comunicação de dados e istemas de teleprocessamento**, ABDR editora aplicada, São Paulo, 2002. p. 26-43.
- [32] SNATI, A., Optimization of infrared biotelemetry systems, **18th Annual international conference of the IEEE in medicine and biology society**, Amsterdam, 1996.
- [33] **TECA. Oxford instruments** – teca disposable monopolar needle electrodes. Disponível em: <<http://www.oxinst.com/mdcpdp306.htm>>. Acesso em: 15 ago. 2003.
- [34] TURNER, M. **Bases de electroencefalografia clínica**, Editorial Paidos, 1971.
- [35] TUNHEIM, S. A, **Implementation of CMOS Low Cost and Low Power RF-ICs**, Wireless Systems Design Conference and Expo 2002 San Jose CA, February 25-28, 2002.
- [36] TÜRKER, K. S, **Eletromyography: Some methodological problems and issures**, Physical Therapy, 73(10):698-710, Outubro 1993.
- [37] TYNER, F. S., KNOTT, J. R. and MAYER, W. B. **Fundamentals of EEG Technology: Basic Concepts and Methods**. Raven Press, New York, vol. 1, p. 1-14, 1983.
- [38] **UTMS. WireleesTecnology**. Disonível em: <<http://us.st.com/stonline/prodpres/dedicate/wireless/literatu/utms.htm>>. Acesso em: 07 out. 2003.
- [39] WEBSTER, J. G., **Medical instrumentation - application and design**. Houghton Mifflin, Boston, 1978.
- [40] Ziaje, B. et al, A low-power miniature transmitter using a low-loss silicon plataforma for biotelemetry, **19th international Conference – IEEE/EMBS**, Chicago, 1997.
- [41] Zoubir Hamic et al, A high-Efficiency biotelemetry system for implanted eletronic device, **IEEE-EMBC and CMBEC**, 1995.