

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

BIOTEL3M

**Sistema de Biotelemetria Multicanal para a Monitoração da
Marcha**

Autora: Andréia Damasio de Leles

Orientador: Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Banca examinadora:

Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Prof. Dr. José Ângelo Barela

Prof. Dr. João Marcos Travassos Romano

Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen (suplente)

Dissertação apresentada como exigência parcial para a obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA, na área de concentração ENGENHARIA BIOMÉDICA, à banca examinadora da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas, em 18 de Abril de 2000.

Este exemplar corresponde a redação final da tese defendida por Andréia Damasio de Leles e aprovada pela Comissão Julgada em 18/04/00.

Antônio Augusto Quevedo
Orientador

Campinas, Março de 2.000

UNIDADE	BC		
N.º CHAMADA:	T, UNICAMP		
	L538b		
V.	Ex.		
TOMBO BC/	43392		
PROC.	16-392101		
C	<input type="checkbox"/>	D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00		
DATA	09/01/01		
N.º CPD			

CM-00153451-1

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

L538b Leles, Andréia Damasio de
BIOTEL3M : Sistema de Biotelemetria Multicanal
para a Monitoração da Marcha / Andréia Damasio de
Leles.--Campinas, SP: [s.n.], 2000.

Orientador: Antônio Augusto Fasolo Quevedo.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

1. Reabilitação. 2. Biotelemetria. 3. Locomoção
humana. 4. Movimento. I. Quevedo, Antonio Augusto
Fasolo. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III.
Título.

*À minha mãe Irene, ao meu pai José e às minhas irmãs Roseli, Célia e Eunice
pelo grande apoio, amor, amizade e compreensão.
Ao Marcelo, por seu amor e estar sempre ao meu lado.*

*À Deus
Luz que nos guia ao caminho certo.*

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SECÃO CIRCULANTE

Agradecimentos

Ao professor Antônio Augusto Fasolo Quevedo pela oportunidade em realizar este projeto, pelo apoio e empenho em oferecer-me as melhores condições de trabalho, pela orientação e amizade durante o decorrer desse trabalho.

Aos professores Sérgio Santos Mühlen, João Marcos Travassos Romano e José Ângelo Barela pelas sugestões na confecção deste trabalho e por terem aceitado participar da banca examinadora.

Ao amigo Armando Fabiano Garcia pela amizade, paciência e constante ajuda prestada durante toda a realização do trabalho.

Ao amigo Márcio Bottaro pela amizade e por sua grande experiência técnica e profissional sempre esteve disposto a colaborar, contribuindo para solucionar problemas no decorrer deste trabalho.

Ao Departamento de Comunicações, em especial ao professor Afonso Alonso pela colaboração em várias etapas deste trabalho.

À Universidade Federal do Espírito Santo e ao colega Marcelo Kenji Shigetomi pela doação do projeto da placa microcontroladora utilizada neste projeto.

Aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica que, de alguma forma, colaboraram para a minha formação.

Ao técnico Eugênio Carlos Carrara e aos colegas do Centro de Engenharia Biomédica que sempre estiveram dispostos a colaborar e solucionar problemas.

Aos funcionários da secretaria de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP.

Ao CEB/UNICAMP, à CAPES e à FAEP pelo apoio financeiro.

Índice

<i>Índice</i>	3
<i>Resumo</i>	5
<i>Abstract</i>	6
<i>Capítulo 1 - Introdução</i>	7
<i>Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica</i>	13
2.1 <i>Conceitos Gerais</i>	13
2.2 <i>Sistemas de Comunicação</i>	14
2.2.1 <i>Modulação</i>	14
2.2.2 <i>Tipos de Modulação</i>	16
2.2.3 <i>Comparação entre a Modulação por Onda Contínua e a Modulação por Pulsos</i>	18
2.2.4 <i>Modulação Analógica</i>	18
2.2.5 <i>Modulação por Pulsos</i>	19
2.2.6 <i>Sistema de Comunicação: Largura de Faixa x Relação Sinal-Ruído</i>	27
2.2.7 <i>Comparação entre os Sistemas de Transmissão PWM e PPM</i>	28
2.2.8 <i>Comparação entre Sistemas Codificados e Não-Codificados</i>	28
2.3 <i>Técnicas de Multiplexação</i>	29
2.3.1 <i>Comparação entre os Sistemas MDT e MDF</i>	30
2.4 <i>Sistemas de Comunicação de Sinais Digitais: ASK, FSK e PSK</i>	32
2.4.1 <i>Modulação ASK</i>	33
2.4.2 <i>Modulação FSK</i>	34
2.4.3 <i>Modulação PSK</i>	35
2.4.4 <i>Demodulação dos Sinais Digitais</i>	36
2.5 <i>Comparação entre os Sistemas de Modulação ASK, FSK e PSK</i>	37
<i>Capítulo 3 - Materiais e Métodos</i>	41
3.1 <i>Transmissor Digital</i>	43
3.2 <i>Receptor Digital</i>	56
3.3 <i>Etapa de Transmissão e Recepção RF</i>	61
3.3.1 <i>Métodos de Seleção de Frequência de Transmissão</i>	64
3.3.2 <i>Equipamentos Transmissor e Receptor RF</i>	66
3.3.3 <i>Antenas e Potência de Transmissão</i>	69
3.4 <i>Aspectos Construtivos</i>	71
3.5 <i>Fontes de Alimentação</i>	74
<i>Capítulo 4 - Testes e Resultados</i>	78

<i>4.1 Testes com a Unidade Transmissora.....</i>	<i>78</i>
<i>4.2 Testes das Unidades Transmissora e Receptora em Conjunto.....</i>	<i>81</i>
<i>4.3 Testes com a Unidade Receptora</i>	<i>82</i>
<i>Capítulo 5 - Conclusões e Sugestões.....</i>	<i>86</i>
<i>5.1 Conclusões.....</i>	<i>86</i>
<i>5.2 Sugestões para Trabalhos Futuros</i>	<i>87</i>
<i>Capítulo 6 - Referências Bibliográficas.....</i>	<i>89</i>

Resumo

A maioria dos equipamentos eletromédicos destinados a monitorar e medir os parâmetros fisiológicos relativos à locomoção humana, não permitem a livre movimentação, ocasionando incômodos ao indivíduo, além de comprometer a veracidade dos dados coletados. Portanto, o objetivo deste trabalho foi projetar um equipamento baseado em técnicas de biotelemetria que proporcione maior liberdade de movimento.

Biotelemetria é a medida de parâmetros fisiológicos a distância, sendo sua principal característica a ausência de interface física (cabos) entre o sujeito e o instrumento de registro, permitindo maior liberdade durante a locomoção.

Esta dissertação descreve o desenvolvimento de um sistema de biotelemetria multicanal para monitorar os parâmetros fisiológicos relativos à marcha humana.

Este sistema é composto de duas partes principais: as unidades transmissora e receptora. A unidade transmissora, que será acoplada ao sujeito, tem por função digitalizar e transmitir, através de ondas de rádio, os sinais captados até a unidade receptora, situada a uma distância de no mínimo 10 metros. A unidade receptora tem por função recuperar os sinais e enviá-los a um microcomputador para que os dados relativos à marcha possam ser monitorados.

Ensaio realizados em laboratório demonstraram um bom desempenho do protótipo construído, onde foram avaliadas as formas de ondas geradas pela unidade transmissora e o funcionamento do aplicativo de interação com o usuário, o qual avaliou a unidade receptora e o equipamento de biotelemetria como um todo.

Abstract

Most eletromedical devices for monitoring and measuring physiological parameters of human locomotion do not allow free movement, which causes discomfort to the individual as well as compromising the veracity of the collected data. The objective of this work is to design an equipment based on biotelemetry technology which would give greater freedom of movement.

Biotelemetry is a method for measuring physiological parameters remotely. The success of this type of method lies in the fact that there are no cables between the subject and recording equipment, allowing greater freedom during locomotion.

This dissertation describes the development of a multichannel biotelemetry system for the monitoring of physiological parameters concerning the human gait. This system is composed of two main parts: transmitter unit and receptor unit. The transmitter unit, which is attached to the subject, digitizes and transmits the collected signal by radio waves to the receiver, which is located at a distance of 10 meters minimum. The receptor unit receives the signal and sends it to a microcomputer which will process the information related to the subject's gait.

Tests carried out in a laboratory with the prototype presented good results: the shapes of the wave signals generated by the transmitter were assessed, as well as the functioning of the interacting software with the user, which evaluated the receptor unit and biotelemetry equipment as a whole.

Capítulo 1 - Introdução

A monitoração e medição de parâmetros fisiológicos relativos à locomoção humana demanda a livre movimentação do sujeito. Entretanto, a maioria dos equipamentos eletromédicos utilizados para esta função não permitem liberdade de movimento, como ilustra a figura 1.1, causando incômodos físicos e psicológicos ao indivíduo, além de prejudicar a confiabilidade dos dados obtidos. Dentro desse contexto surgiu a motivação para a realização de uma pesquisa na área de instrumentação biomédica, com a decisão de desenvolver e implementar um equipamento que permitisse maior liberdade de movimento. Assim, iniciou-se a pesquisa sobre sistemas de biotelemetria.

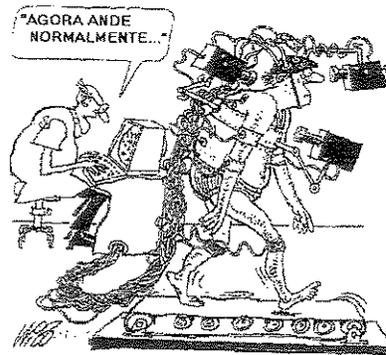


Figura 1.1: Sujeito sendo monitorado com equipamentos convencionais (caricatura).

Biotelemetria é definida como a medida de parâmetros fisiológicos à distância, sendo sua principal característica a ausência de interface física (cabos) entre o sujeito e o instrumento de registro, permitindo maior liberdade de movimento, como ilustra a figura 1.2. Embora a transmissão de informações por um sistema biotelemétrico possa ser realizada por ondas ópticas ou sônicas, a forma mais usualmente utilizada é por radiofrequência (RF), por ser um meio de transmissão de fácil implementação e por apresentar boa relação custo/benefício. Assim, a biotelemetria soluciona os problemas causados pelos equipamentos convencionais, apresentando as seguintes vantagens:

Conforto físico: para que seja realizada uma análise e uma caracterização ideais da marcha, os pacientes são submetidos a várias repetições de exames, pois há uma grande variabilidade inter-sujeito na locomoção desses pacientes. Portanto, sistemas biotelemétricos, por suas características, permitem maior conforto ao paciente durante os exames.

Conforto psicológico: muitos pacientes ao se depararem com os equipamentos convencionais simplesmente se recusam a realizar os exames, caracterizando assim o incômodo psicológico. O sistema biotelemétrico, por apresentar um instrumental mais discreto, causa um impacto psicológico muito melhor ao paciente.

Maior fidedignidade dos dados coletados: a maior liberdade de locomoção garante maior confiabilidade aos dados coletados, para que se possa monitorar e analisar os parâmetros da marcha, de modo a compreender a causa e o efeito dos parâmetros patológicos em relação aos normais.

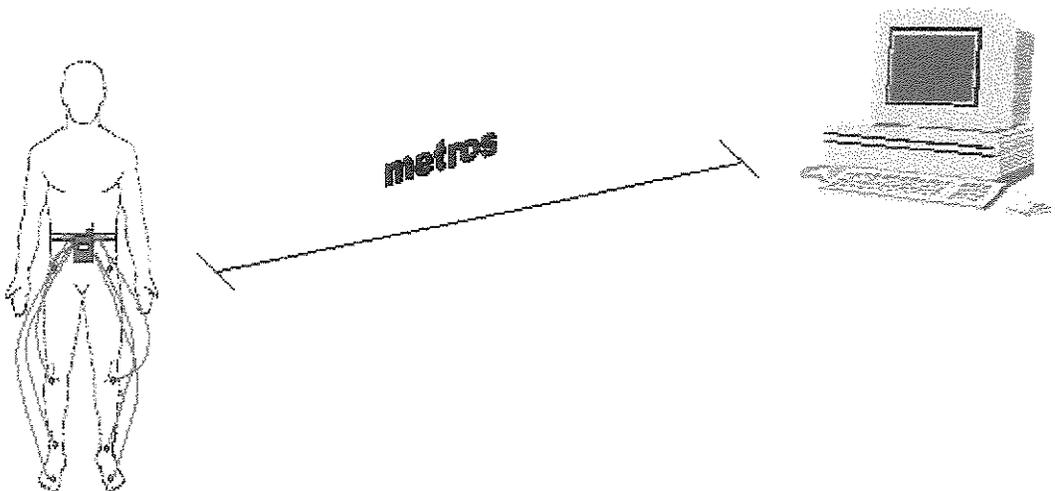


Figura 1.2: Sistema de Biotelemetria: o transmissor acoplado ao sujeito e os dados sendo monitorados a metros de distância.

Nos últimos quarenta anos, sistemas biotelemétricos vêm sendo utilizados para experimentos animais e aplicações humanas, incluindo uma grande variedade de parâmetros fisiológicos, tais como: medição de velocidade, fluxo, dimensão, pressão, força ou peso, potenciais bioelétricos (ECG, EMG, EEG), temperatura e pH.

A biotelemetria por radiofrequência é conhecida desde o século passado quando Fuller e Gordon utilizaram essa técnica em animais e Holter e Gengerelli em humanos. Mas de acordo com relatos, a biotelemetria foi utilizada pela primeira vez em 1921 por Winters (De Luca, 1990) que transmitiu sons cardíacos através de ondas de rádio.

Com a invenção do transistor em 1948 e a rápida aplicação da física do estado sólido na miniaturização de circuitos e componentes nos anos 50, a biotelemetria teve um grande desenvolvimento. Desde então, diversos trabalhos foram desenvolvidos concentrando-se nas seguintes aplicações:

- monitoração de pacientes quando se deseja liberdade de movimento, como a monitoração da marcha e obtenção do eletrocardiograma durante exercícios ergométricos;
- monitoração de pacientes em ambulância com transmissão de dados vitais para o hospital, de modo que a equipe clínica possa preparar os procedimentos de socorro antecipadamente (Doenbelin, 1990);
- monitoração de parâmetros fisiológicos internos como acidez ou avaliação dos movimentos peristálticos do trato gastrointestinal, através da biotelemetria implantável (Ghoniem, 1997);
- a biotelemetria implantável, também é largamente utilizada em modelos animais de fisiologia humana, patologia e farmacologia, pois o animal pode permanecer em seu habitat natural, não havendo a necessidade de internação, anestésias e cirurgias de modo a aumentar a veracidade nas pesquisas biomédicas (Meindl, 1984).

A monitoração em Engenharia de Reabilitação, demanda que o sujeito esteja em movimento. Por isso, sistemas biotelemétricos por RF estão sendo amplamente utilizados nesta área, principalmente pela sua característica chave de não haver conexão física (cabos) entre o sujeito e o instrumento de coleta. A seguir serão discutido alguns exemplos da aplicação da biotelemetria em Engenharia de Reabilitação.

Monitoração e análise da marcha: Sistemas de biotelemetria são utilizados para a análise da marcha baseada em técnicas eletrogoniométricas. A principal vantagem da avaliação da marcha pela biotelemetria em relação a outros métodos similares é a liberdade de movimento. Assim, pode-se monitorar, estudar e determinar as forças e momentos aplicados nas articulações dos membros inferiores (quadril, joelho, tornozelo e dedos dos pés), de modo a se compreender a causa e o efeito dos parâmetros patológicos em relação aos normais.

Monitoração em exames repetitivos: Uma técnica útil para a determinação de correção ortopédica de pessoas sofrendo de paralisia cerebral é monitorar suas forças e a atividade muscular. Sistemas biotelemétricos possuem a vantagem da eliminação de cabos entre o paciente e o equipamento de registro, permitindo maior facilidade na análise dos dados eletromiográficos e das forças nos pés durante o movimento. Além disso, existe uma grande variabilidade da locomoção desses pacientes, exigindo um grande número de etapas de exames, para que seja realizada uma análise ideal e uma caracterização. Assim, o sistema biotelemétrico, por suas características, permite maior conforto ao paciente, para as sucessivas repetições de etapas de exames, além da maior confiabilidade dos dados obtidos para a realização de uma estatística mais precisa (Abu-Faraj, 1996).

Monitoração e análise de órteses e próteses: Com o aumento do número de pacientes com doenças nos ossos e nas articulações, implantes ortopédicos se tornaram muito úteis. Diferentes materiais e projetos são avaliados para cada tipo de implante, mas pouco se conhece sobre as cargas que agem sobre ele. Os sistemas biotelemétricos estão sendo usados para a medição, *in vivo*, das forças e dos momentos, proporcionando dados

mais precisos para melhorar o sucesso destes implantes a longo prazo (Bergmann, 1991; Taylor, 1997).

O objetivo deste trabalho, portanto, é projetar, implementar e testar um sistema de biotelemetria multicanal por radiofrequência que permite a transmissão simultânea de vários parâmetros biomédicos. A aplicação inicial é monitorar parâmetros fisiológicos relativos à marcha humana, através de técnicas eletrogoniométricas e eletromiográficas. Entretanto, o mesmo equipamento poderá ser utilizado na coleta de outras variáveis biomédicas.

O instrumento construído permite uma monitoração contínua dos parâmetros fisiológicos, pois explora as principais características tecnológicas, tais como capacidade funcional, alta confiabilidade, baixo consumo de energia, utilização de componentes digitais facilmente encontrados no mercado nacional e que reduzem consideravelmente o número total de componentes eletrônicos, que, além de permitir que o sistema transportado pelo indivíduo seja de pequena dimensão, leve e confortável, oferece boa confiabilidade na obtenção e apresentação dos dados desejados.

A dissertação terá seis capítulos e três apêndices. Este capítulo 1 apresenta a introdução, onde também relata a motivação para o desenvolvimento do trabalho e a localização do mesmo no estado-da-arte.

O capítulo 2 apresenta uma rápida revisão bibliográfica sobre sistemas de comunicação, contendo definições gerais, características e comparações dos diversos tipos de sistemas.

O capítulo 3 descreve de forma detalhada o sistema de biotelemetria desenvolvido, mostrando *hardware* e *software*.

O capítulo 4 apresenta os testes e resultados do sistema de biotelemetria, focalizando os testes no laboratório de cada parte do protótipo individualmente até a análise por completo.

As conclusões do desenvolvimento deste trabalho são relatadas no capítulo 5, onde são feitas também algumas sugestões para trabalhos futuros nesta linha de pesquisa.

No capítulo 6 são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas neste trabalho.

No apêndice A encontra-se o esquema eletrônico da placa microcontroladora utilizada no projeto.

No apêndice B é apresentada a listagem completa do *software* da unidade transmissora.

Finalmente, no apêndice C é apresentada a listagem completa do *software* da unidade receptora.

Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica

Um equipamento biotelemétrico é composto de subunidades individuais, sendo suas funções comparáveis ou idênticas aos de sistemas de comunicação convencionais. Assim, um sistema biotelemétrico pode ser dividido em seis partes: a fonte de informação, o transmissor, uma fonte de ruído, o canal telemétrico, o receptor e o observador.

Portanto, neste capítulo serão descritos os diversos tipos de sistemas de comunicação analógicos e digitais. A seguir será realizada uma avaliação entre estes sistemas, de modo a ser a base teórica para a decisão do método empregado neste trabalho.

2.1 Conceitos Gerais

O esquema básico de um sistema biotelemétrico é mostrado na figura 2.1. Os sinais fisiológicos são captados por transdutores conectados diretamente à fonte de informação (animal ou indivíduo), sendo posteriormente amplificados, multiplexados, utilizados para modular a portadora e são transmitidos.

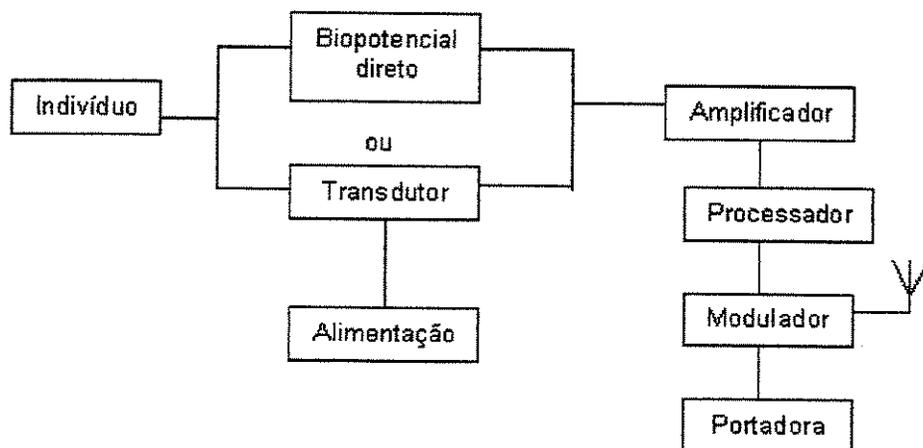


Figura 2.1: Diagrama de blocos de um transmissor biotemétrico (modificado de Weibell, 1987).

O transmissor biotelemétrico deve possuir pequenas dimensões, pois está acoplado à fonte de informação e, ainda, possuir alta confiabilidade na transmissão dos sinais biológicos e apresentar baixo consumo.

O receptor, ilustrado na figura 2.2, consiste basicamente de um receptor de sinais, que condiciona, demodula e demultiplexa e recebe os sinais, sendo desejável que o sinal recebido apresente as mesmas características do sinal original, a menos de um fator de ganho (Weibell, 1987).

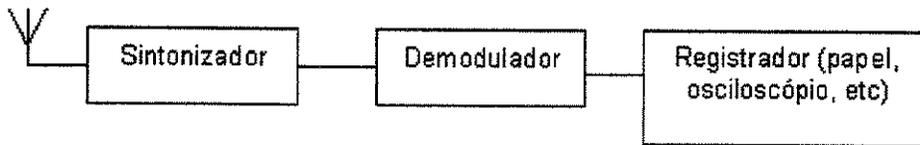


Figura 2.2 : Unidade Receptora (modificado de Weibell, 1987)

2.2 Sistemas de Comunicação

O projeto eletrônico e mecânico do transmissor de um sistema de biotelemetria deve proporcionar alta confiabilidade na transmissão dos sinais biológicos, de modo que a principal consideração técnica é a imunidade a ruídos e interferências. Outra característica importante do sistema de transmissão é a de fornecer uma interface eficaz com a fonte de informação.

2.2.1 Modulação

Modulação é o processo que consiste em alterar uma característica da onda portadora, proporcionalmente ao sinal modulante. Convencionalmente, o sinal de informação é denominado sinal modulante e o sinal de alta frequência é chamado onda portadora (Gomes, 1990).

A maioria dos sinais de entrada, da forma como são fornecidos pelo transdutor, não podem ser enviados diretamente através do canal de RF. Conseqüentemente, uma onda portadora, cujas propriedades são mais convenientes ao meio de transmissão em questão, é modificada para representar o sinal modulante.

A modulação é necessária para combinar ou casar o sinal ao meio de transmissão. Entretanto, este casamento envolve algumas considerações que merecem ser feitas:

Modulação para facilidade de irradiação

A irradiação eletromagnética eficiente necessita de elementos irradiantes (antenas), cujas dimensões físicas sejam de pelo menos 1/10 do comprimento da onda. Porém, muitos sinais de áudio possuem componentes de frequências tão baixas como 100Hz ou menos, necessitando de antenas de aproximadamente 300 Km de comprimento se irradiados diretamente.

Utilizando a propriedade de translação em frequência da modulação, estes sinais podem ser sobrepostos em uma portadora de alta frequência, permitindo uma redução substancial no tamanho da antena.

Modulação para redução do ruído e da interferência

É impossível eliminar um ruído de um sistema. E, embora seja possível eliminar a interferência, tal não ocorre normalmente na prática. Felizmente, certos tipos de modulação possuem a propriedade muito útil de reduzir tanto o ruído como a interferência.

A supressão, entretanto, é obtida através da necessidade de uma banda (intervalo de frequência de transmissão) muito maior que a banda do sinal original, daí a designação de redução de ruído em banda larga.

Modulação para Multiplexação

Muitas vezes, se deseja enviar vários sinais simultaneamente entre dois pontos. As técnicas de multiplexação e as formas de modulação, permitem a transmissão de múltiplos sinais através de um mesmo canal, de modo que cada sinal possa ser restaurado separadamente no extremo da recepção.

As aplicações de multiplexação incluem a telemetria de dados, sistemas comerciais estereofônicos FM e telefonia.

Modulação para Superar as Limitações do Equipamento

O projeto de um sistema é normalmente restrito ao equipamento disponível, cujo desempenho quase sempre depende das frequências envolvidas e das técnicas de modulação utilizadas.

A modulação pode ser utilizada para transladar um sinal até a porção do espectro de frequência onde as limitações do equipamento são mínimas ou onde as necessidades de projeto são melhor satisfeitas. Com esta finalidade, os dispositivos de modulação são encontrados tanto em receptores como em transmissores (Carlson, 1981).

2.2.2 Tipos de Modulação

Em grande parte, o êxito de um sistema de comunicação para uma determinada finalidade depende da modulação. Portanto, a decisão sobre o tipo de modulação é fundamental em projetos de sistemas de comunicação. Correspondentemente, muitas técnicas diferentes de modulação são utilizadas para satisfazer os diversos requisitos e especificações de um sistema.

A despeito da grande variedade, é possível identificar dois tipos básicos de modulação de acordo com o tipo de portadora: (1) modulação de onda contínua (CW-

Continuos Wave), na qual a portadora é uma onda senoidal; (2) modulação por pulsos, na qual a portadora é um trem de pulsos.

Na modulação CW, a portadora senoidal possui uma frequência muito maior do que qualquer uma das componentes de frequência contidas no sinal modulante. Sendo um processo contínuo, este tipo de modulação é conveniente para os sinais que estão variando continuamente no tempo.

A modulação por pulsos é um processo discreto e descontínuo, no sentido em que os pulsos estão presentes apenas em certos intervalos distintos de tempo. Conseqüentemente, a modulação por pulsos é mais conveniente para sinais que são discretos em sua natureza, embora, com o auxílio da amostragem, os sinais variantes continuamente possam ser transmitidos por portadoras pulsadas.

Para a portadora senoidal, duas são as características alteráveis: a amplitude e a frequência, gerando a Modulação em Amplitude – AM (*Amplitude Modulation*) e a Modulação em Fase - PM (*Phase Modulation*) ou em Frequência – FM (*Frequency Modulation*).

Para a portadora de trem de pulsos, além da amplitude, pode-se variar a largura e a posição relativa dos pulsos, sem contar que estes, por sua característica binária, admite uma codificação digital. Assim, as modulações por trem de pulsos podem ser de quatro formas:

- PAM (*Pulse Amplitude Modulation*) – Modulação da Amplitude dos Pulsos;
 - PWM (*Pulse Width Modulation*) – Modulação da Largura dos Pulsos;
 - PPM (*Pulse Position Modulation*) – Modulação da Posição dos Pulsos;
 - PCM (*Pulse Code Modulation*) – Modulação por Codificação dos Pulsos.
-

2.2.3 Comparação entre a Modulação por Onda Contínua e a Modulação por Pulsos

Na modulação CW, um determinado parâmetro relativo à onda modulada varia continuamente com o sinal. Na modulação por pulsos, algum parâmetro de cada pulso é modulado por um valor-amostra particular do sinal. Normalmente os pulsos são bastantes estreitos, relativamente ao intervalo que decorre entre duas amostragens sucessivas, de modo que a onda modulada pelos pulsos se apresenta nula na maior parte do tempo.

A modulação por pulsos oferece duas vantagens notórias sobre a CW. Em primeiro, a potência transmitida pode ser concentrada em pequenos “pacotes”, ao invés de ser fornecida continuamente. Além disso, os intervalos de pulsos subseqüentes podem, também, ser preenchidos com outras amostras relativo a outros sinais, tornando-se possível a transmissão de inúmeros sinais através de um único sistema de comunicação (Multiplexação por Divisão em Tempo – MDT).

A segunda diferença entre a modulação por pulsos e a modulação CW é que a onda pulsada pode conter consideráveis componentes contínuas e de baixa frequência. Por conseguinte, a eficiência da transmissão impõe uma segunda operação: a modulação por onda contínua (CW) para haver uma translação completa no domínio da frequência. Neste aspecto, a modulação por pulsos é uma técnica de processamento de sinais, ao invés de uma modulação no sentido tradicional do termo (Lathi, 1979).

2.2.4 Modulação Analógica

O tipo mais simples de transmissão se faz por meio de uma CW. Nesta modalidade, o transmissor é basicamente um oscilador de alta frequência ou um oscilador com uma ou duas etapas de etapas de multiplicação e/ou amplificação.

Os tipos básicos de modulação em onda contínua são amplitude modulada (AM) e frequência modulada (FM). A figura 2.3 ilustra esses dois métodos de modulação.



Figura 2.3: a) Sinal modulante; b) Modulação AM; c) Modulação FM (modificado de Mackay, 1995).

No sistema AM, a amplitude da portadora varia proporcionalmente ao sinal modulante. Esse sistema de modulação é susceptível a sinais interferentes naturais e artificiais, podendo aparecer justamente nos instantes mínimos da portadora de RF, causando variações na amplitude do sinal de informação na recepção.

Em sistemas FM, a frequência da portadora varia proporcionalmente ao sinal de informação. A modulação FM é muito menos susceptível à interferências, pois a amplitude não varia. Portanto, a possibilidade de ocorrer sinais indesejáveis é bastante diminuída (Lathi, 1979).

2.2.5 Modulação por Pulsos

Na modulação por pulsos, a portadora é um trem de pulsos. Considerando o conceito de que a modulação consiste em alterar uma característica da portadora, proporcionalmente ao sinal modulante, pode-se definir os 4 tipos básicos de modulação pulsada como ilustra a figura 4.

- Variando a Amplitude: Modulação em Amplitude dos Pulsos – **PAM**;
- Variando a Largura ou Duração: Modulação da Largura dos Pulsos – **PWM** ou **PDM**;
- Variando a Posição ou Intervalo: Modulação por Posição ou Intervalo dos Pulsos – **PPM** ou **PIM**;

Além destes tipos de modulação obtidos diretamente a partir da variação das características do trem de pulsos, há um outro processo que aproveita a característica

binária destes pulsos (valor 0 ou 1 – ausência ou presença) e faz a modulação de forma digital codificando os pulsos. Esse tipo de modulação é designado como:

- Modulação por Código de Pulso – **PCM**.

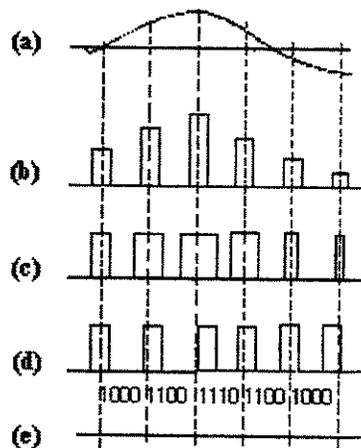


Figura 2.4: a) sinal modulante; b) modulação PAM; c) modulação PWM; d) modulação PPM; e) modulação PCM (modificado de Sánchez, 1994).

Três considerações gerais sobre sistemas de modulação pulsada podem ser estabelecidas (Carlson, 1981; Couch, 1997):

1. As ondas moduladas por pulsos apresentam componentes contínuas consideráveis, bem como conteúdo de frequências baixas, especialmente próximos do primeiro harmônico. Assim, uma transmissão direta pode ser difícil, senão impossível.
2. Em relação à banda de transmissão, as vantagens práticas da modulação pulsada dependem da duração dos pulsos ser pequena, comparada com o intervalo de tempo entre os pulsos sucessivos.
3. As ondas moduladas por pulsos podem ser demoduladas através de um processo de reconstrução.

Com relação ao primeiro destes pontos, a transmissão por pulsos a curta distância pode ser confiável com circuitos de fios ou cabos coaxiais, mas uma transmissão por rádio frequência eficiente requer uma translação adicional de frequência. Por conseguinte, a grande maioria dos sistemas pulsados apresenta um estágio de modulação da portadora, onde os pulsos são convertidos em pulsos de RF.

A seguir serão descritos os tipos de modulação pulsada.

PAM – Modulação em Amplitude de Pulso

A modulação PAM consiste em variar a amplitude dos pulsos da portadora de acordo com o sinal modulante, mantendo constante a largura e o intervalo entre pulsos.

O sistema PAM é aquele no qual se aplica mais diretamente o conceito de um sinal amostrado e do próprio teorema de amostragem, pois o sinal modulado pode ser compreendido como o produto do sinal modulante pelo trem de pulsos da portadora. Assim, qualquer circuito capaz de realizar amostragem de um sinal pode ser aproveitado como um modulador PAM (Couch, 1997).

A aplicação mais prática para PAM é o MDT (Multiplexação por Divisão em Tempo), que consiste em aproveitar o tempo da portadora pulsada, aumentando sua frequência com o intuito de amostrar vários sinais simultaneamente.

Para transmissão por RF, o sinal modulado por PAM apresenta conteúdo considerável em baixas frequências. Por isso, o sinal PAM, assim como todos os pulsados (PWM, PPM e PCM), não é habitualmente transmitido diretamente. Portanto, uma modulação adicional em AM ou FM é efetuada, de modo que o sinal modulado passa a ser PAM/AM ou PAM/FM.

O comportamento sinal-ruído do sistema PAM/AM é idêntico ao do sistema AM, portanto, é bastante sensível à interferências. Sendo assim, esse método de modulação é pouco adequado para a transmissão por RF.

PWM – Modulação em Largura de Pulso

O sistema PWM consiste em variar a largura do pulso da portadora, proporcionalmente ao sinal modulante, mantendo constante a amplitude e o intervalo de tempo a que os pulsos se repetem.

A modulação PWM, é gerada amostrando a informação em intervalos regulares, sendo a duração do pulso proporcional à amplitude da informação no momento da amostragem, mantendo sua amplitude constante.

Os pulsos de amostragem são também introduzidos em um gerador de dente de serra que, junto com o sinal PAM, são somados pelo circuito somador. Na saída desse somador é obtido um sinal em rampa com amplitude variável. Esse sinal segue até um comparador inversor, ambos constituem um modulador de largura de pulso, obtendo o sinal PWM na saída desse circuito como ilustrado na figura 2.5.

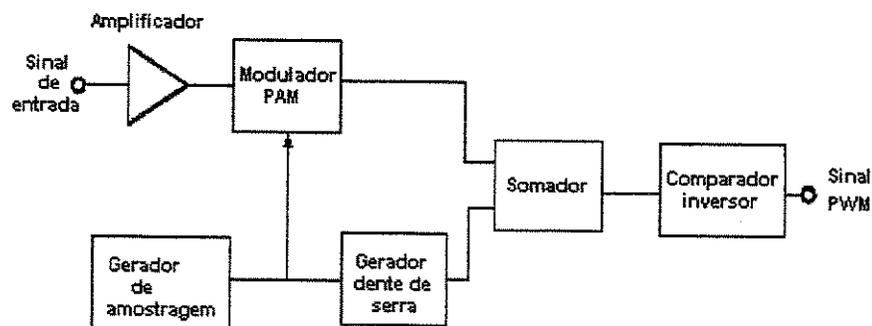


Figura 2.5: Diagrama em blocos do modulador PWM (modificado de Gomes, 1990).

Uma vez recebido o sinal em sua forma básica, livre de qualquer modulação adicional em amplitude (PWM/AM) ou em frequência (PWM/FM), sua demodulação pode ser feita por dois processos distintos.

O primeiro e mais simples processo tem por base a observação do espectro, pois o sinal modulante é percebido na sua própria frequência de origem, podendo-se recuperá-lo com filtragem passa-baixas.

O inconveniente deste processo é que há uma inevitável interferência de bandas laterais relativa à frequência do sinal modulante, causando uma distorção que poderia ser eliminada se esta frequência for aumentada. Ocorre que esse aumento exigiria uma largura de faixa muito maior, tornando o sistema inviável em função da largura de faixa ocupada.

O outro processo é chamado de Demodulação Indireta ou de Reconstrução, consistindo em converter o sinal PWM em PAM, fazendo posteriormente uma amostragem com retenção e uma filtragem passa-baixas para recuperar o sinal.

PPM – Modulação em Posição de Pulso

O sistema PPM consiste em variar a posição do pulso da portadora, proporcionalmente à amplitude do sinal de informação no momento da amostragem, mantendo a amplitude e largura dos pulsos constantes.

Normalmente, os sinais PPM são gerados a partir da borda de descida dos sinais PWM (figura 2.6). Cada pulso PPM varia de posição devido a essa borda de descida do sinal PWM.

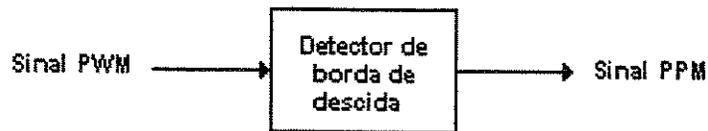


Figura 2.6: Diagrama em blocos do Modulador PPM (modificado de Sánchez, 1994).

Uma vez recebido o sinal PPM em sua forma básica, livre de qualquer modulação adicional em amplitude (PPM/AM) ou em frequência (PPM/FM), sua demodulação pode ser feita por três processos distintos.

O primeiro e mais simples processo, equivale ao já visto em PWM, consiste em observar o espectro de amplitudes e perceber que lá se encontra a derivada do sinal modulante, que pode ser recuperada por uma filtragem passa-baixas, seguida de uma integração, para a recuperação do sinal. Esse processo possui os mesmos inconvenientes vistos em PWM.

Os outros dois processos de demodulação são usados devido à pequena largura dos pulsos do sinal modulado, o que proporciona baixa amplitude do sinal recuperado, com igualmente baixa relação sinal/ruído.

O segundo processo a ser analisado converte o sinal modulado em PPM em PWM e só então efetua a demodulação. Como no sinal PPM se perde a noção da posição dos pulsos da portadora, torna-se necessária a existência de um oscilador no receptor, a fim de se ter um trem de pulsos de referência. O gerador de sincronismo é um dispositivo que visa manter a portadora local o mais próxima possível da portadora utilizada na transmissão, e sua realização prática pode ser alcançada se, na transmissão, forem usados, periodicamente, pulsos de sincronismos com largura maior que os pulsos normais.

O terceiro processo, consiste em converter o PPM em PAM, fazendo amostragem com retenção e uma posterior filtragem passa-baixas, para recuperar a informação.

Os dois processos de demodulação PPM por conversão apresentam-se mais trabalhosos e seu grau de complexidade é maior devido a necessidade do sincronismo da portadora. Porém, o sinal recuperado está menos afetado de ruído que no processo de simples filtragem (Gomes, 1990; Sanchez, 1994).

PCM – Modulação por Código de Pulso

A modulação PCM é a mais utilizada para a transmissão de sinais analógicos de forma digital, isto é, que realiza uma conversão analógica-digital para enviar o sinal modulador, transmitindo palavras-código (binário).

Basicamente, a modulação PCM é um processo em que se toma uma série de amostras, em intervalos regulares de tempo. Posteriormente, todas essas amostras de amplitudes diferentes serão quantizadas de forma que o número de valores que assume o sinal seja finito e deixará de ser um sinal analógico (podendo assumir infinitos valores) para passar a assumir um número finito de valores, isto é, irá se realizar uma conversão analógica-digital (A/D) do sinal original.

Em seguida, cada um desses valores finitos será codificado, ou seja, para cada amostra quantizada corresponderá um código certo, convertendo desta forma o sinal original em sinal digital que poderá assumir 2^n valores (n é o número de bits do código), sendo transmitidos os códigos de cada amostragem.

Assim, consegue-se transmitir de forma digital o sinal analógico original, e, portanto, realizar uma transmissão digital. (Couch, 1997; Gomes 1990).

Nos sistemas PCM realizam-se três funções fundamentais para a transmissão do sinal: (1) a amostragem; (2) a quantização; (3) a codificação.

Primeiramente, faz-se a filtragem do sinal analógico por meio de um filtro passa-baixas. Isto evita que componentes do sinal com frequências superiores ao limite

estipulado sejam amostradas, o que causaria distorção do sinal pelo efeito de *aliasing*. Em seguida, o sinal filtrado é amostrado, ou seja, toma-se uma série de amostras do sinal original.

Essas amostras constituem basicamente uma modulação PAM. O próximo passo consistirá em fornecer para cada amostra um valor quantizado que depende da magnitude de tal amostra, produzindo a sua quantização. Depois, esses valores quantizados passarão por um codificador, que dará um código binário para cada valor quantizado, de tal modo que, neste ponto, se realizará a conversão analógica-digital.

No receptor, uma vez capturado o sinal digital, este é reconvertido em amostras analógicas através de um conversor Digital-Analógico. Posteriormente, as amostras passam por um filtro passa-baixas a fim de se recuperar o sinal original.

Normalmente, nos sistemas PCM são introduzidos outros passos cuja função é a de conseguir uma melhor relação entre o sinal e o ruído, isto é, uma melhor qualidade de transmissão, reduzindo a influência do ruído sobre o sinal transmitido. Esses passos são a compressão e a expansão, localizados no sistema PCM.

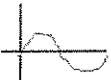
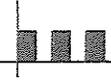
O compressor é colocado dentro do quantizador no transmissor. A denominação de compressor, deve-se não ao fato de comprimir o sinal, mas, sim, de comprimir a característica do quantizador. Seu funcionamento baseia-se no fato de que certos sinais possuem a probabilidade de transmitir amplitudes pequenas, por isso, realizam uma quantização mais fina na zona de amplitudes baixas, onde o número de amostras será maior.

No receptor, deve-se colocar um elemento expensor que devolverá tal e qual eram antes do compressor. O expensor deve ser colocado logo após o decodificador, para que as amostras cheguem ao circuito de amostragem e retenção de maneira como foram obtidas no circuito amostrador do transmissor. Esses dois últimos elementos completariam o sistema PCM de transmissão digital (Couch, 1997).

2.2.6 Sistema de comunicação: largura de faixa x relação sinal-ruído

Após ter relatado à respeito dos diversos tipos de modulação, observou-se que alguns sistemas são mais imunes a interferências de ruídos que outros. Essa qualidade para o bom desempenho dos sistemas de modulação exige uma largura de faixa maior para a transmissão dos sinais, pois é possível trocar a largura de faixa pela relação sinal-ruído (S/R). Na tabela 2.1, abaixo, mostra a relação entre largura de faixa (LF) e relação S/R.

Tabela 2.1: Relação Sinal-Ruído x Largura de Faixa dos Diversos Tipos de Modulação.

Portadora	Parâmetros Variáveis	Tipos de Modulação	Relação S/R x Largura de Faixa (LF)
Analogica 	Amplitude	AM	Baixo S/R [Fator 2]
	Frequência	FM	Boa S/R (linear)
Trem de pulsos 	Amplitude	PAM	Baixo S/R [Fator 2]
	Largura	PWM	Boa S/R
	Posição ou Intervalo	PPM ou PIM	Boa S/R (linear)
	Código	PCM	Ótima S/R (exponencial)

Os tipos de modulação AM e PAM apresentam características similares, tratando-se de interferência e ruídos. Estes tipos de modulação não permitem a troca da largura de faixa pela relação S/R, pois a largura de faixa nesses sistemas é fixa. Sendo assim, o melhoramento da relação S/R nesses sistemas é conhecido como fator 2, ou seja, apenas metade da potência do ruído é eliminada (Lathi, 1979).

As modulações FM, PWM e PPM permitem trocar a largura da faixa pela relação S/R. Nesses sistemas a taxa de melhoramento da relação S/R é proporcional em relação a

largura da faixa. Assim, a relação sinal-ruído é linearmente proporcional a largura da faixa.

Em sistemas codificados como PCM, o melhoramento da relação S/R é exponencial com a largura da faixa. Portanto, a modulação PCM é capaz de maior eficiência na transmissão quando comparado com os demais sistemas de modulação (Couch, 1997; Lathi, 1979).

2.2.7 Comparação entre os Sistemas de Transmissão PWM e PPM

O PWM encontra a sua principal aplicação na geração e detecção de ondas PPM, mesmo porque esta última é bem superior à PWM, no que diz respeito à transmissão de sinais.

Para confirmar a veracidade desta afirmação, basta lembrar que as informações residem na localização temporal das bordas dos pulsos, e não nos próprios pulsos. Assim, de certo modo, como na potência da portadora AM, a potência inerente aos pulsos, para uma modulação por pulsos no tempo, é uma potência perdida, de forma que sempre será mais eficaz eliminar os pulsos e transmitir apenas as bordas (Carlson, 1981). Entretanto, é óbvio que não se pode transmitir as bordas dos pulsos sem enviar, junto, os pulsos propriamente ditos, que na realidade as definem. Mas, pode-se transmitir pulsos suficientemente estreitos, indicando a posição das bordas dos pulsos, processo equivalente à PPM.

A potência reduzida requerida para PPM é uma vantagem fundamental sobre o PWM, vantagem evidenciada quanto à relação sinal/ruído.

2.2.8 Comparação entre Sistemas Codificados e Não-Codificados

Os sistemas FM e PPM são exemplos de sistemas não codificados e o sistema PCM é um exemplo de sistema codificado. Nos sistemas não codificados, verifica-se que o melhoramento da relação sinal/ruído (S/N) de tensão é linear com a largura da faixa.

Nos sistemas codificados, observa-se que o melhoramento da relação (S/N) de tensão é exponencial com a largura da faixa. Assim, a troca da largura da faixa pela relação S/N é muito mais eficiente nos sistemas codificados do que nos sistemas não codificados. Os sistemas codificados são, por sua natureza, capazes de melhor eficiência de transmissão do que os sistemas não codificados (Lathi, 1979).

A maior vantagem de um sistema codificado é a sua conveniência para a comunicação a longa distância, empregando várias estações repetidoras. Em cada estação repetidora, o sinal misturado com o ruído é limpado pela regeneração dos pulsos. Assim, em cada estação repetidora é transmitido um sinal livre de ruído. Na verdade, isso implica em que, para PCM, é necessário se preocupar apenas com o ruído no caminho entre as estações repetidoras. Sendo assim, o PCM pode ser transmitido a qualquer distância, colocando-se estações repetidoras suficientes. Essa é a razão básica para se utilizar sistemas codificados.

Em contrapartida, o principal inconveniente da transmissão codificada refere-se à complexidade das instalações e ao custo para seu funcionamento, mesmo que, uma vez em curso, o investimento é rapidamente amortizado.

Por outro lado, para sistemas não codificados, o sinal é continuamente afetado pelo ruído numa comunicação a longa distância, não podendo ser limpado ou regenerado ao longo da trajetória. O ruído se acumula ao longo da trajetória de transmissão. Quanto maior a trajetória de transmissão maior será o ruído. Isso restringe a distância na qual esses sinais podem ser transmitidos. Porém, são sistemas mais simples que os codificados quando comparados em pequenas distâncias.

2.3 Técnicas de Multiplexação

Muitas vezes, se deseja enviar vários sinais simultaneamente entre os dois pontos. As técnicas de multiplexação, e as diversas formas de modulação, permitem a

transmissão de múltiplos sinais através de um mesmo canal, de modo que cada sinal possa ser captado separadamente no extremo da recepção.

No caso de se utilizar modulações analógicas, como AM ou FM, este tipo de modulação denomina-se multiplexação por divisão em frequência (MDF).

Outro tipo de multiplexação é o MDT (Multiplexação por Divisão em Tempo), que consiste em aproveitar o tempo da portadora do trem de pulsos, aumentando sua frequência com o intuito de amostrar vários sinais simultaneamente. Esse sistema de multiplexação é utilizado em sistemas pulsados.

2.3.1 Comparação entre os Sistemas MDT E MDF

Nos sistemas multiplexados por divisão em frequência, todos os sinais a serem transmitidos são contínuos e estão misturados no domínio do tempo. Entretanto, os espectros dos vários sinais modulados ocupam faixas diferentes no domínio da frequência e podem ser separados por filtros adequados. Assim, todos os sinais estão misturados no domínio do tempo, mas mantêm a sua identidade no domínio da frequência.

Por outro lado, no caso da multiplexação por divisão em tempo, as amostras de cada sinal permanecem distintas e podem ser reconhecidas e separadas no domínio do tempo. Entretanto, os espectros de frequência dos vários sinais amostrados ocupam a mesma região de frequência e estão tão misturados que não podem ser reconhecidos.

Desta forma, a identidade do espectro é mantida na multiplexação por divisão em frequência enquanto que a identidade da forma de onda é mantida nos sinais multiplexados em tempo.

Uma vez que um sinal é totalmente especificado tanto no domínio do tempo como no da frequência, os sinais multiplexados podem ser separados no receptor mediante técnicas apropriadas nos respectivos domínios.

Para um sistema multiplexação por divisão em frequência, cada sinal está presente no canal durante todo o tempo e, portanto, todos os sinais misturados no tempo. Porém, cada um deles ocupa um intervalo de frequência distinto e finito.

Ao contrário, em um sistema de multiplexação por divisão em tempo, cada sinal ocupa um intervalo de tempo distinto. Mas os espectros de todos os sinais têm componentes no mesmo intervalo de frequência (figura 2.7).

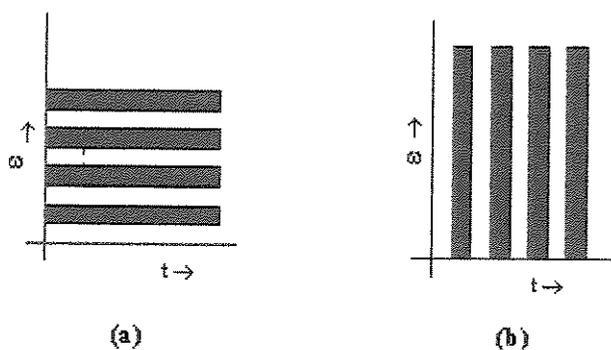


Figura 2. 7: (a) Representação no espaço da multiplexação por divisão em frequência e (b) em tempo (Lathi, 1979).

Quantitativamente, as exigências de largura de faixa para a transmissão de um determinado número de sinais são as mesmas seja por MDT ou MDF, de acordo com o teorema de amostragem, que impõe que a frequência de transmissão deve ser no mínimo igual ou maior a duas vezes a largura de faixa máxima dos sinais. Portanto, é evidente que, para um determinado canal, o número de sinais limitados em faixa que podem ser transmitidos simultaneamente por divisão em frequência ou por divisão em tempo, é o mesmo.

Do ponto de vista prático, o sistema multiplexado por divisão em tempo mostra ser superior ao multiplexado por divisão em frequência. A primeira vantagem é o circuito simplificado usado nos sistemas MDT, comparado ao usado nos MDF. Neste último, é

necessário gerar portadoras diferentes para cada canal. Além disso, cada canal ocupa faixa de frequências diferente e, por isso, cada canal necessita de um projeto diferente de filtro passa-faixa (Lathi, 1979; Carlson, 1981).

Por outro lado, os sistemas MDT utilizam circuitos idênticos para todos os canais, constituídos de chaves ou circuitos-porta síncronos, relativamente simples. Os únicos filtros usados no processo de detecção são os filtros passa-baixas idênticos para cada canal. Esse circuito é muito mais simples se comparado com os moduladores, demoduladores, geradores de portadoras e filtros passa-faixa necessários nos sistemas MDF.

A segunda vantagem dos sistemas multiplexados por divisão em tempo é a relativa imunidade a interferências entre canais (diafonia entre canais), que surge nos sinais MDF, devido a não-linearidade dos amplificadores no caminho da transmissão. As não-linearidades nos diversos amplificadores produzem distorção harmônica, devido à multiplexação em frequência, introduzindo, por isso, interferência entre os canais.

Logo, as exigências sobre a não-linearidade em um sistema multiplexado por divisão em frequência são muito mais rigorosas do que para um único canal. Por outro lado, para os sistemas MDT, os sinais dos diferentes canais não são aplicados simultaneamente ao sistema, mas ocupam diferentes intervalos de tempo.

Portanto, as exigências de não-linearidade em MDT são apenas para um único canal. Por esses motivos, os sistemas multiplexados por divisão em tempo estão sendo mais comumente utilizados em aplicações diversas.

2.4 Sistemas de comunicação de sinais digitais: ASK, FSK e PSK

O sinal modulado por uma portadora de trem de pulsos, como nos sistemas PAM, PWM, PPM e PCM, apresenta um considerável conteúdo em baixas frequências, como citado anteriormente. Nessas condições, o sinal pode ser facilmente transmitido por cabo,

mas quando a transmissão é feita através do espaço, via irradiação, uma modulação adicional em amplitude ou frequência deve ser realizada, com a finalidade de transladar o espectro de baixa frequência a uma frequência alta (frequência da portadora).

Quando a modulação é realizada em sinais digitais, a modulação em amplitude e frequência e fase são conhecidas como modulação por chaveamento em amplitude (ASK - *Amplitude Shift Keying*), em frequência (FSK - *Frequency Shift Keying*) e em fase (PSK - *Phase Shift Keying*), respectivamente.

2.4.1 Modulação ASK

O sistema de modulação ASK, baseia-se em liberar ou interromper a passagem da portadora, de acordo com o nível do sinal modulante que, obrigatoriamente deve ser discreto.

O sistema ASK é também conhecido como sistema OOK (*On-Off Keying*), que significa manipulação por interrupção do sinal.

Este sistema é o mais antigo dos métodos de modulação digital. Dispondo-se apenas de um oscilador, o qual gera a portadora e de estágios de amplificadores de potência, o sinal OOK equivale simplesmente em chavear a portadora de acordo com o nível lógico do sinal digital modulante como ilustrado na figura 2.8a. Quando o sinal está em nível alto ou nível lógico 1, a portadora é liberada e um pulso senoidal $s(t)$ é transmitido (figura 2.8.b). Por outro lado, quando o sinal digital está em nível baixo ou nível lógico 0, a portadora é interrompida e é transmitido um espaço (ausência do sinal) (Ribeiro, 1980). Assim, as equações para o sinal transmitido são:

$$s_1(t) = A \cdot \text{sen } \omega t \quad (\text{para estado 1})$$

$$s_2(t) = 0 \quad (\text{para o estado 0})$$

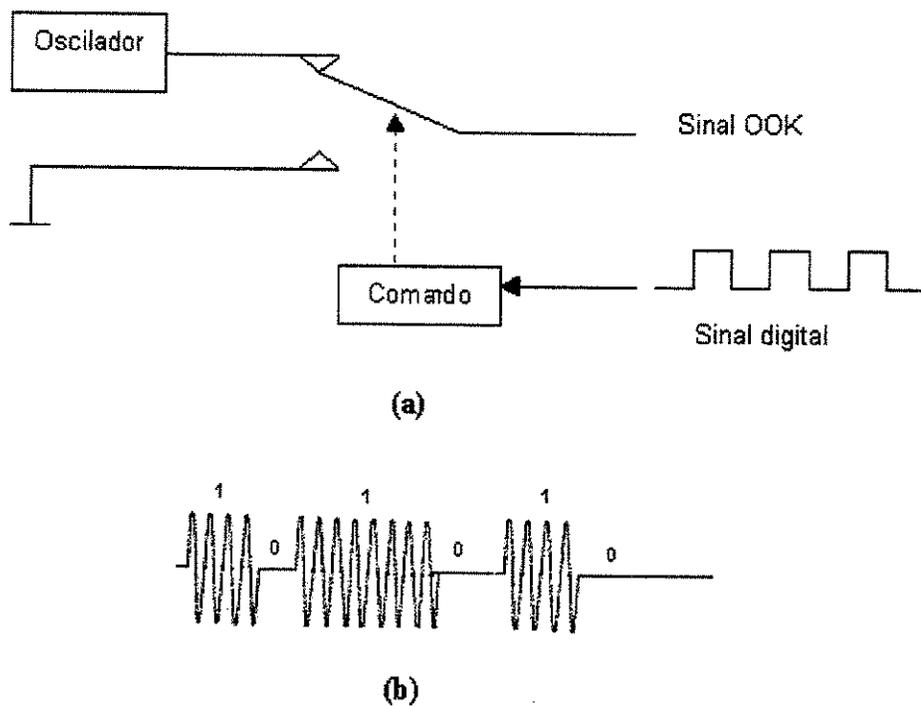


Figura 2.8: (a) Esquema básico para geração de um sinal OOK; (b) Forma de onda do sinal modulado por OOK (modificado de Ribeiro, 1980).

2.4.2 Modulação FSK

O sistema FSK consiste em chavear duas frequências diferentes (ω_1, ω_2) de acordo com o sinal modulante digital, conforme as equações abaixo:

estado 1: $E_m(t) = E_o \cdot \cos.\omega_1(t)$

estado 2: $E_m(t) = E_o \cdot \cos.\omega_2(t)$, considerando que $\omega_1 > \omega_2$.

A figura 2.9 ilustra a forma de onda do sinal modulado em FSK e o esquema básico para gerar o sinal FSK(Couch, 1997).

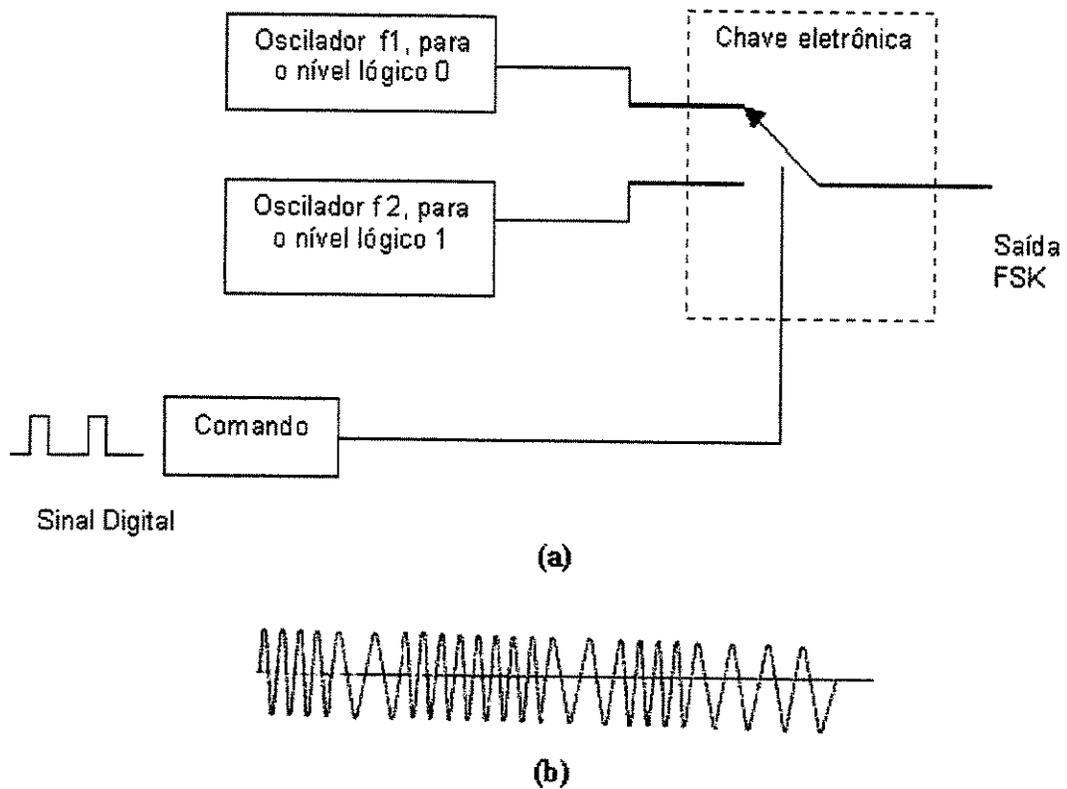


Figura 2.9: (a) Esquema básico da modulação FSK; (b) Forma de onda da modulação FSK (modificado Couch, 1997).

2.4.3 Modulação PSK

A modulação PSK consiste em chavear duas fases de acordo com o sinal digital como mostra a figura 2.10. Neste sistema, o sinal modulado é decorrente da seleção de dois sinais defasados diferentemente, utilizando apenas um gerador.

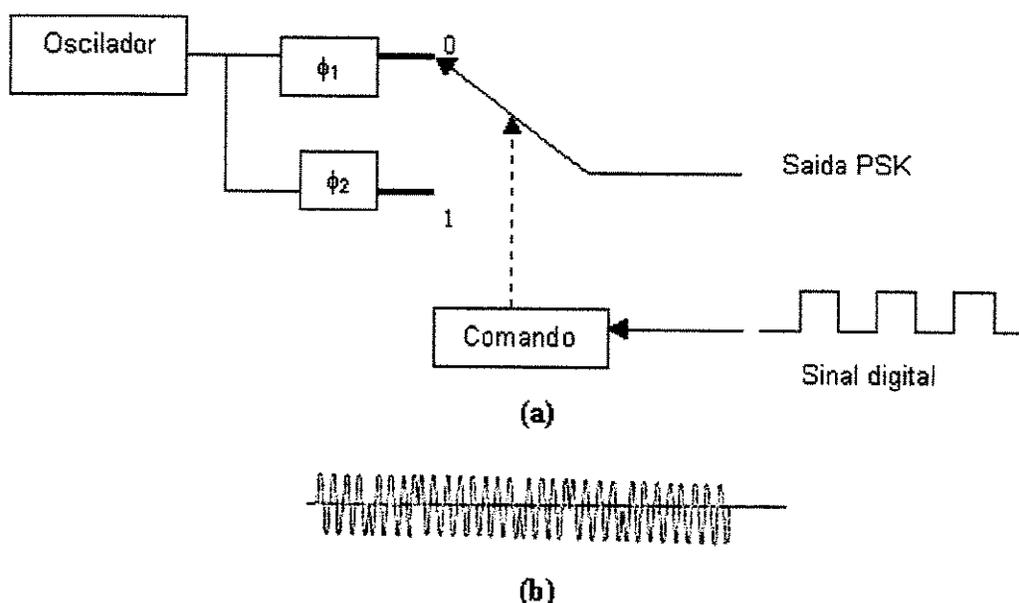


Figura 2.10: (a) Esquema básico da modulação PSK; (b) Forma de onda da modulação PSK (modificado Ribeiro, 1980).

2.4.4 Demodulação dos sinais digitais

Conforme explicado e esquematizado no item anterior, os sistemas ASK, FSK e PSK empregam para a modulação um seletor de estados que consta de um dispositivo de comutação que, comandado logicamente pelo sinal modulante digital, seleciona a saída correspondente ao estado desejado, sendo este processo de modulação diferente da modulação clássica para sinais modulantes analógicos. Conseqüentemente, a demodulação de sinais digitais deverá ser sofisticada, já que a demodulação analógica, em si, é insuficiente.

O sinal digital é considerado de transições bruscas, o que exigiria uma faixa infinita no sistema de transmissão. A necessidade de limitação de faixa, bem como o ruído e eventuais distorções introduzidas na transmissão, vão alterar o formato do sinal recebido (Ribeiro, 1980).

A demodulação convencional acompanha a variação do sinal entrante e, assim, seus valores instantâneos vão se afastar dos estados ideais. A presença dos valores intermediários no sinal demodulado equivale a um fenômeno de dispersão na recepção. Esta distorção ou degeneração do sinal não é desejada, pois na recepção deve-se recuperar apenas símbolos discretos, sendo esse um sinal o mais próximo do ideal. Para tal, torna-se necessário regenerar localmente o sinal. Assim, no lado da recepção, além do demodulador convencional deve-se montar um regenerador.

Um regenerador é fundamentalmente constituído de um decisor associado a um gerador local, capaz de reproduzir um sinal digital com formato perfeito. O decisor é um órgão sensível e dotado de lógica que, recebendo o sinal deformado, é capaz de selecionar um entre os vários estados possíveis, de acordo com critérios de aproximação mais adequados em relação ao sinal entrante. A informação de estado produzida pelo decisor comanda o gerador local, o qual produz na saída o sinal digital, com o formato desejado.

O recurso da regeneração do sinal digital permite que se trabalhe com uma quantidade bem maior de ruído e de distorção do canal, do que seria aceitável na transmissão analógica convencional. Com essa maior tolerância de distorção na transmissão, os sinais digitais permitem, ainda, de forma prática, a montagem de recursos de detecção e de correção de erros, sendo esses fatores os principais contribuintes para a popularização das técnicas de transmissão digital (Ribeiro, 1980).

2.5 Comparação entre os sistemas de modulação ASK, FSK e PSK

A principal característica técnica para realizar a análise do desempenho dos sistemas de comunicações para sinais analógicos ou digitais é a imunidade a ruídos e interferências. Em sistemas analógicos, esta característica é avaliada considerando a relação S/R e em sistemas digitais através da análise de probabilidade de erros (P_e) na demodulação do sinal digital (Couch, 1997) como ilustra a figura 2.11.

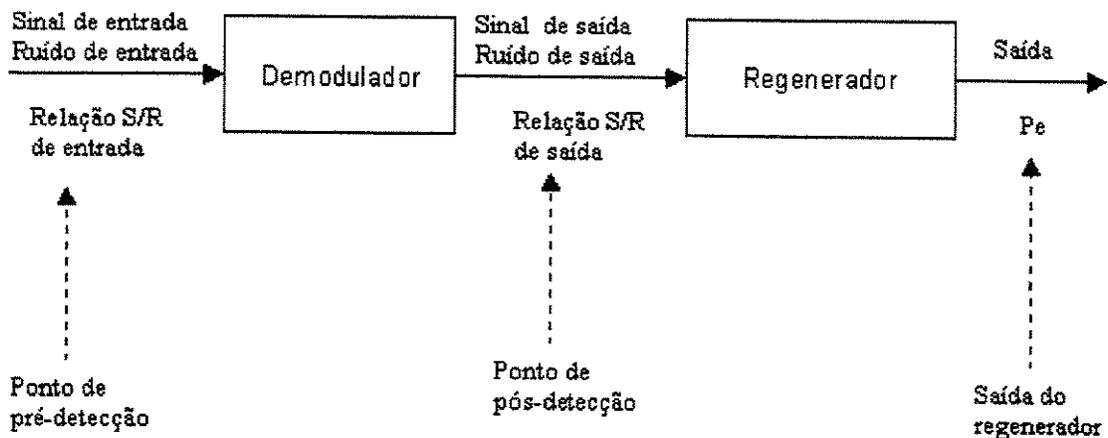


Figura 2.11: Modelo de estudo dos sistemas de demodulação com portadora senoidal e sinal modulante digital (modificado de Ribeiro, 1980).

A entrada e a saída do demodulador caracterizam respectivamente os pontos de pré-deteção e pós-deteção. O sinal e o ruído presentes na entrada do demodulador (ponto de pré-deteção), se transferem para a saída como um sinal demodulado e ruído demodulado, tendo sentido, no ponto de pós-deteção, referir-se a uma relação S/R.

O regenerador, porém, produz na sua saída um sinal digital, praticamente isento de ruídos, ou seja, uma relação S/R tendendo a infinito. O efeito do ruído presente na saída do demodulador vai se fazer sentir sobre o decisor de entrada do regenerador, fazendo com que o mesmo, em certas condições, interprete erroneamente os dígitos. Isto significa que a relação S/R é convertida em uma probabilidade de erros, na saída do regenerador.

O processo de demodulação ou detecção dos sistemas ASK, FSK e PSK pode ser de dois tipos: demodulação coerente (síncrona) e demodulação não coerente (da envoltória).

Nas aplicações onde a relação S/R é elevada, ambos os detectores apresentam um desempenho igual (Ribeiro, 1980) e, uma vez que o detector de envoltória é mais simples,

a demodulação não coerente é preferida. Então, este tipo de demodulação é genericamente empregado em sistemas ASK e FSK (Couch, 1997).

A demodulação síncrona, tem como base o conhecimento preciso a respeito da fase da portadora recebida, bem como da sua frequência, de modo que essa técnica envolve circuitos mais sofisticados. Com isso, é implementado na recepção um oscilador local que esteja rigorosamente em sincronismo de frequência e coerência de fase com o oscilador local do emissor.

Assim, a demodulação síncrona é recomendada para sistemas PSK, pois no modulador, a portadora não precisa estar harmonicamente relacionada com as transições do sinal digital, sendo que esta questão é solucionada com a detecção coerente.

Para efetuar a avaliação do desempenho dos sistemas de comunicação com sinal modulante digital será considerado que os sistemas analisados (ASK, FSK e PSK) tenham a mesma potência média (P_m) e a mesma densidade de ruído (η) na entrada do receptor. Assim, para fins de comparação, a probabilidade de erro para os diversos sistemas é em função de um parâmetro comum (Ribeiro, 1980), dado por:

$$\frac{P_m}{2\eta f_m}$$

onde f_m é a frequência da portadora.

O sistema FSK apresenta três vantagens evidentes sobre o sistema ASK.

1. O FSK tem a vantagem de ser um sinal de amplitude constante e este fator permite um melhor aproveitamento de potência do emissor e uma mais eficiente regulação do nível do receptor. Além disso, em um sistema multiplex, isto ainda permite que se use maior nível por canal, o que equivale a um certo ganho na recepção sobre o ASK.

2. O nível de decisão para o FSK é constante e igual a zero, enquanto que para ASK é variável e depende do nível recebido, exigindo contínuo reajuste, aumentando P_e (Ribeiro, 1980).
3. Quando é realizado o processo de demodulação por detecção de envoltória, processo amplamente utilizado em ASK e FSK (Couch, 1997), o sistema FSK leva vantagem quando a relação S/R é baixa.

O sistema PSK coerente, em termos de probabilidade de erro, é o sistema que apresenta melhor desempenho e permite maior velocidade de transmissão de dados (Couch, 1997). Porém, a implementação do modulador e do receptor é mais complexa comparado com o sistema FSK.

Capítulo 3 - Materiais e Métodos

As considerações do capítulo 1 aliadas a explanação sobre sistemas de transmissão e recepção do capítulo anterior definem a motivação para a construção e as características desejadas para o protótipo do instrumental biotelemétrico que será descrito nesse capítulo. Esta descrição contém detalhes dos circuitos e componentes, *software* e detalhes construtivos considerados fundamentais.

O sistema de biotelemetria deve apresentar as seguintes características gerais:

1. Ser um sistema de transmissão por RF multicanal (dezesesseis canais) com multiplexação por divisão em tempo, onde dezesseis parâmetros relativos à marcha possam ser monitorados simultaneamente em tempo real, utilizando apenas uma frequência fundamental de rádio.
2. O alcance do sistema deve ser de, no mínimo, dez metros em ambiente fechado;
3. O transmissor, que é o instrumental que será transportado pelo paciente, precisa ser confortável. Para isso, deve ser portátil, alimentado por baterias recarregáveis, ter baixo peso e pequenas dimensões;
4. O sistema de modulação ser PPM/FM por apresentar eficiente relação sinal-ruído em pequenas distâncias e demandar um instrumental relativamente simples.

De acordo com as características descritas acima, a figura 3.1 ilustra a configuração básica, para a construção do Sistema de Biotelemetria Multicanal para a Monitoração da Marcha (BIOTEL3M).

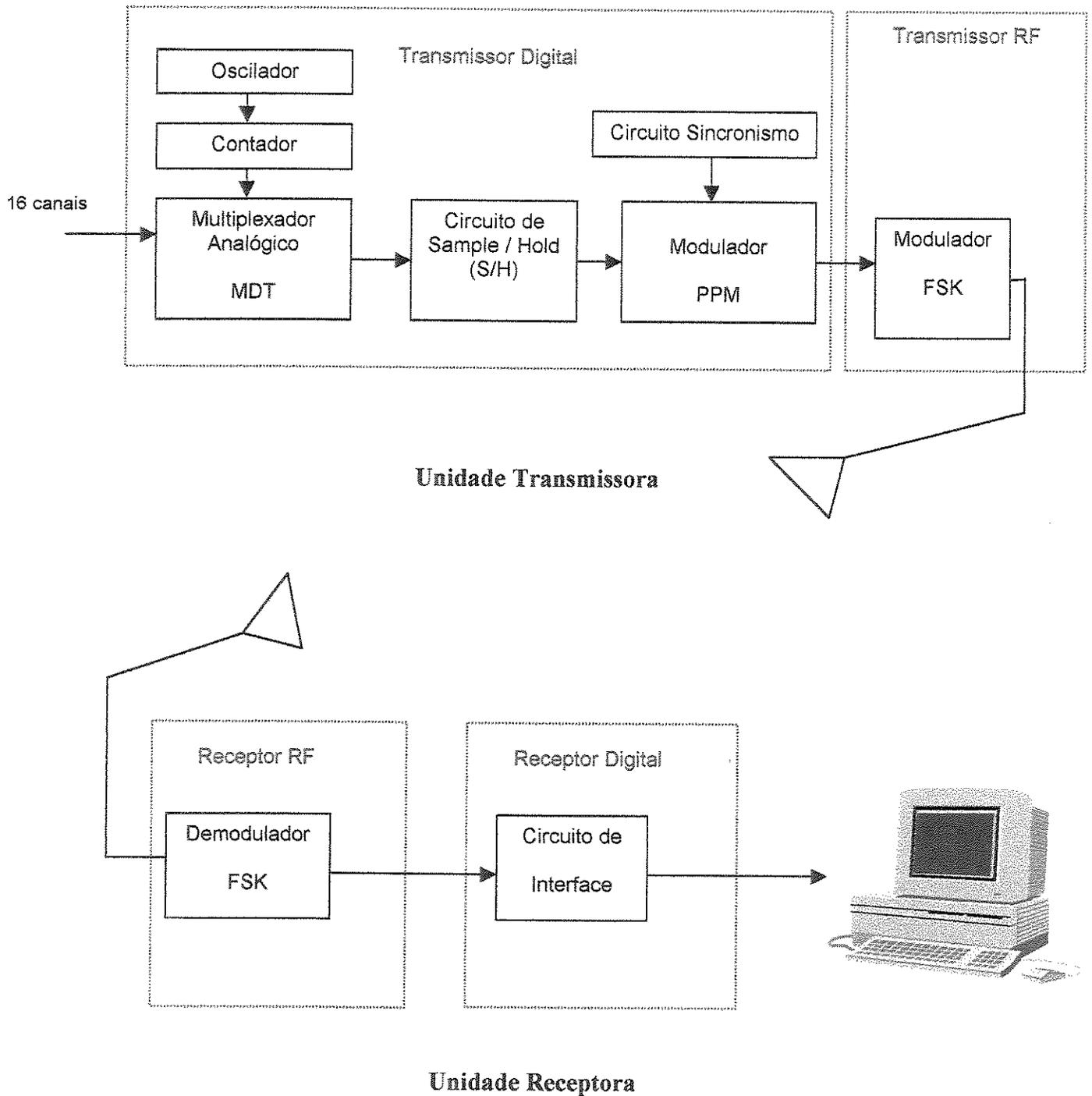


Figura 3.1: Configuração básica para a construção do BIOTEL3M.

A seguir será feita a descrição de cada uma das partes das unidades transmissora e receptora apresentadas acima. Primeiramente, serão descritos o transmissor e o receptor digital e, a seguir, serão descritos o transmissor e o receptor RF.

3.1 Transmissor Digital

O transmissor digital é a parte do BIOTEL3M constituído pelos dezesseis canais e os circuitos de multiplexação por divisão em tempo e modulação PPM.

O BIOTEL3M permite a monitoração de qualquer parâmetro biomédico na faixa de frequência especificada a seguir. Para realizar a monitoração da marcha, sensores goniômetros, sensores de força e eletrodos de superfície são utilizados.

Os goniômetros são sensores que medem ângulos e são colocados nas articulações dos membros inferiores (quadril, joelho, tornozelo, e dedos dos pés), podendo informar parâmetros biomecânicos diretos do movimento durante a marcha, como grau de flexão das articulações e parâmetros indiretos, como velocidade angular, aceleração angular e momento fletor.

Os sensores de força (*strain gauges*) também podem ser colocados nas articulações dos membros inferiores e sensores de pressão do tipo FSR (resistor sensível a força) são colocados nas solas dos pés, podendo assim informar sobre as forças e momentos aplicadas nestas localizações.

Eletrodos de superfície são colocados nos músculos dos membros inferiores para que a função muscular durante o movimento da marcha possa ser avaliada através da eletromiografia de superfície.

Dezesseis canais é uma quantidade suficiente, pois, geralmente, são colocados as seguintes combinações de sensores para as análises biomecânica e eletromiográfica da marcha:

análise biomecânica: um sensor goniômetro em cada uma das articulações dos membros inferiores (quadril, joelho, tornozelo e dedos dos pés), mais quatro sensores de pressão em cada um dos pés, adquirindo uma totalidade de dezesseis sensores.

análise eletromiográfica: dois eletrodos de superfície no quadríceps, bíceps femoral, tibial anterior, tríceps sural, glúteos e eretor espinhal, adquirindo uma totalidade de doze sensores.

Os dezesseis sinais relativos a marcha captados do indivíduo devem ser condicionados antes de serem os sinais de entrada do BIOTEL3M, apresentando as seguintes características:

- ser um sinal monopolar, de 0 a 5 Volts ;
- a frequência máxima por canal deve ser de 20 Hz.

A frequência máxima dos parâmetros biomecânicos e a frequência fundamental da envoltória do sinal eletromiográfico, onde se encontra a principal informação sobre a função muscular são de 6 Hz. Como segurança, estipulou-se a frequência máxima por canal em 20 Hz, caso o indivíduo realize movimentos bruscos provenientes de possíveis estimulações elétricas, de modo que o BIOTEL3M possa captar essa informação. Assim, os sinais captados do sujeito possuem frequência máxima de 20 Hz e são multiplexados pelo multiplexador analógico.

Na multiplexação por divisão em tempo, apenas uma portadora amostra os dezesseis canais e, sendo assim, cada canal será amostrado a cada dezesseis períodos da portadora. Desta forma, o período de amostragem de cada canal é $n \times T_o$ e a frequência de amostragem será, no mínimo, duas vezes a frequência máxima dos canais. Assim, a fim de calcular a frequência e o período de amostragem a equação 3.1 foi utilizada:

$$\frac{1}{n \times T_o} \geq 2 \times f_{m\acute{a}x} + BG \quad (\text{equação 3.1})$$

onde,

$f_{m_{\max}}$: frequência máxima dos canais a serem multiplexados = 20 Hz;

BG: é a banda de guarda relativa à recepção de cada um dos canais = 60 Hz

T_o : é o período de amostragem;

n : é o número de canais a serem multiplexados = 16 canais.

$$\frac{1}{n \times T_o} \geq 2 \times f_{m_{\max}} + BG \Rightarrow \frac{1}{16 \times T_o} \geq 2 \times 20 + 60$$

$$T_o \leq 625 \mu s$$

Como a frequência de amostragem (f_o) é o inverso do período T_o , ou seja, $1 / T_o$ então,

$$f_o \geq 1600 \text{ Hz.}$$

Assim, os dezesseis canais devem ser amostrados em um período máximo de 10 ms, sendo esse o tempo máximo de quadro, que é o conjunto de amostras de todos os canais durante um período, numa frequência de 100 Hz.

A modulação PPM, dentre os outros tipos de modulação, foi escolhida pelas suas características de boa relação S/R em pequenas distâncias e instrumental simples. Contudo, é o sistema de modulação que exige eficiente sincronismo entre o transmissor e o receptor, pois no processo de demodulação PPM, perde-se a noção da posição dos canais.

Portanto, após ter definido a importância do sincronismo na modulação PPM e ter determinado a frequência e o período de amostragem do BIOTEL3M, o sinal PPM na saída do modulador apresentará a seguinte forma de onda, como ilustra a figura 3.2.

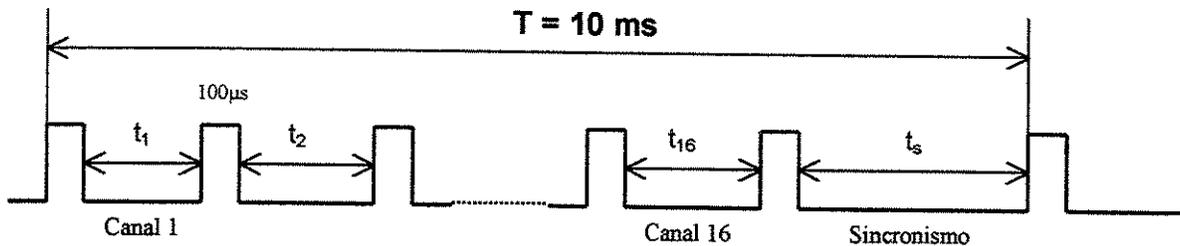


Figura 3.2: Forma de onda do sinal PPM na saída do modulador.

De acordo com a forma de onda, os dezesseis canais, os pulsos de largura de $100 \mu\text{s}$ que separam os canais e o tempo de sincronismo ocupam o período total de 10 ms , dado por T_0 , sendo esse o período de quadro de frequência de 100 Hz .

Para determinar o tempo máximo ocupado por canal e o tempo de sincronismo, a equação 3.2 foi elaborada:

$$T = \sum_{i=1}^{16} t_{i_{\max}} + 17 \times 100 \mu\text{s} + t_{s_{\min}} \quad (\text{equação 3.2})$$

onde,

T é o tempo de quadro: $T = 10 \text{ ms}$;

$t_{i_{\max}}$ é o tempo máximo ocupado por cada canal;

$100 \mu\text{s}$ é a largura dos pulsos que separam os canais;

$t_{s_{\min}}$ é o tempo mínimo de sincronismo.

Considerando que o tempo mínimo de sincronismo ($t_{s_{\min}}$) é igual ao dobro do intervalo máximo de tempo ocupado por cada canal ($t_{i_{\max}}$), tem-se:

$$t_{s_{\min}} = 2 \times t_{i_{\max}}$$

De acordo com os parâmetros acima, a equação 3.2 foi calculada:

$$T = \sum_{i=1}^{16} t_{i_{\max}} + 17 \times 100 \mu\text{s} + t_{s_{\min}}$$

$$\sum_{i=1}^{16} t_{i_{\max}} + t_{s_{\min}} = 8,3 \text{ ms}$$

$$16 \times t_{i_{\max}} + 2 \times t_{i_{\max}} = 8,3 \text{ ms}$$

$$18 t_{i_{\max}} = 8,3 \text{ ms}$$

$$t_{i_{\max}} = 461 \mu\text{s} \quad \therefore \quad t_{s_{\min}} = 922 \mu\text{s}$$

A tabela 3.1 mostra o resumo das características de tempo da forma onda do sinal PPM, de acordo com os resultados obtidos pela equação 3.2.

Tabela 3.1: Resumo dos parâmetros de tempo da forma de onda do sinal PPM.

Tempo máximo dos pulsos entre canais	100 μs
Intervalo de tempo máximo ocupado por canal	461 μs
Tempo mínimo de sincronismo	922 μs

Para gerar o sinal PPM com as características apresentadas na figura 3.2, o projeto com circuitos digitais, utilizando componentes discretos, mostrou-se complexo e pouco eficiente. Por esta razão, para as etapas de multiplexação e modulação PPM, houve a necessidade do uso de um microcontrolador, que além de otimizar o sistema, ainda diminui o tamanho da unidade transmissora, sendo essa uma característica desejada.

Entre os vários microcontroladores disponíveis, tem-se o MC68HC11A1, componente de baixo consumo, que possui canais internos de conversão analógico-digital e um amplo sistema de *timer* de 16 bits, reduzindo a quantidade de circuitos externos utilizados para gerar o sinal PPM.

O microcontrolador MC68HC11A1 da Motorola está apresentado em diagrama de blocos na figura 3.3. Este microcontrolador possui um barramento de dados de 8 bits que opera a uma frequência nominal de 2MHz (saída E do oscilador) obtida a partir de um

circuito de clock de 8 MHz, conectado aos pinos XTAL e EXTAL. Contém 256 bytes de memória RAM e 512 bytes de EEPROM, oito canais de conversão A/D com 8 bits de resolução que também podem ser utilizados como porta de entrada digital de 8 bits (porta E), uma interface serial assíncrona (SCI) e uma interface serial síncrona (SPI) implementadas na porta D, a qual também pode ser programada para operar como uma porta de entrada ou saída digital de 6 bits; um sistema contador de 16 bits composto de 3 linhas de entrada (IC1 a IC3) e 5 linhas de saídas (OC1 a OC5) que permitem interrupções em tempo real e possui dispositivos internos de segurança contra erros. O sistema contador está presente na porta A do microcontrolador e esta porta também pode ser utilizada como porta de entrada e saída digital, com 3 linhas de entrada (PA0-PA2), 4 linhas de saída (PA3-PA6) e uma linha que pode ser programada para entrada ou saída (PA7).

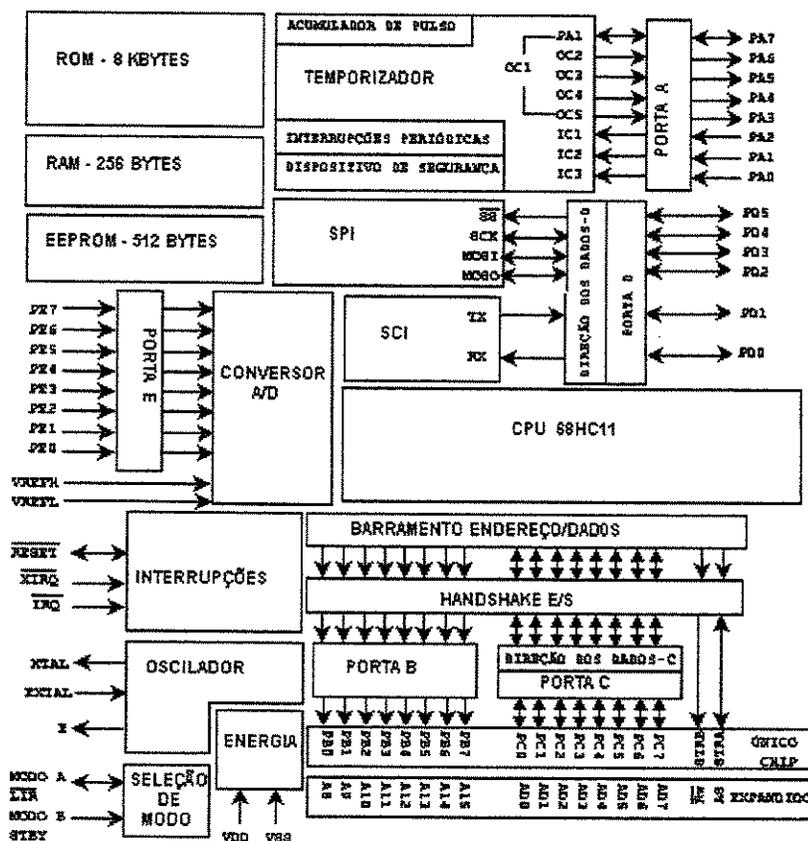


Figura 3.3: Diagrama em blocos do microcontrolador MC68HC11-A1 (modificado de Greenfield, 1994).

O MC68HC11 pode operar em quatro modos (Greenfield, 1994):

1. *O Modo Único Chip*, onde está presente uma porta de saída digital de 8 bits (porta B), uma porta de 8 bits que pode ser programada tanto para entrada como para saída digital (porta C), a porta E e a porta A podendo ser utilizadas da forma descrita acima. A operação neste modo não permite expansão de memória, sendo que os programas aplicativos devem ser executados nos 512 bytes de memória EEPROM e nos 256 bytes de memória RAM disponíveis internamente.
2. *O Modo Expandido Multiplexado*, onde a porta B é utilizada como barramento de endereços (oito linhas mais significativas: A8 a A15), a porta C é multiplexada para fornecer as oito linhas menos significativas de barramento de endereços (A0 a A7) e as oito linhas do barramento de dados (D0 a D7). As demais portas operam da mesma forma que no modo *Único Chip*. Este modo de operação permite o endereçamento de até 65536 posições de memória.
3. *O modo Bootstrap Especial*, utilizado para carregar programas nos 256 bytes de memória RAM interna via interface serial assíncrona (SCI) e executá-las a partir do endereço inicial.
4. *O modo Teste Especial*, que, a princípio só é utilizado pelo fabricante para testes do circuito, mas também pode ser utilizado pelo usuário para programar o registrador de configuração do microcontrolador (CONFIG), permite programar a EEPROM interna e desenvolver situações como emulação ou depuração de programas.

A utilização dos modos *Teste Especial* e *Bootstrap Especial* não é recomendada pelo fabricante, visto que os mesmos foram implementados para testes dos circuitos durante o processo de fabricação e não possuem alguns sistemas de segurança contra falhas normalmente presentes nos modos *Único Chip* e *Expandido Multiplexado* e, dessa forma, quando utilizados de maneira inadequada poderão danificar o componente.

A tabela 3.2 é a tabela verdade de seleção dos modos de operação do microcontrolador em função dos níveis lógicos aplicados às entradas MODA e MODB do mesmo.

Tabela 3.2: Tabela verdade para a seleção de operação do microcontrolador MC68HC11.

MODA	MODB	Modo Selecionado
0	0	Bootstrap Especial
0	1	Teste Especial
1	0	Único <i>Chip</i> (Modo 0)
1	1	Expandido Multiplexado

Para ser utilizado no transmissor digital, o microcontrolador, foi configurado por hardware para operar no modo Expandido Multiplexado (MODA = 1, MODB = 1) de maneira a permitir periféricos externos ao mesmo mapeados em memória.

A figura 3.4 ilustra o diagrama em blocos do transmissor digital, que se restringe basicamente à placa microcontroladora e ao circuito de multiplexação de suporte descritos a seguir.

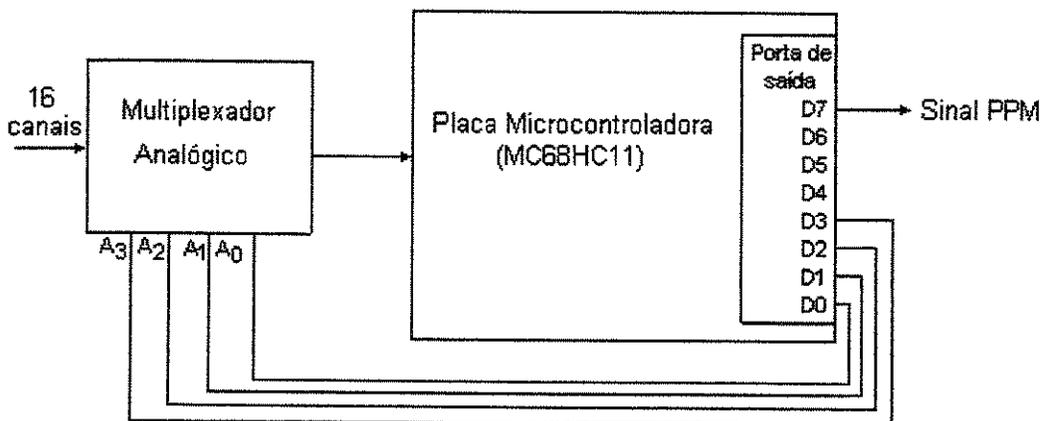


Figura 3.4: Diagrama em blocos do transmissor digital.

Para a implementação do microcontrolador no transmissor digital foi utilizada a placa microcontroladora de propósito geral baseada no MC68HC11A1, cujo projeto foi desenvolvido no LAI-UFES (Laboratório de Automação Inteligente da Universidade Federal do Espírito Santo) e gentilmente cedida para este trabalho. Esta placa além de ser

utilizada como módulo na etapa de teste, pode ainda ser implementada diretamente no protótipo, sem que haja a necessidade de novo projeto para o instrumental definitivo. Essa característica se deve as suas pequenas dimensões e por permitir versatilidade na sua utilização.

O esquema eletrônico da placa microcontroladora de propósito geral é apresentado no Apêndice A. Esta placa opera a uma frequência nominal de 4 MHz (saída E do oscilador) obtida a partir de um circuito de clock de 16 MHz e possui 32 Kbytes de memória RAM e 32 Kbytes de memória EPROM quando configurada para operar no modo multiplexado expandido. Através da modificação do programa da lógica programável (GAL 16V8B) que controla o acesso à memória, pode-se colocar *latches* para implementar novas portas de saída/entrada mapeadas em memória, permitindo que a placa microcontroladora possa ser utilizada em diversas aplicações.

O microcontrolador MC68HC11 permite a multiplexação de oito canais através da porta E, mas o BIOTEL3M é de dezesseis canais. Portanto foi necessário acoplar ao microcontrolador o circuito de multiplexação de suporte. O circuito integrado utilizado para este fim foi o 4067, que é um multiplexador analógico de 16 canais (figura 3.5), possuindo um decodificador de endereço com quatro entradas (A0, A1, A2, A3) e dezesseis chaves analógicas bilaterais CMOS, correspondentes aos pinos Y0, Y1, Y2,...Y15, que são ligadas numa saída/entrada comum Z. O circuito ainda possui uma entrada E que habilita ou desabilita todas as chaves.

A seleção dos canais a serem multiplexados e posteriormente digitalizados pelo sistema de *timer* interno ao microcontrolador é feita através da seleção do multiplexador. As quatro entradas (A0, A1, A2 e A3) desse circuito são conectadas as quatro saídas correspondentes aos quatro bits menos significativos (D0, D1, D2 e D3) da porta de saída do microcontrolador (JP7 do esquema eletrônico da placa microcontroladora), de modo a serem os terminais de controle que direcionam a seqüência da multiplexação dos 16 canais.

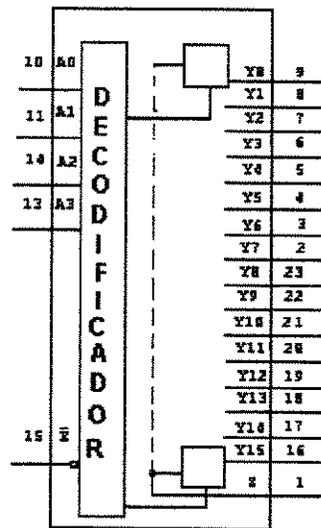


Figura 3.5: Representação do circuito integrado 4067.

Com a implementação do microcontrolador, as características de tempo do sinal PPM foram definidas de acordo com os limites estipulados pela tabela 3.1.

O sinal PPM apresentado na figura 3.6 foi gerado por *software*, utilizando os sistemas *timer* e de conversão A/D do microcontrolador MC68HC11.

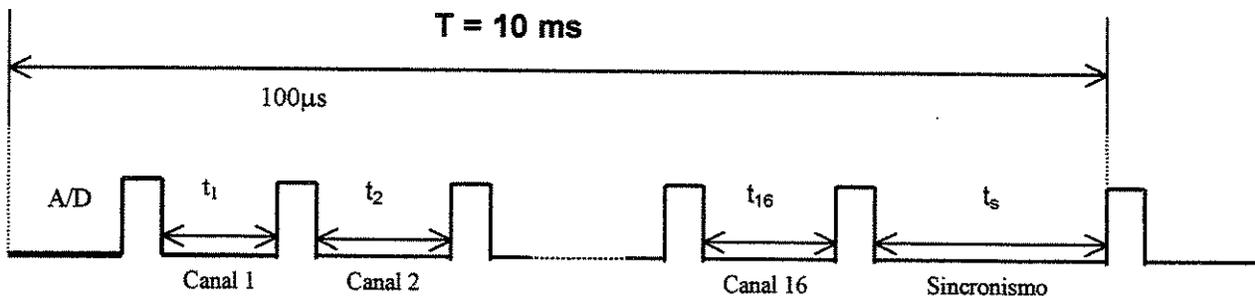


Figura 3.6: Forma de onda do sinal PPM gerada por *software*.

Devido ao sistema de conversão A/D do microcontrolador possuir resolução de 8 bits, o intervalo de tempo máximo ocupado por cada canal ($t_{i_{\text{max}}}$) é de $256 \mu\text{s}$ e o tempo

mínimo de 1 μ s. A largura dos pulsos entre os canais permanece em 100 μ s, conforme resumo da tabela 3.1.

Ao comparar a forma de onda da figura 3.2 com a forma de onda ilustrada na figura 3.6, nota-se que nesta última existe um atraso de tempo antes do primeiro pulso de 100 μ s. Esse atraso é o tempo que o microcontrolador utiliza para realizar as conversões A/D dos dezesseis canais e armazená-los em posições da memória na forma de tempo para que, posteriormente, possam ser convertidos por *software* em um sinal serial de saída através do bit D7 da porta de saída (J7) da placa microcontroladora. Maiores detalhes sobre a construção do sinal PPM serão fornecidos com a apresentação do *software* em diagrama de blocos e sua descrição.

De acordo com a equação 3.2, a somatória entre o tempo máximo ocupado pelos dezesseis canais, o tempo total de conversões A/D e o tempo total ocupado pelos dezessete pulsos de 100 μ s resulta em um tempo aproximado de 6,8 ms. Assim, o tempo mínimo de sincronismo é de 512 μ s e o tempo máximo é aproximadamente de 3,2 ms, sendo esse o intervalo de tempo que completa o período de quadro de 10 ms. A seguir a tabela 3 mostra o resumo das características de tempo citadas acima.

Tabela 3.3: Resumo dos parâmetros da forma de onda ilustrada na figura 3.6.

Tempo de quadro	10 ms
Tempo máximo dos pulsos entre canais	100 μ s
Intervalo de tempo máximo ocupado por canal	256 μ s
Tempo mínimo ocupado por canal	1 μ s
Tempo estimado para as conversões A/D	\approx 1 ms
Tempo mínimo de sincronismo	512 μ s
Tempo máximo estimado de sincronismo	\approx 3,2 ms

O *software* de geração do sinal PPM foi desenvolvido através das 256 instruções em linguagem *Assembly* do microcontrolador, de acordo com as características de tempo da tabela 3.3 e foi gravado na memória EPROM presente na placa microcontroladora. A figura 3.7 mostra o diagrama em blocos desse *software* e o Apêndice B apresenta a codificação completa.

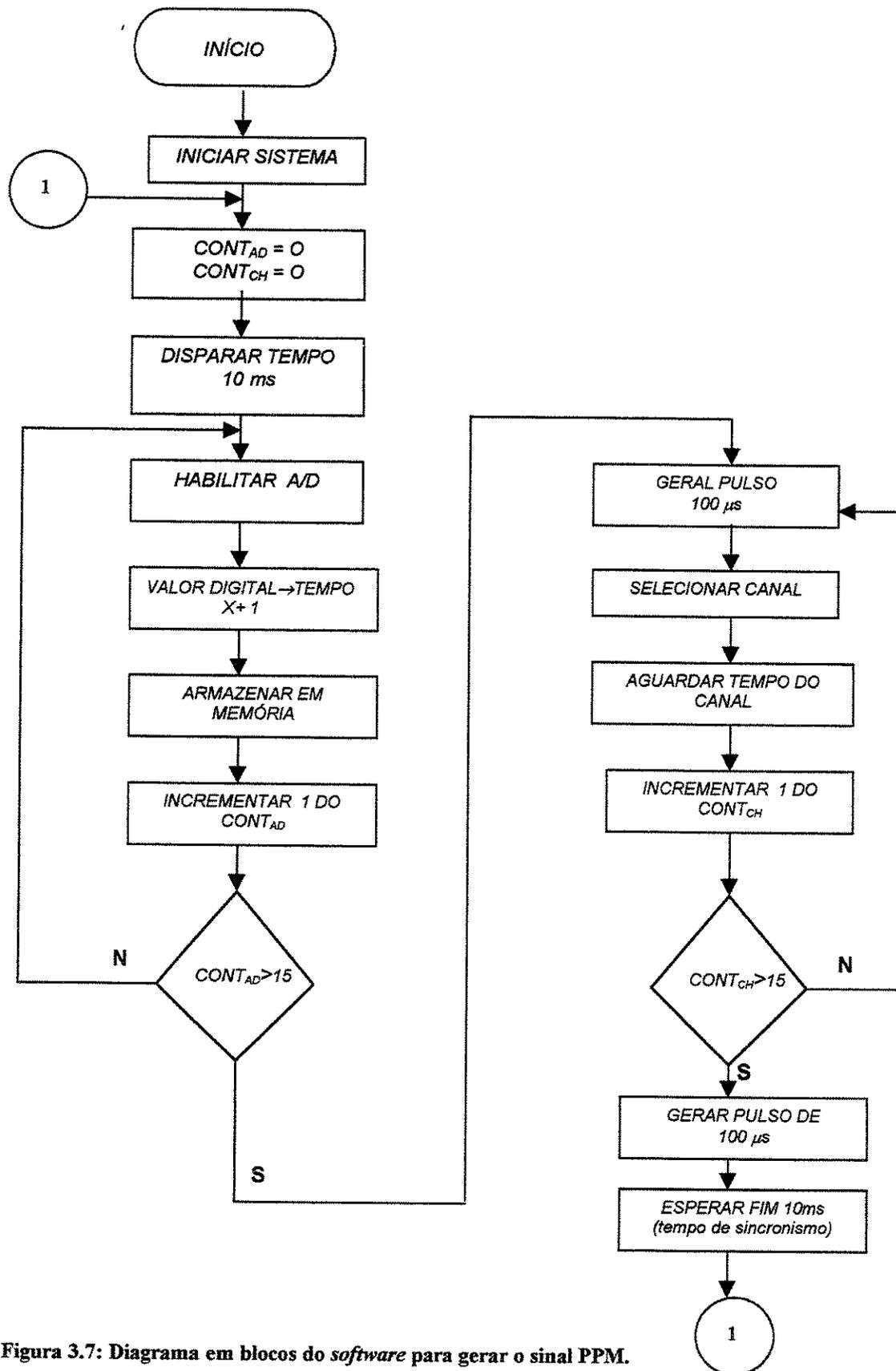


Figura 3.7: Diagrama em blocos do *software* para gerar o sinal PPM.

O programa começa com as inicializações do sistema representada pelo procedimento INICIAR SISTEMA. Esse procedimento executa tarefas como definir variáveis, reservar memória RAM para dados, habilitar endereço de apontador de pilha, inicializar as portas de entrada e saída.

Após a inicialização do sistema, o programa executará o procedimento DISPARAR TEMPO DE QUADRO, onde terá início o tempo de quadro de 10 ms. Em seguida, será executado o procedimento HABILITAR A/D, onde começa a conversão analógico-digital de cada um dos dezesseis canais presentes no bit E0 da porta E, após serem selecionados através do circuito de multiplexação de suporte.

Ocorrida a conversão A/D do primeiro canal, o procedimento VALOR DIGITAL→TEMPO executará a tarefa de transformar o valor digital relativo aos canais em tempo através da equação $X + 1$. Para melhor explicar esse procedimento, será considerado o valor de X que é o resultado obtido no processo de conversão A/D como zero em sistema hexadecimal. O valor zero em tempo corresponde a $1\mu\text{s}$. Assim, efetuando a soma do valor de X com 1, esse procedimento transformará o valor digital em tempo. Em seqüência, o procedimento ARMAZENAR EM MEMÓRIA executará a transferência do valor em tempo para posições da memória previamente determinadas.

Depois das etapas do programa citadas acima, o contador CONT_{AD} é incrementado através do procedimento INCREMENTAR 1 DO CONT_{AD} . Esse contador contará de 0 a 15.

Os procedimentos HABILITAR A/D, VALOR DIGITAL→TEMPO, ARMAZENAR EM MEMÓRIA devem ocorrer para os dezesseis canais. Assim, o programa inicia um *loop* através da execução do procedimento de decisão $\text{CONT} > 15$, onde irá testar se o valor do contador é maior que 15. Enquanto a resposta for negativa (N), o programa retornará ao procedimento HABILITAR A/D. Quando o contador atingir o valor maior que 15, a resposta será positiva (S), informando que os dezesseis canais já foram convertidos em valor digital e estão armazenados na memória em forma de tempo.

Em seqüência, o programa inicia a etapa de construção do sinal PPM. Nesta etapa, o primeiro passo será gerar o pulso de separação de 100 μ s, executando o procedimento GERAR PULSO DE 100 μ s. Em seguida, o procedimento SELECIONAR CANAL buscará na posição de memória o valor correspondente ao primeiro canal e o procedimento AGUARDAR TEMPO DO CANAL irá esperar a geração de tempo entre pulsos, proporcional ao valor correspondente deste canal. Depois, o procedimento INCREMENTAR 1 DO CONT_{CH} é executado, indicando que o primeiro canal foi selecionado.

Os procedimentos GERAR PULSO DE 100 μ s, SELECIONAR CANAL e AGUARDAR TEMPO DO CANAL devem ocorrer para os dezesseis canais. Portanto, o programa inicia um novo *loop* através da execução do procedimento CONT_{CH}>15. Enquanto a resposta for negativa (N), o programa retornará ao procedimento GERAR PULSO DE 100 μ s. Quando o contador atingir o valor maior que 15, a resposta será positiva (S), informando que os dezesseis canais foram selecionados e estão contidos no sinal PPM. Em seguida, o último pulso de 100 μ s é gerado através do procedimento de GERAR PULSO DE 100 μ s.

Na seqüência, o programa irá executar o procedimento ESPERAR O FIM 10 ms, sendo esse o tempo de sincronismo que é o intervalo de tempo para completar o período de quadro. Depois, o programa retornará ao início para que um novo quadro possa ser construído.

3.2 Receptor Digital

O receptor digital é a parte do BIOTEL3M que fará a demodulação e demultiplexação do sinal PPM. Esse receptor é constituído pelas etapas de *hardware* de interface e *software* de interface.

A figura 3.8 ilustra a etapa de *hardware*, constituída de um oscilador à cristal de frequência de 1 MHz, dois contadores de 4 bits cascadeados para formar um contador sensível a borda de descida de 8 bits e um conector DB25 para ser conectado à porta paralela de um computador pessoal (PC).

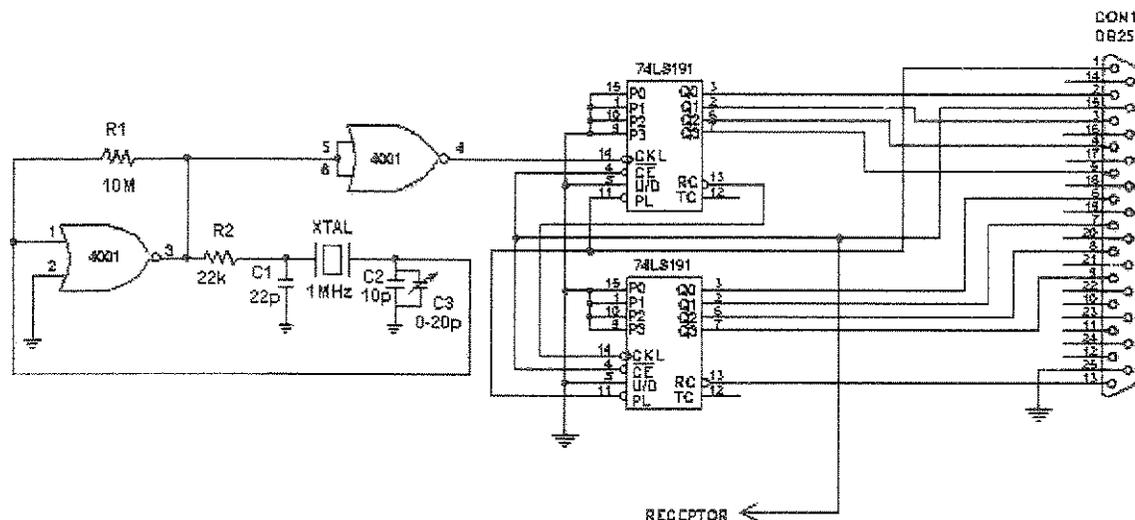


Figura 3.8: Esquema eletrônico do receptor digital do BIOTEL3M.

O conector DB25 que será conectado ao PC, possui totalidade de 25 pinos, sendo 8 pinos de entrada/saída (I/O) digitais acessados via registrador de dados, 5 pinos de entrada digitais acessados via registrador de estados e 4 pinos de saída digitais via registrador de controle. Os pinos restantes são aterrados como mostra a figura 3.9.

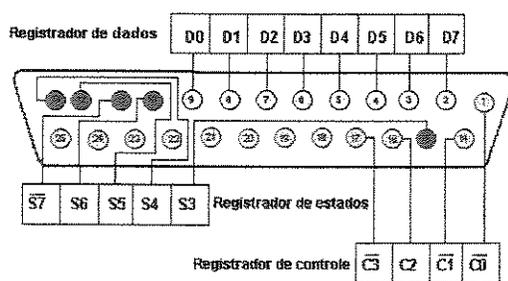


Figura 3.9: Representação da conexão do conector DB25 na porta paralela (modificado de Axelson, 1997).

O *software* de interface, ilustrado em diagrama de blocos na figura 3.10, foi desenvolvido em linguagem de programação orientada a objetos *Visual Basic 5.0*. O programa tem por função preparar a porta paralela para receber os dados, controlar o *hardware* de interface e apresentar os dados ao usuário.

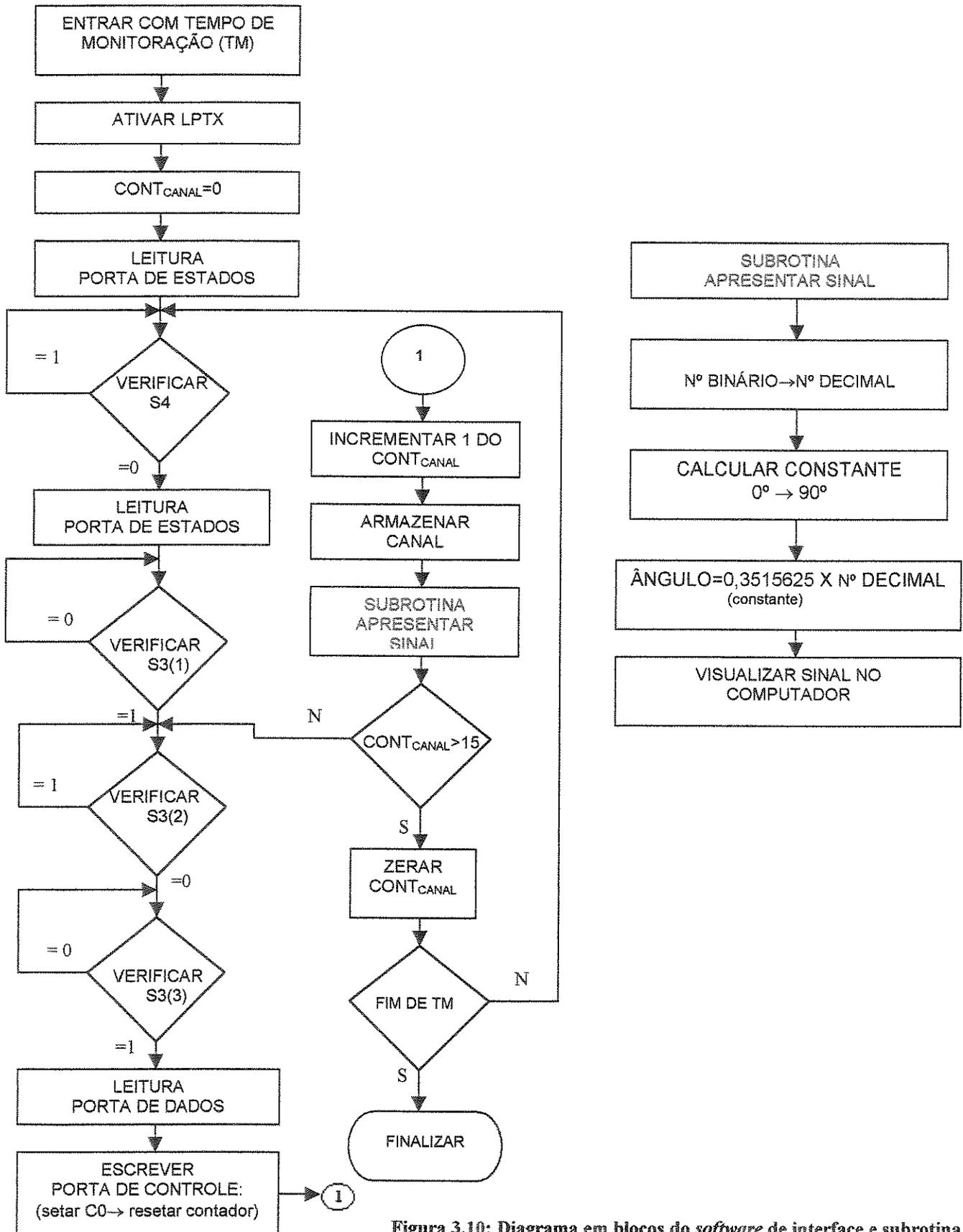


Figura 3.10: Diagrama em blocos do software de interface e subrotina de interação com o usuário.

O programa terá início quando o usuário entrar com o tempo de monitoração através do procedimento ENTRAR COM TEMPO DE MONITORAÇÃO.

O sinal PPM já demodulado, ativará o receptor digital quando estiver em nível baixo (0 lógico) na entrada habilitar (pino 4) do contador de oito bits e a porta paralela será inicializada através do procedimento ATIVAR LPTX.

Primeiramente, o *software* de interface deverá encontrar o início de quadro. Como o primeiro canal vem logo após do tempo de sincronismo, o programa, através dos procedimentos LEITURA DA PORTA DE STATUS e VERIFICAR S4, o sincronismo será detectado. O sincronismo, conforme discutido no item 3.1 deste capítulo, deve ser maior que o intervalo de tempo máximo de cada canal que é 256 μ s. Portanto, qualquer informação que ultrapassar o intervalo de 256 μ s é tempo de sincronismo. Esta é a lógica utilizada pelo contador de 8 bits, através da saída *ripple-clock* (pino 13) que controla o *overflow*. Por isso, o pino 13 do contador foi ligado ao pino 13 (S4) do conector DB25 para verificar o sincronismo do sinal PPM. Assim, quando o contador ultrapassar sua contagem máxima (*overflow*), a saída *ripple-clock* fornece um pulso negativo com duração igual à duração da parte baixa do *clock*, informando ao PC através de S4, que o sinal de sincronismo foi detectado.

Depois de encontrar o sincronismo do sinal PPM, o próximo passo é detectar o início do primeiro pulso de 100 μ s, através do procedimento VERIFICAR S3(1). Quando o bit S3 da porta de estados for 1, significa que o sinal PPM está em nível alto, ou seja, executando o pulso de 100 μ s e quando S3 for 0 significa que o sinal PPM está em nível baixo.

O procedimento Verificar S3(2) tem por finalidade verificar o fim do pulso de 100 μ s.

Na borda de descida do primeiro pulso de 100 μ s do sinal PPM, o contador iniciará a contagem em binário do intervalo de tempo relativo ao primeiro canal, em uma

freqüência de 1 MHz. Na transição positiva do próximo pulso de 100 μ s, o contador cessará a contagem e em sua saída estará o valor digital de 8 bits na forma paralela, referente ao primeiro canal. O bit S3 que estava em zero, passa a ser 1, informando ao PC, através do procedimento VERIFICAR S3(3) que há informação na porta de dados para ser transferida.

A seguir, a palavra binária referente ao primeiro canal é transferida para ao PC através do procedimento LEITURA PORTA DE DADOS.

Através do procedimento ESCREVER PORTA DE CONTROLE, o contador do *hardware* de interface é resetado, para garantir a contagem do próximo canal em zero. Para realizar esse procedimento, o bit C0 da porta de controle deve ser zero. Sabendo-se que esse bit responde a lógica inversa, escrevendo 1 a esse bit o contador será resetado, pois o pino 1 do conector DB25 referente ao bit C0 foi ligado ao *Reset* (pino 11) do contador.

Depois, o contador de canais é incrementado pelo procedimento INCREMENTAR 1 DO CONT_{CANAL} e através do procedimento ARMAZENAR VALOR, o valor transmitido ao PC é armazenado em uma variável do tipo matriz de 16 colunas, onde os valores referentes ao canal um, serão sempre armazenados na coluna 1, os valores referentes ao canal 2, na coluna 2 e assim por diante. Em seguida, os dados serão apresentados ao usuário através da subrotina APRESENTAR CANAL.

Os procedimentos VERIFICAR S3(2), VERIFICAR S3(3), LEITURA PORTA DE DADOS, ESCREVER PORTA CONTROLE, INCREMENTAR 1 DO CONT_{CANAL} e ARMAZENAR VALOR e a subrotina APRESENTAR SINAL devem ocorrer para os dezesseis canais. Assim, o programa inicia um *loop* através da execução do procedimento de decisão CONT_{CANAL}>15, onde irá testar se o valor do contador é maior que 15. Enquanto a resposta for negativa (N), o programa retornará ao procedimento VERIFICAR S3(2). Quando o contador atingir o valor maior 15, a resposta será positiva (S), informando que os dezesseis canais já foram transferidos, armazenados e apresentados para o usuário. A seguir, o contador de canais é zerado através do procedimento ZERAR CONT_{CANAL}.

O procedimento de decisão FIM DE TM, irá verificar se o tempo de monitoração (TM) já terminou. Enquanto a resposta for negativa (N), a monitoração continua com o programa retornando ao procedimento VERIFICAR S4. Quando o tempo de monitoração terminar, a resposta do procedimento de decisão será positiva (S) e o programa será finalizado através do procedimento FINALIZAR.

A subrotina APRESENTAR SINAL tem por função converter os números binários em ângulos, para que informações possam ser apresentadas na tela do computador e visualizadas pelo usuário. Primeiramente, os números binários são convertidos em números decimais através do procedimento N° BINÁRIO→N° DECIMAL. Em seguida é definida a constante que será utilizada no cálculo de conversão para ângulo. Sabendo-se que os números binários são de 8 bits, ou seja, de 256 níveis, e que o ângulo máximo de flexão das articulações de indivíduos com desabilidade física é no máximo de 90 graus, a constante é calculada através da divisão de 90 por 256, obtendo o valor de 0,3515625. A próxima etapa é calcular o ângulo que é realizado pelo produto entre o número decimal e a constante.

Outros parâmetros relativos à marcha podem ser calculados, sendo necessário apenas a mudança nesta subrotina, sem a necessidade de alterar outras partes do *software* de interface.

A codificação do *software* de interface encontra-se no Apêndice C.

3.3 Etapa de transmissão e recepção RF

Para as etapas de transmissão e recepção por radiofrequência foram utilizados circuitos baseado na técnica *Phase-Locked Loop* (PLL).

O PLL tem sido utilizado na instrumentação telemétrica, telefonia celular e sem fio, sintonia de equipamentos de telecomunicações e em muitas outras aplicações que requerem alta imunidade a ruídos. Assim, os PLLs são freqüentemente utilizados em sistemas de modulação e demodulação de AM, FM e FSK.

A figura 3.11 ilustra em diagrama de blocos a estrutura básica de um PLL, que consiste basicamente num sistema de realimentação com quatro elementos funcionais: detetor ou comparador de fase, filtro passa-baixa, um amplificador de erro e um oscilador controlado por tensão (VCO).

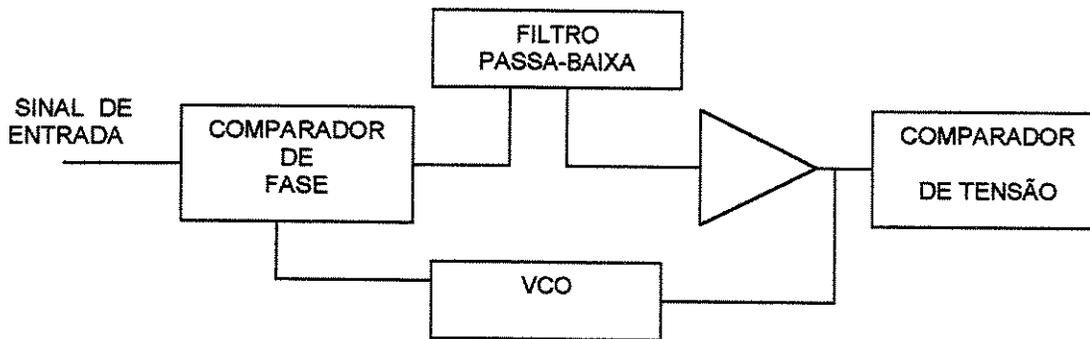


Figura 3.11: Diagrama de blocos da estrutura básica de um PLL.

Sem sinal na entrada, a tensão de erro é nula e o oscilador controlado por tensão (VCO) opera na frequência livre de oscilação ou frequência central. Quando se aplica um sinal na entrada do circuito, o comparador de fase recebe esse sinal e compara sua fase com a do sinal que está sendo gerado pelo VCO, gerando uma tensão de erro.

Esta tensão de erro será proporcional à diferença que existe entre a fase e a frequência dos dois sinais. Assim, a tensão de erro será maior quanto mais afastados em frequência e fase estiverem os sinais.

Depois de filtrada e ampliada, a tensão de erro é encaminhada ao terminal de controle do VCO. O resultado é que esta tensão força o oscilador a alterar sua frequência de maneira a se aproximar do sinal de entrada, reduzindo o erro.

O comparador de fase funciona como um misturador onde os sinais de entrada e de VCO são misturados de modo a ser obtido o sinal soma e o sinal diferença. O filtro passa-baixa se encarrega de impedir que o sinal soma apareça, de maneira que a tensão de erro gerada na saída depende apenas do sinal diferença.

Com o deslocamento da frequência do VCO em determinado momento, é possível a sincronização dos circuitos, pois VCO passa a operar sincronizado com o circuito externo. Mesmo que o sinal de entrada volte a variar, o circuito gera novo sinal de erro e o VCO corrige sua frequência de modo a obter uma nova sincronização.

Existe um limite para a faixa de frequências em que VCO pode acompanhar os sinais externos, denominada como faixa de retenção. Uma outra faixa importante de operação do PLL é a de frequências que podem ser aplicadas a sua entrada e ser obtido o sincronismo de VCO, denominada de faixa de captura. As faixas de captura e retenção são determinadas pelo filtro-passa baixa do PLL.

O filtro passa-baixa é um elemento muito importante em PLL. Se o filtro for muito seletivo, restringirá a faixa de captura e reduzirá a velocidade de operação do circuito, tornando muito difícil ao PLL reter o sinal. Por outro lado, se o filtro passa-baixa for pouco seletivo, reduzirá a imunidade aos ruídos, pois o circuito precisa de alguns ciclos do sinal de entrada para poder captá-lo. Com pouca seletividade, ruídos poderiam ser confundidos com o sinal, levando o PLL a sincronizar-se com tais ruídos.

Diante da explanação sobre PLL descrita acima, as características desse circuito se enquadram perfeitamente para modulação e demodulação de dados digitais baseados em técnicas FSK.

Quando um dado digital é o sinal de entrada de um PLL para ser modulado e transmitido por RF, o comparador de fase produz duas tensões de erro proporcionais a diferença de tempo entre as bordas dos sinais, caracterizando assim um erro de fase.

O controle por voltagem ocasionado por VCO faz do PLL um sistema apto para converter dados digitais, os quais são representados por dois níveis de voltagens diferentes, em duas frequências diferentes.

O nível lógico 1 do sinal digital, gera uma voltagem de erro V_{e1} , que desloca a frequência do oscilador acima da frequência central. Este deslocamento de frequência relativo ao nível alto do sinal digital é denominado como frequência marca. Por outro lado, quando o nível do sinal digital é zero, o VCO do PLL gera uma voltagem de erro V_{e2} , que desloca a frequência do oscilador abaixo da frequência central. Este deslocamento de frequência é denominado como frequência espaço. Assim, na modulação FSK a frequência do oscilador é deslocada a cada nível zero ou nível um do sinal digital.

Quando na entrada do demodulador do PLL está presente um sinal FSK representado pelas frequências de marca e espaço, o VCO gera tensões de erro relativas a essas duas frequências, sendo que estas duas tensões serão comparadas por um comparador de tensão. O comparador de tensão é um novo elemento adicional e fundamental no circuito PLL para demodulação FSK, pois as tensões de erro são exatamente os dados que ocasionam a demodulação FSK. Assim, uma frequência de entrada marca gera uma tensão de erro que será comparada pelo comparador de tensão, que atingirá o limiar de tensão para comutar a nível lógico um. Quando a frequência marca muda para a frequência espaço, a tensão de erro salta subitamente para baixo, forçando VCO a segui-la e comutar para o nível lógico zero.

3.3.1 Métodos de seleção da frequência de transmissão

Na transmissão via rádio, o espaço livre é o mesmo para todas as transmissões. A individualização dos enlaces entre transmissores e receptores é realizada principalmente através da seleção da frequência de transmissão empregada.

A necessidade do compartilhamento do espectro de frequências e da interligação entre sistemas, assim como a possibilidade de interferências entre diversas aplicações levaram a necessidade de normalização em âmbito internacional regido pela *International Telecommunication Union (ITU)* (Couch, 1997). Deste modo, o Regulamento de Rádio da ITU disciplina o uso de espectro, determinando os serviços que podem ser alocados a cada uma de suas frações. Com isso, os sistemas de rádio são classificados conforme a faixa de frequência empregada na transmissão como apresentado na tabela 3.4 (Couch, 1997).

Tabela 3.4: Espectro de frequências para radiofrequência e uso característico.

Faixa de Frequências	Designação das Faixas		Utilização Típica
	Sigla	Título por Extenso	
3 - 30 kHz	VLF	<i>Very Low Frequency</i>	Comunicação para submarinos; Navegação a longa distância.
30 - 300 kHz	LF	<i>Low Frequency</i>	Auxílio à navegação aérea; Serviço movél marítimo;
300- 3000 kHz	MF	<i>Medium Frequency</i>	Radiodifusão local.
3- 30 MHz	HF	<i>High Frequency</i>	Radiodifusão local e distante; Sistemas privados fixos e móveis; Serviço móvel marítimo; Radioamadorismo.
30- 300 MHz	VHF	<i>Very High Frequency</i>	Transmissão de TV; Sistemas fixos e móveis;
300-3000 MHz	UHF	<i>Ultra High Frequency</i>	Serviços de segurança pública (bombeiros, polícia); Serviço móvel marítimo.
3- 30 GHz	SHF	<i>Super High Frequency</i>	Comunicação pública à longa distância
30- 300 GHz	EHF	<i>Extra High Frequency</i>	

O alcance do sistema e o tipo de sistema empregado também influenciam na escolha da frequência de transmissão, como apresentado na tabela 3.5. (Ribeiro, 1980).

Tabela 3.5: Critério geográfico da seleção da frequência de transmissão.

Tipo de Sistema	Alcance do Sistema	Faixas de Frequências
Móvel	Curtas distâncias (locais)	VHF e UHF
	Longas distâncias	HF e SHF
Fixo	Interurbanos	HF, VHF, UHF e SHF
	Internacionais	

Os sistemas móveis são aqueles onde ao menos uma das estações terminais é móvel, como é o caso deste trabalho. Assim, para distâncias curtas e médias, costuma-se empregar as faixas de VHF e UHF e, para distâncias maiores (centenas e milhares de Km), a faixa de HF (Ribeiro, 1980), conforme tabela 3.5.

Para completar esses conceitos, a faixa de frequência geralmente utilizada para sistemas de biotelemetria para pesquisa é de 30 a 100 MHz (De Luca, 1988), sendo essa a alocação no espectro de VHF.

3.3.2 Equipamentos Transmissor e Receptor RF

De acordo com a explanação sobre PLL descrito anteriormente, conclui-se que o mesmo circuito PLL que gera o sinal FSK, também pode efetuar sua demodulação. Portanto, para efetuar a modulação e demodulação FSK do BIOTEL3M, o circuito integrado NE564, mostrado em diagrama de blocos na figura 3.12, foi utilizado.

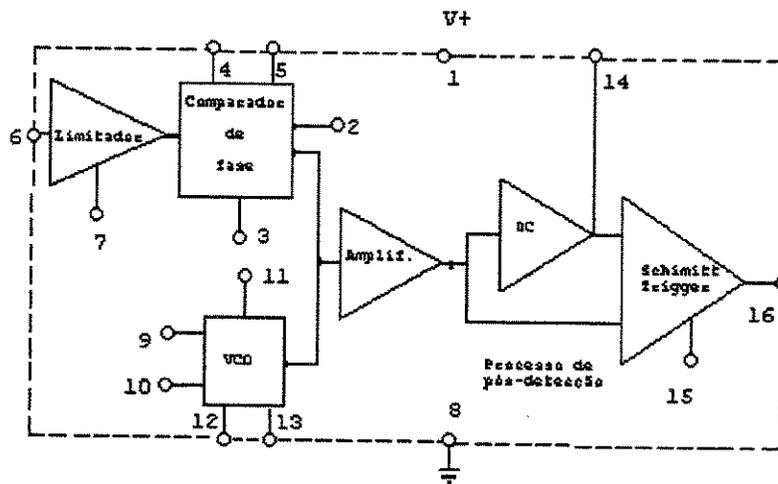


Figura 3.12: Diagrama de blocos do circuito integrado NE564.

O circuito integrado NE564 apresenta os elementos básicos de um PLL mais um comparador de tensão (*Schmitt Trigger*) e um limitador que faz desse circuito compatível com sinais de entrada e saída TTL iguais ou maiores que 1MHz. Possui operação garantida em 50 MHz, mas pode operar em frequências maiores.

Com estas características, o circuito integrado NE564 foi escolhido para ser utilizado nos circuitos de transmissão e recepção FSK, pois o sinal PPM gerado pelo transmissor digital apresenta frequência de 1MHz, sendo essa uma frequência que pode ser

modulada e demodulada por esse circuito integrado, sem que seja necessário a implementação de filtros, o que deixaria o projeto mais complexo.

Como o NE564 apresenta faixa de operação garantida em 50 MHz e esta frequência está alocada na faixa de VHF, esta foi a frequência central de transmissão escolhida para o sinal PPM.

A figura 3.13 ilustra o circuito do transmissor RF.

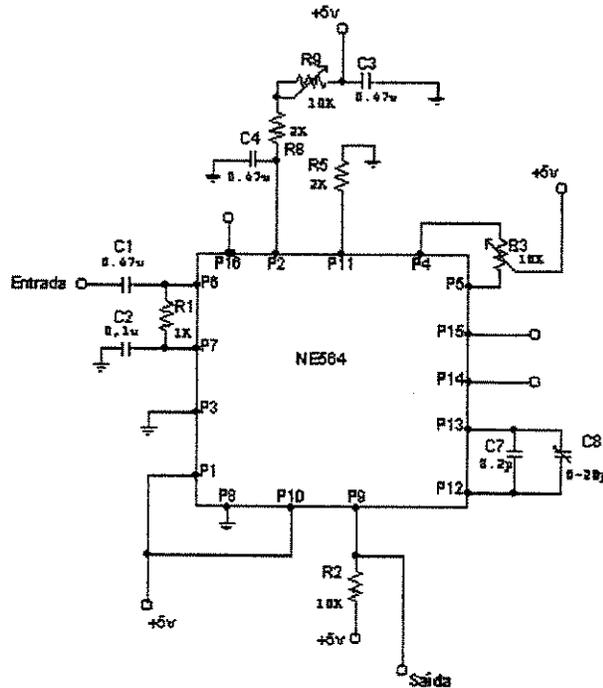


Figura 3.13: Esquema eletrônico do transmissor RF.

O PLL foi sintonizado para operar em uma frequência central de 50 MHz. Isto foi realizado acoplando-se um capacitor 9 pF entre os pinos 12 e 13 do circuito integrado NE564. O valor deste capacitor foi calculado pela equação 3.3:

$$C_o = \frac{1}{R_o \times f_o} \quad (\text{equação 3.3})$$

onde,

$R_o = 100\Omega$ (interno ao circuito integrado);

$f_o = \text{freqüência central} = 50 \text{ MHz}$.

Os pinos 4 e 5 correspondem aos terminais do filtro passa-baixa que controla a faixa de captura ou seletividade do PLL para freqüências que podem variar de $\pm 5\text{MHz}$ a $\pm 20\text{MHz}$ ao redor da freqüência central de 50 MHz, de acordo com ensaios realizados em laboratório. Na maior parte das aplicações é utilizado um *trimpot* para determinar esse fator. Assim estipulou-se como freqüência marca 56MHz e freqüência espaço 44MHz.

A figura 3.14 ilustra o circuito do receptor RF.

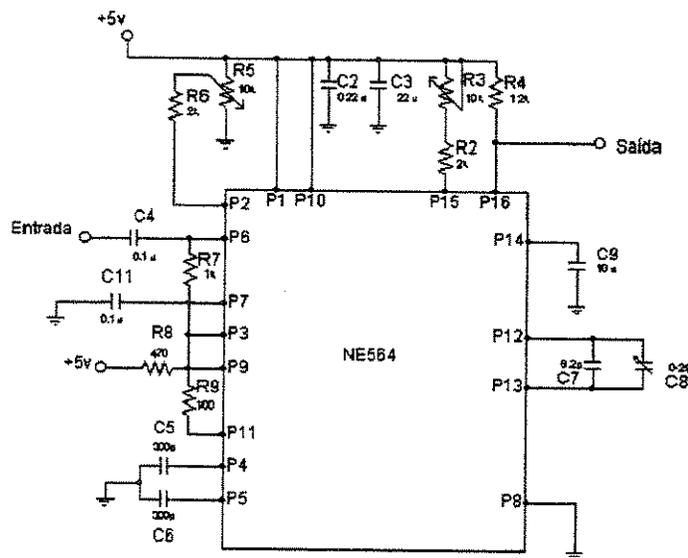


Figura 3.14: Esquema eletrônico do receptor RF.

Para sintonizar a freqüência central em 50 MHz foi acoplado um capacitor (C_o) de 9 pF entre os pinos 14 e 15 da mesma forma como no transmissor. O valor exato deste capacitor não é muito crítico, visto que será necessário um ajuste fino realizado pelo *trimmer*, conectado em paralelo com C_o , devido as tolerâncias dos resistores internos.

MARCELO

11/11/2011

O ajuste de histerese do circuito *Schmitt Trigger* foi realizado pelo *trimpot* de 10K Ω acoplado ao terminal 15. Este ajuste é necessário para garantir a recuperação do sinal PPM original na frequência de 1MHz no terminal de saída 16 .

3.3.3 Antenas e Potência de Transmissão

As dimensões físicas de uma antena são da ordem de grandeza do comprimento de onda associado à frequência do sinal a ser transmitido ou captado. A equação 3.4 relaciona esses dois parâmetros:

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad (\text{equação 3.4})$$

onde,

λ é comprimento de onda em metros;

v é a velocidade das ondas eletromagnéticas = 3×10^8 m/s;

f é a frequência central do sinal transmitido e captado em MHz.

A antena mais utilizada em aplicações no espectro de VHF é a do tipo monopolo de quarto de onda, sendo que o comprimento da antena é um quarto do comprimento onda (Esteves, 1983) conforme equação 3.5.

$$L = \frac{\lambda}{4} \times k \quad (\text{equação 3.5})$$

onde,

L é o comprimento da antena em metros;

k é a constante que depende da relação entre o comprimento e a espessura da antena, sendo que, na prática, para antenas de VHF e FM, o valor de k é 0,95 (Gomes, 1990).

Assim, o comprimento das antenas utilizadas nos equipamentos transmissor e receptor é de 1,425 metros, considerando a frequência central de 50 MHz.

Potência de transmissão ou potência recebida pode ser definida como a energia de transmissão entre duas antenas, as quais são separadas por uma distância d , em espaço

livre. A potência de transmissão é calculada pela equação de Friis (Kraus, 1988) apresentada a seguir.

$$\frac{P_R}{P_T} = G_{AT} \times G_{EL} \times G_{AR}$$

onde,

P_T é a potência transmitida pela antena transmissora;

P_R é a potência recebida pela antena receptora;

1G_T é o ganho da antena transmissora;

$^1G_{AR}$ é o ganho da antena receptora;

$^1G_{EL}$ é o ganho em espaço livre, sendo $G_{EL} = \left(\frac{\lambda}{4\pi d}\right)^2$ onde,

λ = comprimento de onda em metros;

d = distância entre as antenas em metros.

A fórmula de Friis permite calcular a atenuação de percurso entre duas antenas, sendo expressa pela razão P_T/P_R em forma logarítmica, largamente utilizada nos cálculos de propagação, como apresentada a seguir.

$$10 \log_{10} \frac{P_T}{P_R} = (G_{AT})_{dB} - (G_{EL})_{dB} + (G_{AR})_{dB}$$

Sabendo-se que as antenas transmissora e receptora utilizadas neste projeto possuem as mesmas características, portanto, $(G_{AT})_{dB} = (G_{AR})_{dB} = 5,15$ (Couch, 1997), a atenuação do percurso calculada em uma distância de quatro metros é de 8 dB.

Na distância de quatro metros, a potência de transmissão do BIOTEL3M é de 70dB, conforme medida realizada em laboratório, através de um analisador de espectro. Assim, sabendo-se que a atenuação do percurso é de 8dB, conclui-se que a potência transmitida é, aproximadamente, 80dB.

¹ Ganho de potência ou ganho de uma antena é uma grandeza utilizada para exprimir o desempenho da antena segundo a potência que está sendo alimentada.

3.4 Aspectos Construtivos

Os circuitos das unidades transmissora e receptora foram montados em placas de circuito impresso de dupla face, sendo que uma das faces é o malha de terra e serão colocadas em caixas de alumínio. Em equipamentos de comunicação estes procedimentos construtivos são fundamentais para aumentar a imunidade a ruídos e interferências.

A figura 3.15 ilustra o equipamento transmissor em perspectiva e suas vistas frontal, superior e traseira. A caixa de alumínio do transmissor tem 13 cm de comprimento, 11 cm de largura e 6 cm de espessura. Os cantos da caixa são arredondados, permitindo maior conforto ao indivíduo. O peso total do transmissor, com as baterias, é de aproximadamente 300g.

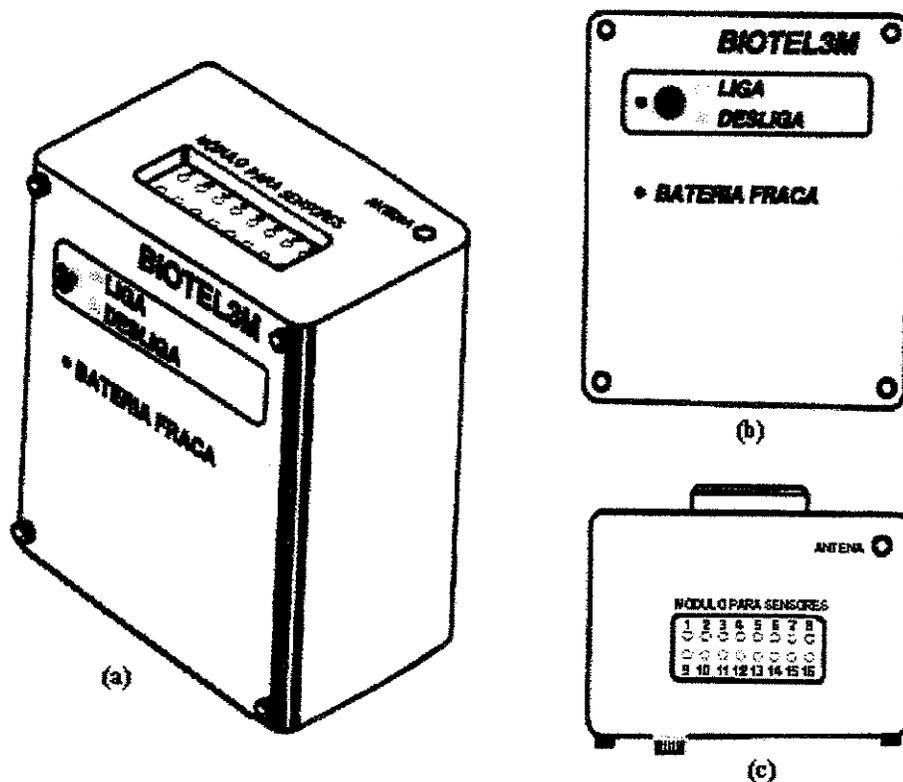


Figura 3.15: Equipamento transmissor: (a) em perspectiva; (b) vista frontal; (c) vista superior.

A vista frontal do transmissor, mostrada na figura 3.15b, é formada pela chave tipo *push-button*, utilizada para ligar e desligar o equipamento e dois LEDs com a seguinte marcação: **LIGADO** (LED verde, indicando que o aparelho está energizado), e **BATERIA FRACA** (LED vermelho, indicando que a carga das baterias é insuficiente).

A vista superior do transmissor é mostrada na figura 3.15c, onde estão situados o **MÓDULO PARA SENSORES** e a saída para a **ANTENA**. A proposta deste trabalho é que várias combinações de sensores sejam utilizadas para a monitoração da marcha, fornecendo maior versatilidade ao equipamento. Assim, sensores biomecânicos e eletrodos para eletromiografia devem ser construídos de forma modular, como se fossem um cabo flexível com dezesseis vias, para que possa conectá-lo no módulo para sensores situado na parte superior do transmissor.

A figura 3.15d ilustra a vista traseira do transmissor que contém uma **PRESILHA** de fixação e o **CONECTOR DE RECARGA DE BATERIAS** para recarregar baterias. A figura também mostra os dois modelos alternativos de uso do equipamento pelo indivíduo e detalhes construtivos sobre a antena.

No modelo 1, o transmissor será fixado em um cinto de borracha sintética regulável de 90 cm de comprimento e 7cm de largura. No modelo 2, o equipamento será preso por uma alça regulável de comprimento 1,5 m e 3cm de largura e deve ser fixado na cintura do sujeito, procedimento necessário para que o transmissor não se torne um pêndulo e evitar possíveis colisões. Em ambos os modelos, a antena transmissora será um fio flexível acoplada no cinto ou na alça e ligada através de um pino móvel ao transmissor. A antena deve ser da mesma cor da alça e do cinto, de modo a torná-la discreta e imperceptível.

Tecnicamente, esses modelos foram criados com a finalidade de solucionar a questão do grande tamanho da antena transmissora que de acordo com a equação 3.5 é de 1,425 m. Primeiramente surgiu a idéia de enrolar o fio de antena, tornando-a uma bobina, mas essa hipótese foi descartada, pois a bobina ficaria robusta, fato que influenciaria na sua

colocação no equipamento. Outra solução foi fazer a antena impressa, mas seria necessário incluir mais uma placa de circuito impresso ao sistema apenas para a antena, tornando esse procedimento inviável. Como de qualquer maneira o equipamento teria que ser acoplado ao sujeito por um cinto ou uma alça, a solução técnica e funcional mais adequada foi a descrita no parágrafo anterior.

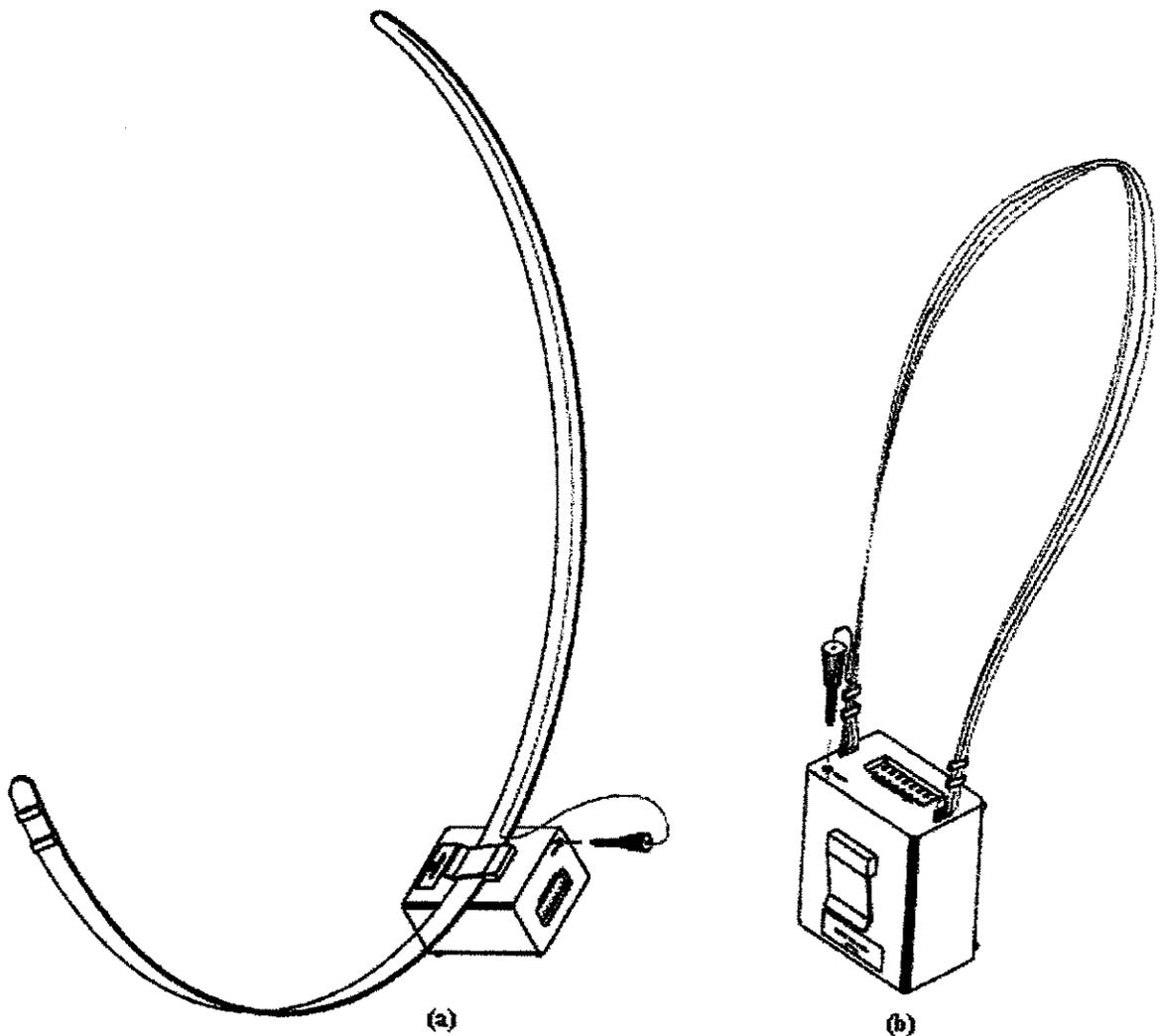


Figura 3.15d: Vista traseira do equipamento transmissor mostrando : (a) modelo 1; (b) modelo 2.

A figura 3.16 apresenta o equipamento receptor, mostrando suas vistas frontal e traseira. A caixa de alumínio deste equipamento terá as mesmas dimensões do transmissor e sua antena será do tipo telescópica de tamanho máximo de 1,5 m situada na parte superior.

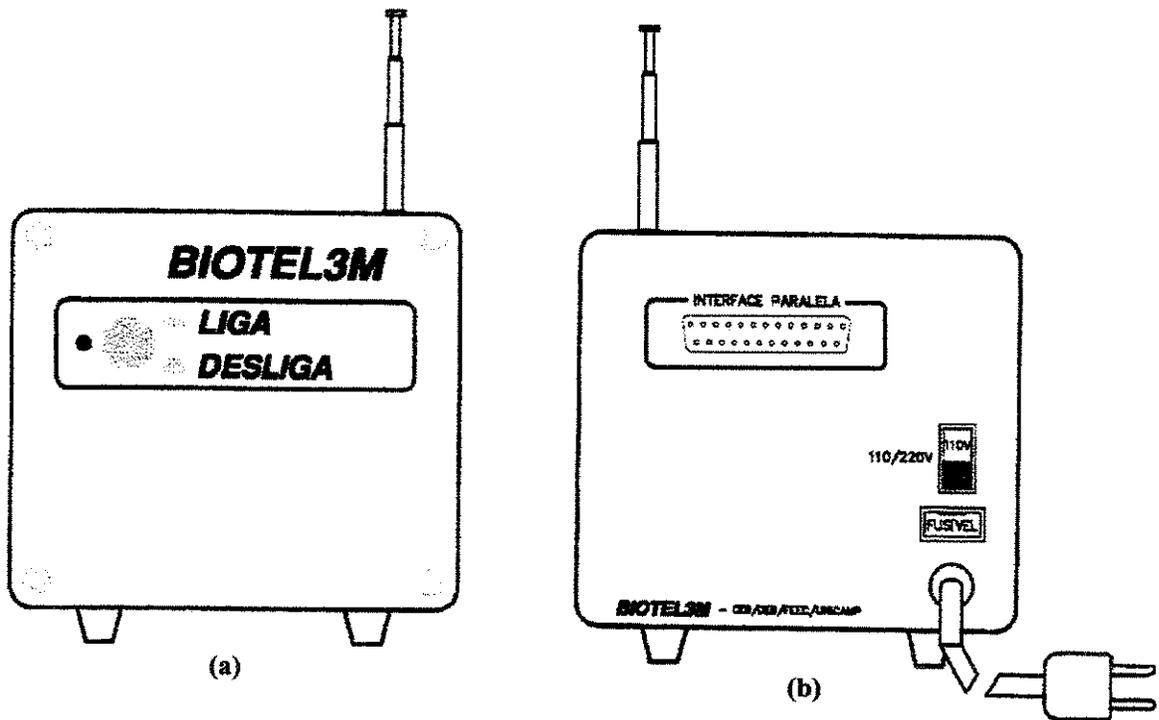


Figura 3.16: Equipamento transmissor: (a) vista frontal (b) Vista traseira.

A vista frontal, ilustrada na figura 3.16a, é formado pela chave tipo *push-button*, utilizada para ligar e desligar o equipamento e dois LEDs com a seguinte marcação: LIGADO (LED verde, indicando que o aparelho está energizado).

A vista traseira do receptor está ilustrada na figura 3.16b. O painel traseiro contém um conector padrão DB25 para comunicação paralela com o PC, uma chave de seleção da tensão de alimentação 110/220 V e um cabo de conexão à rede de alimentação.

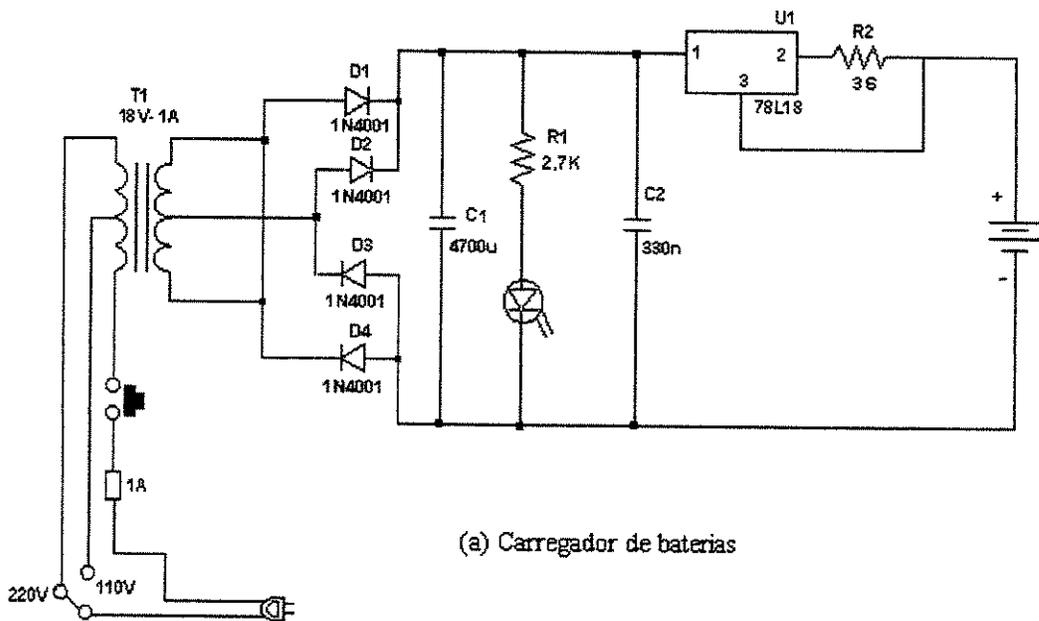
3.5 Fontes de Alimentação

Foram implementadas duas fontes de alimentação, sendo uma para o equipamento transmissor e outra para o equipamento receptor.

Os circuitos do equipamento transmissor são alimentados por baterias, cuja durabilidade deve ser no mínimo de oito horas. Como o consumo da circuitaria do transmissor é de 310 mA, a bateria para durar oito horas, deve ter capacidade de no mínimo 2,5 Amperes-hora (2,5 Ah). Assim, foi necessário optar por baterias recarregáveis de alta capacidade.

Entre os vários tipos de baterias e pacotes de baterias recarregáveis no mercado, optou-se pelo *battery pack*, fabricado pela RS. Esse pacote de baterias contém 10 baterias do tipo D (10 x D), fornecendo tensão total de 15V e durabilidade de 4,5 Ah, pesa 166g e possui 65 mm de altura x 68 mm de largura. Nessas condições, o operador que utilizar o BIOTEL3M poderá trabalhar por dois dias, numa jornada de trabalho de seis horas sem precisar recarregar a bateria.

A figura 3.17 ilustra os circuitos do carregador de baterias, de alimentação do transmissor e teste de baterias.



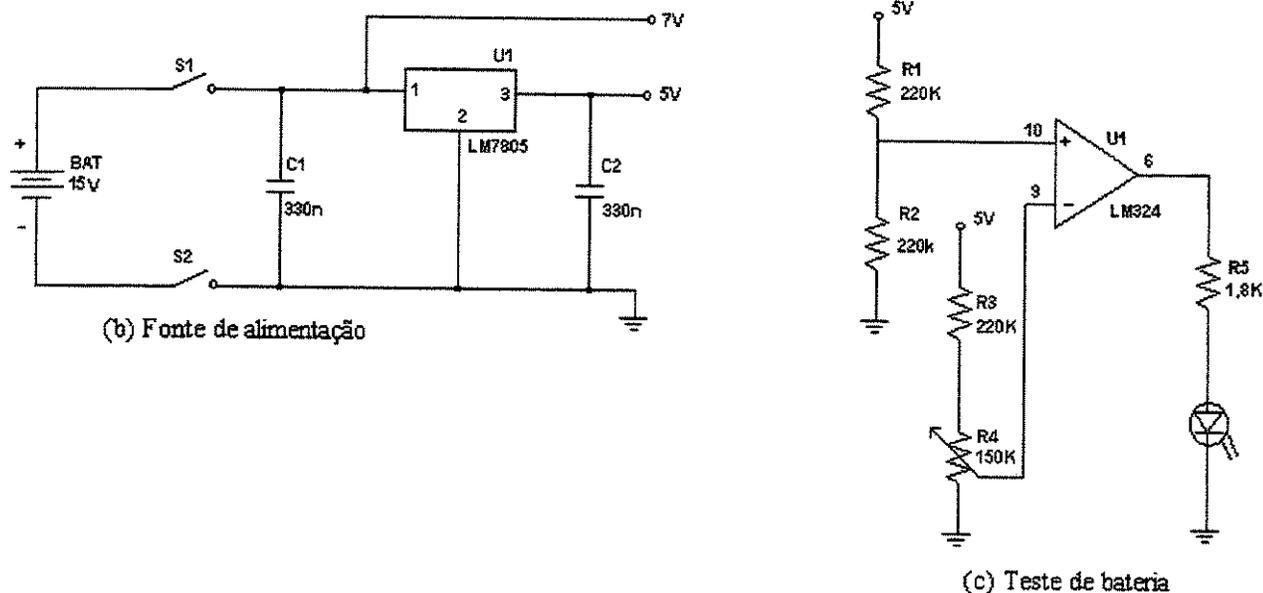


Figura 3.17: a) Circuito carregador de bateria; b) circuito de alimentação do equipamento transmissor; c) circuito de teste de bateria.

O carregador implementado é uma fonte de corrente constante que carrega a bateria de 4,5 Ah/15V em regime de carga lenta. A tensão da rede de energia é reduzida através do transformador com tensão no primário de 110V e de 220V e secundário de 18V com capacidade de 1A. Após a retificação pelos diodos e filtragem pelo capacitor C1, a tensão contínua é aplicada ao regulador de tensão 78L18, que fornece corrente constante de 500 mA e tensão de saída de 18V. O LED aceso indica que as pilhas estão em recarga e fusível é o elemento de proteção caso ocorra algum problema com o circuito.

O circuito de alimentação do transmissor é uma fonte de tensão de 5V que é regulada pelo circuito integrado 78L05. O LED tem por finalidade indicar que o equipamento está em funcionamento.

O circuito controle da bateria tem por função monitorar o consumo da bateria, a fim de garantir a correta alimentação dos circuitos do transmissor. O sistema apresentará uma indicação luminosa, através de um LED vermelho localizado no painel frontal do equipamento, quando for atingida a tensão mínima de 7V. A escolha desse valor foi

determinada para estabelecer uma margem de segurança para o regulador, uma vez que, abaixo de 6,5V na entrada, ele não é mais capaz de manter a saída constante.

O circuito é constituído basicamente por um comparador de tensão, cujas tensões de entrada são obtidas de dois divisores de tensão alimentados pela bateria e pela tensão regulada. Através de ajuste do potenciômetro de controle (P3), quando a tensão cair a 7V, o valor de entrada do comparador será menor que o valor de referência. O comparador irá então saturar, apresentando, na saída, um valor próximo ao da alimentação, o que acenderá o LED, o qual indica que a bateria está fraca e precisa ser recarregada.

A fonte de alimentação do receptor está ilustrada na figura 3.18. O transformador deve ter um secundário de 15V com capacidade de corrente máxima de 1A. Depois que a tensão é retificada pela ponte de diodos e filtrada pelo capacitor C1, esta é aplicada à entrada do regulador de tensão 78L05, sendo que em sua saída terá uma tensão regulada de 5V para alimentar os circuitos do equipamento receptor.

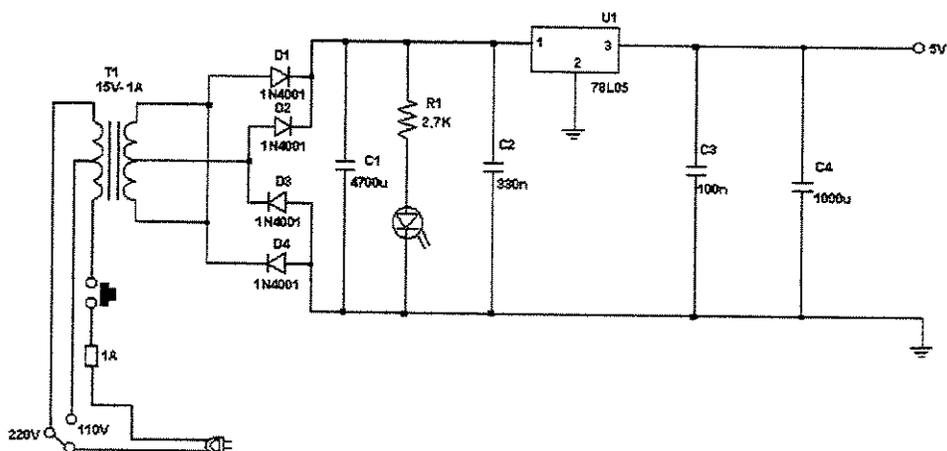


Figura 3.18: Fonte de alimentação do equipamento receptor.

Capítulo 4 - Testes e Resultados

Neste capítulo serão apresentados os procedimentos de testes do BIOTEL3M. Por se tratar de um equipamento de comunicação, o qual é avaliado principalmente através da apresentação e análise de forma de onda, este será o principal parâmetro analisado para demonstrar o funcionamento das unidades transmissora e receptora. As medidas e as figuras apresentadas foram feitas com os osciloscópios da marca *Tektronix* modelos 2465BDM de 400 MHz e 2230BDM de 100 MHz. Também será apresentado o aplicativo desenvolvido de interação com o usuário, mostrando alguns dados coletados pelo equipamento.

Os testes com as unidades transmissora e receptora, bem como de ambas funcionando em conjunto, serão descritos a seguir.

4.1 Testes com a unidade transmissora

Primeiramente, foram feitos os testes com o transmissor digital, obtendo como resultado a ser analisado a forma de onda do sinal PPM gerada pelo *software* desenvolvido em linguagem *Assembly* do microcontrolador MC68HC11.

Como sinais de entrada do transmissor digital foram utilizados um sinal de 5V no canal 1 e um sinal de 0V nos demais canais.

A figura 4.1 ilustra a forma de onda do sinal PPM, mostrando os dezessete pulsos de 100 μ s. Pelo fato do canal 1 ser o único que recebeu como sinal de entrada 5V, este apresenta um intervalo de tempo maior que os demais canais que receberam como sinal de entrada 0V. Portanto, o canal 1 apresenta intervalo de tempo de 256 μ s e os demais canais apresentam intervalo de tempo de 1 μ s.

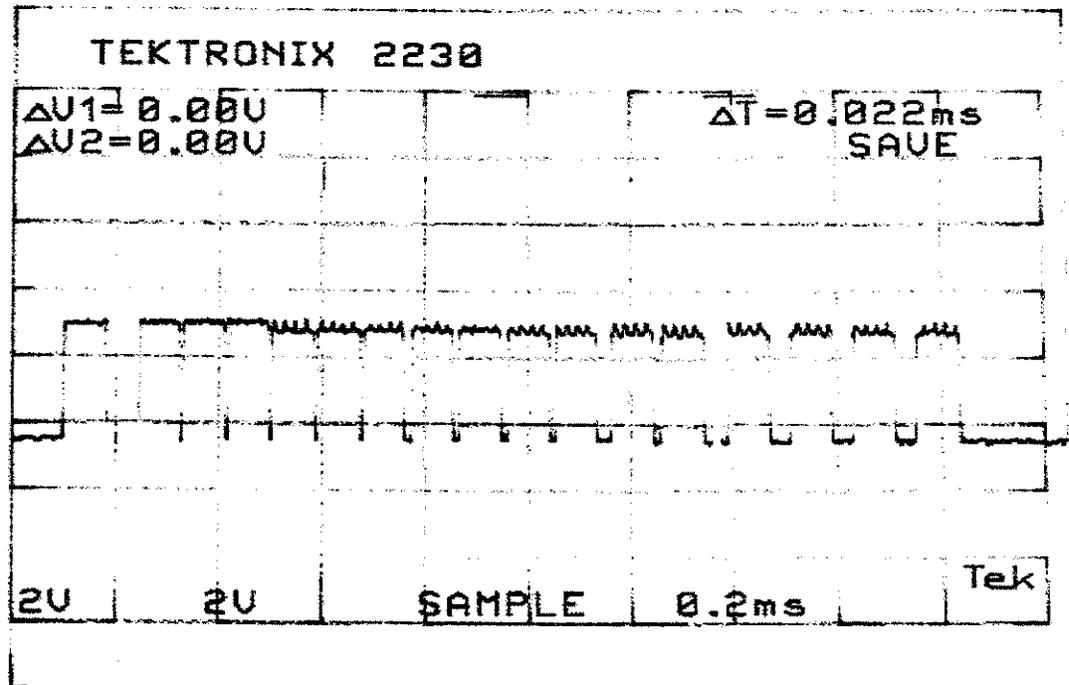


Figura 4.1: Forma de onda do sinal PPM.

A figura 4.2 foi plotada com a finalidade de apresentar as características de tempo do sinal PPM. A parte superior da figura corresponde ao canal 1 do osciloscópio e mostra os dezesseis canais com sinais de entrada 0V, apresentando, portanto, intervalos de $1\mu s$. Depois do último pulso de $100\mu s$ (pulso 17), inicia-se um intervalo de tempo em nível zero que corresponde ao tempo de sincronismo e ao tempo de conversão A/D dos dezesseis canais. A parte inferior da figura corresponde ao canal 2 do osciloscópio e mostra que os dezesseis canais, os dezessete pulsos de $100\mu s$, o tempo de sincronismo e o tempo de conversão A/D ocupam um intervalo fixo de 10 ms. Portanto, o sinal PPM foi gerado por *software* conforme desejado.

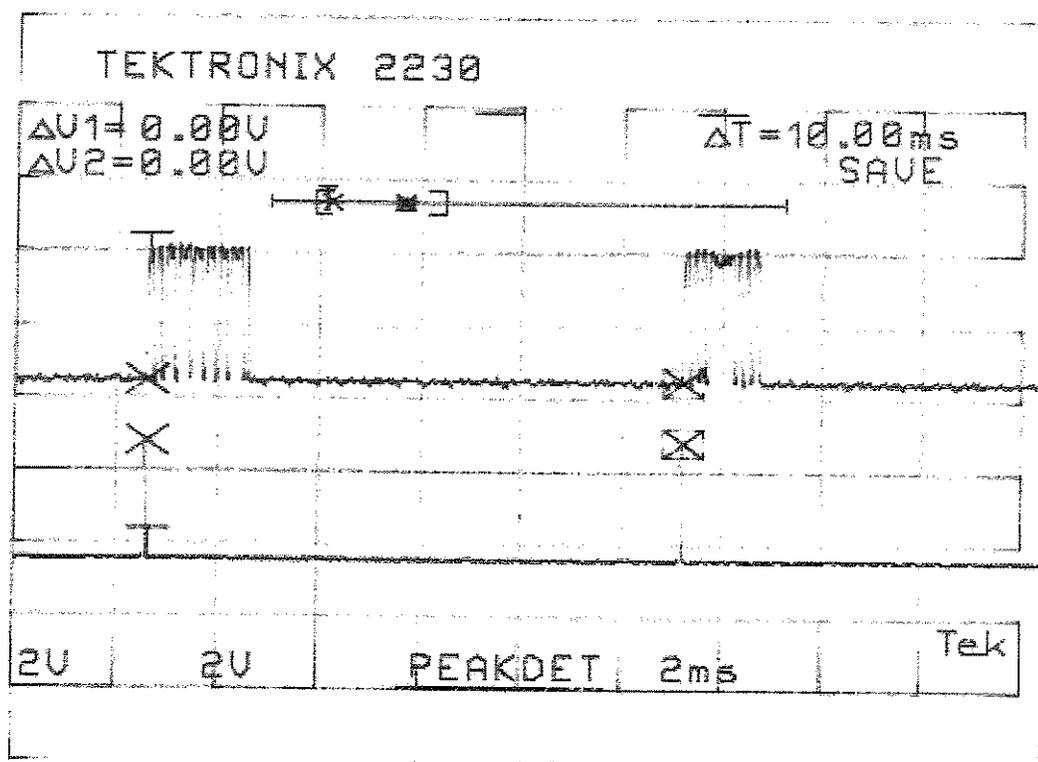
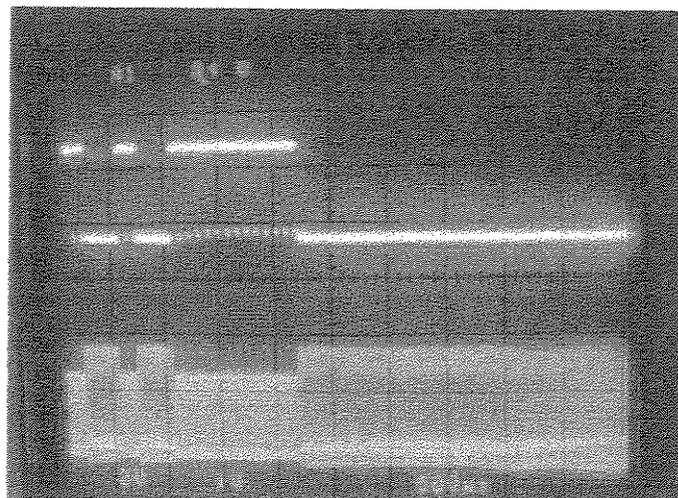


Figura 4.2: Características de tempo do sinal PPM.

A figura 4.3 ilustra a forma de onda do sinal modulado FSK. A parte superior das figuras a e b mostram o sinal PPM (sinal de entrada do transmissor FSK) e a parte inferior das figuras mostra a forma de onda do sinal modulado FSK. Conforme pode ser visto, o sinal modulado FSK é resultante da comutação entre a frequência espaço (44 MHz) e a frequência marca (56 MHz) de acordo com o níveis 0 ou 1 do sinal PPM.



(a)



(b)

Figura 4.3: Sinal modulado FSK, tendo o sinal PPM como entrada: a) modulação FSK evidenciando a modulação dos canais; b) modulação FSK mostrando o sincronismo.

4.2 Testes das unidades transmissora e receptora em conjunto

Os testes com as unidades transmissora e receptora em conjunto foram de grande importância para determinar o alcance do sistema e o tamanho mínimo que a antena

transmissora deve possuir para que o sinal PPM transmitido seja recuperado com as mesmas características do sinal PPM original.

O transmissor e o receptor foram separados por uma distância inicial de 5 metros, sendo que o transmissor foi afastado progressivamente do receptor até atingir a distância de 25 metros. Nesta distância e com as antenas do transmissor e do receptor com comprimento de 140 centímetros, o sinal PPM foi recuperado com êxito, conforme foi analisado no osciloscópio.

Para determinar o comprimento mínimo da antena transmissora, o seu comprimento máximo de 140 centímetros foi diminuído progressivamente de 10 em 10 cm até atingir 50 cm, pois este comprimento de antena ocasionou distorção do sinal PPM recuperado pelo receptor. Portanto, para realizar transmissão com alta confiabilidade em 25 metros, o comprimento mínimo da antena transmissora deve ser de 60 cm.

4.3 Testes com a unidade receptora

A unidade receptora foi avaliada através do desempenho do *software* de interface via porta paralela e do aplicativo de interação com o usuário.

O aplicativo de interação com o usuário foi desenvolvido, considerando uma combinação de sensores na entrada do transmissor composta de: um sensor goniômetro em cada uma das articulações dos membros inferiores (quadril, joelho, tornozelo e dedos dos pés), mais quatro sensores de pressão em cada um dos pés, adquirindo uma totalidade de dezesseis sinais. Contudo, durante os testes não foram utilizados sensores goniômetros e FSRs, sendo que esses foram substituídos por sinais simulados em laboratório, os quais possuíam as mesmas características dos sinais reais, ou seja, frequência variando entre 0 a 20 Hz e amplitude variando entre 0 a 5V.

A figura 4.4 ilustra a tela principal do aplicativo de interação com o usuário, que foi desenvolvido com a linguagem de programação orientada a objetos *Visual Basic 5.0*.

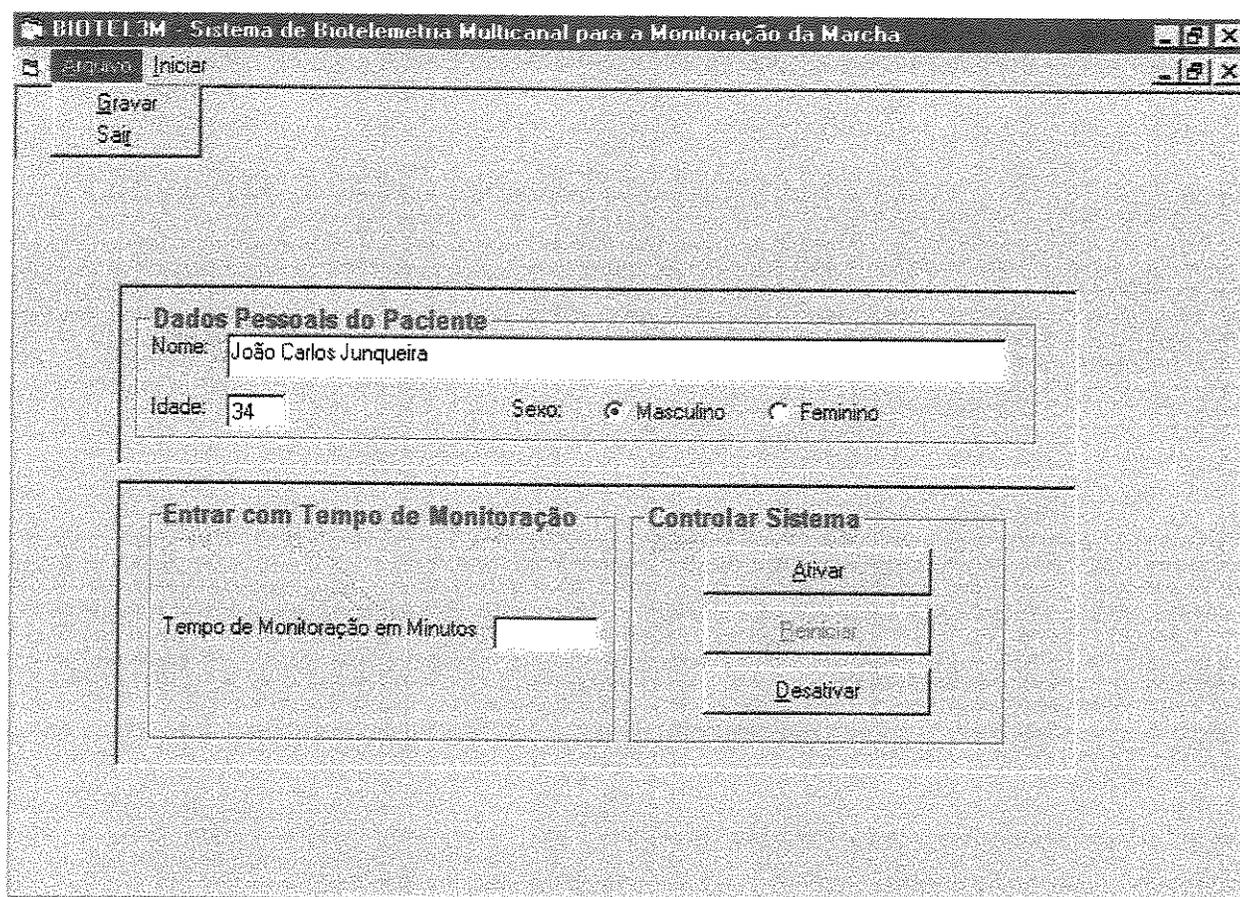


Figura 4.4: Tela principal do aplicativo de interação com o usuário

Na parte superior da tela principal está a barra de *menu*, onde encontram-se os itens **Arquivo** e **Iniciar**. Ao clicar com o *mouse* no item **Arquivo**, ativa-se dois subitens: **Gravar**, cuja a função é gravar os dados monitorados e **Sair**, cuja a função é sair do aplicativo.

Ao clicar no item **Iniciar**, os painéis **Cadastro de pacientes**, **Entrar com tempo de monitoração** e **Controlar Sistema** são ativados para serem controlados pelo usuário. Assim, após o usuário preencher esses campos, o mesmo ativará o sistema de monitoração ao clicar no botão **Ativar** e a tela de parâmetros biomecânicos será apresentada conforme mostra a figura 4.5.

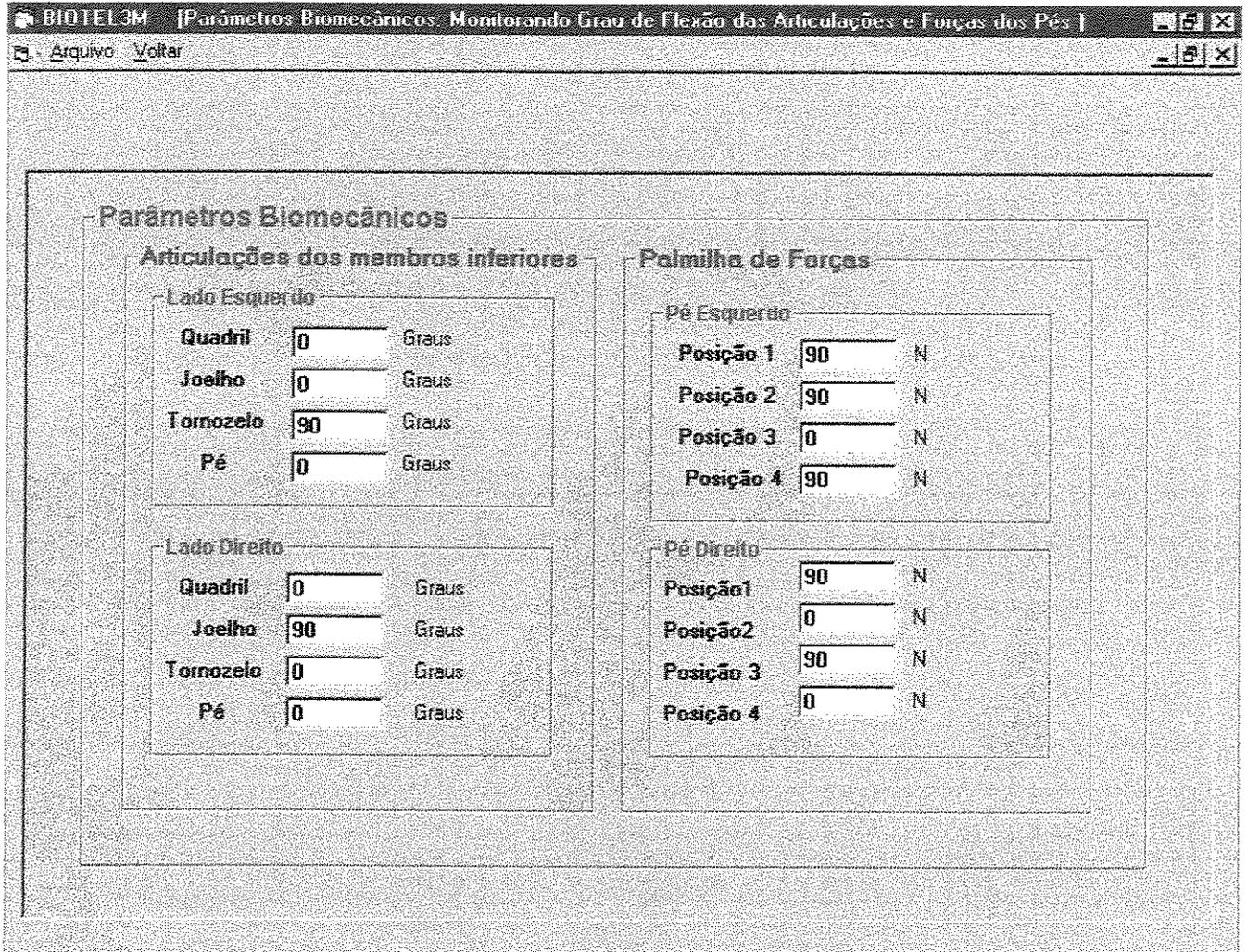


Figura 4.5: Tela de parâmetros biomecânicos do aplicativo de interação com o usuário do BIOTEL3M.

A tela de parâmetros biomecânicos terá por função apresentar os dados que estão sendo monitorados. Na parte superior desta tela tem-se a barra de *menu* com os itens *Arquivo* e *Voltar*. Clicando no item *Arquivo*, o usuário encontra o subitem *Gravar*, o qual grava os dados monitorados.

O item de *menu Voltar* tem por finalidade voltar a tela principal do aplicativo, caso o usuário queira reiniciar nova monitoração ou deseje desativar o sistema. Essas opções são possíveis através dos botões de controle *Reiniciar* e *Desativar*, como ilustra a figura 4.4.

Para que os dados fossem apresentados conforme a figura 4.5, os canais do equipamento transmissor estavam com os seguintes sinais de entrada: canal 1 = 0V; canal 2 = 0V; canal 3 = 5V; canal 4 = 0V; canal 5 = 0V; canal 6 = 5V; canal 7=0V; canal8 = 0V; canal 9 = 5V; canal 10 = 5V; canal 11 = 0V; canal 12 = 5V; canal 13 = 5V; canal 14 = 0V; canal 15 = 5V; canal 16 = 0V.

Estes sinais foram digitalizados para o formato de trem de pulso PPM com precisão de 8 bits, sendo que em tempo, os sinais de entrada de 0V, correspondiam a 1 μ s e 5V correspondiam a 256 μ s. Durante a realização deste teste, o equipamento transmissor esteve em movimento e o sinal PPM foi transmitido na forma de sinal modulado FSK até ao equipamento receptor a distâncias que variavam entre 5 a 10 metros em ambiente fechado.

No equipamento receptor, o sinal FSK foi demodulado e através da etapa de *hardware* de interface o sinal PPM com característica em tempo foi convertido em palavras binárias de 8 bits.

Finalmente, o *software* de interface realizou a leitura dos dados através da porta paralela e converteu os sinais em informações de ângulo e força, com visualização dos mesmos, em tempo real, no monitor de vídeo do computador, através do aplicativo de interação com o usuário, conforme apresentado na figura 4.5.

Capítulo 5 - Conclusões e Sugestões

Neste capítulo, serão apresentadas as conclusões deste trabalho de pesquisa com a inclusão de algumas sugestões de aprimoramento do próprio projeto e para desenvolvimento de novos trabalhos.

5.1 Conclusões

O objetivo principal deste trabalho era projetar e construir um Sistema de Biotelemetria Multicanal que permitisse liberdade de movimento durante a locomoção e, conseqüentemente, maior fidedignidade na monitoração e coleta dos dados. Este objetivo foi atingido com êxito.

O protótipo desenvolvido não foi testado em indivíduos, sendo impossível afirmar com segurança que este trabalho atingiu os objetivos de causar maior conforto físico e menor impacto psicológico ao indivíduo. Contudo, durante todo o desenvolvimento do projeto esses objetivos foram considerados, pois o equipamento transmissor foi construído o menor possível e com baixo peso, com os lados da caixa arredondados, tornando-o mais discreto e ergométricamente mais confortável. A semelhança do equipamento transmissor com aparelhos eletrônicos comuns do cotidiano, como um *walkman*, por exemplo, certamente causará um efeito psicológico adequado.

Nos experimentos laboratoriais não foram utilizados sinais reais e, no lugar dos mesmos, foram usados sinais gerados no laboratório. Este fato não pode colocar em dúvida o funcionamento do protótipo, já que os sinais simulados possuíam as mesmas características de amplitude e frequência dos sinais reais.

A implementação do módulo de sensores ocasionou maior versatilidade ao sistema biotelemétrico, pois uma combinação fixa de sensores não foi imposta de forma definitiva.

Esta característica modular do sistema de biotelemetria construído permite que novos sensores ou nova combinação de sensores possam ser acoplados à entrada do equipamento transmissor, sendo necessário mudanças no cabo de sensores e no aplicativo de interação com o usuário, sem precisar sequer alterar o *hardware* biotelemétrico.

Os resultados demonstraram um desempenho bastante satisfatório do instrumento, apesar da construção ainda precária do protótipo de testes. A susceptibilidade a interferências certamente pode ser diminuída quando a montagem atual do protótipo for colocada nas caixas blindadas conforme apresentado no capítulo 3.

5.2 Sugestões para trabalhos futuros

O BIOTEL3M representa um importante passo no desenvolvimento de equipamentos médico-hospitalares em nosso país, quando o objetivo é a liberdade de movimento. Contudo, outros trabalhos com diferentes objetivos e novas tecnologias deverão sucedê-lo, com o intuito de atender novas exigências.

O sistema de biotelemetria desenvolvido não se restringe apenas à área de Engenharia de Reabilitação, pois a sua construção modular permite que outros parâmetros fisiológicos possam ser monitorados e medidos, sendo possível utilizá-lo para outras finalidades.

Futuramente, será interessante construir o equipamento transmissor com tecnologia SMD, com o intuito de reduzir o consumo e torná-lo ainda menor e mais leve.

O aplicativo de interação com o usuário pode ser aperfeiçoado, incluindo um menu de opções na tela principal, onde o usuário poderá selecionar novas combinações de parâmetros a serem monitorados, de acordo com o cabo de sensores, sendo que será necessário a criação de novas telas de visualização da monitoração, que podem seguir a configuração básica da figura 4.5 do capítulo anterior.

Em relação à apresentação do sinal, pode-se pensar em adicionar à tela de monitoração de parâmetros um *menu* de opções com dois subitens: 1. Monitoração em tempo real; 2. Monitoração estatística. Selecionando a opção monitoração em tempo real, o sinal será apresentado nas formas numérica e gráfica, de maneira que o examinador possa melhor visualizar os dados durante a realização de exames. A monitoração estatística permitirá uma análise evolutiva de um indivíduo num período determinado de tempo, através de gráficos estatísticos apresentados em um relatório final.

Enfim, o sistema de biotelemetria desenvolvido neste trabalho pode ser aperfeiçoado de acordo com a sua finalidade ou sofrer algumas modificações para atender exigências dos trabalhos futuros, mas a proposta básica, que pode ser considerada a etapa mais complexa, já está apresentada.

Capítulo 6 - Referências Bibliográficas

- ABU-FARAJ, Z., HARRIS, G.F. and ALBER, H. (1996). "A Holter Type Microprocessor-Based Rehabilitation Instrument for Acquisition and Storage of Plantar Pressure Data in Children with Cerebral Palsy". *IEEE Transaction, Rehabilitation Engineering*. v. 4, no. 5. p. 33-39.
- AXELSON, J. (1997). *Parallel Port Complete*. Lakeview Research. USA.
- BERGMANN, G. and GRAICHEN, F. (1988) "Multichannel Strain Gauge Telemetry for Ortopaedic Implants". *Journal of Biomechanics*. v. 21. no. 2. p. 169-176.
- CARLSON, A.B. (1981). *Sistemas de Comunicação*. Mc Graw-Hill. São Paulo.
- COUCH, L.W. (1997). *Digital and Analog Communication Systems*. Fifth edition. Prentice Hall. New Jersey.
- CONNOR, F.R. (1987). *Introductory Topics in Electronic and Telecommunication*. Second edition. Edward Arnold. Australy.
- DE LUCA, C. J., Biotelemetry In: WEBSTER, J.G. (1988). *Enciclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. v. 1, Jonh Wiley & Sons Inc.. New York. p. 409-425.
- DOEBELIN, E.O. (1990). *Measurement System Application and Desing*. Fourth edition. Mc Graw-Hill International Editions. Singapore.
- ESTEVEES, L.C. (1980). *Antenas: Teoria Básica e Aplicações*. Editora McGraw-Hill. São Paulo.
- FRANK, R.D. (1987). *Electronic Communications System*. Delmar Publishers Inc.. USA.
- GHONIEM, G.M., AERTKER, M.W. and SAKR, M. (1997). "A Telemetry Multichannel Computer-Based System for Monitoring Urodynamic Parameters In Awake Rhesus Monkeys". *Journal of Urology*. v. 157. no. 2. p. 704-709.
- GOMES, G.T. (1990). *Telecomunicações: Transmissão e Recepção AM/FM – Sistemas Pulsados*. 12ª edição. Editora Érica. São Paulo.
-

- GREENFIELD, J.D. (1994). *Using Microprocessors and Microcomputers: the Motorola family*. Third Edition. Prentice Hall. New Jersey.
- GRAICHEN, F. and BERGMANN, G. (1991). "Four Channel Telemetry System for in Vivo Measurement of Hip Joint Forces". *Journal of Biomedical Engineering*. v. 13. no. 8. p. 370-374.
- GRUENBERG, E.L. (1967). *Handbook of Telemetry and Remote Control*. Mc Graw-Hill Book Company. USA.
- KAWAHITO, S., UEDA, S. and ISHIDA M. (1994). "A CMOS Integrated Circuit For Multichannel Multiple-Subject Biotelemetry Using Bidirection Optical Transmissions". *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. v. 41. no. 5. p. 400-407.
- KRAUS, J.D. (1988). *Antennas*. Second Edition. McGraw-Hill Book Company. Singapore.
- LATHI, B.P. (1979). *Sistemas de Comunicação*. Guanabara 2. Rio de Janeiro.
- MACKAY, R.S. (1992). *Biomedical Telemetry*. Second Edition. IEEE Press. New York-USA.
- MEINDL, J. and FORD A.J. (1984). "Implantable Telemetry in Biomedical Research". *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. v. BME 31. no. 12. p. 817-824.
- RIBEIRO M., (1990). *Telecomunicações: Sistemas Analógicos-Digitais*. Livros Técnicos e Científicos-Embratel. Rio de Janeiro.
- ROHLMANN, A., RILEY, L.H. and BERGMANN, G. (1996). "In Vitro Load Measurement Using an Instrumented Spinal Fixation Device". *Medical Engineering Physical*. v. 18. no. 6. p. 485-488.
- SÁNCHEZ, M.e CORBELLE, J.A. (1994). *Transmissão Digital e Fibras Ópticas*. Mc Graw-Hill. São Paulo.
- SHULTS, M.e RATHBUN, K. (1994). "A Telemetry-Instrumentation System For Monitoring Multiple Subcutaneously Implanted Glucose Sensors". *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. v. 41, no. 10. p. 937-941.
- TAYLOR, S.J.G. and PERRY, J. S. (1997). "Telemetry of Forces From Proximal Femoral Replacements and Relevance to Fixation". *Journal of Biomechanics*. v. 30. no. 3. p. 225-234.
-

- TOWE, B.C. (1986). "Passive Biotelemetry by Frequency Keying", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. v. BME-33. no. 10, p. 905-909.
- WEIBELL, F., PFEIFFER, E. and USSELMAN, L. (1987). *Instrumentación y Medidas Biomédicas*. Marcombo Boixareu Editores. Barcelona.
- ZHENGNIAN, T. and SMITH, B. (1995). "Data Transmission From Implantable Biotelemetry By Load-Shift Keying Using Circuit Configuration Modulador". *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. v. 42, no. 5. p. 524-528.
-

Apêndice B

Codificação do *software* para gerar o sinal PPM em linguagem de programação *Assembly*.

* PROGRAMA PARA GERAR SINAL PPM

*Declarar endereços em uso do microcontrolador

```
0001 0016          TOC1      EQU $16
0002 0023          TFLG1     EQU $23
0003 000e          TCNT      EQU $0E
0004 100a          PORTE     EQU $100A
0005 1030          ADCTL     EQU $1030
0006 1031          ADR1      EQU $1031
0007 1039          OPTION    EQU $1039
0008 3700          PORTA     EQU $3700

0010 4000          ORG $4000      *endereço de escrita do programa
0011
0012 4000          TOP        LDX #$1000      *carregar acumulador indexado
```

*Conversão A/D e armazenamento em memória dos 16 canais

```
0013 4003 86 00          LDAA #$00      *carregar acumulador A com valor zero
0014 4005 b7 37 00        STAA PORTA      *selecionar canal 0
0015 4008 86 80          LDAA #%10000000 *início da conversão A/D do canal 0
0016 400a b7 10 39        STAA OPTION
0017 400d 86 20          LDAA #%00100000
0018 400f b7 10 30        STAA ADCTL
0019 4012 1f 30 80 fc     ENDAD      BRCLR $30,X $80 ENDAD
0020 4016 b6 10 31        LDAA ADR1      *fim da conversão A/D do canal 0
0021 4019 4c              INCA           *converter palavra binária em tempo
0022 401a b7 55 00        STAA $5500
0023 401d 86 01          LDAA #$01
0024 401f b7 37 00        STAA PORTA
0025 4022 86 80          LDAA #%10000000
0027 4027 86 20          LDAA #%00100000
0028 4029 b7 10 30        STAA ADCTL
0029 402c 1f 30 80 fc     ENDAD1      BRCLR $30,X $80 ENDAD1
0030 4030 b6 10 31        LDAA ADR1
0031 4033 4c              INCA
0032 4034 b7 55 01        STAA $5501
0033 4037 86 02          LDAA #$02
0034 4039 b7 37 00        STAA PORTA
0035 403c 86 80          LDAA #%10000000
0036 403e b7 10 39        STAA OPTION
0037 4041 86 20          LDAA #%00100000
0038 4043 b7 10 30        STAA ADCTL
0039 4046 1f 30 80 fc     ENDAD2      BRCLR $30,X $80 ENDAD2
0040 404a b6 10 31        LDAA ADR1
0041 404d 4c              INCA
0042 404e b7 55 02        STAA $5502
0043 4051 86 03          LDAA #$03
0044 4053 b7 37 00        STAA PORTA
0045 4056 86 80          LDAA #%10000000
0046 4058 b7 10 39        STAA OPTION
0047 405b 86 20          LDAA #%00100000
0048 405d b7 10 30        STAA ADCTL
0049 4060 1f 30 80 fc     ENDAD3      BRCLR $30,X $80 ENDAD3
0050 4064 b6 10 31        LDAA ADR1
0051 4067 4c              INCA
0052 4068 b7 55 03        STAA $5503
0053 406b 86 04          LDAA #$04
0054 406d b7 37 00        STAA PORTA
0055 4070 86 80          LDAA #%10000000
```

0056	4072	b7	10	39			STAA OPTION
0057	4075	86	20				LDAA #00100000
0058	4077	b7	10	30			STAA ADCTL
0059	407a	1f	30	80	fc	ENDAD4	BRCLR \$30,X \$80 ENDAD4
0060	407e	b6	10	31			LDAA ADRI
0061	4081	4c					INCA
0062	4082	b7	55	04			STAA \$5504
0063	4085	86	05				LDAA #05
0064	4087	b7	37	00			STAA PORTA
0065	408a	86	80				LDAA #01000000
0066	408c	b7	10	39			STAA OPTION
0067	408f	86	20				LDAA #00100000
0068	4091	b7	10	30			STAA ADCTL
0069	4094	1f	30	80	fc	ENDAD5	BRCLR \$30,X \$80 ENDAD5
0070	4098	b6	10	31			LDAA ADRI
0071	409b	4c					INCA
0072	409c	b7	55	05			STAA \$5505
0073	409f	86	06				LDAA #06
0074	40a1	b7	37	00			STAA PORTA
0075	40a4	86	80				LDAA #01000000
0076	40a6	b7	10	39			STAA OPTION
0077	40a9	86	20				LDAA #00100000
0078	40ab	b7	10	30			STAA ADCTL
0079	40ae	1f	30	80	fc	ENDAD6	BRCLR \$30,X \$80 ENDAD6
0080	40b2	b6	10	31			LDAA ADRI
0081	40b5	4c					INCA
0082	40b6	b7	55	06			STAA \$5506
0083	40b9	86	07				LDAA #07
0084	40bb	b7	37	00			STAA PORTA
0085	40be	86	80				LDAA #01000000
0086	40c0	b7	10	39			STAA OPTION
0087	40c3	86	20				LDAA #00100000
0088	40c5	b7	10	30			STAA ADCTL
0089	40c8	1f	30	80	fc	ENDAD7	BRCLR \$30,X \$80 ENDAD7
0090	40cc	b6	10	31			LDAA ADRI
0091	40cf	4c					INCA
0092	40d0	b7	55	07			STAA \$5507
0093	40d3	86	08				LDAA #08
0094	40d5	b7	37	00			STAA PORTA
0095	40d8	86	80				LDAA #01000000
0096	40da	b7	10	39			STAA OPTION
0097	40dd	86	20				LDAA #00100000
0098	40df	b7	10	30			STAA ADCTL
0099	40e2	1f	30	80	fc	ENDAD8	BRCLR \$30,X \$80 ENDAD8
0100	40e6	b6	10	31			LDAA ADRI
0101	40e9	4c					INCA
0102	40ea	b7	55	08			STAA \$5508
0103	40ed	86	09				LDAA #09
0104	40ef	b7	37	00			STAA PORTA
0105	40f2	86	80				LDAA #01000000
0106	40f4	b7	10	39			STAA OPTION
0107	40f7	86	20				LDAA #00100000
0108	40f9	b7	10	30			STAA ADCTL
0109	40fc	1f	30	80	fc	ENDAD9	BRCLR \$30,X \$80 ENDAD9
0110	4100	b6	10	31			LDAA ADRI
0111	4103	4c					INCA
0112	4104	b7	55	09			STAA \$5509
0113	4107	86	0a				LDAA #0A
0114	4109	b7	37	00			STAA PORTA
0115	410c	86	80				LDAA #01000000
0116	410e	b7	10	39			STAA OPTION
0117	4111	86	20				LDAA #00100000
0118	4113	b7	10	30			STAA ADCTL
0119	4116	1f	30	80	fc	ENDADA	BRCLR \$30,X \$80 ENDADA
0120	411a	b6	10	31			LDAA ADRI
0121	411d	4c					INCA
0122	411e	b7	55	0a			STAA \$550A
0123	4121	86	0b				LDAA #0B
0124	4123	b7	37	00			STAA PORTA
0125	4126	86	80				LDAA #01000000
0126	4128	b7	10	39			STAA OPTION

```

0127 412b 86 20          LDAA #%00100000
0128 412d b7 10 30      STAA ADCTL
0129 4130 1f 30 80 fc   ENDADE  BRCLR $30,X $80 ENDADE
0130 4134 b6 10 31      LDAA ADRI
0131 4137 4c            INCA
0132 4138 b7 55 0b      STAA $550B
0133 413b 86 0c          LDAA #$0C
0134 413d b7 37 00      STAA PORTA
0135 4140 86 80          LDAA #%10000000
0136 4142 b7 10 39      STAA OPTION
0137 4145 86 20          LDAA #%00100000
0138 4147 b7 10 30      STAA ADCTL
0139 414a 1f 30 80 fc   ENDADC  BRCLR $30,X $80 ENDADC
0140 414e b6 10 31      LDAA ADRI
0141 4151 4c            INCA
0142 4152 b7 55 0c      STAA $550C
0143 4155 86 0d          LDAA #$0D
0144 4157 b7 37 00      STAA PORTA
0145 415a 86 80          LDAA #%10000000
0146 415c b7 10 39      STAA OPTION
0147 415f 86 20          LDAA #%00100000
0148 4161 b7 10 30      STAA ADCTL
0149 4164 1f 30 80 fc   ENDADD  BRCLR $30,X $80 ENDADD
0150 4168 b6 10 31      LDAA ADRI
0151 416b 4c            INCA
0152 416c b7 55 0d      STAA $550D
0153 416f 86 0e          LDAA #$0E
0154 4171 b7 37 00      STAA PORTA
0155 4174 86 80          LDAA #%10000000
0156 4176 b7 10 39      STAA OPTION
0157 4179 86 20          LDAA #%00100000
0158 417b b7 10 30      STAA ADCTL
0159 417e 1f 30 80 fc   ENDADE  BRCLR $30,X $80 ENDADE
0160 4182 b6 10 31      LDAA ADRI
0161 4185 4c            INCA
0162 4186 b7 55 0e      STAA $550E
0163 4189 86 0f          LDAA #$0F
0164 418b b7 37 00      STAA PORTA
0165 418e 86 80          LDAA #%10000000
0166 4190 b7 10 39      STAA OPTION
0167 4193 86 20          LDAA #%00100000
0168 4195 b7 10 30      STAA ADCTL
0169 4198 1f 30 80 fc   ENDADF  BRCLR $30,X $80 ENDADF
0170 419c b6 10 31      LDAA ADRI
0171 419f 4c            INCA
0172 41a0 b7 55 0f      STAA $550F

```

*Construção do sinal PPM: disparar tempo de 10ms, gerar pulso de 100us, buscar canais,
*gerar tempo de sincronismo

```

0173 41a3 86 80          LDAA #$80
0174 41a5 a7 23          STAA TFLG1,X *limpa o flag OC1F
0175 41a7 ec 0e          LDD TCNT,X *obter dados no contador corrente
0176 41a9 c3 9c 40      ADDD #40000 *adiciona valor decimal = 10ms
0177 41ac ed 16          STD TOC1,X *disparar comparador de saída
0178 41ae 7f 37 00      CLR PORTA *garantir porta de saída em zero
0179 41b1 86 40          LDAA #$40
0180 41b3 b7 37 00      STAA PORTA *escrever bit de sincronismo
0181 41b6 86 80          LDAA #$80
0182 41b8 b7 37 00      STAA PORTA *escrever bit de sinal
0183 41bb c6 40          LDAB #$40 *inicio da geração do pulso de 100us
0184 41bd 86 80          LDAA #$80
0185 41bf b7 37 00      STAA PORTA
0186 41c2 5a            T1      DECB
0187 41c3 26 fd          BNE T1 *fim da geração do pulso de 100us
0188 41c5 7f 37 00      CLR PORTA *garantir porta de saída em nível lógico
0189 41c8 b6 55 00      LDAA $5500 *buscar valor do canal
0190 41cb 4a            C1      DECA *decrementar tempo do canal
0191 41cc 26 fd          BNE C1 *fim dabusca de canal
0192 41ce 86 80          LDAA #$80
0193 41d0 b7 37 00      STAA PORTA

```

0194	41d3	c6	40		LDAB #\$40
0195	41d5	5a		T2	DECB
0196	41d6	26	fd		BNE T2
0197	41d8	7f	37	00	CLR PORTA
0198	41db	b6	55	01	LDAA \$5501
0199	41de	4a		C2	DECA
0200	41df	26	fd		BNE C2
0201	41e1	86	80		LDAA #\$80
0202	41e3	b7	37	00	STAA PORTA
0203	41e6	c6	40		LDAB #\$40
0204	41e8	5a		T3	DECB
0205	41e9	26	fd		BNE T3
0206	41eb	7f	37	00	CLR PORTA
0207	41ee	b6	55	02	LDAA \$5502
0208	41f1	4a		C3	DECA
0209	41f2	26	fd		BNE C3
0210	41f4	86	80		LDAA #\$80
0211	41f6	b7	37	00	STAA PORTA
0212	41f9	c6	40		LDAB #\$40
0213	41fb	5a		T4	DECB
0214	41fc	26	fd		BNE T4
0215	41fe	7f	37	00	CLR PORTA
0216	4201	b6	55	03	LDAA \$5503
0217	4204	4a		C4	DECA
0218	4205	26	fd		BNE C4
0219	4207	86	80		LDAA #\$80
0220	4209	b7	37	00	STAA PORTA
0221	420c	c6	40		LDAB #\$40
0222	420e	5a		T5	DECB
0223	420f	26	fd		BNE T5
0224	4211	7f	37	00	CLR PORTA
0225	4214	b6	55	04	LDAA \$5504
0226	4217	4a		C5	DECA
0227	4218	26	fd		BNE C5
0228	421a	86	80		LDAA #\$80
0229	421c	b7	37	00	STAA PORTA
0230	421f	c6	40		LDAB #\$40
0231	4221	5a		T6	DECB
0232	4222	26	fd		BNE T6
0233	4224	7f	37	00	CLR PORTA
0234	4227	b6	55	05	LDAA \$5505
0235	422a	4a		C6	DECA
0236	422b	26	fd		BNE C6
0237	422d	86	80		LDAA #\$80
0238	422f	b7	37	00	STAA PORTA
0239	4232	c6	40		LDAB #\$40
0240	4234	5a		T7	DECB
0241	4235	26	fd		BNE T7
0242	4237	7f	37	00	CLR PORTA
0243	423a	b6	55	06	LDAA \$5506
0244	423d	4a		C7	DECA
0245	423e	26	fd		BNE C7
0246	4240	86	80		LDAA #\$80
0247	4242	b7	37	00	STAA PORTA
0248	4245	c6	40		LDAB #\$40
0249	4247	5a		T8	DECB
0250	4248	26	fd		BNE T8
0251	424a	7f	37	00	CLR PORTA
0252	424d	b6	55	07	LDAA \$5507
0253	4250	4a		C8	DECA
0254	4251	26	fd		BNE C8
0255	4253	86	80		LDAA #\$80
0256	4255	b7	37	00	STAA PORTA
0257	4258	c6	40		LDAB #\$40
0258	425a	5a		T9	DECB
0259	425b	26	fd		BNE T9
0260	425d	7f	37	00	CLR PORTA
0261	4260	b6	55	08	LDAA \$5508
0262	4263	4a		C9	DECA
0263	4264	26	fd		BNE C9
0264	4266	86	80		LDAA #\$80

0265	4268	b7	37	00		STAA PORTA	
0266	426b	c6	40			LDAB #\$40	
0267	426d	5a			T10	DECB	
0268	426e	26	fd			BNE T10	
0269	4270	7f	37	00		CLR PORTA	
0270	4273	b6	55	09		LDAA \$5509	
0271	4276	4a			C10	DECA	
0272	4277	26	fd			BNE C10	
0273	4279	86	80			LDAA #\$80	
0274	427b	b7	37	00		STAA PORTA	
0275	427e	c6	40			LDAB #\$40	
0276	4280	5a			T11	DECB	
0277	4281	26	fd			BNE T11	
0278	4283	7f	37	00		CLR PORTA	
0279	4286	b6	55	0a		LDAA \$550a	
0280	4289	4a			C11	DECA	
0281	428a	26	fd			BNE C11	
0282	428c	86	80			LDAA #\$80	
0283	428e	b7	37	00		STAA PORTA	
0284	4291	c6	40			LDAB #\$40	
0285	4293	5a			T12	DECB	
0286	4294	26	fd			BNE T12	
0287	4296	7f	37	00		CLR PORTA	
0288	4299	b6	55	0b		LDAA \$550b	
0289	429c	4a			C12	DECA	
0290	429d	26	fd			BNE C12	
0291	429f	86	80			LDAA #\$80	
0292	42a1	b7	37	00		STAA PORTA	
0293	42a4	c6	40			LDAB #\$40	
0294	42a6	5a			T13	DECB	
0295	42a7	26	fd			BNE T13	
0296	42a9	7f	37	00		CLR PORTA	
0297	42ac	b6	55	0c		LDAA \$550c	
0298	42af	4a			C13	DECA	
0299	42b0	26	fd			BNE C13	
0300	42b2	86	80			LDAA #\$80	
0301	42b4	b7	37	00		STAA PORTA	
0302	42b7	c6	40			LDAB #\$40	
0303	42b9	5a			T14	DECB	
0304	42ba	26	fd			BNE T14	
0305	42bc	7f	37	00		CLR PORTA	
0306	42bf	b6	55	0d		LDAA \$550d	
0307	42c2	4a			C14	DECA	
0308	42c3	26	fd			BNE C14	
0309	42c5	86	80			LDAA #\$80	
0310	42c7	b7	37	00		STAA PORTA	
0311	42ca	c6	40			LDAB #\$40	
0312	42cc	5a			T15	DECB	
0313	42cd	26	fd			BNE T15	
0314	42cf	7f	37	00		CLR PORTA	
0315	42d2	b6	55	0e		LDAA \$550e	
0316	42d5	4a			C15	DECA	
0317	42d6	26	fd			BNE C15	
0318	42d8	86	80			LDAA #\$80	
0319	42da	b7	37	00		STAA PORTA	
0320	42dd	c6	40			LDAB #\$40	
0321	42df	5a			T16	DECB	
0322	42e0	26	fd			BNE T16	
0323	42e2	7f	37	00		CLR PORTA	
0324	42e5	b6	55	0f		LDAA \$550f	
0325	42e8	4a			C16	DECA	
0326	42e9	26	fd			BNE C16	
0327	42eb	86	80			LDAA #\$80	*gerar último pulso de 100us
0328	42ed	b7	37	00		STAA PORTA	
0329	42f0	c6	40			LDAB #\$40	
0330	42f2	5a			T17	DECB	
0331	42f3	26	fd			BNE T17	*fim da geração do pulso de 100us
0332	42f5	7f	37	00		CLR PORTA	*garantir porta de saída em zero
0333	42f8	1f	23	80 fc	SINC	BRCLR TFLG1,X \$80	SINC *aguardar fim de 10ms
0334	42fc	7e	40	00		JMP TOP	* começar novo quadro

Apêndice C

Codificação do *software* de interface em linguagem de programação *Visual Basic 5.0*.

Módulo 1: Declaração de variáveis Globais e Dll I/O

```
Global flag, str_canal As String
Global contcanal, contqua, m_quadro As Long
Global MyArray(15) As Long
Global pos0, pos1, pos2, pos3, pos4, pos5, pos6, pos7 As Long
Global angulo, hora, hora_atual, tempo, cont

'Inp and Out declarations for direct port I/O
'in 32-bit Visual Basic 4 programs.

Public Declare Function Inp Lib "inout32.dll" _
Alias "Inp32" (ByVal PortAddress As Integer) As Integer
Public Declare Sub Out Lib "inout32.dll" _
Alias "Out32" (ByVal PortAddress As Integer, ByVal Value As Integer)
```

Módulo 2: Rotinas para Portas de Status, Controle e Dados

```
Function BitRead%(Variable%, BitNumber%)
'Returns the value (0 or 1) of the requested bit in a variable.
Dim BitValue%
'the value of the requested bit
BitValue = 2 ^ BitNumber
BitRead = (Variable And BitValue) \ BitValue
End Function

Sub BitReset(Variable%, BitNumber%)
'Resets (clears) the requested bit in a variable
Dim BitValue, CurrentValue%
'the value of the requested bit
BitValue = 2 ^ BitNumber
Variable = Variable And (&HFFFF - BitValue)
End Sub

Sub BitSet(Variable%, BitNumber%)
'Sets the requested bit in a Variable
Dim BitValue, CurrentValue%
'the value of the requested bit
BitValue = 2 ^ BitNumber
Variable = Variable Or BitValue
End Sub

Sub BitToggle(Variable%, BitNumber%)
'Toggles the requested bit in a variable
Dim BitValue, CurrentValue%
'the value of the requested bit
BitValue = 2 ^ BitNumber
'Is the current value 0 or 1?
CurrentValue = Variable And BitValue
```

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

```

Select Case CurrentValue
    Case 0
        'if current value = 0, set it
        Variable = Variable Or BitValue
    Case Else
        'If current value = 1, reset it
        Variable = Variable And (&HFFFF - BitValue)
End Select
End Sub

```

```

Function ControlPortRead%(BaseAddress%)
'reads a parallel port's Control port
'Calculates the Control-port address from the port's
'base address, and inverts bits 0, 1 & 3 of the byte read.
'The control-port hardware reinverts these bits,
'so the value read matches the value at the connector.
ControlPortRead = (Inp(BaseAddress + 2) Xor &HB)
End Function

```

```

Sub ControlPortWrite(BaseAddress%, ByteToWrite%)
'write a byte to a parallel port's control port.
'calculates the control-port address from the port's
'base addresss, and invert bits 0,1, & 3.
'The control-port hardware reinverts these bits,
'so byte is written to the port connector.
Out BaseAddress + 2, ByteToWrite Xor &HB
End Sub

```

```

Function DataPortRead%(BaseAddress%)
'reads a parallel port's Data port
DataPortRead = Inp(BaseAddress)
End Function

```

```

Sub DataPortWrite(BaseAddress%, ByteToWrite%)
'writes a byte to a parallel port's Data port.
Out BaseAddress, ByteToWrite
End Sub

```

```

Function StatusPortRead%(BaseAddress%)
'reads a parallel port's Status port
'Calculates the Status-port address from the port's
'base address, and inverts bits 7, of the byte read.
'The status-port hardware reinverts these bits,
'so the value read matches the value at the connector.
StatusPortRead = (Inp(BaseAddress + 1) Xor &H80)
End Function

```

Rotina Tempo de Monitoração do Formulário Principal (frmprinc.frm)

```

Private Sub cmd_Ativar_Click()
    If txt_TempoMonitoracao.Text <> "" Then
        hora = Val(txt_TempoMonitoracao.Text)
        hora_atual = Time
        tempo = DateAdd("n", hora, hora_atual)
        msg = MsgBox(hora_atual & " " & tempo, vbOKOnly)
        cont = hora_atual
    End If
End Sub

```

```

        frmprinc.Show
        flag = "Voltar"
    Else
        resp = MsgBox("O Tempo para a Monitoração DEVE SER INFORMADO.",
vbCritical + vbOKOnly, "Alerta")
        txt_TempoMonitoracao.SetFocus
    End If
End Sub

```

PROGRAMA PRINCIPAL: Obter dados da porta paralela e apresentar dados ao usuário.

```

Private Sub Form_KeyDown(KeyCode As Integer, Shift As Integer)
Dim S3%
    Dim S4%
    Dim Co%
    Dim StatusPortData%
    Dim ControlPortData%
    Dim DataPortData%
    Dim DataIn%

    mdi_BIOTEL3M.mnu_Iniciar.Caption = "&Voltar"
    'Rotina de Aquisição de Dados através da Porta Paralela
    contcanal = 0
    contador = 0
    Do
        Label16.Caption = cont
        'msg = MsgBox(KeyCode & " Entrei no processamento de amostras. " &
cont, vbOKOnly)
        'Do
            'StatusPortData = StatusPortRead%(BaseAddress%)
            'S4 = BitRead%(StatusPortData, 4)
            'Loop Until S4 = 0
        Do
            StatusPortData = StatusPortRead%(BaseAddress%)
            S3 = BitRead%(StatusPortData, 3)
            Loop Until S3 = 1
        Do
            StatusPortData = StatusPortRead%(BaseAddress%)
            S3 = BitRead%(StatusPortData, 3)
            Loop Until S3 = 0
        Do
            StatusPortData = StatusPortRead%(BaseAddress%)
            S3 = BitRead%(StatusPortData, 3)
            Loop Until S3 = 1
            DataIn = DataPortRead%(BaseAddress%)
            ControlPortData = ControlPortRead%(BaseAddress%)
            BitSet ControlPortData, 0
            ControlPortWrite BaseAddress%, ControlPortData

            canal = DataIn
            str_canal = Str(canal)
            pos7 = Val(Mid(str_canal, 1, 1)) * 2 ^ 7
            pos6 = Val(Mid(str_canal, 2, 1)) * 2 ^ 6
            pos5 = Val(Mid(str_canal, 3, 1)) * 2 ^ 5

```

```

pos4 = Val(Mid(str_canal, 4, 1)) * 2 ^ 4
pos3 = Val(Mid(str_canal, 5, 1)) * 2 ^ 3
pos2 = Val(Mid(str_canal, 6, 1)) * 2 ^ 2
pos1 = Val(Mid(str_canal, 7, 1)) * 2 ^ 1
pos0 = Val(Mid(str_canal, 8, 1)) * 2 ^ 0
canal_dec = pos7 + pos6 + pos5 + pos4 + pos3 + pos2 + pos1 + pos0
angulo = canal_dec * 0.3515625
MyArray(contcanal) = MyArray(contcanal) + angulo
Select Case contcanal
  Case 0
    lbl_QuaEsq.Caption = lbl_QuaEsq.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 1
    lbl_JoeEsq.Caption = lbl_JoeEsq.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 2
    lbl_TorEsq.Caption = lbl_TorEsq.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 3
    lbl_PeEsq.Caption = lbl_PeEsq.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 4
    lbl_QuaDir.Caption = lbl_QuaDir.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 5
    lbl_JoeDir.Caption = lbl_JoeDir.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 6
    lbl_TorDir.Caption = lbl_TorDir.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 7
    lbl_PeDir.Caption = lbl_PeDir.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 8
    lbl_PosEsq1.Caption = lbl_PosEsq1.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 9
    lbl_PosEsq2.Caption = lbl_PosEsq2.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 10
    lbl_PosEsq3.Caption = lbl_PosEsq3.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 11
    lbl_PosEsq4.Caption = lbl_PosEsq4.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 12
    lbl_PosDir1.Caption = lbl_PosDir1.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 13
    lbl_PosDir2.Caption = lbl_PosDir2.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 14
    lbl_PosDir3.Caption = lbl_PosDir3.Caption & MyArray(contcanal)
  Case 15
    lbl_PosDir4.Caption = lbl_PosDir4.Caption & MyArray(contcanal)
  End Select
  contcanal = contcanal + 1
Loop Until contcanal > 15
cont = Time
'contador = contador + 1
contcanal = 0
If KeyCode = vbKeyEscape Then
  'msg = MsgBox(KeyCode & " Processamento continua.. " &
contcanal, vbCritical)
  'KeyCode = 13
'ElseIf KeyCode = vbKeyEnd Then
  msg = MsgBox("Monitoração Interrompida pelo Usuário.", vbOKOnly
+ vbCritical, "Alerta")
Exit Do
cont = tempo
'contador = 10

```

```
End If
Loop Until cont >= tempo
'Unload frmprinc
'frm_Iniciar.Show

'contcanal = 0
'lbl_PeEsq.Caption = ""
'Do
' lbl_PeEsq.Caption = lbl_PeEsq.Caption & MyArray(contcanal)
'contcanal = contcanal + 1
'Loop Until contcanal > 15

End Sub

Private Sub Form_Load()
'msg = MsgBox("Inicia Processamento", vbOKOnly, "Alerta")
frmprinc.KeyPreview = True
End Sub
```