

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE VIÇOSA  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLÓGICAS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**RODOLPHO VILELA ALVES NEVES**

**TRANSMISSÃO DE ELETROCARDIOGRAMA  
ATRAVÉS DA REDE ELÉTRICA**

**VIÇOSA  
2010**

**RODOLPHO VILELA ALVES NEVES**

**TRANSMISSÃO DE ELETROCARDIOGRAMA  
ATRAVÉS DA REDE ELÉTRICA**

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 - Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix.

Colaborador: Fernando de Souza Ranaudo

VIÇOSA

2010



**RODOLPHO VILELA ALVES NEVES**

**TRANSMISSÃO DE ELETROCARDIOGRAMA ATRAVÉS DA  
REDE ELÉTRICA**

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 - Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 12 de Novembro de 2010.

**COMISSÃO EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix - Orientador  
Universidade Federal de Viçosa

---

Prof. Dr. Denilson Eduardo Rodrigues - Membro Avaliador  
Universidade Federal de Viçosa

---

Prof. Alexandre Santos Brandão - Membro Avaliador  
Universidade Federal de Viçosa

*Dedico este trabalho aos meus pais e aos meus amigos.*

# *Agradecimentos*

Primeiramente, agradeço a Deus, figura maior que tornou essa caminhada possível.

Aos meus pais, Alipio e Maria Aparecida, pessoas de exemplo que não só me mostraram o caminho a ser seguido, mas também me apoiaram e me ajudaram sempre que tentei trilhar meus passos.

À minha namorada Liliana, pela compreensão, apoio e dedicação.

Ao professor e orientador Leonardo Bonato, pessoa pela qual adquiri admiração e respeito, por não recusar uma prosa e sempre cobrar que o trabalho fosse feito da melhor maneira possível.

Aos amigos de curso, em especial ao Breno, Fábio, Igor, Luciana e Rebeca, pelos momentos de desespero vivido durante esse curto período de cinco anos que sempre será lembrado.

Aos irmãos e amigos do Alambique, pelas festas, alegrias e grandes conquistas compartilhadas.

Ao professor José Márcio Costa pelos valores adquiridos durante trabalhos desenvolvidos.

Ao Google, por fornecer uma gama de informações valiosas, sobre assuntos diversos, no qual pude pesquisar durante toda a graduação.

Aos professores e funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica da UFV, por estarem sempre dispostos a ajudar. Aos amigos do NIAS e os demais personagens dessa caminhada que encerro mais um capítulo.

Agradeço também a FUNARBIC pelo apoio financeiro concedido, sem o qual esta pesquisa não teria sido possível.

*"Faça o máximo do melhor e o mínimo do pior."*

***Robert Louis Stevenson***

# *Resumo*

Este trabalho tem como objetivo encontrar um método alternativo de compartilhar informações médicas, procurando viabilizar a comunicação através da rede elétrica para a transmissão de um eletrocardiograma (ECG). Um sinal de ECG é armazenado na memória de um microcontrolador, modulado em formato FSK e amplificado para que, ao ser acoplado na rede elétrica, sofresse o mínimo de interferências da rede.

O sinal é demodulado, utilizando decodificadores de tom, de maneira que a comunicação serial RS232 fosse novamente reconstruída e a porta serial do computador pudesse recuperar a sequência de bits transmitidas pelo microcontrolador. Após reconhecidos, os dados são apresentados para o interessado por meio de uma interface gráfica no próprio computador. Para avaliação do desempenho do sistema, foram realizados testes variando a velocidade de transmissão do microcontrolador. As taxas de transmissão utilizadas foram 300 bits per second, 600bps, 1200bps, 2400bps e 4800bps.

As ferramentas de avaliação do projeto foram a *Bit Error Rate* (BER) para medir a porcentagem de *bits* errados que estavam sendo transmitido e o coeficiente de Correlação Cruzada (CC) entre o sinal original armazenado no microcontrolador e o sinal adquirido pelo computador.

Os testes mostraram que este dispositivo foi capaz de adquirir, condicionar, transmitir, receber e reconstituir, de forma fidedigna, um ECG para velocidades de até 1200bps.

# *Abstract*

This study aims to find an alternative method of sharing medical information, trying to allow communications through power lines to transmit an electrocardiogram (ECG). An ECG signal is stored in the memory of a microcontroller, than it is a FSK format and finally amplified, in order to avoid interferences when it is coupled to the grid.

The signal is demodulated using tone decoders. The RS232 serial communication is rebuilt and the computer's serial port is capable to recover the bit sequence transmitted by the microcontroller. Once recognized, the data are presented to the person through a graphical interface on its computer. In order to evaluate the performance of the system, some tests are executed varying the microcontroller transmission rate. The transmission rates used are 300 bits per second, 600bps, 1200bps, 2400bps and 4800bps.

The assessment tools used to evaluate the project are the Bit Error Rate (BER), which measures the percentage of bit errors that are being transmitted, and the Cross-Correlation coefficient (CC) between the original signal stored in the microcontroller and the signal acquired by the computer.

Experimental tests shows that the designed device is able to acquire, condition, transmit, receive and reconstruct, reliably, an ECG with transmission rates less than 1200bps.

# *Sumário*

## **Lista de Figuras**

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>11</b>
1.1	Sinais Bioelétricos . . . . .	11
1.1.1	O Coração . . . . .	11
1.1.2	O sistema de condução cardíaco . . . . .	12
1.1.3	O Eletrocardiograma . . . . .	13
1.2	Telemedicina . . . . .	14
1.3	Power Line Communication . . . . .	18
1.4	Transmissão dos Dados . . . . .	19
1.4.1	Modulação . . . . .	19
1.4.2	Modulação ASK . . . . .	20
1.4.3	Modulação FSK . . . . .	20
1.4.4	Modulação PSK . . . . .	21
1.4.5	Métodos de transmissão de dados . . . . .	21
1.4.6	Protocolo de Comunicação . . . . .	21
1.5	Objetivos . . . . .	23
<b>2</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>24</b>
2.1	Aquisição do ECG . . . . .	24
2.2	Arquitetura do PLC . . . . .	25
2.2.1	Modulação . . . . .	26

2.2.2	O Amplificador de Potência . . . . .	27
2.2.3	Acoplamento com a rede Elétrica . . . . .	28
2.2.4	Filtro Passa baixas . . . . .	29
2.2.5	Demodulação . . . . .	30
2.2.6	Recepção do sinal . . . . .	31
2.3	Medidas de Desempenho . . . . .	32
<b>3</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>34</b>
3.1	Resultados . . . . .	34
3.2	Discussões . . . . .	35
<b>4</b>	<b>Conclusões</b>	<b>38</b>
	<b>Referências</b>	<b>39</b>

# *Lista de Figuras*

1	Esquema gráfico do Sistema de Condução Cardíaca (modificada) [Universal Medical Center, 2005]. . . . .	12
2	Galvanômetro montado por Willem Einthoven para estudo do eletrocardiograma, extraída de [1]. . . . .	13
3	Ciclo Cardíaco composto de cada onda presente no eletrocardiograma e os intervalos entre elas, chamados segmentos, (modificada) [EKG Measurements, 2004.]. . . . .	14
4	Modulação ASK. . . . .	20
5	Modulação FSK. . . . .	20
6	Modulação PSK. . . . .	21
7	Exemplo de transmissão de um <i>byte</i> no padrão RS-232. . . . .	22
8	Rato <i>Wistar</i> semelhante ao utilizado para coleta do ECG. . . . .	24
9	Esquema de pinos do microcontrolador PIC16F876. . . . .	25
10	Arquitetura do sistema desenvolvido. . . . .	25
11	Diagrama de pinos da unidade de modulação. . . . .	26
12	Ilustração da onda moduladora. . . . .	27
13	Circuito para o modulador FSK utilizado. . . . .	27
14	Amplificador Classe B, <i>pushpull</i> [Sedra, 1996]. . . . .	28
15	Circuito de acoplamento do sinal com a rede elétrica, extraída de [2]. . . . .	29
16	Filtro utilizado e sua resposta em frequência. . . . .	30
17	Diagrama do demodulador desenvolvido. . . . .	31
18	Circuito para conversão dos níveis TTL/RS232, extraído de [3]. . . . .	31

19	Comparação do sinal enviado e do sinal recebido usando a PLC desenvolvida. Os pontos A, B e C indicam a atuação do algoritmo para minimizar a distorção quando um dado é perdido. O pacote foi perdido no instante B e, no ponto C, o sinal foi restaurado. . . . .	32
20	ECG padrão (linha contínua) e ECG recebido a 2400 bps (linha pontilhada). . . . .	33
21	Modulador desenvolvido. . . . .	34
22	Demodulador desenvolvido. . . . .	35
23	ECG padrão (linha contínua) e ECG recebido a 600bps (pontilhado). . . .	35
24	ECG padrão (linha contínua) e ECG recebido a 4800bps (linha pontilhada). . . .	36
25	BER em função da velocidade de transmissão. Foram testadas as velocidades de 300bps, 600bps, 1200bps, 2400bps e 4800bps. . . . .	36
26	Coefficiente de correlação em função da velocidade. . . . .	37

# ***1 Introdução***

De acordo com a Organização Mundial de Saúde, Telemedicina compreende a oferta de serviços ligados aos cuidados com a saúde, nos casos em que a distância é um fator crítico. Tais serviços são prestados por profissionais da área da saúde, usando tecnologias de informação e de comunicação para o intercâmbio de informações válidas para diagnóstico, prevenção e tratamento de doenças e a contínua educação de prestadores de serviços em saúde, assim como para fins de pesquisas e avaliações [4].

## **1.1 Sinais Bioelétricos**

Os sinais biomédicos podem ser originados por uma variedade de fontes, sendo divididos em: sinais bioelétricos, sinais de bioimpedância, sinais bioacústicos, sinais biomagnéticos, sinais biomecânicos, sinais bioquímicos e sinais bioópticos [5]. O sinal de interesse deste trabalho é o sinal bioelétrico, especificamente, aquele gerado pelo pulso cardíaco do ser humano.

### **1.1.1 O Coração**

O coração é o principal órgão do sistema circulatório e sua principal função é bombear o sangue pelo do corpo. Cada lado do coração é composto por duas câmaras, um átrio e um ventrículo. As principais “bombas” do coração são os ventrículos, responsáveis por enviar o sangue às demais partes do corpo. Para que o coração possa trabalhar em um ritmo contínuo, existe um “sistema de comando” que regula as contrações desse órgão denominado o sistema de condução cardíaco [6].

### 1.1.2 O sistema de condução cardíaco

A Figura 1 apresenta o sistema de condução cardíaca, que tem como ponto de partida o impulso gerado pelo nodo sinusal (NSA), que é uma estrutura atrial direita. O estímulo é levado do nodo sinusal ao nodo atrioventricular (NAV), pelos tratos internodais (anterior, médio e posterior) e para o átrio direito por meio do feixe de *Bachmann*. Quando o impulso chega ao nodo atrioventricular, ele sofre um atraso na propagação para assegurar uma ativação coordenada de todo o ventrículo. Em seguida, o estímulo é levado ao feixe de His, que cursa pelo trígono fibroso direito para alcançar o ápice do septo interventricular. O ramo de condução direito cursa ao longo das bandas septal e moderadora. No lado esquerdo do coração, o feixe de condução esquerdo é formado por uma rede de fibras ao longo da superfície septal, chamadas fibras de *Purkinje*. No momento que esse impulso chega à base dos ventrículos a contração dos mesmos é realizada, de baixo para cima, dessa maneira a contração dos ventrículos expulsa o volume de sangue suficiente para todo o sistema circulatório [6].

Para que as fibras cardíacas se contraíam, é necessário uma excitação, chamado potencial de ação. Estes potenciais se propagam pelas fibras cardíacas e podem ser detectadas por eletrodos superficiais à pele. O Eletrocardiograma (ECG) é a representação das somas momentâneas dos potenciais de ação que atuam sobre o coração [6].

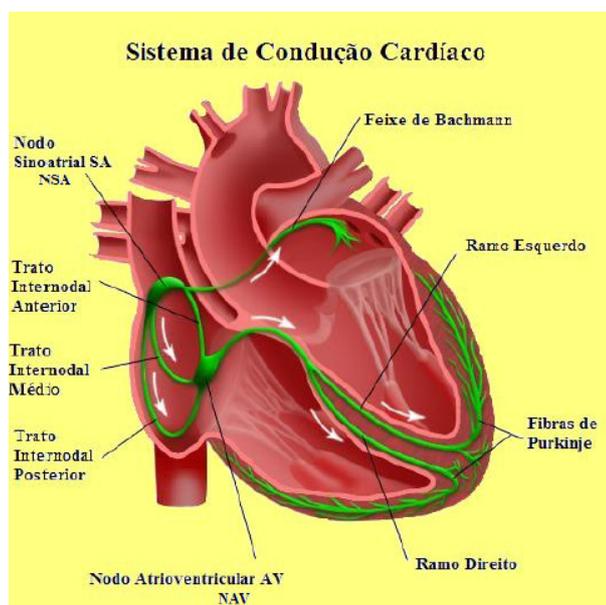


Figura 1: Esquema gráfico do Sistema de Condução Cardíaca (modificada) [Universal Medical Center, 2005.].

### 1.1.3 O Eletrocardiograma

Em 2002, foi comemorado 100 anos que Maciel R. Willem Einthoven introduziu ao mundo científico o conceito do ECG. Willem Einthoven, médico formado na Universidade de Utrecht, iniciou em 1886, o estudo das pequenas correntes elétricas que se desenvolvem no coração. O registro da atividade elétrica cardíaca na superfície do tórax é uma qualidade do método que não é obtida por outras técnicas, sendo este o procedimento mais utilizado para auxiliar o diagnóstico das doenças cardíacas [7].

Einthoven montou um aparato não invasivo e mais preciso ao mergulhar as extremidades do corpo humano em soluções salinas e mediu as diferenças de potencial entre elas por meio de um galvanômetro de corda. A Figura 2 mostra o esquema do aparato desenvolvido por Einthoven. Ainda no estudo sobre o ECG, Einthoven realizou pesquisas sobre o traçado resultante, denominou partes que compõem o traçado do ECG e relacionou o traçado com doenças cardíacas, o que lhe rendeu o prêmio Nobel de fisiologia de 1924 [1].

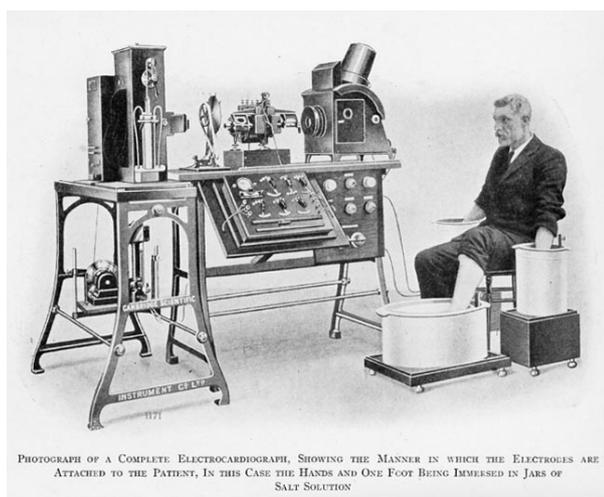


Figura 2: Galvanômetro montado por Willem Einthoven para estudo do eletrocardiograma, extraída de [1].

Um ECG típico é composto pelas ondas P, o complexo QRS, T e seus segmentos PQ e ST e eventualmente, podemos observar o aparecimento de mais uma onda, denominada U [6]. Na Figura 3 tem-se a representação gráfica de um ECG, no qual se observa a ação do potencial elétrico no coração. A onda P, mostra o impulso propagando-se do NSA em direção aos átrios o que representa eletricamente a despolarização atrial, ou seja, a contração dos átrios. A seguir, uma linha isoelétrica, que representa o atraso do impulso elétrico no NAV, chamado sPR, que é o segmento entre a onda P e o início da onda R. A estimulação elétrica dos ventrículos é registrada no ECG por três ondas, chamado de Complexo QRS, a ação física da contração ventricular dura mais tempo que

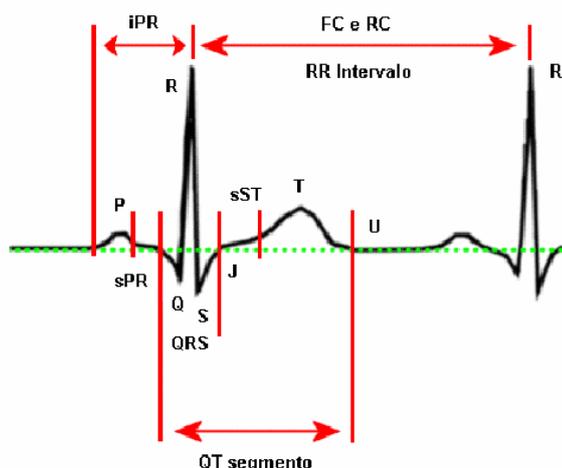


Figura 3: Ciclo Cardíaco composto de cada onda presente no eletrocardiograma e os intervalos entre elas, chamados segmentos, (modificada) [EKG Measurements, 2004.].

o complexo QRS, mas ele é considerado como representante da contração ventricular (despolarização ventricular) [6]. O ponto J representa a junção entre o final do complexo QRS e o início do segmento ST. Após o complexo QRS existe uma pausa (início da repolarização ventricular) que é chamada segmento ST, representado por uma linha com pouca ou nenhuma inclinação entre o ponto J e a onda T [6].

A Frequência Cardíaca (FC) é calculada com base no tempo da distância entre os dois complexos QRS e, normalmente, encontra-se entre 60 batimentos por minuto (bpm) e 100bpm. O Ritmo Cardíaco (RC) é avaliado pela medida dos intervalos entre os ciclos cardíacos, usualmente aferidos entre os ápices das ondas R, que denomina-se intervalo R-R (iRR) [6].

O Eletrocardiograma pode ajudar o médico a identificar diversos problemas cardíacos, como ritmos cardíacos anormais, suprimento inadequado de sangue e de oxigênio ao coração e um espessamento exagerado do miocárdio (hipertrofia), o qual pode ser decorrente da hipertensão arterial. Esse exame também pode revelar a diminuição do miocárdio ou sua ausência (em razão de sua substituição por tecido não-muscular), condição esta que pode ser decorrente de um infarto do miocárdio [8].

## 1.2 Telemedicina

A telemedicina é uma tecnologia a serviço da prática médica, sendo uma realidade presente em numerosas áreas de especialização na assistência à saúde em diversos países, entretanto uma inovação para outros países como o Brasil. Calcula-se que um montante

anual em torno de 20 bilhões de dólares está sendo investido no mundo em telemedicina. E hoje, é a especialidade que mais cresce na medicina [9].

A telemedicina iniciou-se praticamente com as primeiras aplicações na exploração espacial pelos americanos (missão *Mercury*), entre 1960 e 1964, por meio da telemetria fisiológica, ou seja, o envio de dados contínuos de monitoração dos astronautas em órbita [9].

No Brasil, as ações em Telemedicina vêm sendo realizadas desde a década de 90, porém de forma tímida. Um país com dimensões continentais, no entanto, tem muito a ganhar com a formação e a consolidação de redes colaborativas integradas de assistência médica à distância. Benefícios como a redução de custo com transporte e comunicação e a possibilidade de levar a medicina especializada a regiões remotas do país fazem enorme diferença [4], porque, caso não seja possível, não necessita de novas contratações, uma vez que os especialistas estarão disponíveis em qualquer região do país independente do lugar em que eles atendem.

Os sistemas de telemedicina são divididos em dois modos de operação:

- Armazena e envia: consiste no armazenamento e envio de informação à distância. Este tipo de operação é utilizado em situações de não emergência, quando o diagnóstico ou a consulta não podem ser feitos nas próximas horas. Comunicações assíncronas entre profissionais de saúde como troca de e-mail com dados médicos ou diagnósticos são exemplos dessa tecnologia [9].
- Vídeoconferência(IATV): consiste na comunicação em tempo real entre dois ou mais responsáveis pela prática clínica. Geralmente, utilizada em caso de emergência entre os interessados, o IATV teve sua complexidade e preço de funcionamento reduzidos. O uso mais comum é de um local rural para um urbano, onde o paciente não tem como se deslocar para encontrar-se com um especialista e permitir o acesso a cuidados especializados onde eles não existiam. Quase todas as especialidades médicas podem realizar consultas por meio deste tipo de operação. Ainda, muitos aparelhos periféricos podem ser conectados a computadores e auxiliar em exames interativos [9], por exemplo um ECG móvel para atender uma chamada de emergência, enquanto o paciente está sendo transportado para um hospital.

De acordo com o [9], os benefícios da telemedicina, entre outros, podem ser pontuados como acesso 24 horas pelo médico, a dados sobre sinais vitais de doentes, e pelo doente, a informações e cuidados médicos em qualquer lugar que este se encontre. Ainda como

vantagens da telemedicina, tem-se a formação continuada de profissionais da área da saúde em locais remotos, diminuição da falta de determinadas especialidades médicas em locais de difícil acesso, obtenção uma segunda opinião sobre diagnósticos, diminuição de despesas com a saúde e o acesso simultâneo à mesma informação em vários lugares.

Segundo [9], na telemedicina já existem diversas aplicações conceituadas como:

- **Teleambulância:** ambulância equipada com vários sistemas de telemedicina, tais como tele-EEG (Eletroencefalograma), tele-ECG, para assistência local a eventos, emergências médicas e acidentes, entre outros, o que garante o atendimento e o diagnóstico mais rápido em situações onde o tempo é crucial.
- **Telesocorro:** terminais domésticos equipados com periféricos portáteis, que pode ser acionado pelo paciente (em geral pessoas que necessitam monitoramento constante) de qualquer ponto da casa. Esse terminal envia um sinal para um banco de dados central em que dispõe das informações sobre o paciente e providencia atendimento imediato.
- **Teleanálise:** uma ferramenta que adquire dados do paciente e o envia para análise clínica em um computador remoto de um especialista, que interpreta e retorna o diagnóstico à estação que originou a chamada.
- **Teleconsulta:** médicos situados em locais geograficamente distantes podem trocar entre si as informações sobre pacientes (imagens médicas e biológicas, radiografias, tomografias, cintilografias, ecografias, imagens histológicas e anatomopatológicas), e consultar outros profissionais mais especializados quanto ao diagnóstico e conduta com os casos.
- **Teledidática:** o ensino à distância pode ser considerado um caso especial de telemedicina, quando se refere ao treinamento e ao ensino de práticas e conceitos da medicina.
- **Telemonitoração:** utiliza-se equipamentos para registro de dados dos pacientes e enviá-los a um centro de análise ou a um profissional responsável, para que seja feito um acompanhamento contínuo do mesmo. Exemplos desse tipo de aplicação são a monitorização de gravidez de risco ou de pacientes deficientes ou imobilizados em casa e monitorização cardíaca transtelefônica. Baseia-se no conceito de digitalização e envio dos sinais biológicos, desde o local onde o paciente se encontra, a um centro especializado de interpretação e análise.

- Telediagnóstico: consultas para fins de diagnósticos são realizadas e, geralmente, ocorrem por meio de intercâmbio de textos, imagens estáticas de RX, ECG, áudio, vídeo, etc. O eletrocardiograma é um dos sinais biológicos implementados com sucesso em telediagnóstico, assim como o EEG, o eletro-oculograma e a frequência cardíaca. No telediagnóstico, as tecnologias desenvolvidas oferecem suporte confiável para emergências, monitoração de pacientes de alto risco, atenção domiciliar em áreas isoladas ou carentes e para as áreas da medicina, principalmente para a neurologia e a cardiologia, que também diminuiu o número de hospitalizações de pacientes com doenças vasculares. A diferença entre a telemonitoração e o telediagnóstico de sinais é que a monitoração geralmente é contínua, periódica ou sob demanda, mas na maioria das vezes envolve um longo período de tempo, principalmente em pacientes com doenças crônico-degenerativas.

Além dos métodos de transmissão citados acima, existem dispositivos em que os dados médicos solicitados são transmitidos via rede de computadores [10], [11] e [12], rede de telefonia pública [13], ou redes de TV à cabo [14] para um computador servidor. O paciente fica em local fixo, por exemplo sua própria casa ou um centro médico, e um especialista analisa o ECG transmitido a partir do equipamento [15].

A telemedicina possibilita cuidados médicos fora de um ambiente hospitalar. Uma área crescente da telemedicina é o monitoramento constante de pacientes com doenças cardiovasculares em suas próprias casas [15]. Sistemas de monitoramento cardíaco remoto permitem imediata detecção de arritmias cardíacas com ameaça a vida e, trabalhando junto a sistemas de alarmes, podem dar suporte aos sistemas médicos de emergência ou promover bem-estar de pacientes com graves doenças nos hospitais e clínicas ou fora destes locais [16].

A maior parte das especialidades médicas já utiliza tecnologia da informação e comunicação para o desenvolvimento da prática médica à distância. O contínuo desenvolvimento da tecnologia de telecomunicações oferece aos profissionais da saúde novas possibilidades para a colaboração em serviços prestados em regiões muito distantes [4].

A tecnologia Power Line Communication (PLC), que consiste na utilização do cabeamento elétrico de distribuição de energia para a transmissão de dados, pode ser usada para transmissão dos sinais de ECG. A transmissão de dados via rede elétrica tem sido alvo de pesquisa de diversas empresas no Brasil e no exterior, devido ao fato de utilizar como meio físico de transmissão a própria rede já instalada, que possui alta capilaridade, o que possibilita a comunicação com locais de difícil acesso [17].

## 1.3 Power Line Communication

Em 1997 a *Mitsubishi Electric* iniciou suas pesquisas em PLC [18], com o desenvolvimento de um modem de 32kbps para aplicações em sistemas de telemedição e automação residencial; as pesquisas avançaram e em 2005 foi desenvolvido um modem para internet que tinha uma taxa de transmissão de 200Mbps. No Brasil, algumas concessionárias como a CEMIG, a COPEL e a ELETROPAULO desenvolveram pesquisas da tecnologia PLC para aplicações em telemetria e conexão com a internet [19].

As primeiras tecnologias PLC surgiram há mais de vinte anos e algumas existem até hoje. No início eram usadas para controle de dispositivos domésticos e tinham baixa taxa de transferência [20]. Abaixo seguem algumas dessas tecnologias:

- X-10 PLC: Foi criada há mais de vinte anos para o controle de equipamentos. Os módulos do X-10 são adaptadores que enviam sinais aos módulos receptores para controle de interruptores, sensores de presença, entre outros [21].
- Intellon CEBus: Esta tecnologia utiliza o padrão aberto CEBus (*Consumer Electronic Bus*), que inclui uma linguagem que permite aos dispositivos enviar comandos e solicitações de status usando um vocabulário simples e comum a todos [22].
- Echelon LonWorks: Tem como objetivo oferecer uma infra-estrutura em rede local denominada LON (*Local Operating Network*), que está baseada no protocolo de comunicação *LonTalk* e está embarcada no *chip Neuron*, que possui três processadores de uma considerável memória interna, causando o alto custo desta tecnologia. Na modulação das mensagens é utilizada a técnica *spread spectrum* (espalhamento espectral) [23].
- Adaptive Networks: Também utiliza o *spread spectrum* para a modulação, mas oferece taxas de transmissão de até 100kbps. Apesar das superiores taxas de transmissão, a tecnologia *Adaptive* não é adequada para aplicações em banda larga, além de seus *chips* serem de alto custo, sendo inviáveis para aplicações residenciais.
- PLUG-IN: Neste tipo de rede é permitido armazenar toda inteligência do circuito num único nó central, centralizando as tarefas de processamento, inteligência e armazenamento. A modulação utilizada foi a FSK (*Frequency Shift Keying*), cujo custo é bastante inferior à modulação por *spread spectrum*. As taxas de transmissão chegam a 350kbps, essas características tornaram a tecnologia *PLUG-IN* bem aceita em aplicações residenciais e comerciais [24].

O diferencial da transmissão de dados via rede elétrica é a utilização de uma infraestrutura física já existente, assim qualquer ponto de força num edifício ou numa residência, ligado à rede elétrica, estaria transmitindo o sinal, sem nenhum cabeamento adicional, aumentando a área de cobertura do sistema de telemedicina.

A rede elétrica também apresenta algumas características que desfavorecem a transmissão de dados como o ruído causado por diversos aparelhos, a atenuação de acordo com a frequência, a limitação da banda, e a emissão de ruídos nas ondas de rádio.

A regulamentação da tecnologia PLC em alguns países possibilitou o desenvolvimento de soluções para os problemas apresentados. O problema de emissão de ruídos em ondas de rádio, por exemplo, pode ser solucionado pela multiplexação por espalhamento espectral, reduzindo a densidade de potência transmitida.

## 1.4 Transmissão dos Dados

O desenvolvimento da transmissão de dados via rede elétrica só foi possível com avanço das técnicas de modulação, que consiste em transformar um sinal de mensagem, em uma forma adequada para ser transmitido [25].

### 1.4.1 Modulação

Entende-se por modulação toda alteração de alguma, ou várias características de um sinal que se denomina como portadora, em função de outra onda, conhecida como moduladora [26]. A modulação surge pela necessidade de transmitir sinais que, previamente modificados (modulados), adquirem propriedades mais convenientes para sua propagação pelo meio de comunicação utilizado. A modulação facilita as transmissões reduzindo consideravelmente o tamanho de antenas (em transmissões de rádio), reduz o nível de ruídos e interferências e permite a multiplexação de vários sinais em um mesmo meio, ao se utilizar a multiplexação em frequência [27].

Todo sinal, em um determinado intervalo de tempo, é caracterizado por sua frequência, amplitude e fase. São estes parâmetros os que se podem variar para transmitir informação. Para o caso de transmissões digitais, as modulações mais utilizadas são:

- i) Modulação Chaveada em Amplitude - ASK (*Amplitud Shift Keying*);
- ii) Modulação Chaveada em Frequência - FSK (*Frequency Shift Keying*); e

- iii) Modulação Chaveada por Fase - PSK (*Phase Shift Keying*) [26].

### 1.4.2 Modulação ASK

A modulação ASK é um caso particular da modulação em amplitude (AM). Neste tipo de modulação, a amplitude da portadora é modificada em função do sinal a ser transmitido [26], como ilustrado na Fig. 4.

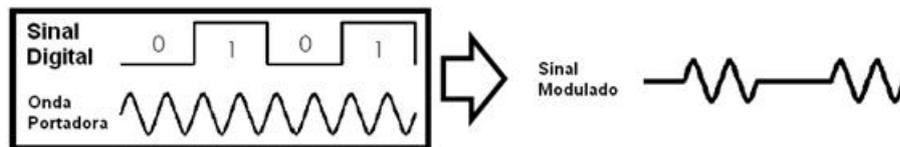


Figura 4: Modulação ASK.

A modulação ASK tem um custo relativamente baixo, os circuitos de modulação/demodulação são simples, além de requisitarem uma largura de banda reduzida em comparação com outros métodos, o que permite a multiplexação de vários sinais no mesmo canal. A principal desvantagem é a facilidade de sofrer interferências [27].

### 1.4.3 Modulação FSK

A modulação FSK é um caso particular da modulação em frequência (FM). A onda portadora tem sua frequência modificada em função do sinal a ser transmitido [26], como mostrado na Figura 5.

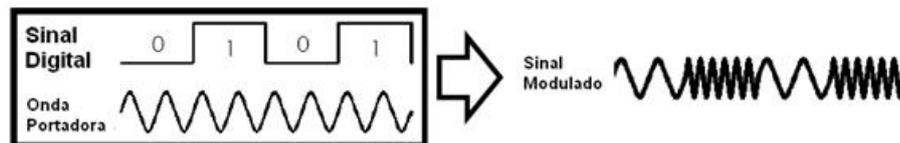


Figura 5: Modulação FSK.

A modulação FSK não depende da amplitude, já que a informação está na frequência da portadora, por isso obtém-se imunidade diante a perturbações que possam causar mudanças na envoltória do sinal modulado, porém tem se o problema de requerer uma maior largura de banda para transmissão, se comparada à modulação em amplitude [27].

### 1.4.4 Modulação PSK

A modulação PSK é uma modulação por fase. Neste caso a fase da portadora é modificada em função do sinal a ser transmitido [26], como mostra a Figura 6.

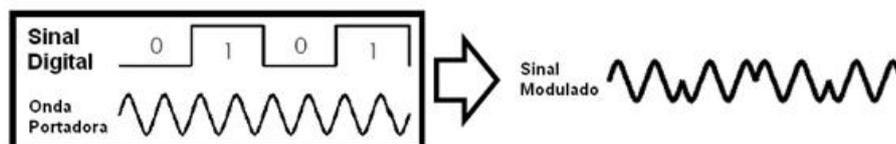


Figura 6: Modulação PSK.

Este é o tipo de comunicação mais eficiente para transmitir dados digitais, porém apresenta circuitos complexos para modulação e demodulação [27].

### 1.4.5 Métodos de transmissão de dados

Existem basicamente dois métodos de transmissão de dados digitais, os quais são:

- Transmissão assíncrona: onde uma palavra binária é enviada, precedida de um *bit* de partida e, ao final, seguido de um ou dois *bits* de parada. Este método é útil para transmissões de até 1200bps. Os dispositivos para este tipo de transmissão não são sofisticados, uma vez que não incluem *timers* de sincronia [27].
- Transmissão Síncrona: cuja transmissão utiliza pacotes de dados; é mais complexa, pois necessita que o transmissor e o receptor estejam sincronizados. A vantagem é que, uma vez sincronizado ambos dispositivos, pode-se alcançar taxas de transmissão maiores que 9600bps [27].

### 1.4.6 Protocolo de Comunicação

Devido à necessidade de se normalizar as comunicações, surge a ideia de criar protocolos padronizados. Estes contêm as regras que determinam todos os aspectos para se estabelecer uma correta comunicação entre dispositivos [27].

São diversos os protocolos implementados para a transmissão de sinais digitais, dentre os quais podem-se citar o RS-232 e o RS-485, onde RS é uma abreviação de “*Recommended Standard*” ou Padrão Recomendado [28]. Também conhecido por EIA RS-232C ou V.24,



sabe que uma sequência de mais 8 *bits* de dados + *bit* de parada chegará. Ele também conhece a velocidade de transmissão, então tudo que ele precisa fazer é aguardar o tempo de transmissão entre cada *bit* e efetuar a leitura. Após receber o *bit* de parada, a recepção encerra-se e ele volta a aguardar o próximo *bit* inicial.

Nos microcontroladores modernos, todo este trabalho normalmente é efetuado por uma UART (Transmissor Receptor Assíncrono Universal). Este periférico encarrega-se de efetuar todo o controle e apenas gerar interrupções quando um *byte* é recebido. No entanto, algumas vezes o microcontrolador utilizado não possui uma UART, ou mesmo ela está sendo utilizada. Nestes casos, é possível implementar uma interface serial através de software, tratando a sequência de transmissão e recepção descrita anteriormente.

Na interface RS232, o nível lógico “1” corresponde à uma tensão entre -3V e -12V e o nível lógico “0” à uma tensão entre 3V e 12V. Valores de tensão entre -3V e +3V são indefinidos e precisam ser evitados. O estado inativo da linha é 1 lógico (-12V) [28]. Porém, a grande maioria dos periféricos que trabalham com portas seriais não utilizam o padrão RS232 para níveis elétricos diretamente. Portanto, é sempre necessário um circuito de conversão de níveis TTL/RS232. A seção 2.3.5 detalha este processo de conversão.

## 1.5 **Objetivos**

O objetivo deste trabalho é apresentada uma ferramenta capaz de modular os dados de um ECG, transmiti-los via rede elétrica (PLC), para outro dispositivo que possa reconhecer o pacote de instruções e apresentá-lo ao endereçado para auxílio de diagnósticos remotos.

## 2 *Materiais e Métodos*

O presente trabalho foi realizado no Núcleo de Análise Interdisciplinar de Sinais (NIAS), localizado no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Viçosa (NIAS/DEL/UFV).

### 2.1 Aquisição do ECG

O ECG utilizado para a transmissão foi de um rato *Wistar*, como o da Figura 8, e foi adquirido por meio da placa de aquisição e conversão analógica/digital NIPCI 6220 da *National Instruments*®.



Figura 8: Rato *Wistar* semelhante ao utilizado para coleta do ECG.

O sinal foi adquirido a uma frequência de amostragem de 2000Hz e re-amostrado a 800Hz para que fosse armazenado dentro de um microcontrolador PIC16F876A da Microchip.

A Figura 9 apresenta o esquema de pinos do microcontrolador utilizado para armazenamento e transmissão do ECG. O protocolo de comunicação utilizado foi o RS232,

pela confiabilidade e altas taxas de transmissão suportadas (podendo chegar a 20000bps) e por não importar a distância de transmissão, porque o sinal será modulado no próximo estágio do transmissor.

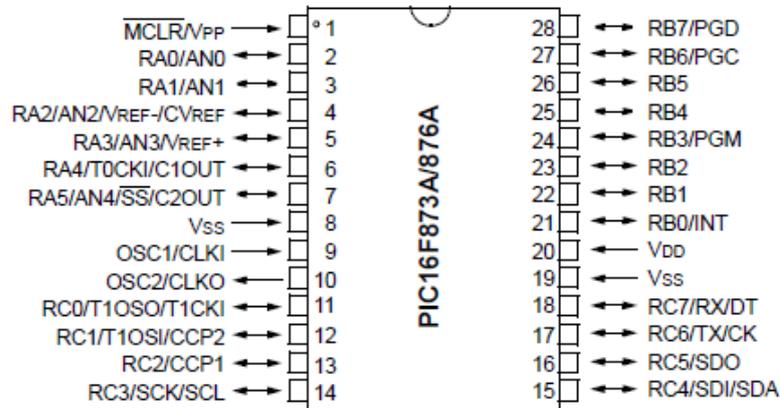


Figura 9: Esquema de pinos do microcontrolador PIC16F876.

## 2.2 Arquitetura do PLC

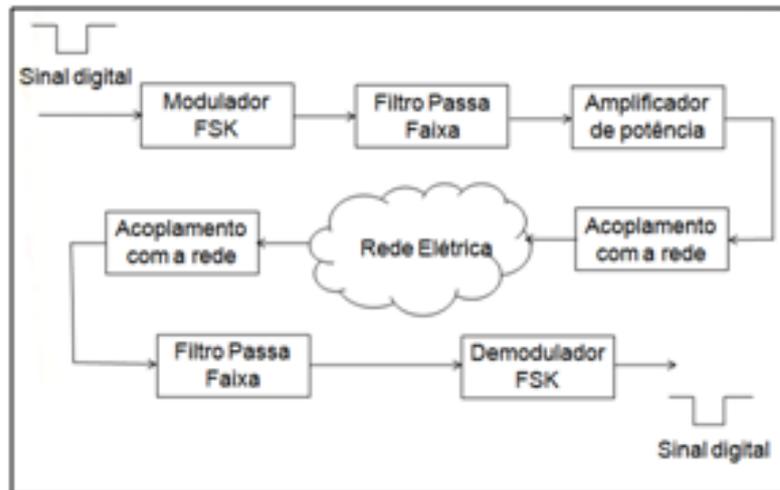


Figura 10: Arquitetura do sistema desenvolvido.

Para ser transmitido pelo PIC16F876A, o sinal foi transformado em um conjunto de *bits*, ou seja, um sinal digital. Na Figura 10, está representado o diagrama do sistema de transmissão utilizado para envio de dados através da rede elétrica. As etapas principais do sistema serão detalhadas a seguir.

### 2.2.1 Modulação

Para tornar o sinal digital adequado para transmissão via rede elétrica, foi necessário a modulação do sinal, neste projeto foi usada a modulação FSK, que é a modulação em frequência chaveada, escolhida devido à simplicidade e à boa imunidade a ruídos. No processo de modulação, foi utilizado o microcontrolador PIC18F4455 da Microchip.

Na Figura 11, é mostrado o diagrama de pinos do microcontrolador, que foi escolhido por suportar uma frequência operação de até 48MHz, com isso conseguiu-se criar duas ondas moduladoras para a modulação FSK.

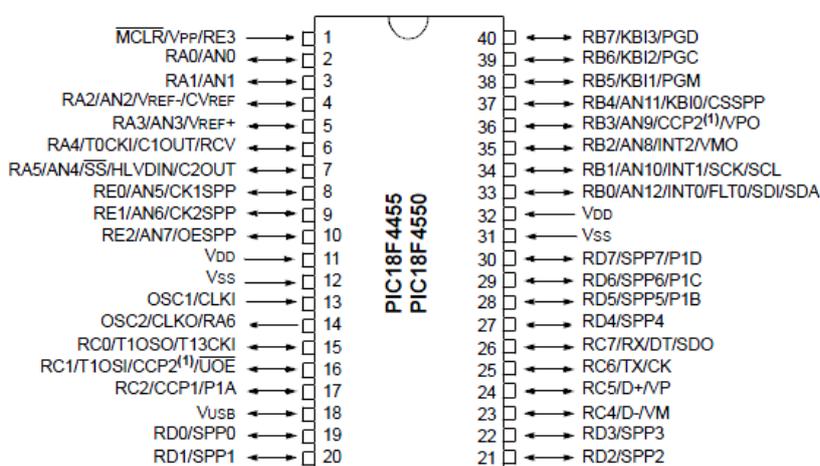


Figura 11: Diagrama de pinos da unidade de modulação.

**Modulação FSK:** Para criar as ondas moduladoras, foi necessário discretizar duas senóides e armazená-las no 18F4455. A discretização foi feita utilizando o programa MATLAB<sup>®</sup> e, inicialmente, construindo uma senóide com 629 pontos em um intervalo de 0 a  $2\pi$ . Esse processo é mostrado na Figura 12.

De posse dessa senóide, as duas ondas moduladoras foram reamostradas, com 28 e 34 pontos, caracterizando as moduladoras para os *bits* 0 e 1, respectivamente. As frequências de 109kHz e 125kHz foram escolhidas para as frequências de espaço e marca (*bits* 0 e 1, respectivamente). Tais valores para as frequências das ondas moduladoras se enquadram na Banda B (95 a 125kHz - reservada aos consumidores) das normas de comunicação PLC Europeia, determinadas pela CENELEC (*Comité Européen de Normalização Eletrotécnica*).

Para fazer a conversão de *bits* (sinal digital) para níveis de tensão analógicos, foi utilizado um conversor D/A, o esquema é mostrado na Fig. 13. Esse esquema de resistores

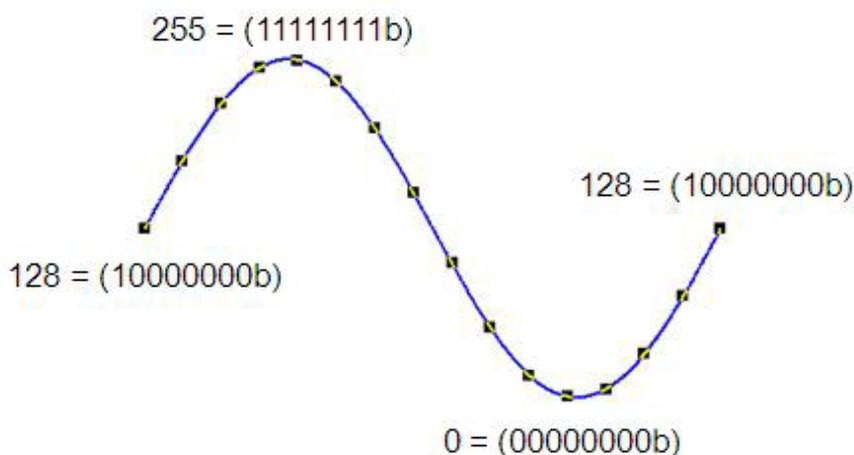


Figura 12: Ilustração da onda moduladora.

é chamado R-2R, porque utiliza apenas dois valores de resistência, R e o “dobro” 2R, assim os *bits* são enviados pelas portas do PIC18F4455 e convertidos em um senóide analógica. O capacitor após o conversor tem o papel de retirar a componente contínua do sinal para que esse seja filtrado e depois amplificado.

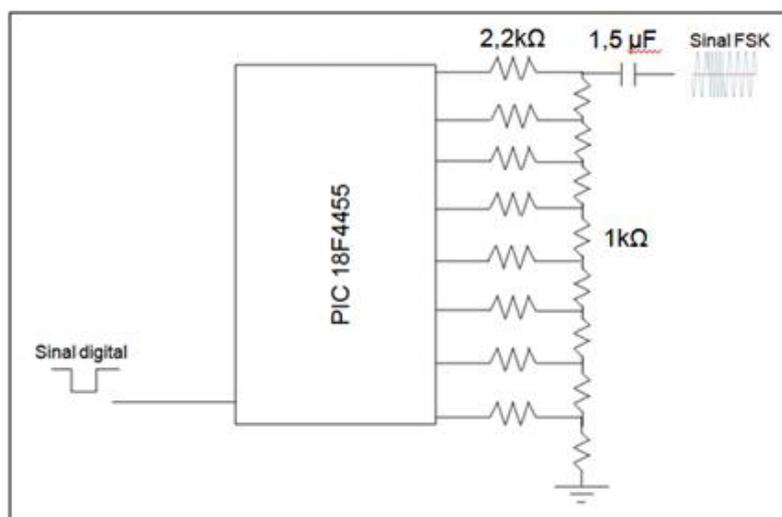


Figura 13: Circuito para o modulador FSK utilizado.

### 2.2.2 O Amplificador de Potência

Uma das características do PIC 18F4455 é o baixo consumo de energia ( $5.8 \mu\text{A}$  e  $V_{DD} = 5\text{V}$ ). O sinal gerado pelo microcontrolador, quando enviado para a rede elétrica, será atenuado visto que há uma impedância significativa para um circuito de baixa potência, impossibilitando a recepção do sinal por outro circuito ligado à rede.

Para que o sinal seja amplificado, foi utilizado um amplificador classe B do tipo *push-pull*. Esquema do amplificador é mostrado na Figura 14. O capacitor tem a função de retirar a componente CC do sinal modulado. Os diodos conectados junto às bases dos transistores têm a função de eliminar a distorção de cruzamento (*cross over*), causado pela tensão base-emissor dos transistores.

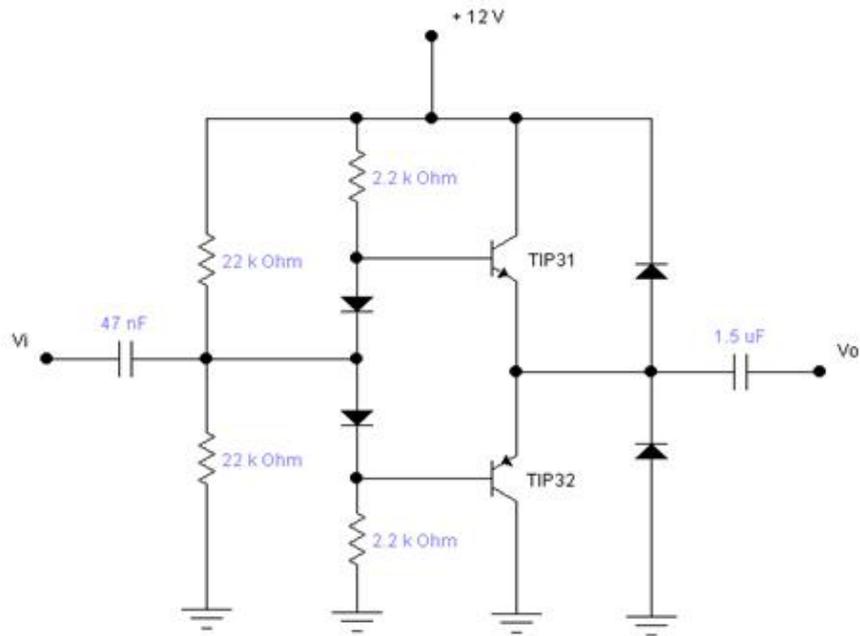


Figura 14: Amplificador Classe B, *pushpull* [Sedra, 1996].

Este circuito reproduz o sinal de tensão de entrada, no entanto é capaz de fornecer uma corrente mais elevada caso seja necessário. Ao final do circuito são inseridos dois diodos, para proteção de possíveis sobre-tensões provenientes da rede elétrica. Esse amplificador foi escolhido devido ao bom rendimento (até 78,5%) e por não inserir distorções no sinal.

### 2.2.3 Acoplamento com a rede Elétrica

Para inserir o sinal modulado à rede elétrica, é utilizado um transformador acoplador, que apresenta isolamento galvânico em relação ao circuito modulador, composto por um núcleo de ferrite (usado por tratar-se de frequências elevadas) [2], um capacitor ligado à saída para filtrar os sinais de baixa frequência e os enrolamentos primário e secundário. Estes seguem a relação de transformação 1:1, de forma que a resposta em frequência do acoplador seja bidirecional. Neste sentido outro transformador idêntico foi usado para recepção dos dados. O circuito implementado é mostrado na Figura 15.

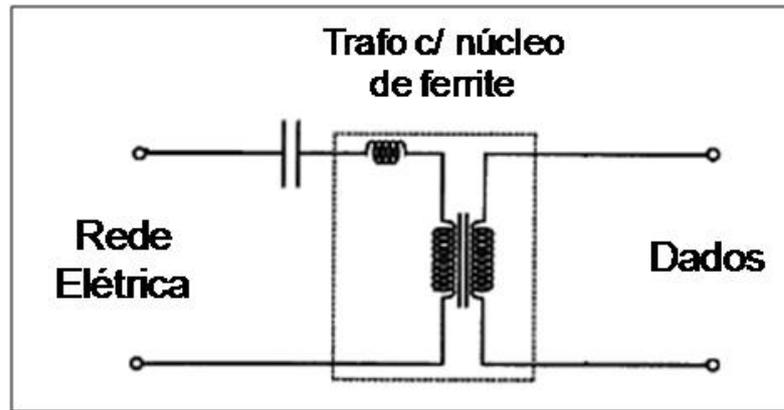


Figura 15: Circuito de acoplamento do sinal com a rede elétrica, extraída de [2].

Para calcular os parâmetros do acoplador, [2] propõe-se a frequência central do sinal dada por

$$f_R = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}, \quad (2.1)$$

onde  $L$  é indutância própria de cada enrolamento e  $C$  é o parâmetro de capacitância.

Tem se também que

$$f_{LF} = \frac{1}{2\pi RC}, \quad (2.2)$$

e

$$f_{HF} = \frac{R}{2\pi L}, \quad (2.3)$$

que referem-se as frequências baixa e alta de corte respectivamente. O valor de  $R$  é dado pela resistência dos enrolamentos do transformador. Então, para a faixa de frequência de 120kHz a 170kHz, foi calculado um capacitor de  $1,5\mu\text{F}$  e os enrolamentos (primário e secundário) com 20 voltas cada.

#### 2.2.4 Filtro Passa baixas

Tanto depois da conversão D/A do sinal, quanto depois acoplamento de recepção, o sinal modulado possui muitos ruídos fora da frequência fundamental das ondas moduladoras. Da conversão D/A, o chaveamento produz esses ruídos e, depois do acoplamento, os ruídos são provenientes das cargas ligados na rede elétrica.

Para ser retirado esse sinal indesejado, foi projetado um filtro passa-baixas, com frequência de corte de 140kHz. Esse filtro foi construído com o auxílio do programa *Filter-Pro<sup>TM</sup>*, um filtro *Chebyshev* de segunda ordem e ganho de tensão igual a 5. O filtro é inserido na transmissão (depois da conversão D/A) e na recepção (depois do acoplamento com a rede).

A Figura 16 representa a resposta em frequência e o esquema do filtro passa-baixas utilizado.

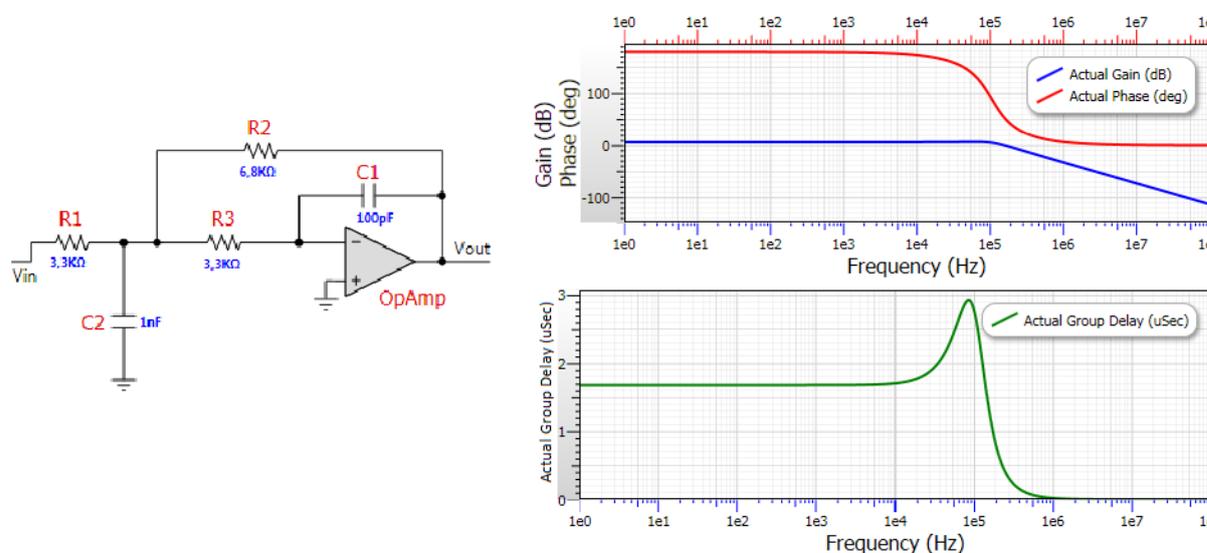


Figura 16: Filtro utilizado e sua resposta em frequência.

### 2.2.5 Demodulação

O sinal que é recebido da rede elétrica ainda é um sinal analógico e, após o filtro passa-faixas, formado pela modulação FSK. Para reconstituição do sinal, é necessário fazer o processo de demodulação, voltando novamente ao sinal digital enviado. Para demodulação do sinal foi usado o LM-567, que é um CI decodificador de tom. Este dispositivo é sintonizado usando osciladores RC externos. De acordo com o fabricante, a Equação 2.4 é a responsável pelo cálculo de parâmetros do circuito de demodulação.

$$f_{osc} = \frac{1}{1,1RC}, \quad (2.4)$$

Para as duas frequências de modulação, utilizando capacitores de  $10nF$ , os valores de resistência ajustados nos potenciômetros foram  $835\Omega$  e  $727\Omega$ .

Assim quando o sinal de entrada no decodificador de tom está em sintonia com a

frequência sintonizada a saída vai a nível baixo. Neste caso, foram usados dois CIs e um circuito de decisão, na tentativa de aumentar a confiabilidade de sistema. A Figura 17 ilustra o diagrama de blocos do demodulador implementado.

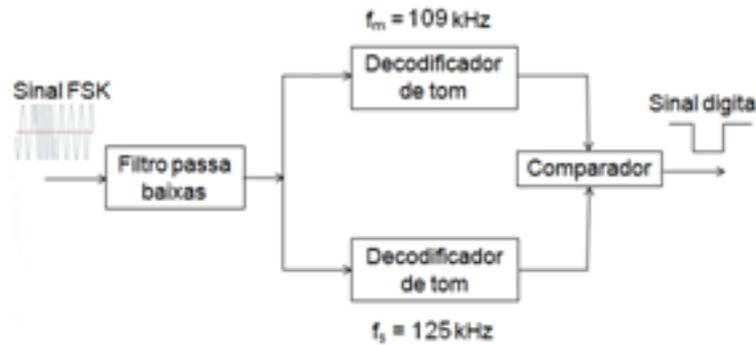


Figura 17: Diagrama do demodulador desenvolvido.

O sinal demodulado apresenta níveis de tensão TTL. Para comunicação com o computador, é necessária a conversão do sinal TTL para RS-232, o circuito utilizado nesta conversão é mostrado na Figura 18.

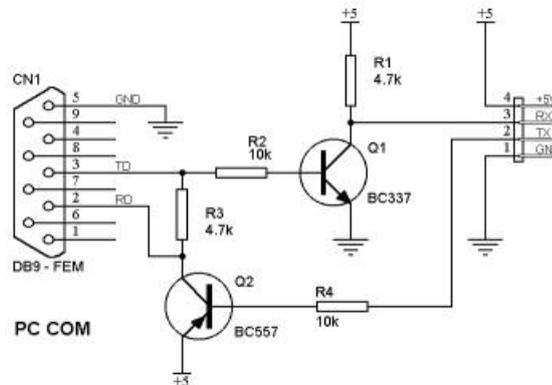


Figura 18: Circuito para conversão dos níveis TTL/RS232, extraído de [3].

O conversor TTL/RS-232 opera com o auxílio da tensão negativa do PC. Quando o sinal está sendo enviado para o computador, a tensão no pino TD é negativa (estado de repouso, padrão -12V), com isso, quando o transistor PNP é chaveado, a tensão no pino RD é +5V (bit 0) ou -12V (bit 1).

## 2.2.6 Recepção do sinal

Depois de demodulado, o sinal digital é entregue ao interessado através da porta serial do computador. No computador, o sinal é submetido a uma rotina de processamento para

que o ECG seja reconstituído. O algoritmo de recepção consiste na leitura da porta serial do PC e construção da imagem do eletrocardiograma.

Durante os testes de transmissão, notou-se que muitas vezes o algoritmo perdia alguns dados enviados, ora por falha na leitura da porta, ora por falha do hardware desenvolvido. Nesse caso, quando algum pacote era perdido, o programa adicionava ao ECG reconstruído o dado anterior ao recebido, com isso visou-se minimizar a distorção da onda para que o usuário identifique o ECG com o mínimo de ruído. A Figura 19 mostra o momento exato onde ocorre a perda de um dado do ECG.

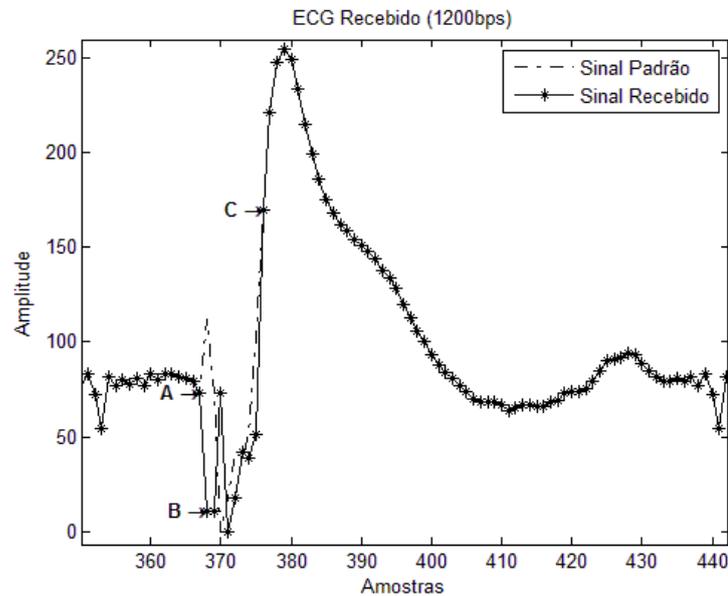


Figura 19: Comparação do sinal enviado e do sinal recebido usando a PLC desenvolvida. Os pontos A, B e C indicam a atuação do algoritmo para minimizar a distorção quando um dado é perdido. O pacote foi perdido no instante B e, no ponto C, o sinal foi restaurado.

## 2.3 Medidas de Desempenho

Para validação do sistema proposto foram feitas algumas séries de testes de transmissão para avaliar o efeito da velocidade de transmissão dos dados via rede elétrica. Na execução de medidas de desempenho foi enviado um valor conhecido no transmissor e este número era então recebido e comparado com o valor original, *bit* por *bit*, e ao final de 10 minutos foi levantada uma estatística de *bits* errados, também chamada de BER (*Bit Error Rate*), calculados pela Eq. 2.5.

$$BER = \frac{bits\_errados}{bits\_recebidos} \times 100\%, \quad (2.5)$$

Além disso, para avaliação do sinal transmitido, o coeficiente de correlação (CC) entre o ECG original e o ECG recebido pelo usuário foi calculado. Nesse caso, uma série de vinte ciclos de batimentos completos do ECG foi adquirido para diferentes velocidades. A Figura 20 ilustra um caso típico na velocidade de 2400bps.

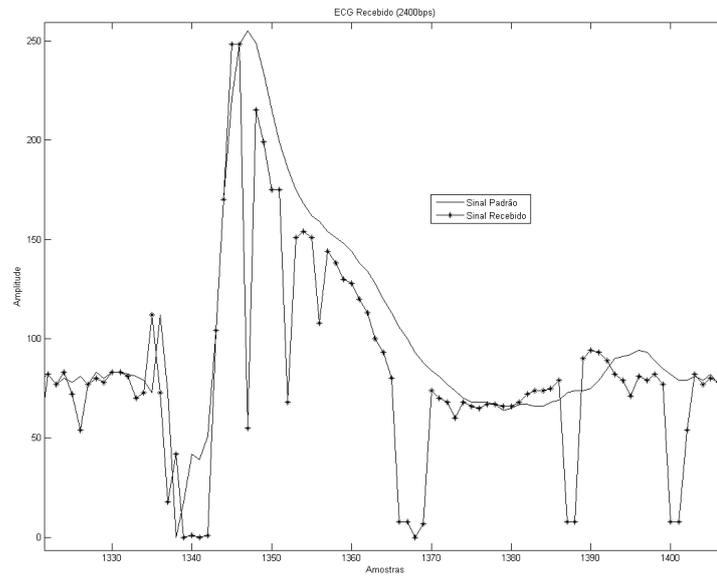


Figura 20: ECG padrão (linha contínua) e ECG recebido a 2400 bps (linha pontilhada).

O sinal enviado encontra-se dessa maneira porque houve erro no decorrer da transmissão. Em alguns pontos, observa-se o algoritmo implementado funcionando, porém ocorre muitos desvios nos pontos do sinal transmitido decorrentes a falha na modulação do sinal.

## 3 *Resultados e Discussões*

### 3.1 Resultados

O sistema desenvolvido é mostrado nas Figuras 21 e 22. Na Figura 21 o estágio 1 é o modulador. Em 2 temos o sistema de filtragem e 3 o amplificador de potência.

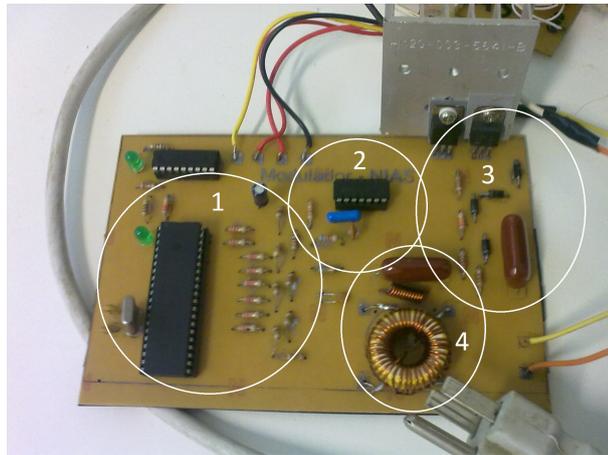


Figura 21: Modulador desenvolvido.

Na Figura 21 e 22, o estágio 4 indica o sistema de acoplamento com a rede elétrica. Em 5, o filtro passa-baixas e o sistema de comparação do demodulador. Os detectores de tom são apresentados como estágio 6 e o conversor TTL/RS-232 em 7. A fonte de alimentação do sistema de demodulação é exibida em 8.

Além das velocidades de transmissão de 1200bps e 2400bps, ainda foram avaliadas as velocidades de 300bps, 600bps e 4800bps. Nas Figuras 23 e 24 estão os sinais recebidos pelas velocidades de 600bps e 4800bps, respectivamente.

Para todas as velocidades de transmissão testadas, foi medida a BER e calculada a CC. Os resultados são mostrados nas Figuras 25 e 26.

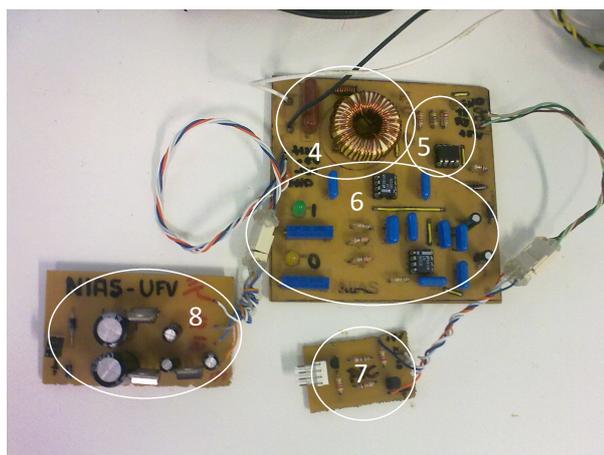


Figura 22: Demodulador desenvolvido.

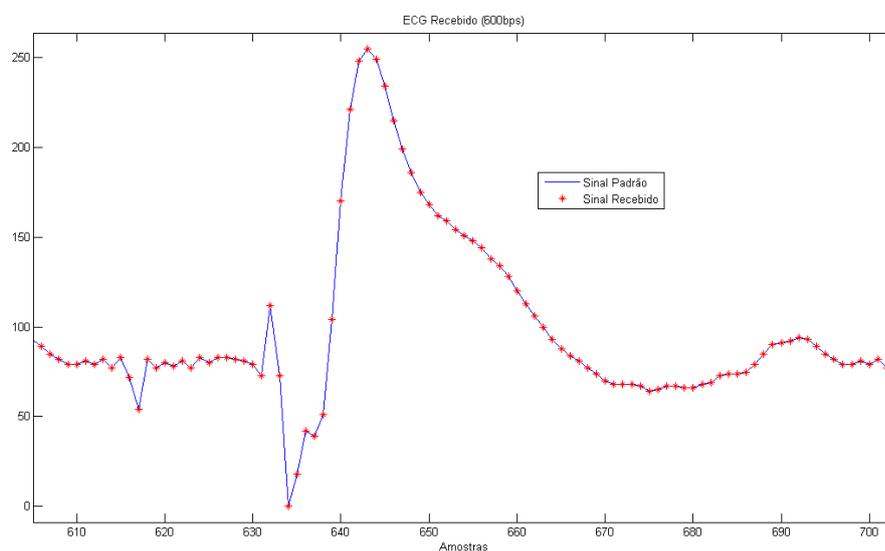


Figura 23: ECG padrão (linha contínua) e ECG recebido a 600bps (pontilhado).

## 3.2 Discussões

Este trabalho mostrou uma forma de transmissão de sinais biomédicos com vistas às aplicações em telemedicina. Especificamente, o sinal ECG de uma cobaia foi transmitido através da rede elétrica já existente no laboratório e recebido em um computador ligado a mesma rede. Este sistema pode ser usado como alternativa flexível e de baixo custo para transmissão de dados médicos.

As Figuras 25 e 26 mostram que, quanto maior a velocidade de transmissão do ECG, maior é o BER e menor é o CC. Para as velocidades de 300bps e 600bps o CC é 1 e o BER é 0% e para 1200bps o CC e o BER são, respectivamente, 0,92 e aproximadamente 0%. A partir de 2400bps o CC tende a 0 e o BER tende a 100%.

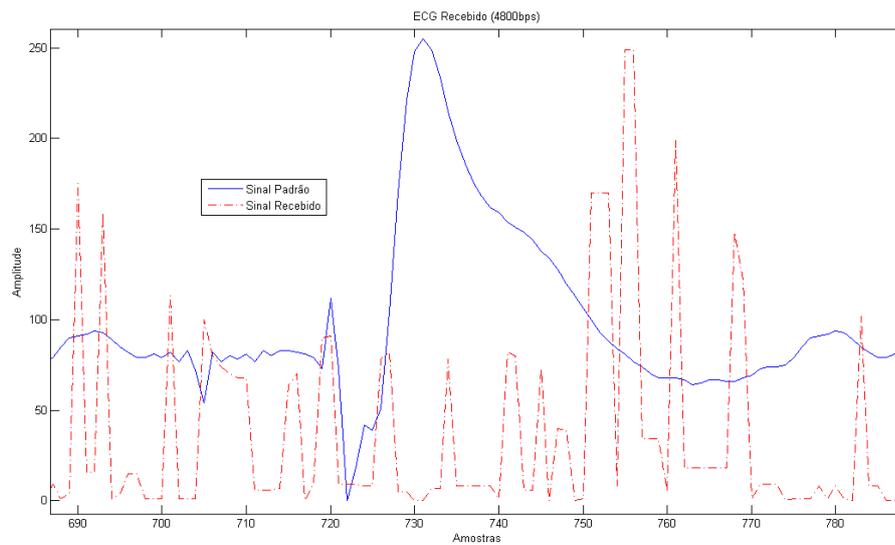


Figura 24: ECG padrão (linha contínua) e ECG recebido a 4800bps (linha pontilhada).

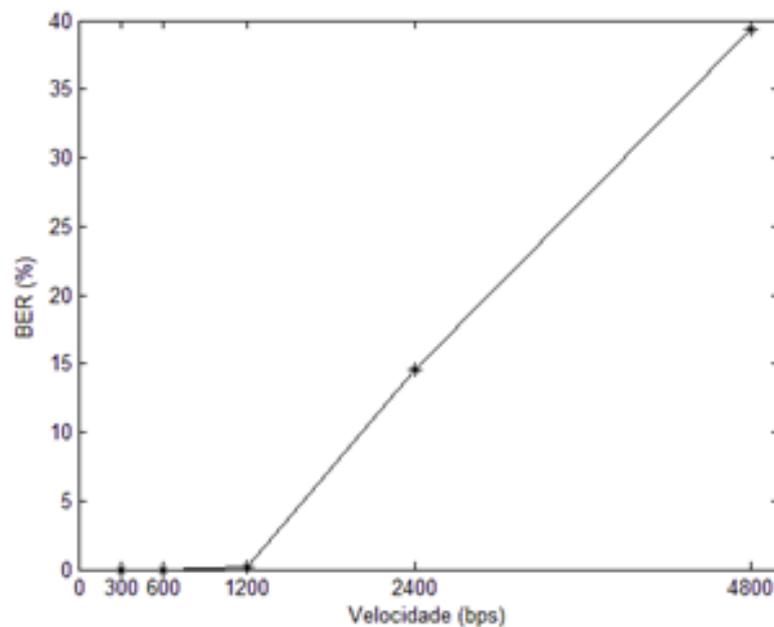


Figura 25: BER em função da velocidade de transmissão. Foram testadas as velocidades de 300bps, 600bps, 1200bps, 2400bps e 4800bps.

É importante notar que a taxa de transmissão influencia diretamente no tempo de duração de cada *bit* e, conseqüentemente, as chances de um *bit* ser afetado por ruídos e ser confundido pelo dispositivo desenvolvido são maiores. Para aumentar a velocidade de transmissão e diminuir o BER é necessário rever em que etapa do sistema ocorre a perda da informação. Em pesquisas já realizadas, foi constatado que o sistema de modulação não consegue modular a sequência de bit a partir de 1200bps. Outro método de modulação deve ser implementada na tentativa de aumentar a taxa de transmissão sem prejudicar a BER, melhorando a eficiência do sistema.

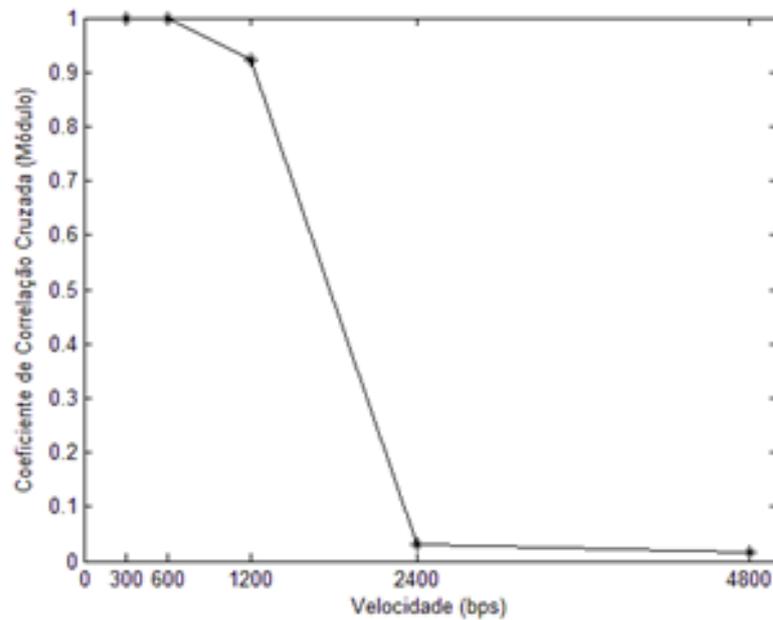


Figura 26: Coeficiente de correlação em função da velocidade.

Como o sistema funciona com comunicação *simplex*, não é possível confirmar o recebimento dos dados enviados ao computador. Para que isso seja feito, é necessário uma comunicação *half-duplex* ou *duplex*, com isso se paga o preço de uma maior complexidade do aparelho. A utilização de um protocolo de comunicação síncrono pode melhorar a taxa de transmissão, uma vez que é o protocolo mais indicado para velocidades acima de 1200bps.

A integração do dispositivo com sistemas distantes pode ser feita utilizando estações repetidoras na linha de transmissão, com intuito de expandir o alcance do sinal ou torná-lo mais forte para transmissão, diminuindo a atuação de atenuadores presentes na rede elétrica.

## 4 *Conclusões*

Os testes mostraram que o dispositivo desenvolvido foi capaz de adquirir, condicionar, transmitir, receber e reconstituir, de forma fidedigna, um ECG para velocidades de até 1200bps. O principal motivo do limite na velocidade de transmissão é o modulador desenvolvido, que a partir de 1200bps, não consegue enviar as ondas portadoras com a mesma velocidade do chaveamento do PIC16F876A.

Essa velocidade de transmissão restringe o uso do sistema em aplicações em tempo-real que necessitem de frequência de amostragem maior que 60 Hz (considerando-se para este cálculo a resolução digital do microcontrolador). Todavia, a alteração do projeto proposto pode acarretar melhorias consideráveis para que o sistema opere em tempo real, expandindo sua aplicação e mercado.

## *Referências*

- [1] MELCO, T. C. *Estudo do Eletrocardiograma sob uma Abordagem Matemática*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo USP, 2006.
- [2] RENSBURG, P. A. J. van; FERREIRA, H. C. Design of a bidirectional impedance-adapting transformer coupling circuit for lowvoltage powerline communications. *IEEE Transactions on Power Delivery*, v. 20, n. 1, p. 64-70, 2005.
- [3] SCIENCEPROG. *Alternatives of max232 in low budget projects. Technical report, Scienceprog*. Disponível em: <<http://www.scienceprog.com/alternativesofmax232inlowbudgetprojects/>>. 2009.
- [4] REDE Universitária de Telemedicina. Disponível em: <<http://rute.rnp.br/sobre/telemedicina/>>. Acesso em: 06/11/2009.
- [5] FILHO, P. B. *Proposta de um Sistema Telemétrico para Registro de Potenciais Bioelétricos*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Santa Catarina, 1998.
- [6] BUENO, N. M. *Classificação Automática de Cardiopatias Baseada em Eletrocardiograma*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Uberlândia UFU, 2006.
- [7] SOCIEDADE Brasileira de Cardiologia - Conheça o ECG/SBC. Disponível em <<http://departamentos.cardiol.br/eletroc/publicacoes/diretrizes/diretriz11/introducao.asp>>. Acesso em: 02/11/2009.
- [8] MERCK Sharp & Dohme - Distúrbios do coração e dos Vasos sanguíneos. Disponível em: <[http://www.msd-brazil.com/msdbrazil/patients/manual\\_Merck/mm\\_sec3\\_15.html](http://www.msd-brazil.com/msdbrazil/patients/manual_Merck/mm_sec3_15.html)>. Acesso em: 04/11/2009.
- [9] GOMES, A. G.; JUNIOR, J. B. M. X. de M.; TIMERMAN, S. *Telemedicina e sua Aplicação em Emergências*. [S.l.]. Disponível em: <<http://www.projetotime.com.br/apostilas/Cap.08.pdf>>. Acesso em: 02/05/2008.
- [10] HERNÁNDEZ, A. et al. Realtime ecg transmission via internet for nonclinical applications. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 5, n. 3, p. 253-257, 2001.
- [11] RESKE, D.; MOUSSAVI, Z. Design of a webbased remote heart monitoring system. In: EMBS/BMES CONFERENCE. *Engineering in Medicine and Biology. Proceedings of the 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*. Houston: Proceedings of the Second Joint, 2002. p. 1847-1848.
- [12] GUILLEN, S. et al. Multimedia telehomecare system using standard tv set. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 49, n. 12, p. 1431-1437, 2002.

- [13] BAI, J. et al. A portable ecg and blood pressure telemonitoring system. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 18, n. 4, p. 63-70, 1999.
- [14] LEE, R. et al. Home telecare system using cable television plants an experimental field trial. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 4, n. 1, p. 37-44, 2000.
- [15] WEN, C. et al. Real-time telemonitoring system design with mobile phone plataform. *Measurement*, v. 41, n. 4, p. 463-470, 2007.
- [16] HONG, S. et al. Performance study of the wearable one-lead wireless electrocardiographic monitoring system. *Telemed J E Health*, v. 15, n. 2, p. 166-175, 2009.
- [17] ROGAI, S. *PLC Fórum. Power Line Communication - Story, Perspectives, Open Issues*. Milão, 2003.
- [18] MITSUBISHI / HYPER TRADE. Soluções em PLC. Disponível em: <[http://www.hypertrade.com.br/plc/exibir\\_texto.asp?cod\\_texto=154](http://www.hypertrade.com.br/plc/exibir_texto.asp?cod_texto=154)>. Acesso em 21/04/2008.
- [19] CEMIG. Projeto Piloto PLC. Disponível em: <<http://www.cemig.com.br/plc>>. Acesso em: 25/04/2008.
- [20] VARGAS, A. A. *Estudo sobre Comunicação de Dados via rede para Aplicação de Automação Residencial/Predial*. 2004. Projeto de Diplomação. Universidade Federal do Rio Grande do Sul UFRGS.
- [21] X-10 PRO - X-10 Communications Protocol and Power Line Interface PSC04 & PSC05. Disponível em: <<http://www.x10pro.com/pro/pdf/technote.pdf>>. Acesso em: 30/04/2008.
- [22] CORCORAN, P. M.; DESBONNET, J. System architecture and implementation of an internet/cebus gateway. In: *ICCE '97 IEEE Conference on Consumer Electronics*. Chicago: [s.n.], 1997.
- [23] ECHELON Corporation - The LonWorks Network PlatformA. Technology Overview. Disponível em: <<http://www.echelon.com/products/lonworks/default.htm>>. Acesso em: 02/05/2008.
- [24] INTELOGIS Inc. - Intelogis PLUGIN Technology. *Power Line Communications White Paper*, 1998.
- [25] HAYKIN, S. *Sistemas de comunicação analógicos e digitais*. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 2004.
- [26] HAYKIN S. & VAN VEEN, B. *Sinais e Sistemas*. 1. ed. Porto Alegre: Bookman, 2001.
- [27] RAMÍREZ, H. M. *Sistema de medición remota de energía eléctrica*. Dissertação (Mestrado) — Universidad Tecnológica de la Mixteca, 2007.
- [28] ALCÂNTARA, R. *Padrão serial rs232. Technical report, Eletrônica.org*. Disponível em: <<http://www2.eletronica.org/artigos/eletronicadigital/padraoserialrs232>>. 2008.