

PROJETO DE UM MONITOR CARDÍACO A DISTÂNCIA

**Marcos Massayuki Hayakawa¹, Rodrigo Barbosa Martins²,
Sebastião Vagner Arêdes³, Luis Filipe Wiltgen Barbosa⁴**

^{1,2,4}UNIVAP/FEAU – Jacareí – SP

³INPE/LIT – São José dos Campos – SP

¹mmamaha@yahoo.com.br, ²rodribarbosa@yahoo.com.br,

³svagner.aredes@lit.inpe.br, ⁴wiltgen@univap.br

Resumo – O objetivo deste trabalho consiste no desenvolvimento de um protótipo de instrumentação biomédica (monitor cardíaco), baseado na tecnologia de redes de sensores sem fios, para aquisição, transmissão e processamento simultâneos dos sinais biomédicos. A instrumentação biomédica permite o acompanhamento clínico de pacientes por meio do monitoramento de sinais como eletrocardiograma, eletromiograma, temperatura cutânea, pressão arterial e resistência galvânica da pele. Os sinais registrados podem ser transmitidos, via rádio frequência, a um computador (sorvedouro da rede de sensores), para fins de processamento e análise. Desta forma, exames clínicos rotineiros são realizados com funcionalidade e rapidez, proporcionando dados confiáveis e comodidade, ao paciente.

Palavras-chave: Sensores sem fios, instrumentação biomédica, monitor cardíaco, frequênciometro, eletrocardiograma.

Área do Conhecimento: III - Engenharias

Introdução

Monitoramento Cardíaco à Distância (MCD) será interligado ao paciente por meio de eletrodos ou sensores/transdutores e o sinal biomédico (eletrocardiograma, forma de onda da atividade elétrica do coração) será transmitido via RF (*wireless*) para o receptor (por exemplo, localizado na sala dos médicos) converterá o sinal de analógico para digital e em seguida visualizado no monitor ou televisão.

O MCD consiste em um método não invasivo, pois utilizará eletrodos ou sensores/transdutores, ou seja, não requer procedimento cirúrgico (agressão ao tecido ou invasão) e, além disso, tem a vantagem de ser mais simples e baratos (TALLES, 2006).

O coração humano pode ser considerado um grande músculo que bate apenas por contrações musculares. Conseqüentemente, estas contrações causam uma diferença de potencial. O estudo da medida do potencial produzido pelo músculo cardíaco é chamado de eletrocardiologia (NOKES, 1995).

O campo despolarizante no coração é um vetor que altera a sua direção e magnitude através do ciclo cardíaco. A colocação de eletrodos na superfície do paciente determina a visão que será obtida desse vetor em função do tempo.

O sinal do eletrocardiograma (ECG) pode ser visto no MCD, permitindo mostrar ao clínico as formas de ondas elétricas associadas com as contrações dos ventrículos e artérias. A partir de um ECG, o clínico pode determinar o tempo das

contrações dos ventrículos e artérias e avaliar a magnitude relativa das polarizações e despolarizações ventriculares e arteriais (TALLES, 2006).

Esta informação pode permitir a identificação de pequenos bloqueios do coração. Depois de um ataque cardíaco, o ECG do paciente mostra alterações de sincronismo e formas de onda, transmitidas através dos tecidos musculares (BUTTON, 2006). Estas alterações são associadas com danos cardíacos causados pelo ataques do coração.

Existem vários tipos de MCD, que com o passar dos tempos devido ao seu progresso, tem permitido a utilização não só para fins médicos como também para aprimoramento dos exercícios físicos.

Características do Monitor Cardíaco

O MCD se distingue das demais instrumentações para outros fins devido às inúmeras diferenças, como:

- o sinal a ser medido em geral se origina de tecido vivo ou de energia aplicada no tecido vivo;
- faixa de frequência dos sinais a serem medidos (faixa de áudio ou menor);
- pequena amplitude dos sinais (em geral os sinais possuem amplitudes entre alguns microvolt e centenas de milivolt);
- fragilidade e complexidade das células ou tecidos;

- proteção contra choques elétricos (macro e micro, tanto para o objeto de medida, quanto para o operador);
- caráter não crítico de exatidão (faixa de tolerância de um dado parâmetro devido à variabilidade entre indivíduos);
- proteção para paciente e operador, contra radiação e contaminação.

O MCD terá uma topologia do tipo estrela, ou seja, o sistema central será um computador que receberá as informações capturadas pelo transmissor de ECG (que estará com o paciente) e em seguida será disponibilizado para outros sistemas ou diretamente para os profissionais da saúde interessados (TALLES, 2006).

Neste trabalho, será utilizado como sistema principal um computador pessoal (PC), mas podem ser utilizados laptops, telefone celular ou futuramente até mesmo um PDA (*Personal Data Assistant*), desde que estes dispositivos possuam interface de rede.

Variável de Medida do Monitor Cardíaco

É a quantidade, condição ou propriedade física que é medida pelo MCD (potencial bioelétrico).

As variáveis externas serão medidas não-invasivamente (exemplo; potenciais bioelétrico de superfície, como o ECG).

A variável de medida obtida através de eletrodos ou sensores/transdutores, será o elemento primário e elemento de conversão para uma forma de energia em outra (energia elétrica) para serem registrados e armazenados.

Processamento do Sinal Biológico

Será utilizado um microcontrolador da *Microchip* família *PIC 16F877* (MICROCHIP, 2003). Esse será capaz de condicionar o sinal para amplificação, conversão AD/DA, retificação, enfim tratar a informação captada para ser transmitida, armazenada e exibida para os operadores (médicos).

Apresentação dos Dados

É à parte de interface entre o processamento e o operador. Utiliza-se um monitor de PC ou televisão. Poderão ser produzidas informações visuais e ou alarmes sonoros. Os dados serão apresentados de forma gráfica (*software Lab View*), permanentemente.

Dessa forma, um dos objetivos desse trabalho é tornar os dados apresentados e a manipulação do MCD de fácil entendimento e manuseio.

Pois com a complexidade dos equipamentos biomédicos, a demanda de atenção dos operadores aumentou e não será permitido que as

necessidades dos pacientes se tornem secundárias (BUTTON, 2006).

Os operadores geralmente têm pouca familiaridade em lidar com sistemas técnicos complexos, havendo riscos dos equipamentos não serem comandados adequadamente, reduzindo a qualidade e a confiabilidade de um dado procedimento. Se houver problemas na interação homem/máquina, o desempenho esperado do sistema – incluindo equipamento, médico e paciente – não será alcançado.

Armazenamento dos Dados

Os dados serão armazenados brevemente, durante o condicionamento dos sinais, ou para permitir que o operador do instrumento biomédico revise os dados, por exemplo, anteriores ao acionamento do alarme de um monitor cardíaco.

Os dados também serão armazenados antes de passarem pelo condicionamento, para serem submetidos a diferentes esquemas de processamento, que permitam a extração de novas informações, como no caso de um exame radiológico digital.

A Figura 1 abaixo mostra a forma de onda típica de um ECG com a variação de ciclo de onda de um batimento normal.

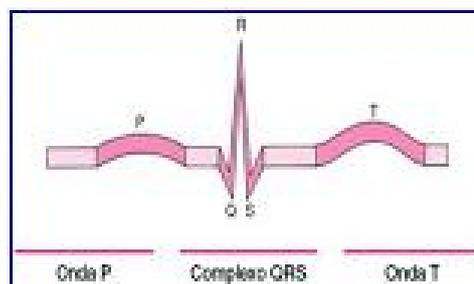


Figura 1: Forma de onda de um ECG

A tensão produzida representa a pressão exercida pelos músculos do coração para bombear o sangue em um ciclo. O primeiro ciclo positivo, P, é devido à contração do átrio também conhecido como complexo do átrio.

As outras formas de ondas, Q, R e S, representam à ativação dos ventrículos, também chamados como complexo ventricular e a forma de onda T a recuperação. Qualquer desvio que esteja diferente desse eletrocardiograma pode indicar uma possível doença do coração ou cardiopatia.

Transmissão dos Dados

É a transferência de sinais e dados do paciente para centrais de processamento e/ou monitoração. Neste protótipo utiliza-se a transmissão via RF (*wireless*) a partir da utilização do transceiver *nRF2401*. (NORDIC SEMICONDUCTOR, 2004).

Este sistema têm sido aplicado no monitoramento da saúde de pacientes por apresentarem as seguintes características:

- *eliminação de fatores obstrutivos, tais como fios, alimentação externa, tamanho e o próprio peso dos componentes, facilitando a integração das tecnologias sob o ponto de vista da ergonomia;*
- *aptidão dos sensores e sistemas para a produção de resultados relevantes e precisos.*

Os sinais serão transmitidos para o PC por meio de um circuito desenvolvido para radio frequência (RF).

Realimentação e Controle

Serão os circuitos ou dispositivos utilizados para controlar a aquisição da informação (ajustar ganhos, faixa de frequência ou níveis de energia), ou seu direcionamento na cadeia de processamento. Esses circuitos poderão ser automáticos ou manuais.

Os circuitos analógicos referentes ao hardware têm a seguinte estrutura básica:

- *sensor específico para aquisição de sinal;*
- *amplificação do sinal capturado;*
- *filtragem do sinal de acordo com a banda passante.*

Todos os circuitos referentes a este aspecto de medida têm basicamente a mesma estrutura, variando apenas a frequência de corte dos filtros.

Estes circuitos são compostos por:

- *amplificadores de instrumentação de baixo ruído, com razão de rejeição de modo comum elevado, alimentação simples e baixo nível de consumo de energia;*
- *duas etapas de amplificação: (i) a primeira, de pequeno ganho, tem a função de evitar saturação do sinal de interesse; (ii) a segunda etapa de amplificação proporciona ganho elevado ao sinal filtrado;*
- *duas etapas de filtragem: (i) um filtro passa altas e (ii) um filtro passa baixas, utilizados, respectivamente, para diminuir as componentes CC e a frequência da rede elétrica de 60 Hz encontrados nos sinais; e,*
- *circuito de terra virtual para utilização de amplificadores com alimentação simples.*

Os sinais capturados são digitalizados pelo conversor A/D (Analogico/Digital) do microcontrolador PIC 16F877, ideal para aplicações alimentadas por baterias (MICROCHIP, 2003).

O microcontrolador PIC 16F877 dispõe de um conversor A/D de 10-bits e oito canais individualmente configuráveis, permitindo a escolha da fonte do sinal de clock por meio de programação.

O módulo de RF é um transmissor-receptor de rádio que opera na faixa de frequências compreendida entre 2,4 a 2,5 GHz (banda ISM – Industrial Scientific and Medical). O módulo de RF integra em um único chip o sintetizador de frequência, o amplificador, o oscilador e o modulador. A taxa de transmissão pode ser de 200 kbps ou 1 Mbps. As características mais importantes do transceiver nRF2401, pelas quais foi escolhido para desenvolvimento do projeto, são:

- *encapsulamento pequeno com 24 pinos (QFN24 5x5mm);*
- *necessidade de poucos componentes externos;*
- *operação multicanal;*
- *tempo de troca de canal inferior a 200 µs;*
- *cálculo automático dos bits de endereço e de CRC (Cyclic Redundancy Check);*
- *baixo consumo de energia (alimentação na faixa de 1,9 a 3,6 V);*
- *potência de saída e frequência dos canais programáveis por meio de uma interface serial.*

Para alimentação dos circuitos, é necessária a montagem de uma fonte de alimentação com voltagem regulada, capaz de fornecer todas as tensões necessárias e, ainda, isolar o paciente da rede elétrica. Para o enlace sem fios, e implementar um protocolo de comunicação para sincronização dos tempos, memorização, registro de informação, sinalização, interrupção e, finalmente, envio de dados. O protocolo foi implementado para operação no modo *ShockBurst*, isto é, para diminuir o consumo de energia, o sistema passa para o estado de espera (*standby*) uma vez completada a transmissão dos dados.

A utilização desse sistema em aplicações biomédicas facilita a confecção de sistemas simples, tornando-os mais leves e menos obstrutivos pela eliminação dos cabos. Os sistemas simples são sistemas computacionais integrados em itens de consumo utilizados como vestimentas (por exemplo, um bracelete para sensoriamento da pressão arterial). Neste sentido, novos desafios surgem e poderão ser tratados como trabalhos futuros. Dentre estes, destacam-se:

- *inserção de mecanismos e políticas para redução do consumo de energia e expansão do alcance do enlace da rede;*

- desenvolvimento de protocolo para disponibilizar os sinais biomédicos na Internet, onde os dados seriam acessados pelos médicos através de um palm-top, por exemplo. Assim, exames clínicos poderiam ser realizados com funcionalidade e rapidez, proporcionando dados confiáveis, redução de custos e comodidade ao paciente; e,
- estudo e implementação de mecanismos para autenticação e segurança das informações.

- módulo de aquisição dos sinais biomédicos, amplificação, filtragem e visualização do gráfico no monitor;
- módulo de transmissão e recepção dos sinais;
- módulo de alcance e potência;
- módulo de aferição.

Cálculo da Variação do Batimento Cardíaco

O cálculo é feito a partir do acúmulo do período de pulsação consecutivamente em três batidas. É utilizado o primeiro período de pulsação e em seguida é reiniciado, conforme a equação abaixo:

$$V = \frac{1}{\left(\frac{T}{3'512'60}\right)} = \frac{92160}{T} \quad (01)$$

onde:

V = Variação do Batimento Cardíaco
 T = Período de Pulsação

Resultados

Houve uma dificuldade em encontrar os amplificadores da *Analog Devices* devido à descontinuidade dos mesmos, portanto foi necessário recorrer a outros amplificadores similares. Os amplificadores que serão utilizados são da *Texas Instruments*.

Discussão

No decorrer do projeto observou-se a necessidade de criar um filtro simples RC passa-alta e outro passa-baixa (para filtrar a faixa de 0,5Hz até 60Hz) (HADZIALIC, 2007), conectados em série (apenas dois capacitores e resistores). Estes filtros foram construídos para evitar ruídos de 50/60Hz da rede de energia elétrica, de contrações musculares, ruídos do contato dos eletrodos e ainda ruídos vindo de qualquer outro dispositivo eletrônico.

Conclusão

A construção desse projeto tem a vantagem de poder ser feita por módulos, permitindo que cada módulo seja testado e analisado separadamente. Este tipo de construção facilita a manutenção, possibilitando diminuir a chance de defeitos catastróficos, que deixe o equipamento inoperante. Os módulos foram construídos na seguinte ordem:

Projetos biomédicos exigem a utilização de componentes de alta qualidade, precisão e durabilidade, normalmente encontrados pelos melhores fabricantes como a *Texas*, *Microchip* ou *Analog Devices*. Isso faz com que o custo seja maior para a construção de um único projeto, mas comparado ao preço do mercado esse projeto chega a até ser cinco vezes mais barato.

Durante a execução desse projeto foi feita uma pesquisa com os profissionais da área de saúde sobre alguns pontos que deveríamos melhorar. Como a implementação do sistema de alimentação por bateria, evitando o corte no funcionamento do aparelho caso haja uma falta de energia.

Referências

- TALLES, G. Desenvolvimento de uma Rede de Sensores Sem Fios para o Monitoramento Biomédico, 2006.
- NOKES, L; JENNINGS, D. Introduction to Medical Electronics Application. 01. ed. USA: Ed. Butterworth-Heinemann, 1995.
- BUTTON, VERA. Introdução a Instrumentação Biomédica, 2006.
- MICROCHIP TECHNOLOGY INC. PIC16F87XA Datasheet, 2003.
- NORDIC SEMICONDUCTOR. nRF2401 Datasheet, 2004.
- HADZIALIC, R. How to build your own heart monitoring device, a simple ECG. 2007.