

# **Sistema de monitoramento de sinais vitais para testes físicos com transmissão de dados sem fios**

CRISTIAN TEIXEIRA DANIEL<sup>1</sup>  
JOÃO D. KLEIN<sup>1</sup>  
VALNER J. BRUSAMARELLO<sup>2</sup>

## **RESUMO**

*Este projeto desenvolve o sistema de medição e monitoramento dos sinais vitais, para ser aplicado na realização de testes físicos ergométricos, que determinam os níveis adequados de exercícios para quem deseja iniciar atividades físicas regulares. Estes testes podem ser realizados em campo ou em laboratório. Realizando a aquisição dos sinais de eletrocardiograma (ECG), temperatura corporal (TC) e estimativa da pressão arterial (PA), utilizando transmissão de dados sem fios.*

*Palavras-chave:* ECG, PA, sem fios.

## **ABSTRACT**

*This project has the objective to develop a measurement system and checking for the vital signals, to be applied in the accomplishment of ergometric physical tests, which determine adequate levels of exercises activities. These tests can be carried set through both field and laboratory. Signals of the electrocardiogram signals (ECG), body temperature (TC) and estimate of the arterial pressure (PA), were acquired and transmitted though wireless. A Texas MSP430F133 microcontroller was used for the signal.*

*Key words:* ECG, PA, without contact.

---

<sup>1</sup> Aluno do Curso de Engenharia Elétrica/ULBRA - Bolsista PROICT/ULBRA

<sup>3</sup> Professor - Orientador do Curso de Engenharia Elétrica/ULBRA (brusamarello.valner@gmail.com)

## INTRODUÇÃO

O bem estar físico e mental atua significativamente na estrutura orgânica do ser humano, distúrbios físicos causados por modificações no ambiente, são constantemente notados nas pessoas e nos seres vivos em geral. Na troca de um ambiente familiar para um estranho, involuntariamente a frequência cardíaca sobe, a percepção aumenta e o corpo fica em estado de alerta. Neste contexto em 1990, um grupo de pesquisadores norte-americanos desenvolveu um estudo científico, coletando 300 amostras de casos onde pacientes foram avaliados em suas próprias residências, com que diz respeito à pressão arterial (PA) (ROURKE; KELLY; AVOLIO, 1992), e a frequência cardíaca, (FC), (MARCONDES, 1998). Verificou-se uma variação considerável na PA e FC, comparadas com as medições das mesmas pessoas, nos mesmos horários e com a mesma preparação, feitas no consultório médico. Concluiu-se que a presença do médico e o local não familiar alteravam as condições normais dos pacientes; e que o bem estar do paciente, no momento de uma análise clínica, será refletido na coerência dos resultados obtidos.

O teste consiste em o paciente sofrer um aumento gradual da carga física, que na esteira é aumento da velocidade e inclinação, e na bicicleta as marchas são alteradas para variar os esforços feitos pelo paciente. Os testes prosseguem até uma frequência cardíaca alvo, ou a menos que o paciente sofra algum mal estar.

Para que o paciente possa realizar o teste confortavelmente sem a utilização de cabos ligando os sensores ao monitor, foi desenvolvido neste projeto um sistema micro-processado que faz a aquisição dos sinais vitais e o transmite via radio ao computador, que a partir de um software dedicado gerencia estas informações.

## MATERIAL E MÉTODOS

Este sistema tem a propriedade de monitorar o eletrocardiograma, temperatura superficial da pele e pressão arterial, a partir de um sistema criado com prioridade na utilização de componentes de alta tecnologia, no que diz respeito à confiabilidade, consumo de energia e capacidade de identificar situações específicas, da condição física do paciente durante o monitoramento.

O funcionamento do sistema é dividido em três importantes etapas, o diagrama da Figura 1, mostra essas etapas simplificadas:

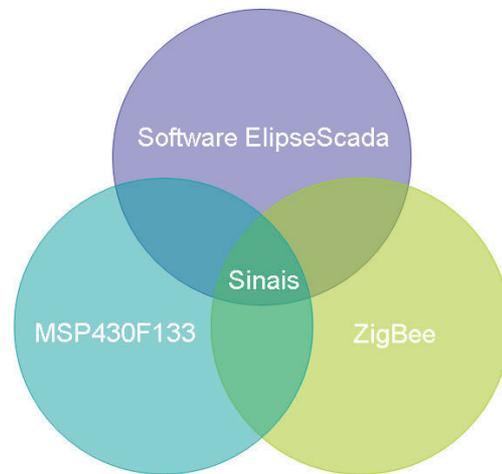


Figura 1 - diagrama de etapas do projeto.

### Sinais

O ECG será medido continuamente para que as condições gerais do paciente possam ser monitoradas durante o teste, a temperatura pode ser adquirida em um espaço de tempo mais longo pois sua taxa de variação é baixa. A pressão arterial de maneira periódica será coletada a cada período definido a critério do profissional de saúde, que estará aplicando exame.

## Temperatura.

A temperatura do paciente será adquirida através de um sensor semicondutor, neste caso o LM35, do fabricante National Semiconductor®, que estará preso ao corpo junto aos eletrodos de ECG.

A variação em tensão para medida de temperatura durante o teste varia de 340mV a 410mV. Isto foi verificado em uma amostragem feita em dois indivíduos em teste feito numa bicicleta ergométrica. A temperatura corporal tem uma elevação de 3°C em um período de 5 minutos.

Visto as características de resposta deste componente ele é acoplado ao  $\mu C$  no pino 60, entrada A1 referente ao canal analógico 1.

## Eletrocardiograma (Cooper, 1986)

Para aquisição do sinal de ECG três eletrodos fixados ao tórax (Figura 2) captam a diferença de potencial gerado pela atividade elétrica dos músculos cardíacos, amplificados por um amplificador de instrumentação para serem tratados no microcontrolador.

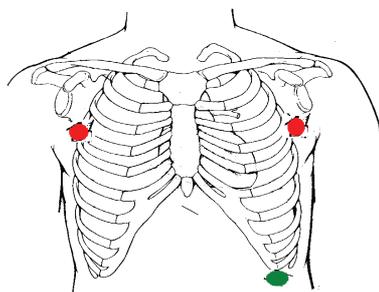


Figura 2 - Posição dos eletrodos em função do microcontrolador.

Cada eletrodo é fixado sobre a pele, logo após estar limpa, e conectados ao amplificador de instrumentação, esquema na Figura 3.

O amplificador de instrumentação (AI), tem a característica de eliminar a tensão de modo comum existente no sinal, que no caso da ECG fica em torno de 1,5V, e amplificar o sinal que sai dos eletrodos com um valor de 0,5mV a 30mV. Condicionando assim o sinal a uma tensão em torno de 500mV a 3V, adequando assim ao valor característico do  $\mu C$ . A Figura 4 mostra as tensões típicas de um teste vistas no osciloscópio logo após serem amplificadas.

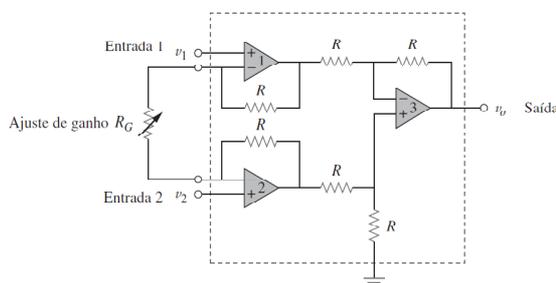


Figura 3 - Amplificador de instrumentação com LMC6084.

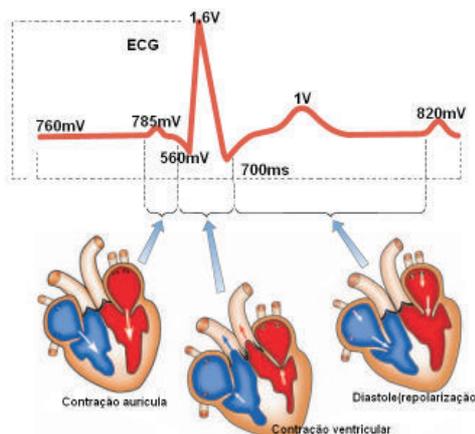


Figura 4 - Valores de tensão do ECG na saída do AI.

Com estes níveis de tensão o ADC12 do  $\mu C$  trabalha com uma boa folga. E com a frequência do sinal variando de 0,5Hz a 100Hz, a taxa de amostragem fica referenciada ao oscilador de 5MHz, pré-fixado pelo fabricante do  $\mu C$ , podendo ser alterado em tempo de excussão para ajuste da amostragem.

O amplificador de instrumentação LMC6084 foi calculado, mantendo todos os resistores R iguais (Figura 5) somente com RG para variar o ganho, utilizando as seguintes fórmulas:

$$v_O = Av(v_2 - v_1) \quad Av = 1 + \frac{2R}{RG}$$

Sendo Av o ganho de tensão R = 10k $\Omega$ .

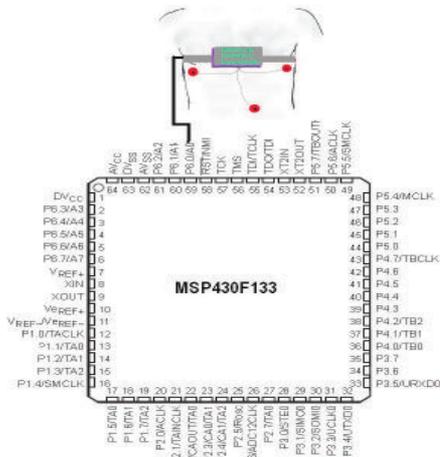


Figura 5 - Ligação da saída do amplificador de instrumentação.

## Pressão Arterial

A pressão arterial adquirida através de um método não invasivo, traduz apenas uma estimativa

da pressão real no interior das artérias. O principal objetivo é registrar a variação da pressão com referência ao antes, durante e depois da carga de exercícios do teste ergométrico.

Nesta medida será utilizado o sensor piezo elétrico, que capta a variação da pressão através de uma câmara de ar, que envolve o pulso do paciente, é inflada a partir de um sistema automático, (aparelho comercial da empresa MARK of FITNESS, modelo MF-81, Figura 6) até que atinja um valor de pressão ligeiramente acima da pressão arterial comum, cerca de 200mmHg.

Este sensor, localizado no interior do MF-81, está acoplado à câmara de ar que alimenta o sistema, e gera uma saída em onda quadrada com frequência de 15,78kHz fixa, variando conforme a diferença de pressão a sua largura de pulso (Figura 7). Os componentes internos mostrados na Figura 8, têm seu controle automático necessitando apenas que o paciente ligue o aparelho.

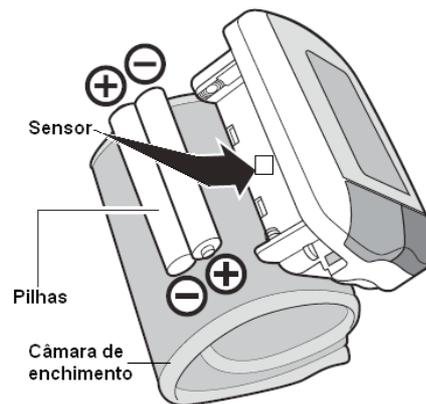


Figura 6 - local do sensor no MF-81.

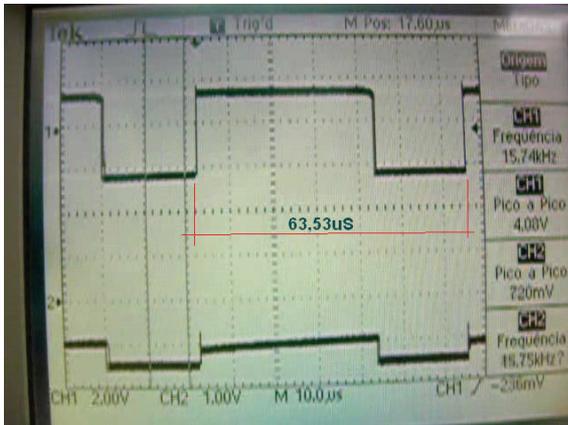


Figura 7 - Sinal do sensor do monitor MF-81

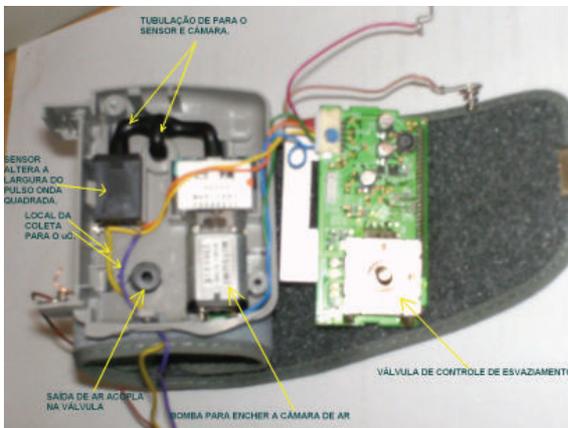


Figura 8 - Componentes internos do MF-81.

Ao ser ligado, o MF-81 leva três segundos e inicia a bomba de ar para encher o compartimento. Neste momento aguarda uma resposta do sensor que se ativa logo após 3mmHg em sua entrada, na Figura 8 a tubulação que sai da bomba alimenta também o sensor. O MF-81 enche a câmara de ar até 185mmHg e esvazia a uma taxa de 2mmHg/s, o sensor capta qualquer variação de pressão na câmara devido à expansão e contração das artérias, então a partir do método oscilométrico é convertida a oscilação em mmHg e mostrada na tela.

A Figura 7 detalha o sinal originado do sensor. O canal 1 do osciloscópio, mostra uma tensão negativa de 2,4V, anulando assim a possibilidade de ligação direta no  $\mu C$ . Neste caso foi utilizado um circuito com um FET utilizado como chave, gerando um valor que pode ser lido pelo MSP430, o esquema elétrico está na Figura 9.

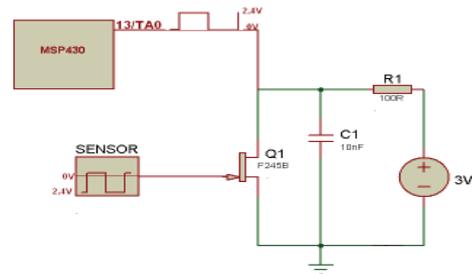


Figura 9 - Circuito condicionamento para o sensor do MF-81.

Com este circuito, o  $\mu C$  fica encarregado de processar a variação da largura de pulso. Para isso o sinal vindo do sensor é conectado no pino TA0 e TB1 com a função de interrupção timer.

Verificando na Figura 10, a largura de pulso é reduzida até que a pressão sistólica seja percebida pelo sensor. Daí para frente ela é incrementada, a cada pulsação, até que uma variação seja menor que a percebida pelo ouvido humano, com referência ao método de Riva –Rossi (VARDAN, 1983).

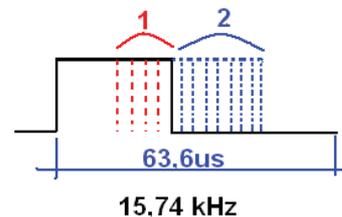
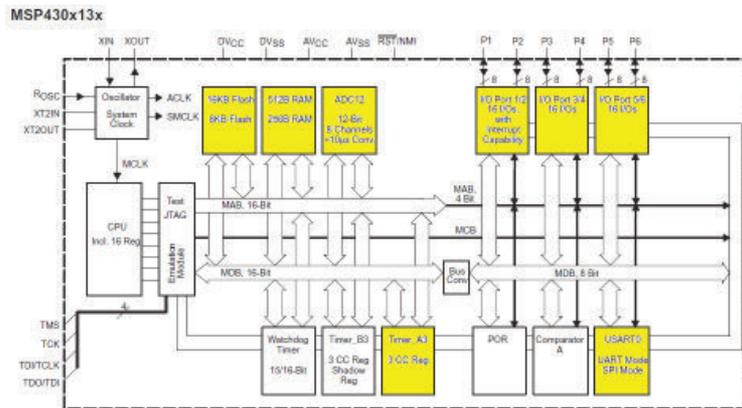


Figura 10 - 1 = procura sistólica. 2 = procura diastólica.



Para estabelecer comunicação com o MSP430F133 está disponível no site ([www.olimex.com](http://www.olimex.com)), o circuito de comunicação entre o PC e o MSP430, que neste projeto foi integrado na mesma placa da aplicação.

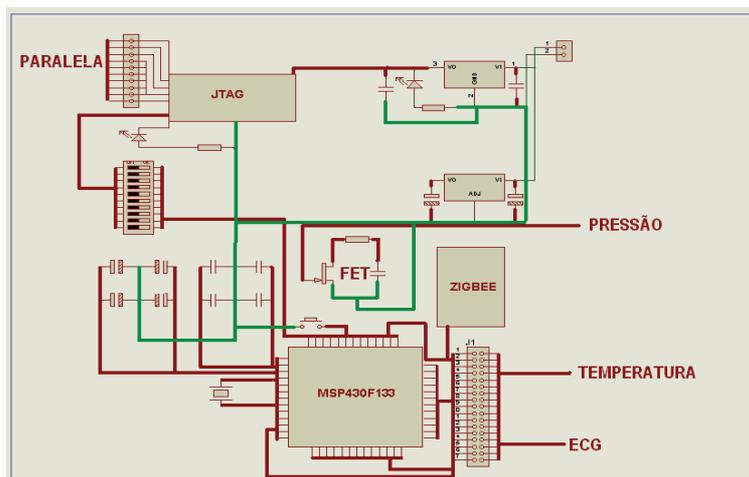
Assim, para essa aplicação, alguns periféricos são destacados na Figura 13. As portas P1 a P6, ADC12 o Timer A e a USART, encarregada da comunicação serial.



**Figura 13** - Periféricos do MSP430 utilizados neste projeto.

Das portas, são utilizadas a P1.1, interrupção Timer A, entrada do sensor de pressão, P3.4 e P3.5 comunicação serial, P6.0 entrada do ECG e P6.1 sensor de temperatura.

Um esquemático simplificado da placa de controle está na Figura 14.



**Figura 14** - Esquema simplificado da placa de aquisição.

## Software SISULBRA ElipseSCADA

O ElipseScada com suas flexibilidades e de relativamente facilidade de configuração, na comunicação com outros dispositivos, foi aplicado para fazer o gerenciamento das informações necessárias para realizar o monitoramento dos testes físicos.

O aplicativo para o Elipse foi projetado para disponibilizar uma tela inicial, (Figura 15), que serve para cadastrar o paciente que realizará o teste, para fins de histórico e relatório do exame.



Figura 15 - Tela inicial do SISULBRA software de gerenciamento.

Para iniciar o monitoramento, basta clicar no botão iniciar exame, no entanto é possível cadastrar o paciente antes de iniciar o processo, é só clicar em novo paciente e a tela de cadastro aparecerá.

Logo após, basta voltar para a tela principal e clicar em iniciar exame, para que a tela de trabalho inicie, como na Figura 16.

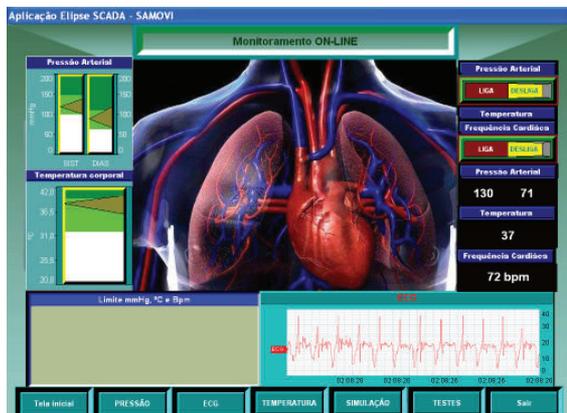


Figura 16 - Tela de trabalho.

Nesta tela estão disponíveis os botões para iniciar o monitoramento do ECG e temperatura, bem como a pressão arterial. Também são indicados sinais de emergência para avisar caso alguma variável esteja fora do valor pré-determinado.

## CONCLUSÕES

O SISULBRA contempla testes físicos realizados em esteira ou bicicleta ergométrica, e também em pista atlética, este sistema foi concebido para dar ao paciente mais conforto na hora de um exame de condicionamento físico, onde o médico avalia a evolução dos sinais vitais do paciente durante o esforço físico.

A tecnologia wireless disponível, neste caso o ZigBee, teve também o propósito de disponibilizar ao profissional que avalia um condicionamento físico, a possibilidade de agregar ao teste situações reais, sendo possível, pelo fato de o ZigBee comunicar-se simultane-

amente com até 65535 dispositivos diferentes. Que viabilizaria, por exemplo, o teste de uma equipe esportiva, a fim de avaliar qual o atleta mais preparado fisicamente para uma competição. O fato de “libertar” o paciente dos cabos, que em um teste convencional o prende ao aparelho monitor, mantendo o mesmo tipo de exame, agregando outros parâmetros, como a temperatura, abre condições para ampliar este projeto, agregando outras tecnologias como o envio deste teste on-line, para um consultório médico remoto.

Este projeto tem como principal objetivo futuro, a implementação da medida de pressão, pelo tempo de trânsito de cada pulsação sanguínea, a fim de correlacionar, estimar a pressão sanguínea continuamente evitando que, como neste projeto o paciente ter que parar o exercício, até que a pressão seja medida.

## REFERÊNCIAS

BRONZINO, J.D. **The biomedical engineering handbook**. 2.ed. Boston: CRC Press, 2000.

CONSENSO Brasileiro para tratamento da hipertensão arterial. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v.16(supl 2), p. S257-S258, 1994.

COOPER, JK. Electrocardiography 100 years ago. Origins, pioneers, and contributors. **New**

**England Journal of Medicine**, v.315, p.461-464, 1986. PMID 3526152.

ARAÚJO, B.W. **Ergometria e cardiologia desportiva**. 3.ed. Belo Horizonte: UFMJ, 1990. 98p.

DORMAN, A. **Wireless communication: o guia essencial de comunicação sem fio**. Rio de Janeiro: Campus, 2001.

ENDERLE, J.; BLANCHARD, S.; BROZINO, J. **Introduction to biomedical engineering**. New York: Academic Press, 2000.

KLOETZEL, K. **Febre**. 2.ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2000. 43p.

MacDONALD'S Blood Flow in Arteries. 4.ed. [s.l.]: Arnold, 1998. p. 84.

MARCONDES, G.D. **Testes ergonômicos** Rio de Janeiro: Atheneu, 1998. p. 25.

O'ROURKE, M.F.; KELLY, R.P.; AVOLIO, A.P. **The arterial pulse**. Philadelphia: Lea & Febinger, 1992.

PERLOFF, D. et al. Human blood pressure determination by sphygmomanometry. **Circulation**, v.88, p.2460-2470, 1993.

VARDAN, S.; MOOKHERJEE, S.; WARNER, R. Smulyan H: systolic hypertension: direct and indirect blood pressure measurements. **Archives of Internal Medicine**, v.143, p.935-938, 1983.