

Desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso Usando Microcontrolador MSP430

Davi de Alencar Mendes, João Paulo Sanches Guimarães

Resumo—No presente trabalho, propomos e demonstramos o desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso usando o Microcontrolador MSP430FR2433 da *Texas Instruments*. A Saturação de Oxigênio SpO_2 e a Frequência Cardíaca são parâmetros chave para o monitoramento da saúde de pacientes. O sistema proposto consiste em um sensor de SpO_2 , MSP430FR2433 e um *display*. A saturação do oxigênio é calculada a partir da razão entre duas intensidades de luz, já a frequência cardíaca é calculada a partir da diferença de tempo entre dois picos da intensidade do sinal infravermelho. Os parâmetros medidos são processados no microcontrolador e mostrados no *display*.

Index Terms—Oxímetro de Pulso, SpO_2 , Frequência Cardíaca, MSP430.

I. INTRODUÇÃO

NAS últimas décadas observa-se uma crescente preocupação com assuntos relacionados a saúde. Em um contexto normal de monitoramento da saúde de pacientes, tem-se grandes restrições em mobilidade e usabilidade de tal maneira que soluções portáteis se tornam necessárias para diversos tipos de pacientes. O gás oxigênio é parte integrante dos processos biológicos que ocorrem no corpo humano. O transporte desse importante gás ocorre através das hemoglobinas nas células vermelhas do sangue. Informações críticas podem ser adquiridas por meio da medição da quantidade de oxigênio presente no sangue na forma de um índice percentual do total da capacidade máxima. O oxímetro de pulso é um instrumento que realiza tal medida [1].

O oxímetro de pulso inclui dois diodos emissores de luz (*LEDs*), um no espectro vermelho visível (660nm) e outro com espectro infravermelho (940nm) [2]. Mudanças na intensidade da luz transmitida pelos tecidos causadas pela pressão arterial sanguínea são detectadas como um sinal de voltagem pelo fotopletismógrafo (sensor SpO_2). No oxímetro apresentado será utilizado um sensor que adota o método de reflectância em sua operação, ou seja, há um emissor de luz ao lado de um fotodetector que mede a resposta após a emissão de luz. A Figura 1 mostra que há uma absorção constante de luz sempre presente devido aos diferentes tecidos presentes, sangue venoso e sangue arterial.

Davi de Alencar Mendes é estudante de Graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade de Brasília - UnB, Brasília, Brasil. Email institucional: dmendes@aluno.unb.br - Matrícula: 16/0026415

João Paulo Sanches Guimarães é estudante de Graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade de Brasília - UnB, Brasília, Brasil. Email institucional: sanches.joao@aluno.unb.br - Matrícula: 16/0031923

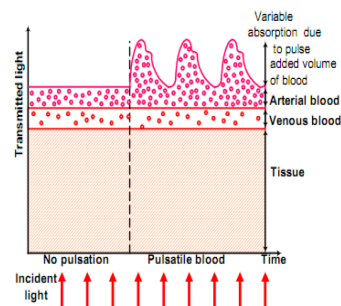


Figura 1. Luz transmitida em fluxo sanguíneo no tempo

Entretanto, a cada batimento cardíaco há um deslocamento de sangue arterial que provoca o aumento do volume de sangue que transita pelo espaço de medição do oxímetro, causando maior absorção de luz durante esse período característico [1]. Se o sinal adquirido pelo fotodetector for analisado como um sinal de onda é possível observar que há picos a cada batimento e vales entre os batimentos. Com a luz absorvida em um vale (sinal que deve incluir todas as absorções constantes) for subtraída de uma amostra de pico é obtido o resultado do volume de sangue arterial trazido a cada batimento. Com esses sinais constantes e sua variação calcula-se um valor intermediário chamado *R*, a Razão Normalizada. Usando *R*, podemos calcular SpO_2 usando a fórmula [1]:

$$SpO_2 = 110 - 25 * R$$

O MSP430 incorpora uma CPU RISC de 16-bits, periféricos e um sistema de *clock* flexível que se interconecta usando uma arquitetura Von-Neumann com barramento comum de memória e dados. Com suporte para periféricos digitais e analógicos, o MSP430 oferece soluções para aplicações que usam diferentes sinais.

II. DESENVOLVIMENTO

A. Justificativa e Benefícios

Por meio da oximetria, é possível avaliar se o nível de oxigênio presente no sangue arterial é adequado para as necessidades dos tecidos humanos. É um parâmetro útil para avaliar mudanças agudas do estado clínico de um paciente e também para prevenir hipoxemia (algo que causa danos rápidos e severos) [3]. Em especial, pacientes que sofrem de diversos tipos de insuficiência respiratória necessitam de um monitoramento constante de sua oximetria e em alguns casos devem ser submetidos a oxigenoterapia. A insuficiência respiratória aguda (IRp) é causada por doenças que afetam vasos, alvéolos e interstício pulmonar como síndrome da

angústia respiratória (SARA), pneumonias, atelectasias, edema pulmonar, embolia pulmonar e outros. A IRp também pode ser causada por falência ventilatória e alterações no sistema nervoso central - SNC [3].

Dentro desse contexto, a oximetria (SpO_2) é considerada o melhor método de monitoração não-invasiva para tais pacientes, possibilitando detectar hipoxemia relacionadas a eventos respiratórios e promover melhorias na qualidade de vida, aumentando a expectativa de vida e gerando confiança aos usuário de que seu acompanhamento médico é efetivo [4].

A monitoração por meio da oximetria de pulso permite aos pacientes ter um maior controle de crises respiratórias, reduz a probabilidade de incidentes fatais de quadros de hipoxemia e agiliza diagnósticos clínicos. Dentre os benefícios obtidos é válido citar que traz maior independência ao usuário por não ser invasivo. Sobretudo, a decisão de quando monitorar a oximetria de pulso deve ser baseada em objetivos terapêuticos.

B. Revisão Bibliográfica

1) *Teoria de Operação*: O princípio de operação está baseado no fato de que o componente arterial do sangue é pulsátil por natureza (varia no tempo). Portanto, quando há a incidência de uma luz de LED através dos diversos tecidos, artérias e veias é possível observar um comportamento variável aliado a uma resposta constante conforme já foi explicitado na figura 1. O objetivo na operação do oxímetro é calcular a quantidade de hemoglobina oxigenada (HbO_2) em relação ao total de hemoglobina - índice conhecido como SpO_2 . Uma das peculiaridades de hemoglobina oxigenada é sua forte tonalidade vermelha, entretanto a hemoglobina sem oxigênio possui uma tonalidade azul escuro. A propriedade óptica do sangue no espectro visível (400 a 700nm) e no espectro próximo ao infravermelho (700 a 1000nm) depende fortemente da quantidade de oxigênio carregada pelo sangue[5].

Ao realizar as medidas de absorção da luz dos LEDs em dois comprimentos de onda diferentes é possível cancelar os componentes constantes e então é calculado o SpO_2 . O fotodiodo do sensor é responsável por converter a luz incidente em um sinal elétrico proporcional. O sinal é conhecido como PPG (*Photoplethysmogram*) e contém a periodicidade do batimento cardíaco.

A parte variável do sinal PPG é considerado um componente "AC", e a parte constante é referida como componente "DC". É importante notar que desvios no brilho do LED ou na sensibilidade do detector podem mudar a intensidade da luz transmitida pelo sensor [1]. O sinal PPG está normalmente contaminado com ruído advindo de diversas fontes. Portanto, uma parte essencial do pré-processamento dos dados adquiridos é filtrar o sinal para uma melhor análise dos dados. É importante ressaltar que o sensor adotado para a montagem do sistema proposto MAX30100 [2] já implementa tais funcionalidades, algo que será descrito posteriormente.

Para calcular o **R** - Razão Normalizada:

$$R = \frac{(\frac{AC}{DC})_{Red}}{(\frac{AC}{DC})_{IR}}$$

O valor de R é a única variável utilizada nos cálculos. O modelo convencional para o cálculo de SpO_2 é dado por:

$$SpO_2 = 110 - 25 * R$$

Esse modelo é utilizado na literatura e em dispositivos médicos. Entretanto, depende das curvas de calibração [2] adequadas para que a aproximação linear resulte em bons resultados para as amostras [5].

2) *Sensor SpO_2 - MAX30100*: O sensor principal utilizado é um oxímetro e um sensor de frequência cardíaca que opera em *Ultra-Low-Power* em um único aparelho, facilitando o *design* em soluções embarcadas por ser compacto e portátil quanto ao consumo de energia.

A Figura 2 representa um diagrama de blocos simplificado do sensor, onde é possível entender superficialmente como é feita a obtenção dos dados.

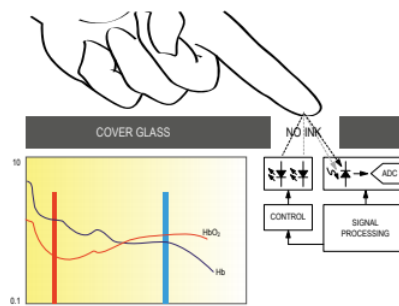


Figura 2. Diagrama de blocos do sensor MAX30100 [2]

O sensor contém um subsistema de medição do SpO_2 que é constituído por: cancelamento de luz ambiente, conversor analógico-digital (ADC) sigma delta de 16 bits e um filtro proprietário de tempo discreto, que rejeita interferências na faixa de 50Hz/60Hz e baixas frequências residuais de ruídos ambientes. A frequência de *output* desse subsistema pode ser programada desde 50Hz até 1kHz.

Com a finalidade de calibração dos dados medidos, o MAX30100 contém um sensor de temperatura que visa compensar o erro causado pela mudança de temperatura. Uma vez que este fator influencia as medidas do LED vermelho, do qual as leituras são críticas para a interpretação dos dados.

O *driver* dos LEDs comportado no MAX30100 possibilita a leitura dos pulsos dos LEDs tanto para a medição de SpO_2 , quanto para a medição da frequência cardíaca. A corrente que passa nos LEDs pode ser programada de 0mA até 50mA, de acordo com a voltagem fornecida. A largura do pulso pode ser programada desde 0.2ms até 1.6ms para otimizar a acurácia da medição e também o consumo de energia.

O MAX30100 é totalmente configurável via registradores em software, e a sua saída digital é armazenada em uma estrutura *FIFO* (*First In First Out*) de 16 bits, o que possibilita o sensor ser conectado a um microcontrolador ou microprocessador em um barramento compartilhado, onde os dados que partem dos registradores do dispositivo são lidos serialmente.[2]

III. RESULTADOS

A. Objetivos

É possível sintetizar em dois pontos principais os objetivos do projeto:

- [O1] Monitorar a SpO_2 presente no sangue de pacientes que sofram de distúrbios pulmonares.
- [O2] Alertar o usuário ou a equipe médica quando o nível de saturação de oxigênio sanguíneo for inferior a 95%.

Esses objetivos podem ser metrificados a partir da implementação dos requisitos para o sistema proposto. A completude da implementação dos requisitos dentro do itinerário de atividades presente na Tabela I será o parâmetro adotado para julgar o sucesso do projeto ao longo do tempo.

B. Requisitos

Para o levantamento dos requisitos foi aplicado uma metodologia de rastreabilidade de requisitos que se baseia na exploração do problema raiz para então elaborar as necessidades envolvidas, a partir das necessidades são definidas características que farão parte do sistema proposto. Essa metodologia de elicitação de requisitos tem como objetivo criar requisitos funcionais e não funcionais de maneira segura para que os objetivos do projeto sejam atendidos. Os requisitos funcionais constituem as funcionalidades em si do sistema proposto. Já os requisitos não funcionais abordam aspectos como: usabilidade, performance, confiabilidade e suportabilidade.

Para o sistema ser desenvolvido foi levantado o seguinte problema: **Dificuldades em monitorar os dados de oximetria e frequência cardíaca de maneira prática e não invasiva fora do ambiente hospitalar.** A partir desse problema e pesquisas adicionais como revisão bibliográfica e análise das soluções de mercado foram elaboradas as seguintes necessidades para o sistema proposto nesse projeto:

- [NE01] Aferir o nível de SpO_2 (saturação de oxigênio capilar periférico).
- [NE02] Aferir a frequência cardíaca.
- [NE03] Informar o usuário quando os parâmetros de SpO_2 e Frequência cardíaca quando estiverem fora de padrões normais.

Com as necessidades elicitadas foram definidas três características para o sistema proposto:

- [CA01] O sistema afere o nível de SpO_2 periodicamente e o exibe em um *display* para o usuário.
- [CA02] O sistema afere a frequência cardíaca periodicamente e o exibe em um *display* para o usuário.
- [CA03] O sistema alerta o usuário em caso de anormalidade nas medidas realizadas.

Quanto aos requisitos não funcionais, temos:

- [RNF01] O sensor deverá ser utilizado na extremidade do dedo do usuário.
- [RNF02] O sistema deverá atualizar periodicamente as medidas do sensor.
- [RNF03] O sistema deverá ser alimentado por fonte de energia autônoma.

Quanto aos requisitos funcionais, temos:

- [RF01] O sistema deverá exibir em um *display* os dados obtidos.
- [RF02] O sistema deverá alertar o usuário com avisos sonoros.
- [RF03] O sistema deverá ser capaz de adquirir os dados do sensor.
- [RF04] O sistema deverá processar os dados obtidos do sensor.
- [RF05] O sistema deverá se comunicar com o sensor utilizando o protocolo I²C.

C. Grupos de Entrega

Para melhor visualização do planejamento, foi organizada a Tabela I com as principais *deadlines* para o projeto, sintetizadas de acordo com o enfoque individual de cada uma das datas.

Tabela I
ITINERÁRIO DE ATIVIDADES

Semanas	Atividades	Semanas	Atividades
25/03 - 31/03	Proposta do projeto	13/05 - 19/05	Teste #2
01/04 - 07/04	Ponto de Controle #1	20/05 - 26/05	
08/04 - 14/04		27/05 - 02/06	Ponto de Controle #3
15/04 - 21/04	Teste #1	03/06 - 09/06	Implementar timer preciso
22/04 - 28/04	Protótipo funcional no energia	10/06 - 16/06	Ponto de Controle #4
29/04 - 05/05	Ponto de Controle #2	17/06 - 23/06	
06/05 - 12/05	Transferência para C	24/06 - 30/06	Entrega Projeto Final

IV. CONCLUSÃO

Ao contemplar o material exposto neste documento, é possível notar que a base teórica para o projeto é bem consolidada no universo acadêmico. Por meio dos artigos referenciados, foi possível verificar projetos com fins semelhantes que obtiveram sucesso utilizando tecnologias similares. Por outro lado, quanto à sua complexidade, pode-se concluir que a dificuldade dos requisitos levantados na elaboração do projeto são cabíveis, com base nos parâmetros de tempo e escopo impostos.

REFERÊNCIAS

- [1] Alexander, Christian M., Lynn E. Teller, and Jeffrey B. Gross. "Principles of pulse oximetry: theoretical and practical considerations." *Anesthesia & Analgesia* 68.3 (1989): 368-376.
- [2] "MAX30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health - Maxim." Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health, MAXIM Integrated, www.maximintegrated.com/en/products/sensors-and-sensor-interface/MAX30100.html.
- [3] Mendes, Telma de Almeida Busch, et al. "Adequação do uso do oxigênio por meio da oximetria de pulso: um processo importante de segurança do paciente." *Einstein* 8.4 (2010): 449-55.

- [4] Winck, J. C., and L. Ferreira. "Oximetria: papel no estudo do doente respiratório." *Revista Portuguesa de Pneumologia* 4.3 (1998): 307-313.
- [5] "Miniaturized Pulse Oximeter Reference Design." TIDA-00311 Miniaturized Pulse Oximeter Reference Design, Texas Instruments, 18 Sept. 2014, www.ti.com/tool/TIDA-00311#technicaldocuments.