

SISTEMA DE AQUISIÇÃO PARA O SINAL DE FOTOPLETISMOGRAFIA UTILIZANDO UM SENSOR DE BAIXO CUSTO

Luiz Guilherme Rizzatto Zucchi

Acadêmico do curso de Engenharia Elétrica da Universidade de Passo Fundo
88762@upf.br

Gabriel Antonio Pereira

Acadêmico do curso de Engenharia Elétrica da Universidade de Passo Fundo
112889@upf.br

Paulo Sérgio Corrêa Molina

Professor do curso de Engenharia Elétrica da Universidade de Passo Fundo
molina@upf.br

Amauri Fagundes Balotin

Professor do curso de Engenharia Elétrica da Universidade de Passo Fundo
amauribalotin@upf.br

Resumo. Fotopletismografia (PPG) é a técnica de detecção do volume de sangue nos tecidos, através da detecção da absorção da luz, técnica essa muito utilizada pela medicina. No presente trabalho desenvolveu-se um circuito de condicionamento para um sensor de PPG de baixo custo, comumente encontrado em esteiras e bicicletas ergométricas. Esse artigo descreve como foi desenvolvido este circuito, o qual pode ser integrado posteriormente a um sistema que realize a medida da frequência cardíaca ou até mesmo o nível de oxigenação do sangue.

Palavras-chave: Sensor.

Fotopletismografia. Condicionamento de sinais.

1. INTRODUÇÃO

A fotopletismografia (PPG, do inglês photoplethysmography) é uma técnica simples e de baixo custo para detectar mudanças no volume de sangue dos tecidos, podendo realizar medições como a frequência cardíaca e o nível de saturação de oxigênio no sangue (Allen, 2007).

Com esta técnica, devido à forma de análise não invasiva, o monitoramento dos pacientes em clínicas e hospitais pode ser

contínuo, o que auxilia o diagnóstico dos médicos responsáveis.

A medição é realizada através de um sensor, composto por um LED emissor de luz infravermelha e um foto-transistor, arranjados para que uma variação no fluxo sanguíneo mude a quantidade de luz que chega ao receptor, gerando um sinal alternado, função do fluxo sanguíneo.

Através deste projeto, implementou-se um sistema para a aquisição do sinal fotopletismográfico de um sensor.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foi utilizado um sensor de baixo custo, comumente vendido para uso em esteiras e bicicletas ergométricas, composto de um LED infravermelho e um foto-transistor. O sensor pode ser visto na figura 1.



Figura 1 - Sensor utilizado

Para a aquisição do sinal é necessário polarizar o transistor e limitar a corrente máxima do LED (Figura 2), (Balotin, 2009).

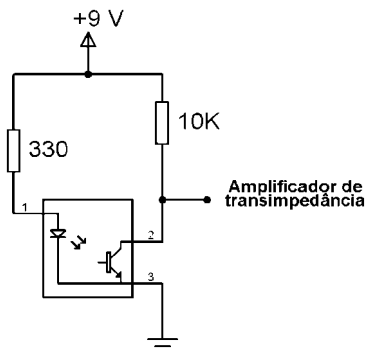


Figura 2 – Representação do circuito de polarização e sensor utilizados.

Ligado ao coletor do foto-transistor está um amplificador de transimpedância e um amplificador não inversor na sequência (ganho 16), para que o sinal possa ser amplificado.

O amplificador de transimpedância converte a saída em corrente do foto-transistor em uma tensão que pode ser amplificada e visualizada.

Na figura 3 está descrito o circuito no formato de um diagrama em blocos. A seguir, cada bloco será brevemente explicado.

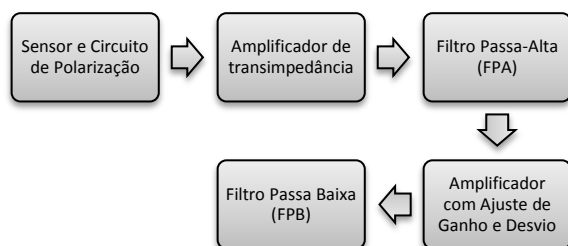


Figura 3 – Diagrama em blocos do sistema de aquisição do PPG.

Para a implementação dos circuitos ativos presentes no sistema de aquisição foram utilizados amplificadores operacionais (AmpOp) de baixo ruído, o TL072, da *Texas Instruments Inc.*, que possui dois amplificadores operacionais em um único circuito integrado (CI).

Como o sinal de interesse está na faixa de 1Hz a 10Hz, qualquer nível DC ou ruído fora desta faixa deve ser atenuado. Para isto, foram utilizados dois filtros de quarta ordem (figura 3), um Filtro Passa Alta (FPA) e outro Passa Baixa (FPB), formando um filtro ativo passa-faixa de oitava ordem (atenuação de -80 db/dec em cada faixa de rejeição) (Pertence, 2012). Entre os dois filtros, um amplificador com ajuste de ganho e desvio possibilita que o circuito funcione em qualquer pessoa, apesar das diferenças biológicas. Os filtros utilizados foram do tipo *Butterworth* por não apresentarem *ripple* na faixa de passagem. A configuração foi a *Sallen-Key* que se mostrou mais eficiente com menor circuito.

Como o sinal de corrente contínua (DC) é grande em comparação com o sinal alternado (AC) de interesse, o FPA com frequência de corte em 0,2 Hz foi colocado antes do Amplificador com Ajuste de Ganho e Desvio, para evitar a saturação e consequente perda do sinal.

Os valores dos resistores e capacitores para definição da frequência de corte da configuração *Sallen-Key* são calculados através da Eq. (1) (Pertence, 2012). Como o filtro é de quarta ordem e do tipo *Butterworth*, os valores dos ganhos de tensão são tabelados em 1,14 para o primeiro estágio e 2,2 para o segundo (Pertence, 2012). O circuito final do FPA está na figura 4.

$$f_{corte} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (1)$$

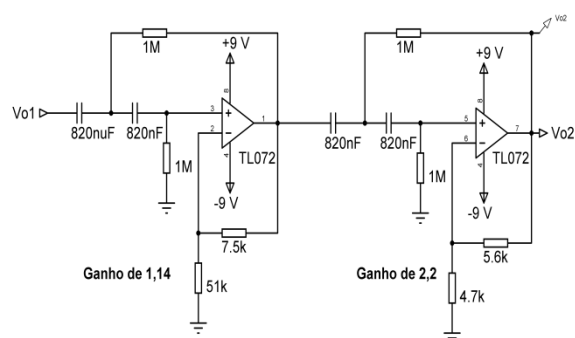


Figura 4 – Filtro passa-alta com frequência de corte de 0,2Hz.

Para atenuar os ruídos de alta frequência, acima de 10Hz, principalmente os provenientes da rede elétrica, foi utilizado frequência de corte de 10 Hz no FPB da figura 5. Similarmente ao FPA, os valores de componentes seguem a mesma equação (Eq. 1) e os ganhos de tensão são tabelados. Na figura 5 está apresentado o circuito do FPB.

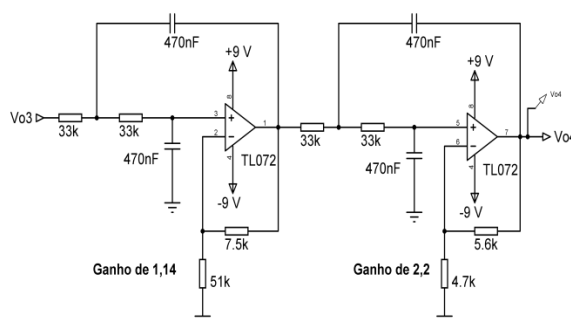


Figura 5 - Filtro passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz.

Entre os dois filtros foi implementado um amplificador com ajuste de ganho, de 1 a 10 e ajuste de desvio de 0 a 1,5 V (figura 6). Para isso foi utilizado um amplificador operacional na configuração somador não-inversor (Figura 6).

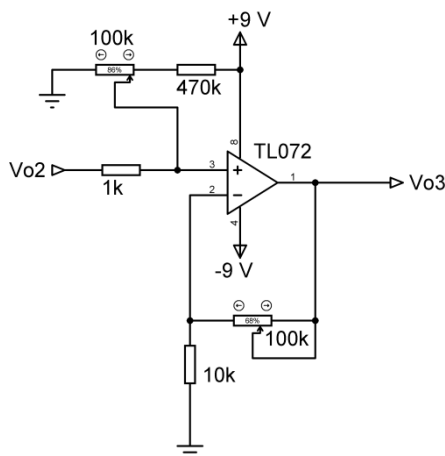


Figura 6 - Ajuste de ganho e de desvio de off-set

2. RESULTADOS

Na figura 7 está a resposta em frequência dos três circuitos implementados.

As medições realizadas indicam as duas frequências de corte estabelecidas em 0,2 Hz (FPA) e 9,6 Hz (FPB), resultados dentro do esperado, considerando a tolerância dos componentes utilizados. O ganho total do circuito, após ajuste de ganho, ficou um pouco abaixo de 1000 ou 60dB.

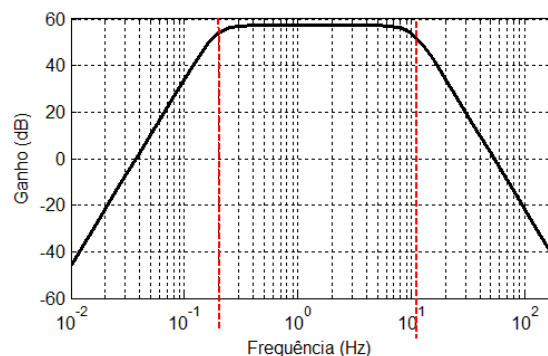


Figura 7 - Resposta em frequência dos filtros implementados.

A figura 8 mostra o sinal de saída do circuito. Através desse sinal é possível determinar a frequência cardíaca ou, com sensores apropriados, seria possível determinar o nível de saturação de oxigênio do sangue.

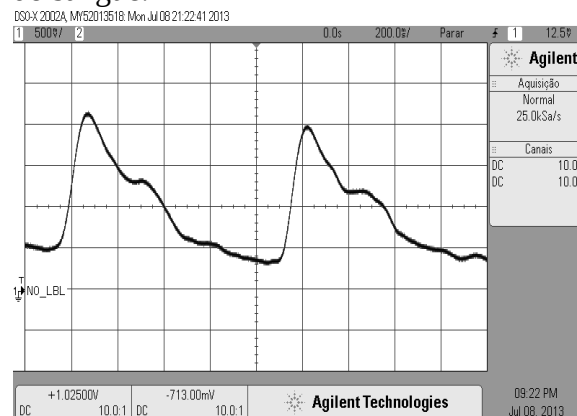


Figura 8 - Sinal de saída

Na figura 9 foi realizada a medição de frequência cardíaca através do osciloscópio. Foi obtido 1,2 Hz, ou seja, 72 batimentos por minuto.

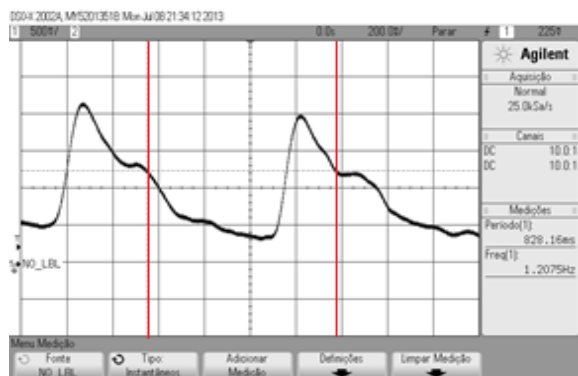


Figura 9 - Medição de frequência cardíaca

3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos e elucidados no presente trabalho mostraram-se dentro do esperado. O sinal DC, que aparece principalmente devido à absorção da luz emitida pelos tecidos e ossos, foi completamente removido pelo FPA. O problemático ruído proveniente da frequência da rede elétrica também foi bastante atenuado, uma vez que o FPB tem sua frequência de corte em 10Hz e na frequência de 60 Hz já tem-se uma atenuação de aproximadamente 50dB em relação à banda passante. Pode-se ressaltar que, apesar da obtenção do sinal nítido de PPG, estes resultados foram obtidos realizando a montagem e avaliação dos circuitos em *protoboard*.

Ainda, os ajustes de ganho e de desvio possibilitam que o circuito funcione em qualquer pessoa, porém pretende-se automatizar estes controles utilizando uma malha de realimentação microprocessada.

A automatização dos controles de ganho e de desvio DC, além do controle de corrente que pode ser realizado no *led* emissor do sensor estão sendo desenvolvidos. Estas medidas estão sendo tomadas afim de que o sinal de saída do circuito tenha os mesmos níveis AC e DC independente das variações inerentes a cada paciente, como por exemplo: a cor da pele, espessura dos tecidos e ossos presentes no dedo.

Também é possível utilizar o mesmo microprocessador e desenvolver um *firmware* para realizar a medida da frequência cardíaca em tempo real. Posteriormente poderia se fazer o uso de um display de LCD simples a fim de disponibilizar esta informação aos usuários.

Cabe ressaltar que este sistema de aquisição é um dos módulos presentes em uma plataforma de aquisição de biosinais que está sendo desenvolvida atualmente, a qual tem por objetivo disponibilizar sinais biológicos de boa qualidade para obtenção de dados e posterior processamento e análise destes sinais separadamente ou em conjunto.

Agradecimentos

Agradecemos ao professor e coordenador do curso de Engenharia Elétrica pelo apoio aos projetos extraclasse. Aos funcionários do núcleo de eletrônica da UPF pelo auxílio na montagem do circuito.

Também a *Texas Instruments* por fornecer gratuitamente os circuitos integrados utilizados, que por suas características auxiliaram na resposta obtida.

4. REFERÊNCIAS

ALLEN, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. **Physiol. Meas.**, v. 28, p. R1-R39, 2007.

BALOTIN, A. F. **Monitor de Frequência Cardíaca sem fio**. Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia e Arquitetura, Universidade de Passo Fundo. Passo Fundo, p. 80. 2009.

MARTINS, R. M. S. **Desenvolvimento de um Sensor de Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso**. Dissertação de Mestrado, Universidade de Coimbra. Coimbra. 2010.

PERTENCE, A. J. **Amplificadores operacionais e Filtros Ativos**. 7°. ed. Porto Alegre: Tekné, 2012.