



## DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVOS DE MEDIÇÃO DE SINAIS FISIOLÓGICOS UTILIZANDO MÉTODOS NÃO INVASIVOS

Anselmo Mendes Oliveira<sup>1</sup> - Unifesspa  
*anselmomendes@unifesspa.com*  
Adam Dreyton Ferreira dos Santos<sup>2</sup> - Unifesspa  
*adamdreyton@unifesspa.edu.br*

**Agência Financiadora:** UNIFESSPA/PNAES

**Eixo Temático/Área de Conhecimento:** Engenharia IV

### 1. INTRODUÇÃO

Para realizar avaliação dos pacientes em unidades de terapia intensiva os profissionais da saúde utilizam técnicas e equipamentos para realizar as avaliações clínicas. Algumas enfermidades são mais conhecidas e já existem mapeamento dos sintomas, além do procedimento para tratá-las e forma de prevenção. Entre os principais problemas de saúde, temos os problemas cardíacos, essas enfermidades são complexas pois normalmente se apresentam de forma assintomática, e apenas em situações graves começam a apresentar desconfortos ou até a morte [1][2][3].

O custo do dispositivo de medição também é um fator crítico, algumas enfermidades como o diabetes podem requerer um acompanhamento mais frequente. A popularização desses dispositivos colabora para o próprio paciente realizar a verificação de alguns indicadores de saúde e procurar medidas para reverter seu estado de saúde ou procurar um médico [1].

O projeto proposto nesta pesquisa visa dar condição de construir diversos dispositivos que realizem a medição de sinais vitais, principalmente de pessoas vulneráveis, como crianças, idosos e pacientes em Unidades de Terapia Intensiva (UTI), que requerem uma análise frequente de seus dados e componentes sanguíneos. O sinal vital que passível de monitoramento foi o sinal da frequência cardíaca [4][5].

### 2. MATERIAS E MÉTODOS

Inicialmente foi traçado um período de revisão bibliográfica para a pesquisa e teste de técnicas para construção do circuito, justamente com a avaliação dos componentes mais adequados. A fase de avaliação e teste foi realizada seguindo roteiros de atividades, com a produção de relatórios e simulação.

Foi seguido estritamente o cronograma definido, com experimentos no laboratório de circuito no galpão da Unidade II da Unifesspa, onde também foram realizadas a construção do software e hardware.

O cronograma de atividades executadas está registrado na Tabela 1.

**Tabela 1 – Cronograma de registro de atividades.**

Maio	Levantamento bibliográfico do circuito regulador de tensão. Levantamento dos componentes necessário. Aquisição dos componentes necessários para o desenvolvimento do projeto.
Junho	Teste de funcionamento dos componentes ativos.

<sup>1</sup>Graduando em Engenharia da Computação - Universidade Federal do Sul e Sudeste do Pará (FACEEL/IGE/Unifesspa).

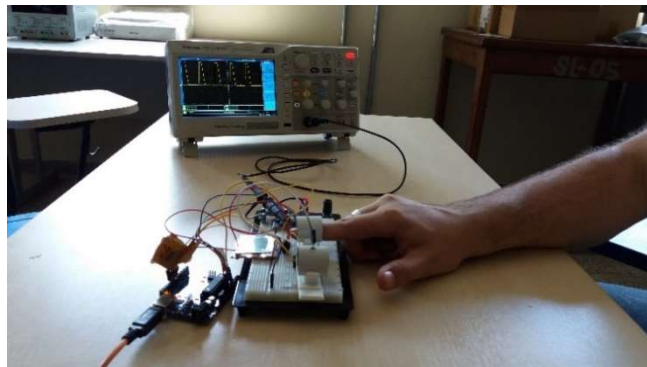
<sup>2</sup>Doutor em Eng. Elétrica - Prof. Adjunto da Universidade Federal do Sul e Sudeste do Pará (FACEEL/IGE/Unifesspa)

	Ambientação com os equipamentos do laboratório e ferramentas.
Julho	Construção do amplificador e filtro de pequenos sinais para amplificação do sinal capturado através da fotoplestimografia.
Agosto	Pesquisa e testes de novos filtros comparando o melhor resultado de filtro e estabilidade para o sinal.
Setembro	Validação do circuito do filtro do sinal da fotoplestimografia Faixa de frequência inferior e superior para captura do sinal.
Outubro	Estudo do circuito de captura do sinal. Comparação dos circuitos que performaram melhor.
Novembro	Montagem do circuito final em uma nova protoboard de forma organizada. Teste do novo circuito testado.
Dezembro	Registro e captura do sinal pelo osciloscópio.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como citado anteriormente, o trabalho propõe a construção de um circuito amplificador de sinal utilizando a fotoplestimografia, na região do infravermelho próximo (NIR). Pretendeu-se então construir um circuito condicionador de sinal, investigando os métodos mais eficiente para dispositivos que capturam sinais usando métodos não invasivos e assim tornar os equipamentos mais rápidos e precisos [6].

Quando estamos avaliando um sinal de um fototransistor é necessário ter atenção a algumas características para obter um sinal de qualidade, essas características são: velocidade de resposta, sensibilidade ao movimento, sensibilidade ao ruído elétrico, sensibilidade à iluminação ambiente. A Figura 1 mostra um exemplo de teste do dispositivo [5].



**Figura 1 - Setup de aquisição e medição de sinais FC.**

Os testes dessas características do circuito são realizados a partir da escolha do melhor tipo de filtro. Entre os testes realizados foram feitos experimentos usando filtros passivos e filtros ativos. Os filtros ativos usando amplificadores operacionais foram os que apresentaram os melhores resultados.

Para ampliar o sinal fraco do eletrocardiograma (ECG), utilizamos o amplificador LM324, o qual é um bloco com 4 amplificadores e possui uma alimentação 5V [6]. O circuito construído possui dois blocos simétricos que realizam a filtragem do sinal. A primeira etapa é um filtro passa alta, com uma frequência de corte de 0,72Hz. O circuito é composto por um resistor de 47k e um capacitor de 4,7µF. A frequência pode ser calculada pela seguinte equação:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 47 * 10^3 * 4,7 * 10^{-6}} = 0,72\text{Hz}$$

A segunda etapa passa por um circuito integrador não-inversor, o qual realiza a operação de integração e filtro passa baixa com a frequência de corte 2,34Hz, conforme a equações a seguir:

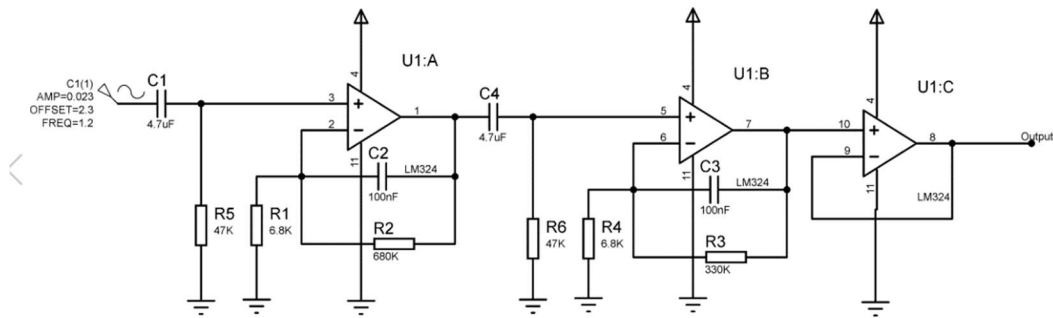
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 680 * 10^3 * 100 * 10^{-9}} = 2,34\text{Hz}$$

$$G = \frac{R_1}{R_2} + 1 = \frac{680\text{k}}{6,8\text{k}} + 1 = 101$$

$$G_{Total} = 101 \times 101 = 10201 \frac{v}{v}$$

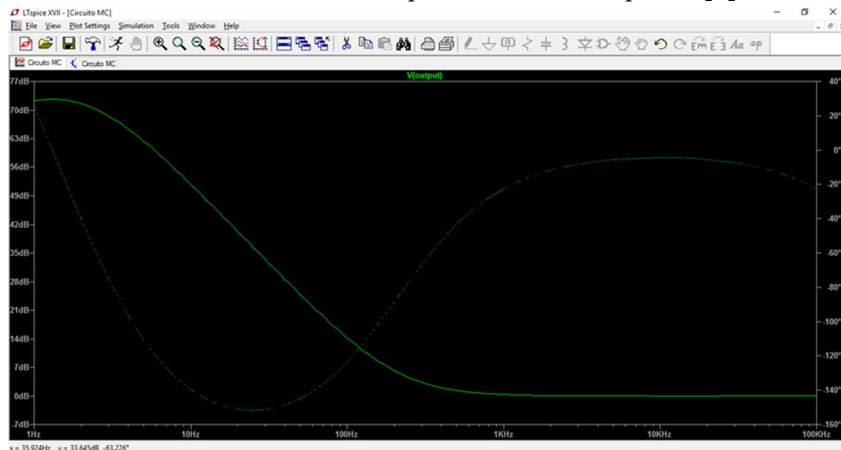
Depois de realizar a amplificação do sinal, com um ganho configurado de 101 em cada estágio temos um ganho total de 10201 conforme as equações acima. Para reduzir a impedância de saída utilizamos um amplificador seguidor de tensão (Buffer), com a finalidade de reduzir a impedância de saída. O ganho total pode ser visto em:

O circuito completo pode ser visto na Figura 2.



**Figura 2 - Circuito completo do monitor cardíaco.**

Aplicando a transformada de Fourier, podemos observar o comportamento do sinal de acordo com frequência inserida. Na Figura 3, o gráfico da atenuação se comporta de maneira exponencial, e o sinal começa a atenuar em -3 dB, em 2,34Hz, onde temos uma frequência de corte superior [6].



**Figura 3 - Transformada rápida de Fourier.**



#### 4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos até o momento têm como contribuição a construção de um circuito que utilize meios mais diretos para alcançar os objetivos propostos, implementando um circuito mais eficiente e barato para captura de sinais fisiológicos. Uma importante melhoria foi a construção do circuito utilizando componentes ativos, ao invés de passivos. Os filtros que utilizaram esses componentes acabaram obtendo uma resposta mais estável e com menor falha na captura do sinal.

Foram realizados testes comparando a frequência cardíaca do circuito com uma cinta que realiza as medições, para validar o funcionamento do circuito, o resultado foi que a frequência cardíaca nos dois modos foi condizente com a frequência comparada, tornando possível realizar a comparação entre os métodos.

As dificuldades encontradas foram na construção da sonda de maneira que posicionasse o sensor na distância e espaçamento ideal para a leitura. Também na escolha do circuito e o código eficaz para a medição. A dificuldade na conexão com a protoboard foi devida ao sinal amplificado ser muito baixo, e as interferências provocados pela movimentação da sonda acima da protoboard.

Para trabalhos futuros, podemos implementar dispositivos de medição de novos sinais fisiológicos no nível de temperatura corporal, nível de oxigênio e glicose no sangue. Outro ajuste seria no sentido de implementar uma interface para seleção entre os dispositivos. Construir uma placa de circuito impresso para evitar problemas de resistências e capacitâncias parasitas que podem interferir no circuito, melhorias para a sonda de forma que seja possível utilizar fora da protoboard e com o invólucro ajustável para evitar problemas relacionado à movimentação durante a captura, pressão exercida ou interferência nos fios ligados a protoboard.

#### REFERÊNCIAS

- [1] QUEIRÓS, André Ricardo Cabral. **Plataforma smartphone para biossensores de espectroscopia de infravermelho próximo**. Dissertação de Mestrado, FCT, 2014.
- [2] PEREIRA, Poliana Francibele de Oliveira. **Proposta de uma técnica de controle para o monitoramento remoto de sinais vitais em sistemas embarcados**. Anais do EATI, 2013.
- [3] CRUZ, Lucas F. Da et al. **Um sistema para monitoramento de sinais fisiológicos baseado em hardware de baixo custo com acesso via WEB**. UFAM, 2016.
- [4] REISNER, Andrew et al. **Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring**. Anesthesiology, 2008.
- [5] CORRÊA, Luiz Antonio Ferreira. **Sistema não invasivo de monitorização da pressão arterial e da onda de pulso utilizando a fotopletismografia**. Dissertação de Mestrado, 2006.
- [6] SAQUIB, Nazmus et al. **Measurement of Heart Rate Using Photoplethysmography**. NSysS, 2015.