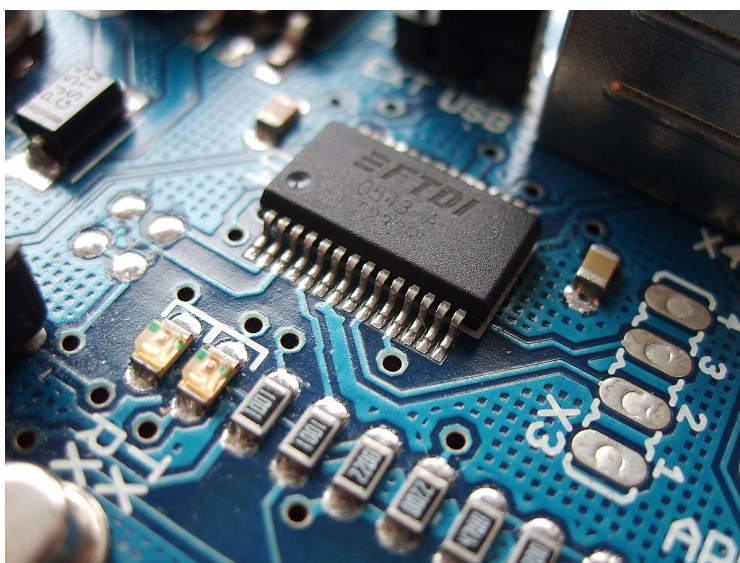




Mestrado em Engenharia Biomédica
Eletrónica Médica

2023/2024

Laboratórios Integrados de Eletrónica Médica I



Grupo VI

Luís Gonçalves PG54011

Sandra Ferreira PG54221

Docentes

Diogo Francisco Veiga Baptista

Resumo

O presente trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um sensor respiratório para a leitura e análise da respiração de pacientes com apneia do sono. Para isso recorreu-se a uma fibra óptica acarretada a um LED infravermelho e um fotodiodo. De seguida, procedeu-se à extração das características destes sinais, com o intuito de analisar os mesmos, a fim de determinar o sinal respiratório do doente e se houve ou não alguma irregularidade durante o sono.

Índice

1. Introdução.....	4
2.Diagrama de Blocos.....	5
2.1.Função dos Blocos.....	5
2.1.1.Bloco Emissor.....	5
2.1.2. Bloco Receptor e Conversor Corrente-Tensão.....	5
2.1.4. Bloco Filtro Passa-Baixo.....	7
2.2.Dimensionar componentes.....	7
2.2.1.Dimensionar a Resistência do LED.....	7
2.2.2.Dimensionar o Amplificador.....	8
2.2.3 Dimensionar o Amplificador Inversor.....	9
2.2.4 Dimensionar o Filtro Passa-Baixo.....	9
3.Resultados e Conclusões.....	11
4. Bibliografia.....	12
5. Anexo.....	13

1. Introdução

No âmbito da unidade curricular Laboratórios integrados de Eletrónica I, foi proposta a realização de um projeto, cujo o intuito foi o desenvolvimento de um detetor respiratório para doentes com apneia do sono. Estes doentes deparam-se muitas vezes com irregularidades respiratórias durante o sono como ressonar ou paradas respiratórias, podendo mesmo levar à morte ^[1].

Assim o principal objetivo do trabalho proposto foi seleccionar a eletrónica e instrumentação adequada para a recolha e análise de sinais provenientes de sensores. Por essa razão foi desenvolvido um detector baseado em fibra óptica, utilizando um LED infravermelho, um fotodiodo e uma fibra óptica.

Para que seja possível observar as respirações do utilizador, uniu-se previamente a fibra óptica ao LED e ao fotorreceptor, e os mesmos foram colocados no paciente com auxílio de adesivo médico. Este procedimento é crucial para detectar os movimentos respiratórios do utilizador uma vez que ao inspirar o laço previamente feito na fibra óptica ficará mais apertado o que impossibilita a chegada de uma grande quantidade de luz ao bloco receptor. Já na expiração acontece o oposto.

Devido a estas variações é possível formar um sinal representativo da respiração do utilizador, permitindo fazer uma análise da mesma. Para fins comerciais os equipamentos devem ser inseridos num cinto médico, fechado nas costas do utente para que seja confortável durante a sua utilização.

2.Diagrama de Blocos

No início deste projeto, recorreu-se a um diagrama de blocos presente na Figura 1, para projetar os passos e os componentes necessários para a realização do detetor respiratório.

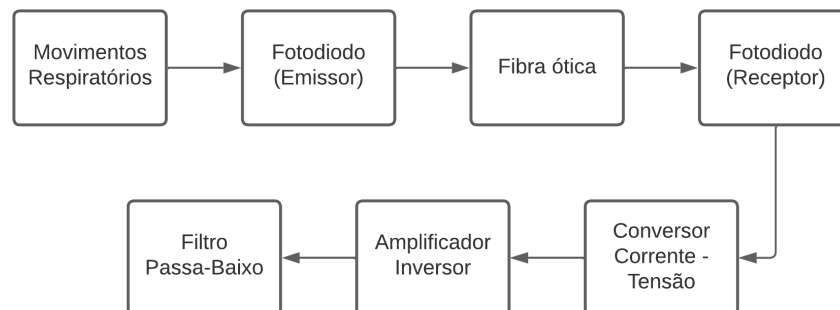


Figura 1 - Diagrama de Blocos.

2.1.Função dos Blocos

O diagrama de blocos anteriormente mencionado, foi dividido em diferentes blocos funcionais, o Bloco Emissor, o Bloco Receptor, junto com Conversor de Corrente - Tensão, um amplificador inversor e por fim do Filtro Passa-Baixo. Estes blocos possuem diferentes componentes e funções para que possa haver uma melhor obtenção do sinal, proveniente dos movimentos da caixa torácica, durante a respiração do utilizador.

2.1.1.Bloco Emissor

Neste projeto é essencial iniciar-se pela alimentação e funcionamento de um LED uma vez que o princípio funcional do nosso detetor é a alteração da iluminância que chegará a um fotorreceptor.

Para tal, foi feito um circuito simples, Figura 2, composto por uma fonte de tensão, uma resistência e um LED. A existência da resistência é essencial para que haja uma limitação da corrente de entrada no LED.

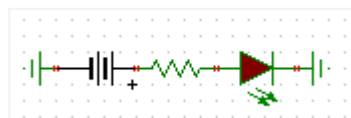


Figura 2 . Circuito do Bloco Emissor.

2.1.2. Bloco Receptor e Conversor Corrente-Tensão

Através da análise do diagrama de blocos inicial, é possível prever que o bloco seguinte refere-se ao fotodiodo receptor, que funciona como fonte de corrente para o circuito principal. Apesar deste ser essencial para o funcionamento do detetor respiratório, é ainda

preciso transformar a corrente proveniente do receptor em tensão. Para tal é utilizado um amplificador operacional e uma resistência. Estes componentes são possíveis de serem observados no circuito da Figura 3.

É necessário salientar que a luz recebida pelo fotorreceptor será proveniente do LED que estará interligado ao receptor através da fibra óptica, onde, qualquer movimento provocado na fibra, fará com que a corrente criada pelo receptor também seja alterada. Por fim, foi preciso isolar o diodo fotorreceptor, uma vez que o mesmo não capta apenas a luz infravermelhos, mas também a luz visível por toda a sua superfície. Este último facto tem uma elevada importância, uma vez que poderia alterar a corrente gerada neste componente, caso não fosse isolado.

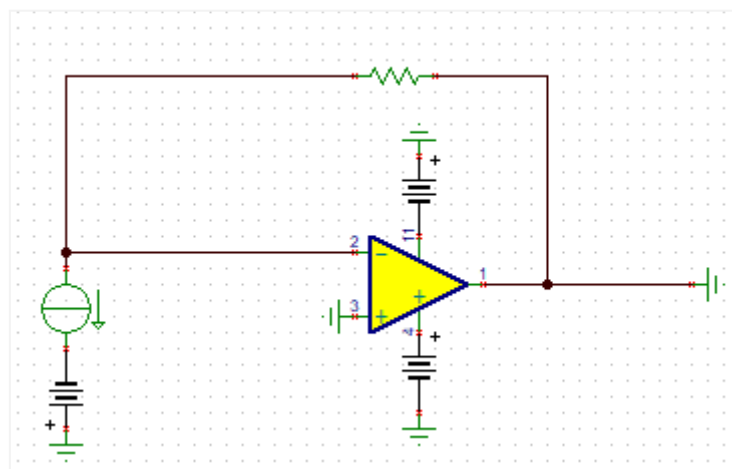


Figura 3- Circuito do Bloco receptor / Conversor corrente - Tensão.

2.1.3. Bloco amplificador inversor

Uma vez que a tensão proveniente do bloco anterior é relativamente baixa em comparação com a tensão desejada, é necessário amplificar este sinal. Além disso, é ainda fundamental inverter o sinal, uma vez que o filtro passa-baixo, que irá ser visto posteriormente, inverterá o sinal. Na Figura 4 podemos ver um exemplo de circuito deste tipo.

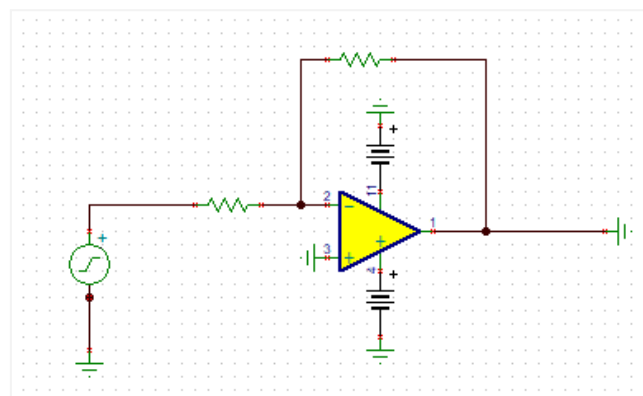


Figura 4 - Circuito de amplificador Inversor.

2.1.4. Bloco Filtro Passa-Baixo

Por fim, é apresentado um filtro passa-baixo que tem como função, remover qualquer interferência ou ruído, provocados por movimentos do utilizador que não têm ligação ao estudo, uma vez que estes movimentos não estão na mesma gama de frequência que as respirações. Assim será necessário definir previamente a largura de banda desejada, com o objetivo de filtrar as frequências indesejadas do sinal.

Através de uma pesquisa foi possível definir que a frequência superior de corte, 0,85 Hz, uma vez que em momentos de stress, ou pesadelos, as respirações podem chegar às 50 respirações por minuto ^[2], ou seja cerca de 0,83 Hz. Porém, uma vez que este valor não é algo fixo e bem definido foi arredondado para os 0,85 Hz como foi referido anteriormente.

Tendo por base esta informação, foi escolhido um filtro passa-baixo de primeira ordem, uma vez que quanto maior o número de resistências, maior será o ruído adicionado ao sistema, assim como, uma maior variabilidade nos valores reais das resistências e condensadores. Como neste projeto são utilizadas baixas frequências, é necessário haver uma alta precisão, e com isso os valores reais têm uma elevada importância. Na Figura 5 é possível encontrar um circuito de um filtro deste tipo.

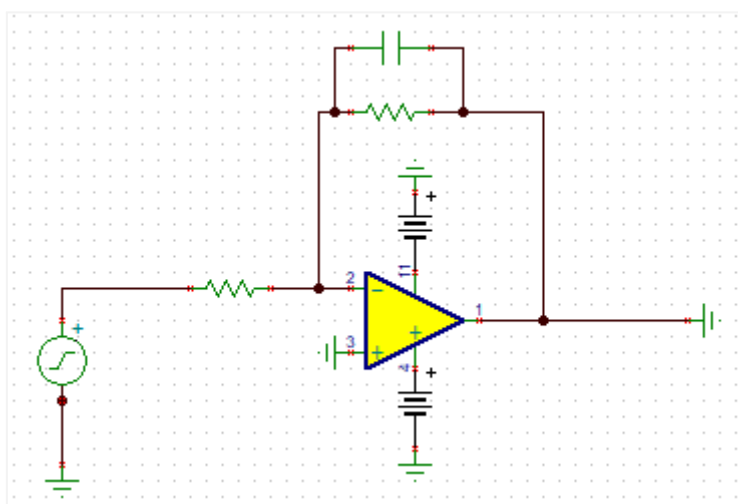


Figura 5 - Filtro passa-baixo ativo de primeira ordem.

2.2. Dimensionar componentes

Com base no diagrama de blocos e no esquemático do *Tina*, iniciou-se a determinação dos valores dos componentes que seriam necessários para a realização do projeto

2.2.1. Dimensionar a Resistência do LED

Após uma pequena pesquisa percebemos que a tensão direta, tensão a partir da qual o LED conduz, seria de 1.2V, com isso realizou-se os cálculos (Equação 1), com o objetivo de

determinar qual seria a melhor resistência a ser utilizada com base nos conhecimentos anteriormente obtidos e com a corrente de alimentação do LED.

$$I = \frac{V_{entrada} - V_{direta}}{R}$$

Equação 1- Determinação da corrente de alimentação

Foi então utilizada uma resistência de 330Ω

2.2.2. Dimensionar o Amplificador

Inicialmente realizou-se uma busca pela qual integrado deveria ser usado tendo em conta as tensões de entrada e saída, bem como as frequências de funcionamento. Para tal recorreu-se à leitura do datasheet dos componentes disponibilizados e foi escolhido o TL084CN, na Figura 6 é possível verificar o diagrama de pinos do mesmo.

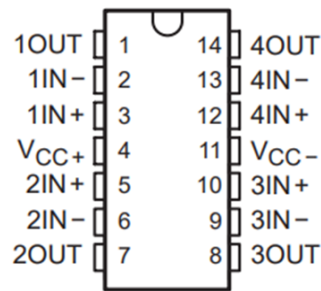


Figura 6- TL084CN

Após a escolha do integrado seguiu-se o processo de dimensionar as resistências e os condensadores que seriam utilizados no amplificador de tensão e no filtro passa-baixo de primeira ordem.

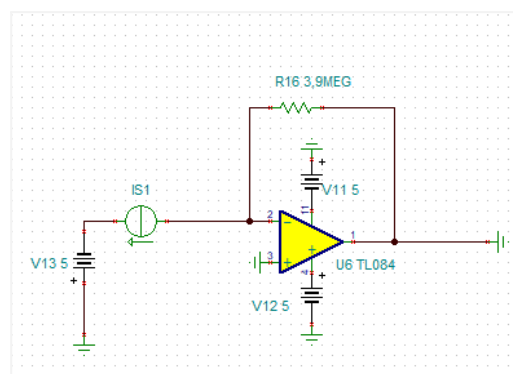


Figura 7- Amplificador Operacional

Como é possível de ser verificado na Figura 7, para a montagem do amplificador utilizou-se uma resistência de $3.9\text{M}\Omega$. Foi escolhida esta resistência uma vez que a corrente inicial é bastante baixa e portanto, para ser possível ter uma tensão visível no multímetro é necessário

usar uma resistência elevada. Por $3.9\text{M}\Omega$ ser a resistência mais elevada disponível, foi utilizada a mesma, obtendo uma voltagem de saída de cerca de 100mV .

2.2.3 Dimensionar o Amplificador Inversor

Tendo por base o *datasheet* do TL084CN, onde a voltagem de saturação é aproximadamente de 3.6V e também contando com a voltagem de entrada do PIC18F47Q10, determinou-se que seria essencial a implementação de um amplificador com ganho.

Contudo o ganho do amplificador teria que ser bastante elevado o que ia implicar o uso de resistências também muito elevadas, que poderiam gerar bastante ruído e dissipação de energia. Para tal não acontecer, recorreu-se à utilização de dois amplificadores, um inversor no qual o ganho é representado pela equação 2, e um não inversor, onde o ganho é calculado com base na equação 3.

Por fim, o ganho final do bloco inversor foi cerca de 32. Na figura 8 é ainda possível observar o circuito deste bloco com ambos os amplificadores.

$$G_1 = -\frac{R_2}{R_1} = -\frac{2200}{330} = -6.6$$

Equação 2- Ganho do Inversor

$$G_2 = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{4600}{1200} = 4.8$$

Equação 3- Ganho do Não Inversor

$$G_{Final} = G_1 * G_2$$

Equação 4- Ganho Final

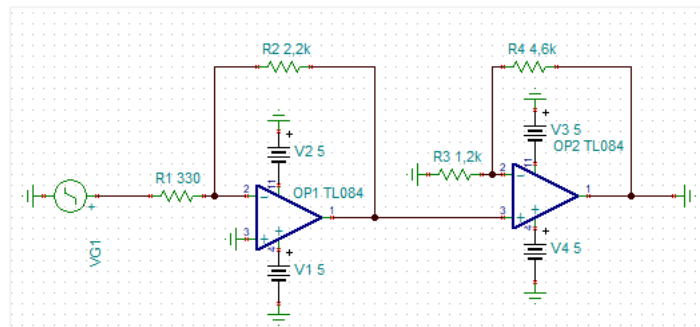


Figura 8 - Circuito do bloco amplificador inversor

2.2.4 Dimensionar o Filtro Passa-Baixo

De seguida para a determinação dos valores das resistências e dos condensadores baseou-se nos estudos feitos acerca das frequências respiratórias de adultos normais quando dormem, incluindo quando têm pesadelos onde a frequência respiratória aumenta significativamente. Tendo por base esta informação determinou-se a frequência superior de corte nos valores de 0.855 Hz permitindo ter uma taxa de erro caso a frequência respiratória alcance valores um pouco superiores ao esperado.

Para a realização do cálculo das resistências e do condensadores utilizou-se a seguinte equação:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$$

Equação 5- Frequência superior de Corte

Onde $f_0 = 0,855 \text{ Hz}$

Com base no ganho unitário pretendido, implementou-se a equação , que permite obter uma relação de igualdade entre as resistências.

$$G = R_2/R_1$$

Equação 6- Razão entre as Resistências

Após a igualdade, recorreu-se aos condensadores existentes no laboratórios, para determinar quais seriam os valores das resistências e do condensador a ser escolhido.

Pelo qual foi escolhido um condensador de 47 nF e as duas resistencias de valor de 3,9M Ω , Figura 9.

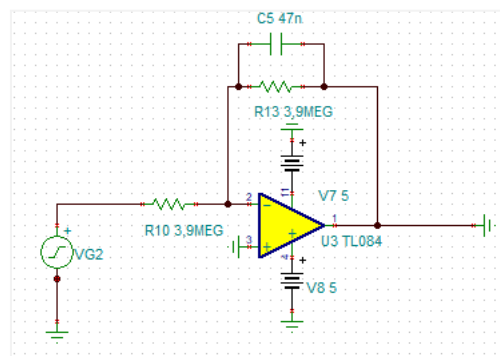


Figura 9- Filtro Passa-Baixo

Após a montagem do filtro nessas dimensões foi possível obter a resposta em frequência, permitindo observar informações importantes. Na Figura 10, é possível de ser observado o gráfico obtido onde a frequência superior de corte é de cerca de 0,855Hz. No Anexo A estão presentes, em maior detalhe, os valores obtidos para realização da figura. É possível ainda observar que para frequências muito baixas inferior a 0,263 Hz existem ganhos positivos.

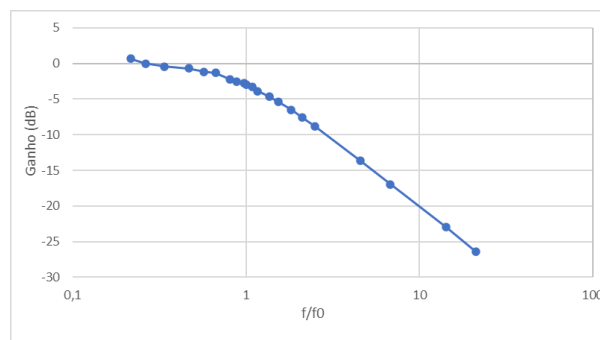


Figura 10- Ganho do filtro passa-baixo

3.Resultados e Conclusões

A partir dos estudos e cálculos efetuados, foi implementado o circuito numa *BreadBoard*, mostrado na figura 11, no qual estão ligados o LED de infravermelho, a fibra óptica e o fotorreceptor, Figura 12. O LED serve de alimentação ao sistema, na qual o fotorreceptor detecta a luz emitida pelo LED e transmite a mesma em forma de corrente para o circuito.

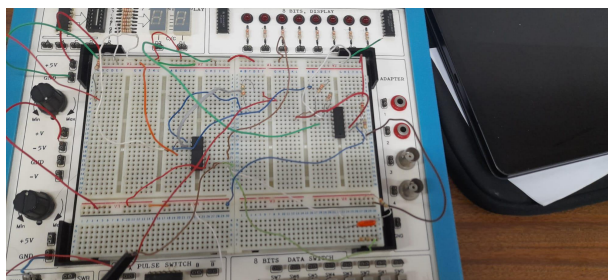


Figura 11- Montagem do Circuito



Figura 12- Montagem do LED-Fibra-Fotorreceptor

Com o objetivo de verificar se o projeto funcionava nas frequências respiratórias, colocou-se o LED e o fotorreceptor na parte peitoral e na zona do diafragma, Figura 13. De seguida, reproduziu-se os movimentos respiratórios numa situação de sono.

Para obter o sinal de saída do filtro, colocou-se uma ponta de prova ligada à porta 3OUT de um integrado do amplificador operacional, através da qual foi possível observar no osciloscópio a variação da onda de saída consoante o movimento da fibra óptica. Este sinal caracteriza-se por apresentar uma gama de frequências de 0 Hz a 0,855 Hz, possuindo uma largura de banda de 0,855 Hz, e também uma gama de tensão que varia entre os 0 V e os 3,6V.

Como foi referido anteriormente nos distintos momentos da respiração haverá diferentes efeitos no sinal de saída do sistema. Por exemplo, na inspiração, será aplicada uma força na fibra, o que leva a que a mesma seja deformada criando assim uma diminuição do valor de tensão no terminal do sistema. Já na expiração o sistema comporta-se de forma contrária, voltando aos níveis de voltagem inicial como pode ser verificado na Figura 14, onde existe um aumento de tensão e no momento seguinte observa-se uma diminuição da mesma representando a inspiração.



Figura 13- Fibra Óptica no diafragma



Figura 14- Osciloscópio durante a Expiração

Outro aspecto importante de salientar, é a colocação do sensor no corpo do utilizador, uma vez que as linhas de base apresentam valores diferentes consoante a mesma. Bem como, as gamas de variação da iluminância que chegam ao fotorreceptor e provocam uma diminuição da tensão de saída. Assim é importante perceber qual é a melhor zona para colocar o sensor, sendo em alguns utilizados na zona peitoral e noutros na zona do diafragma.

Contudo, apesar de ser possível verificar o sinal, o sistema apresenta uma pequena gama de voltagens, uma vez que a fibra óptica que constitui o sensor, deveria ter uma dimensão superior à utilizada, permitindo que a mesma cobrisse grande parte da frente do utilizador e houvesse uma maior variação.

Este facto é importante de ser salientado, já que tanto a variabilidade de utilizador, para utilizador, como a baixa variação na respiração afetarão no futuro quando for feita a conexão entre o microcontrolador e este sistema construído.

4. Bibliografia

[1] Lusíadas Saúde:

<https://www.lusiadas.pt/blog/doencas/sintomas-tratamentos/apneia-sono-que-fazer>

[2] Sandoval, Armando. “Introdução à Fisiologia Do Exercício: Principais Mecanismos | Dos Sintomas Ao Diagnóstico E Tratamento | MedicinaNET.” *Www.medicinanet.com.br*, 11 Nov. 2014,

www.medicinanet.com.br/conteudos/revisoes/5972/introducao_a_fisiologia_do_exercicio_principais_mecanismos.htm. Último acesso a 29 Out. 2023.

[3] José Higino Correia, & João Paulo Carmo. (2013). *Introdução à instrumentação médica*.

5. Anexo

Anexo A - Tabela de valores dos ganhos do Passa-Baixo

Tabela 1 - Ganho Filtro Passa-Baixo

f/f ₀	0,216	0,263	0,339	0,468	0,573	0,667	0,807	0,883	0,971	1,000	1,088
Ganho(dB)	0,644	0,000	-0,457	-0,695	-1,160	-1,299	-2,190	-2,529	-2,756	-3,005	-3,296
f/f ₀	1,17	1,37	1,54	1,82	2,12	2,49	4,58	6,80	14,33	21,23	
Ganho(dB)	-3,89	-4,66	-5,38	-6,52	-7,59	-8,82	-13,68	-16,97	-22,96	-26,41	