

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE VIÇOSA  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLÓGICAS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**MATHEUS BERGER QUEMELLI**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA DE  
AQUISIÇÃO DE DADOS APLICADO A UM  
ELETROENCEFALÓGRAFO**

**VIÇOSA  
2017**

**MATHEUS BERGER QUEMELLI**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA DE  
AQUISIÇÃO DE DADOS APLICADO A UM  
ELETROENCEFALÓGRAFO**

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 - Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix

VIÇOSA  
2017



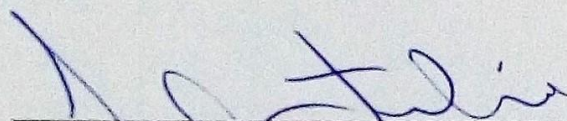
**MATHEUS BERGER QUEMELLI**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLACA DE AQUISIÇÃO DE  
DADOS APLICADO A UM ELETROENCEFALÓGRAFO**

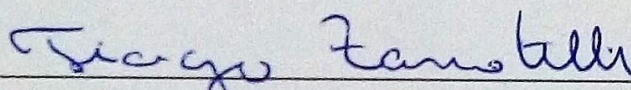
Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 - Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 14 de Julho de 2017.

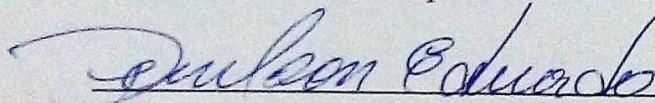
**COMISSÃO EXAMINADORA**



Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix - Orientador  
Universidade Federal de Viçosa



Mestre Tiago Zanotelli - Avaliador  
Instituto Federal do Espírito Santo - Campus São Mateus



Dr. Denilson Eduardo Rodrigues - Avaliador  
Universidade Federal de Viçosa

*Dedico este trabalho para aqueles que  
sempre acreditaram e me apoiaram nos meus estudos.*

# *Agradecimentos*

Agradeço ao meu pai Osmar e minha mãe Veroni pelo suporte que me ofereceram durante toda minha graduação. Ao meu orientador Leonardo Bonato, agradeço pela oportunidade de vivenciar uma experiência acadêmica importante em minha vida e que contribuiu muito para meu crescimento intelectual. Aos meus grandes amigos e companheiros de república, em especial ao André por ter me acompanhado e ajudado inúmeras vezes com os problemas e dificuldades deste projeto, muito obrigado. Ao Fidelis que esteve por perto para emprestar seu gravador de microcontrolador e dar dicas e sugestões para solução dos problemas do trabalho. Ao Felipe por ter acompanhado todo o desenrolar da monografia e ajudado nas dicas e discussões do projeto até mesmo nos sábados e domingos. A todos vocês, os meus sinceros agradecimentos.

*"Saber como pensar torna a pessoa muito mais capaz  
do que aquele que apenas sabe o que deve pensar."*

***Neil deGrasse Tyson***

# *Resumo*

Disfunções neurocognitivas e até perdas auditivas podem ser detectadas mais facilmente através de análise objetiva de sinais biológicos provenientes do cérebro humano. Para isso é necessário a construção de instrumentos capazes de detectar e coletar tais impulsos elétricos a fim de serem utilizados para diagnóstico. Com o objetivo de estudar sinais de Eletroencefalografia, o Núcleo Interdisciplinar de Análises de Sinais (NIAS) propõem a construção de um circuito eletrônico capaz de coletar dados de impulsos elétricos oriundos do cérebro humano. O projeto é composto por um chip amplificador de sinais, responsável por coletar e amplificar os sinais captados nos eletrodos, um conversor analógico digital, o qual tem a função de digitalizar os dados analógicos para serem enviados ao computador, e por fim um microcontrolador utilizado para realizar a ponte de comunicação entre o conversor analógico digital e o computador. Os sinais coletados devem ter uma taxa mínima de amostragem respeitada pelo Teorema de Nyquist para que não haja perdas e comprometimento na análise dos dados. Para isso calculou-se os requisitos mínimos para que o hardware atendesse os padrões de aquisição de dados. O sistema inteiro de aquisição depende principalmente do microcontrolador, o qual deve funcionar com um processamento alto, para que seja possível a leitura dos valores convertidos pelo conversor A/D. O chip RHA2216 utilizado para amplificar os sinais possui 16 entradas analógicas diferenciais, um ganho nominal de 200 e uma saída multiplexada que pode variar de 0 a 2V. O conversor A/D MAX11040K possui um range de leitura de  $\pm 2,2V$ , resolução de  $262,27V$ , ganho unitário e frequência de amostragem ajustável em até 64ksps. Optou-se pelo microcontrolador dsPIC33EP64MC202 devido a sua faixa de alimentação ser compatível a todos os dispositivos anteriormente citados, 3,3 a 3,6V. Além disso possui uma velocidade de processamento de 70Mips (Mega instruções por segundo) e seu hardware possui suporte para comunicação Serial Peripheral Interface (SPI) e comunicação Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART). Foram utilizados os dois protocolos de comunicação. O primeiro necessário para comunicar o microcontrolador com o conversor A/D, já o segundo foi utilizado para comunicar o sistema com o computador. O protótipo foi testado e constatou-se um pequeno problema que deverá ser objeto de estudo futuro.



# *Abstract*

The neurocognitive dysfunctions and even hearing loss can be detected more easily through the objective analysis of biological signals from the human brain. Therefore, it is necessary to construct instruments capable of detecting and driving the electrical impulses in order to be used for diagnosis. With the purpose to study Electroencephalography signals, the Interdisciplinary Nucleus of Signal Analysis (NIAS) proposes a construction of an electronic circuit capable of collecting data of electrical impulses coming from the human brain. The project consists of a signal amplifier chip, responsible for collecting and amplifying the signals captured on the electrodes, a digital analog converter, which is a function of scanning the analog data to be sent to the computer, and finally a microcontroller used for Make a communication bridge between the digital analog converter and the computer. The collected signals must be submitted to a minimum sampling rate, respected by the Nyquist Theorem, so that there is no loss and compromise in the data analysis. To make this, it calculates the minimum standards for the hardware to meet data acquisition standards. The entire acquisition system depends mainly on the microcontroller, which must work with high processing, so that it is possible to read the values converted by the ADC converter. The RHA2216 chip used to amplify the signals has 16 differential analog inputs, a nominal gain of 200 and a multiplexed output that can range from 0 to 2V. The ADC MAX11040K has a reading range of  $\pm 2,2V$ , resolution of  $262,2\mu V$ , unit gain and adjustable sampling frequency up to 64ksps. The dsPIC33EP64MC202 microcontroller was chosen because its power supply is compatible with all previously mentioned devices, from 3.3 to 3.6V. In addition it has a processing speed of 70Mips (Mega instructions per second) and its hardware has support for Serial Peripheral Interface (SPI) communication and Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (UART) communication. The two communication protocols were used. The first necessary to communicate the microcontroller with the ADC converter, the second was used to communicate the system with the computer. The prototype was tested and found a small problem that should be the object of future study.

# *Sumário*

**Lista de Figuras**

**Lista de Tabelas**

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>11</b>
1.1	Arquitetura de um Eletroencefalógrafo . . . . .	12
1.1.1	Analog Front-End . . . . .	12
1.1.2	Conversor Analógico Digital . . . . .	13
1.1.3	Microcontrolador . . . . .	14
1.2	Objetivo Geral . . . . .	15
<b>2</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>16</b>
2.1	Materiais . . . . .	16
2.1.1	Chip Amplificador RHA2216 . . . . .	16
2.1.2	Conversor Analógico Digital MAX11040K . . . . .	17
2.1.3	Microcontrolador dsPIC33EP64MC202 . . . . .	18
2.1.4	Computador e Softwares Matlab e Proteus . . . . .	18
2.2	Métodos . . . . .	19
<b>3</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>26</b>
<b>4</b>	<b>Conclusões</b>	<b>33</b>
	<b>Referências</b>	<b>34</b>

<b>Anexo A – Exemplo de Aplicação</b>	<b>35</b>
A.1 Código do Microcontrolador . . . . .	35
A.1.1 Arquivo HEADER: . . . . .	35
A.1.2 Arquivo MAIN: . . . . .	36

# *Lista de Figuras*

1	Diagrama de Blocos do sistema integrado EEG. . . . .	12
2	Frequências características de vários sinais biológicos [1]. . . . .	13
3	Circuito Conversor A/D . . . . .	14
4	Série RHA2000 de chips amplificadores de instrumentação. . . . .	16
5	Diagrama Funcional do Conversor A/D. . . . .	17
6	Microcontrolador dsPIC33EP64MC202. . . . .	18
7	Placa adaptadora para o Conversor A/D. . . . .	19
8	Placa adaptadora com chip soldado. . . . .	19
9	Esquema de ligações entre MAX11040K e dsPIC33E. . . . .	20
10	Esquema geral de ligações. . . . .	22
11	Senoide criada pelo Gerador de Sinais. . . . .	26
12	Sinal amostrado a 16kHz. . . . .	27
13	Senoide aplicada ao Canal 0 carregada no pino MUX_out. . . . .	28
14	Amostragem e chaveamento dos 16 canais em 10kHz, sinal senoidal no canal 0. . . . .	29
15	Amostragem e chaveamento dos 16 canais em 10kHz, sinal senoidal no canal 1. . . . .	29
16	Amostragem e chaveamento dos 16 canais em 10kHz, sinal senoidal no canal 2. . . . .	30
17	Espectro do Canal 0. . . . .	30
18	Espectro dos Canais 1 e 15. . . . .	31

# *Lista de Tabelas*

1	Bytes de Comando . . . . .	21
2	Taxa de Amostragem vs Largura de Banda . . . . .	23
3	Tabela de preços dos componentes. . . . .	31

# 1 *Introdução*

Segundo AGARWAL, N. et al, 2011 [2], disfunções neurocognitivas como depressão, estresse, frustrações, perda de memória, graus de desinteresse, falta de atenção e sonolência tem sido frequentemente relatadas pela sociedade. Antigamente, os médicos usavam questionários e até mesmo as expressões faciais para diagnosticar os pacientes. Estes métodos são baseados em suposições e altamente subjetivos, tornando-os muito imprecisos.

Sabe-se atualmente que muitas dessas disfunções neurocognitivas podem ser revertidas ou então pode-se retardar o avanço para quadros piores, porém isto apenas é possível se um diagnóstico preciso e eficaz for realizado a tempo para se iniciar um tratamento de um paciente.

Devido a isso, surgiu a necessidade de uma análise objetiva, a qual poderia ser apenas feita por monitoramento em tempo real de sinais biológicos de eletroencefalógrafos (EEGs). No passado, os EEGs eram robustos e caros, e os pacientes tinham que comparecer aos hospitais. Portanto, um esforço foi feito para reduzir o tamanho desses equipamentos, viabilizando seu uso em maior escala e frequência em circunstâncias clínicas. Os EEGs portáteis estão atualmente disponíveis no mercado e apesar do problema relatado sobre o tamanho ter sido resolvido, eles ainda são caros para a maior parte da aplicação no campo [2]. Então, neste trabalho é proposto a construção de um sistema *Analog Front-End* (AFE) integrado com armazenamento de dados de forma simples, barata, portátil e conveniente de usar.

O sistema construído tem uma vasta gama de aplicações. De acordo com FÖRSTBERG, P. e JOSEFSSON, 2011 [3], o AFE pode desempenhar o papel de aquisição de sinais de eletromiografia (EMG) na área de controle natural de próteses robóticas. EMG é um procedimento pelo qual se avalia o sistema nervoso periférico em conjunto com os músculos através de respostas elétricas. [4]

Atualmente o Núcleo Interdisciplinar de Análises de Sinais (NIAS) possui um EEG que é utilizado para fins de pesquisa e estudos de Mestrado na área de audiometria, todavia, as

características físicas desse dispositivo limitam a qualidade dos sinais biológicos captados.

## 1.1 Arquitetura de um Eletroencefalógrafo

A Figura 1 ilustra a estrutura básica de um EEG através de um esquema de diagrama de blocos. O processo é dividido em quatro etapas fundamentais: a coleta através dos eletrodos, a conversão analógica para digital, a comunicação com um microcontrolador e por fim o armazenamento dos dados para análises.

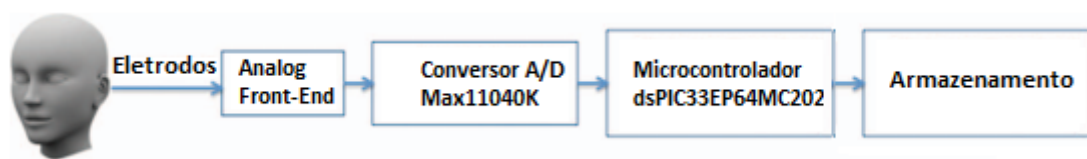


Figura 1: Diagrama de Blocos do sistema integrado EEG.

### 1.1.1 Analog Front-End

Um *Analog Front-End* é um circuito condicionador de sinais analógicos que utiliza amplificadores analógicos sensíveis, frequentemente amplificadores operacionais, filtros, e algumas vezes circuitos integrados para aplicações mais específicas.

De acordo com HUANG, C.-C. et al, 2008 [1], os sinais biológicos devem ser processados antes de chegarem ao final do sistema e serem armazenados no banco de dados, para isso é necessário a realização de três procedimentos importantes:

#### **Amplificação de Instrumentação**

Os amplificadores para instrumentação se caracterizam por ter uma entrada diferencial e uma elevadíssima impedância de entrada que é conseguida reduzindo-se o ganho da primeira etapa, normalmente funcionando como seguidor de tensão.

#### **Filtragem passa-baixa**

Como pode ser observado na Figura 2, a maioria dos sinais que atualmente são objetivo de análises clínicas estão distribuídos em uma faixa de frequência pequena. Desta forma, torna-se necessário a aplicação de um filtro passa-baixa com o intuito de atenuar ruídos indesejados no sistema. Os filtros utilizados podem ser analógicos ou digitais, a escolha depende das especificações e necessidade de precisão.

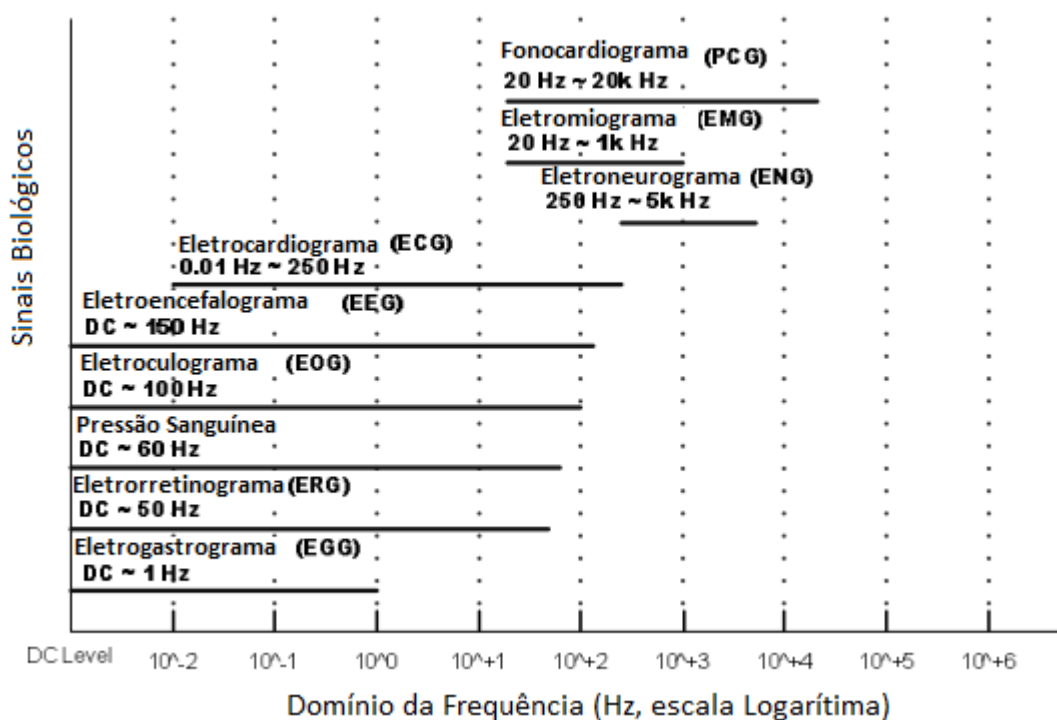


Figura 2: Frequências características de vários sinais biológicos [1].

### Amplificação de Ganho

Os amplificadores de ganho são responsáveis por elevar as amplitudes do sinal captado. Este dispositivo é necessário devido a característica de baixa amplitude dos impulsos elétricos obtidos pelos eletrodos, onde a ordem de grandeza está na casa de nanovolts. Além disso é importante ressaltar que um ganho muito elevado pode provocar um *offset* indesejado, portanto deve-se ter cautela para que a amplificação não afete a leitura dos dados coletados.

#### 1.1.2 Conversor Analógico Digital

Segundo Jardini, 1999 [5], o circuito de um conversor A/D é um pouco mais sofisticado que de um amplificador. Como pode ser observado na Figura 3, o dispositivo é composto por um contador de década que gera o código BCD 8421 nas saídas 'A', 'B', 'C' e 'D', além de um conversor D/A. A saída do contador de décadas é conectada diretamente ao conversor D/A, o qual apresentará um valor de tensão de referência na saída acoplada a uma das entradas do amplificador comparador. Na outra entrada deste comparador é injetado o próprio sinal analógico a ser convertido.



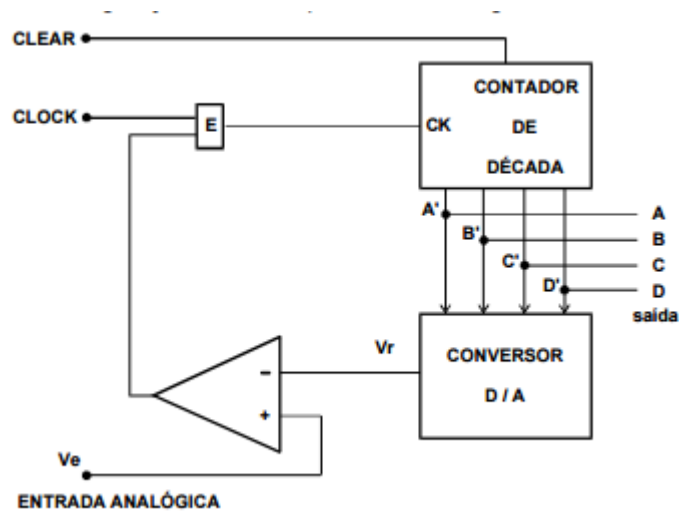


Figura 3: Circuito Conversor A/D .

A saída do comparador permite desta forma a passagem ou não do sinal de *clock* ao contador de década, enquanto o valor de tensão nas duas entradas forem diferentes, o contador de década irá incrementar até atingir o valor do sinal analógico que deseja-se converter.

Entretanto, no trabalho realizado não foi utilizado um conversor A/D com as características explicitadas acima, a qual é denominada conversão do tipo rampa. O modelo de conversor escolhido é conhecido como *Sigma-Delta*.

Como explica Kester,(2008) [6], este tipo de modulação consiste no conversor amostrar a média de uma tensão analógica na média de uma frequência de pulso analógica e contar os pulsos em um intervalo conhecido, de modo que a contagem de pulsos dividida pelo intervalo fornece uma representação digital precisa da tensão analógica média durante o intervalo. Este intervalo pode ser escolhido para dar qualquer resolução ou precisão desejada. Este modelo é barato e produzido por métodos modernos, atualmente é amplamente utilizado.

### 1.1.3 Microcontrolador

Um microcontrolador é um circuito integrado que contém um núcleo de processamento, memória e periféricos programáveis. Estes dispositivos são amplamente utilizados para sistemas embarcados e também equipamentos médicos.

## 1.2 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo a construção de um Eletroencefalógrafo portátil e de baixo custo, para ser utilizado na aquisição de sinais para estudos de audiometria. Dado o objetivo geral, têm-se como objetivos específicos:

- Estudar o funcionamento de um Eletroencefalógrafo;
- Estudar o funcionamento de um Conversor Analógico-Digital;
- Estudar a linguagem de programação C aplicada para Microcontroladores;
- Estudar a comunicação entre o Conversor A/D e o Microcontrolador;
- Aplicar a comunicação entre o Conversor A/D e o Microcontrolador;
- Estudar as conexões gerais entre Conversor A/D, Microcontrolador e Chip Amplificador de Sinais; e,
- Aplicar o armazenamento dos sinais coletados ao computador;

## 2 *Materiais e Métodos*

### 2.1 Materiais

#### 2.1.1 Chip Amplificador RHA2216

O microchip integrado RHA2216 pertence a uma família de CI's da série RHA2000 ilustrado na Figura 4, o chip é um dispositivo amplificador de instrumentação de baixo consumo produzido pela Intan Technologies. Este CI possui 16 entradas analógicas amplificadoras com largura de banda ajustável para aplicações de monitoração e armazenamento de vários sinais biomédicos.

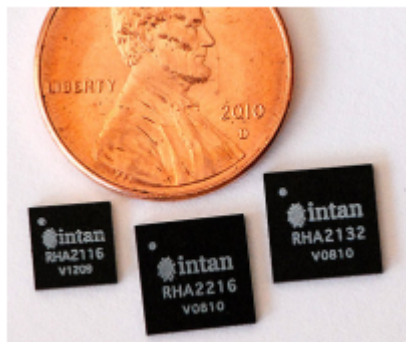


Figura 4: Série RHA2000 de chips amplificadores de instrumentação.

A largura de banda dos filtros são selecionadas através de três resistores de precisão conectado a três pinos do CI. O filtro passa baixa do RHA2216 pode ser configurado para valores entre 10Hz e 20kHz, enquanto que o filtro passa alta tem ajustes na faixa de 0.02Hz à 1kHz.

O chip amplificador produz um ganho não ajustável de 200. Além disso os sinais aplicados nas entradas analógicas devem ter amplitude máxima de  $\pm 5\text{mV}$ , acima disso ocorre uma saturação e conseqüentemente a perda de informações. O dispositivo possui apenas uma saída analógica que admite valores de 0 a 2V, sendo assim necessário a

comutação de forma sequencial dos canais de entrada para que estes sejam carregados na saída. O fabricante recomenda uma alimentação de 3V.

### 2.1.2 Conversor Analógico Digital MAX11040K

O MAX11040K é um conversor A/D fabricado pela Maxim Integrated <sup>TM</sup>, com resolução de 24-bit, possui 4 canais de entrada analógica, e tecnologia *sigma-delta* de conversão. O dispositivo permite a amostragem simultânea dos 4 canais, porém para a aplicação em questão foi necessário apenas um. O chip ainda possui interface de comunicação serial para coleta dos dados de conversão A/D que são obtidos através de um único comando. O *hardware* de comunicação é compatível com os protocolos *SPI*, *QSPI<sup>TM</sup>*, *MICROWIRE<sup>®</sup>*, e *DSP* compatível com interface serial de 4 fios.

O Diagrama Funcional é ilustrado na Figura 5, o CI é constituído de 4 moduladores ADC com a taxa de amostragem programável de 0,25ksps à 64ksps. As entradas analógicas admitem valores de tensão de  $\pm 2,2V$ , além disso a alimentação recomendada do componente eletrônico é 3V.

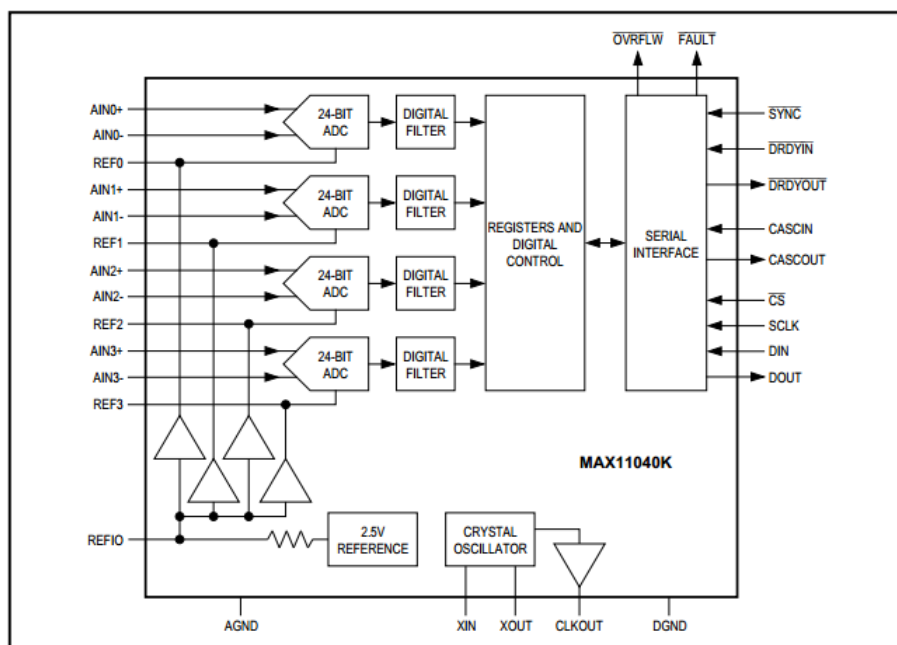


Figura 5: Diagrama Funcional do Conversor A/D.

O Conversor A/D possui 3 registros configuráveis e 1 registro de leitura que estão citados logo abaixo respectivamente, todos acessíveis através da comunicação serial.

- Registro de controle do Instante de Amostragem;

- Registro de controle da Taxa de Amostragem;
- Registro de Configuração;
- Registro de Dados.

### 2.1.3 Microcontrolador dsPIC33EP64MC202

O dsPIC33EP64MC202 é um microcontrolador de controle de sinais digitais da família dsPIC33E fabricado pela Microchip como pode ser observado na Figura 6. O dispositivo em questão é ideal para aplicações de alta performance em geral. Este chip tem uma arquitetura de 16-bit, velocidade de processamento de 70Mips (Mega instruções por segundo), tensão de alimentação de 3V. Ainda possui *hardware* de comunicação com suporte para os protocolo *SPI*, *I<sup>2</sup>C* e *UART*.

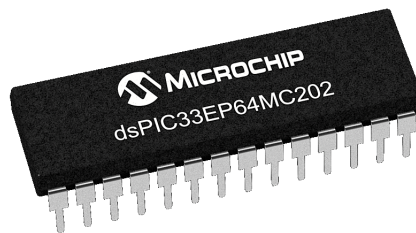


Figura 6: Microcontrolador dsPIC33EP64MC202.

### 2.1.4 Computador e Softwares Matlab e Proteus

O computador é responsável pelo armazenamento dos dados e confecção das placas de circuitos impressos.

Utilizou-se o software Matlab para comunicar com o sistema e receber os dados de conversão, trata-se de um software interativo de alta performance voltado para o cálculo numérico. Ainda integra cálculo com matrizes, processamento de sinais e construção de ambientes gráficos.

O Proteus Design é uma ferramenta de desenvolvimento esquemático de circuitos eletrônicos, simulação e módulos de layout para placas de circuitos impressos.

## 2.2 Métodos

Inicialmente foi desenvolvido uma placa adaptadora para que o chip MAX11040K fosse utilizado no protótipo, a placa foi projetada no software Proteus e pode ser observada na Figura 7.

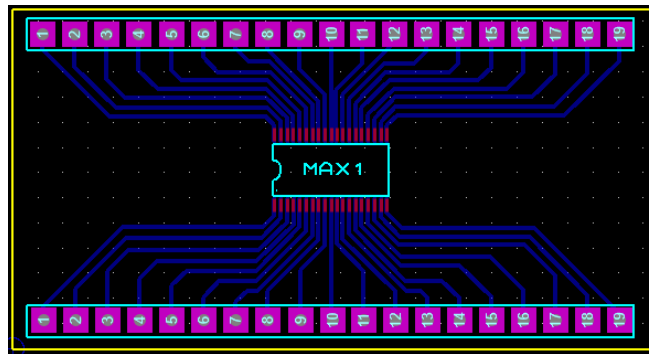


Figura 7: Placa adaptadora para o Conversor A/D.

Foi levado em consideração as dimensões das trilhas para que não houvesse perda de sinal de tensão, e as dimensões de encaixe dos pinos da placa ao *protoboard*. A partir disso executou-se o projeto na máquina de impressão de circuitos disponível no laboratório para a confecção da placa, e por fim realizou-se a solda do componente. O material final para ser utilizado no protótipo pode ser observado na Figura 8.

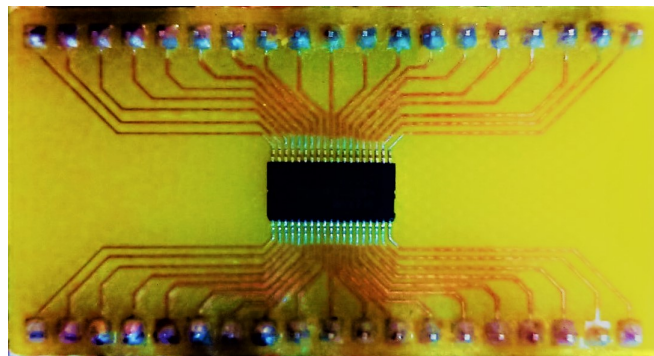


Figura 8: Placa adaptadora com chip soldado.

Em seguida, foi estudado as conexões necessárias para o funcionamento do dispositivo em conjunto com o microcontrolador. Para que o conversor A/D funcionasse perfeitamente foi necessário a configuração dos Registros de Configuração e de Taxa de amostragem. O esquemático das conexões pode ser observado na Figura 9.

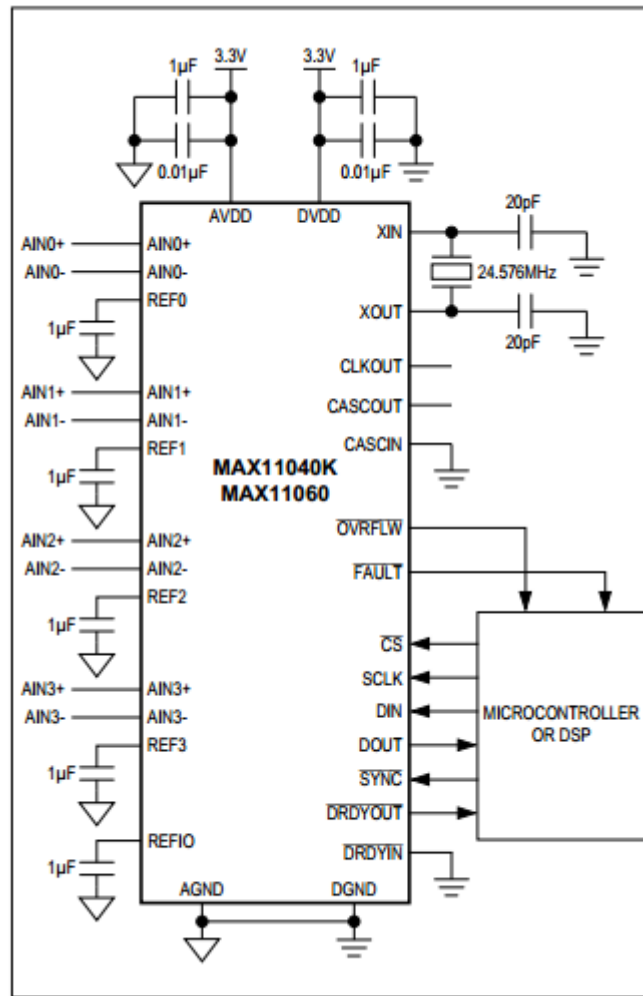


Figura 9: Esquema de ligações entre MAX11040K e dsPIC33E.

Para realizar o acesso aos Registros do MAX11040K, estabeleceu-se uma comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*) através dos pinos CS, SCLK, DIN e DOUT, como pode ser notado na Figura 9. Onde o mestre da rede é o dsPIC e o escravo é o conversor A/D.

Todos os 4 registros do conversor A/D são acessados através de uma palavra binária de 8 bits, onde o bit mais significativo, quando vale zero, representa um comando de escrita, e quando seu valor é um, representa um comando de leitura. Os 7 bits restantes constituem os endereços dos Registros. Todos os endereços e comandos podem ser observados na Tabela 1.

Tabela 1: Bytes de Comando

Leitura/Escrita	Endereço	Função
0	1000000	Escrever no Registro de Controle de Instante de Amostragem
1	1000000	Ler o Registro de Controle de Instante de Amostragem
0	1010000	Escrever no Registro de Controle de Taxa de Amostragem
1	1010000	Ler o Registro de Controle de Taxa de Amostragem
0	1100000	Escrever no Registro de Configuração
1	1100000	Ler o Registro de Configuração
1	1110000	Ler o Registro de Dados

Sabendo então os endereços de cada registro, foi possível configurar cada qual com as funcionalidades necessárias. Dentre elas, pode ser mencionado a habilitação do oscilador interno que permite a ativação dos moduladores ADC responsáveis pela conversão analógica para digital. E também a ativação da resolução de 24-bit do MAX11040K, sem esta função, o chip apenas realizaria conversões com a resolução de 19-bit. Por fim foi configurado a taxa de amostragem, a qual receberá uma explicação mais detalhada a frente.

Posteriormente, foi necessário desenvolver a rotina de aquisição sincronizada de dados. Tal sincronismo é fundamental para que o microcontrolador não colete dados de conversão repetidos ou então perca novas amostras realizadas. Analisando novamente a Figura 9 pode-se notar um pino chamado DRDYOUT, este por sua vez tem a finalidade de indicar novos dados de conversão analógica para digital através de uma borda de descida. Dessa forma, o DRDYOUT foi conectado ao microcontrolador e desenvolveu-se uma rotina de interrupção para coletar as amostras no momento exato em que houver uma borda de descida.

Esta rotina consiste em enviar um byte de solicitação de leitura do Registro de Dados do conversor, e receber as amostras no formato de 3 bytes, o que remete a uma amostra de 24 bits de resolução.

Os dados convertidos são escritos como uma palavra binária de 24 bits, apresentados no formato de complemento de dois. A resolução do conversor A/D é dado pela Equação



2.1, onde  $V_{REFIO}$  é o valor de tensão de referência que o chip utiliza para realizar as conversões, de acordo com a folha de dados este valor equivale a 2,5V.

$$Resol = \frac{2,0,88.V_{REFIO}}{2^{24}} \quad (2.1)$$

Após a solução da Equação 2.1, é possível então encontrar o valor de tensão da amostra feita, transcrevendo a palavra de 24 bits para a base decimal, e multiplicando pela Resolução, assim como mostra a Equação 2.2.

$$Valor_{tensao} = Valor_{DECIMAL}.Resol \quad (2.2)$$

Seguidamente, foi implementado uma rotina de coleta aplicando uma onda senoidal com frequência de 1kHz e amplitude de  $\pm 500$ mV. A rotina de coleta teve duração de 1 segundo, com taxa de amostragem definida em 16kHz. Os resultados obtidos foram apresentados e discutidos no próximo capítulo.

Depois de validado a comunicação entre o computador, microcontrolador e conversor A/D, estudou então as conexões com o chip amplificador de sinais biológicos. De um modo simplificado, a Figura 10 representa as ligações realizadas para o protótipo geral do projeto.

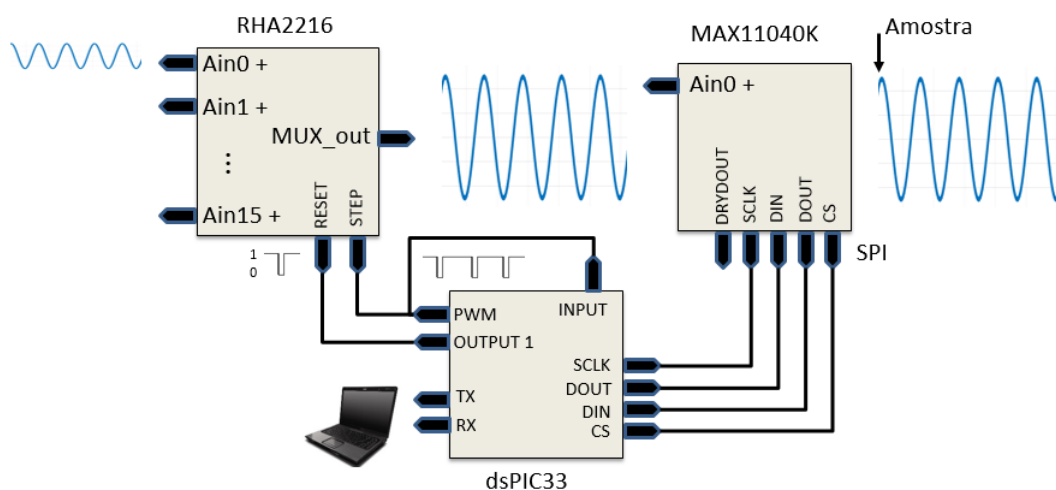


Figura 10: Esquema geral de ligações.

O RHA2216 possui 16 canais analógicos e apenas uma saída chamada de MUX\_out, este dispositivo trabalha no modo sequencial. Inicialmente deve-se aplicar uma borda de descida no pino RESET, para que o Canal 0 seja carregado na saída multiplexadora. Para

que os outros canais possam ser carregados na saída, é necessário uma borda de subida no pino STEP, por consequência, o sinal de saída se torna uma multiplexação de todos os canais existentes.

A Tabela 2 apresentada a seguir, revela uma característica importante que deve ser levada em consideração na rotina de coleta de dados. Nela estão disponíveis os valores da banda de passagem do sinal que se deseja amostrar, em relação a taxa de amostragem que se deseja utilizar.

Tabela 2: Taxa de Amostragem vs Largura de Banda

<b>Frequência de Amostragem (ksps)</b>	<b>Largura de Banda do Sinal (kHz) (-3dB)</b>
0,5	0,11
1	0,21
2	0,42
4	0,85
8	1,69
10	2,11
12	2,54
16	3,38
32	6,78
64	13,5

Como pode ser verificado, a maior largura de banda do sinal de entrada do conversor A/D é de 13,5kHz. Isto significa que todo sinal com frequência acima deste valor será atenuado, por esse motivo, não se deve utilizar o pino DRDYOUT como interrupção do microcontrolador, o qual coletaria as amostras do conversor A/D e comutaria para o próximo canal do RHA2216 com uma frequência de chaveamento igual a taxa de amostragem.

Com o propósito de contornar a limitação de banda do componente eletrônico, foi desenvolvido uma outra abordagem para coletar os sinais amplificados pelo chip da Intam. Esta abordagem será descrita logo após o estudo da taxa de amostragem.

Quanto a definição da taxa de amostragem, levou-se em consideração a faixa de frequência dos sinais que são analisados no núcleo de pesquisa do NIAS. Os sinais de interesse estão na faixa de 80Hz, portanto configurou-se os filtros do chip amplificador para uma banda de passagem de 0,1 a 200Hz. Sendo assim, o sinal de saída no pino MUX\_out possui uma frequência máxima de 200Hz. Para que seja possível a amostragem

sem efeito *aliasing* deve-se respeitar o Teorema da Amostragem de Nyquist, descrito pela Equação 2.3 abaixo.

$$f_s > 2W \quad (2.3)$$

Portanto, sabendo que a maior frequência equivale a 200Hz, temos que a frequência de amostragem deve ser no mínimo maior do que o resultado apresentado na Equação 2.4.

$$f_s > 400Hz \quad (2.4)$$

Logo, foi adotado a frequência de amostragem por canal de 500Hz. Além disso, como existem 16 canais que estão sendo multiplexados, é necessário então uma taxa real de amostragem 16 vezes maior, ou seja, a frequência deve ser igual a Equação 2.5.

$$f_s = 16 \cdot 500 = 8000Hz \quad (2.5)$$

De acordo com a folha de dados do chip MAX11040K, as frequências de amostragem são sempre apresentadas em potências de 2, e para respeitar a frequência estabelecida na Equação 2.5 e a Tabela 2, foi configurada uma taxa de amostragem de 64kHz para o conversor A/D, onde a banda de passagem é de até 13,5kHz. Enquanto que a frequência com que o microcontrolador coleta as amostras e comuta os canais estará em uma taxa de 8kHz.

A Figura 10 ilustra as alterações feitas nas conexões para realizar uma nova abordagem de aquisição de dados. A partir desta imagem será detalhado os procedimentos tomados para contornar a limitação relatada.

Primeiramente retirou-se a conexão entre o dsPIC e o pino DRDYOUT, sabendo que não seria mais possível sincronizar os dois componentes desta maneira. Em seguida foi utilizado a função de PWM (*Pulse Wave Modulation*) disponível no microcontrolador. Através da modulação PWM, gerou-se uma onda quadrada em um pino de saída, com a frequência de 8kHz, este pino foi conectado ao STEP e também a um pino de entrada do próprio dsPIC. A borda de descida da onda quadrada foi então utilizada para gerar interrupções na rotina de processamento. As interrupções tinham por finalidade iniciar a comunicação SPI, enviando o byte de comando de leitura para o Registro de Dados do conversor A/D e posteriormente transmiti-los para o computador. Enquanto que a borda de subida do PWM era utilizada para comutar os canais do chip amplificador.

Desta forma desenvolveu-se uma rotina de aquisição com uma taxa de amostragem e comutação de canais em 8kHz. Garantindo que o procedimento de aquisição de dados tenha um período constante, não há problema quanto a real taxa de amostragem do conversor A/D estar acima do valor com que o microcontrolador coleta os dados. O que está sendo feito é simplesmente uma amostragem intercalada de pontos equidistantes no tempo, isso significa que a cada 8 amostras realizadas, o dispositivo coleta apenas uma.

Um ponto importante a ser ressaltado é que o microcontrolador deve efetuar todo o procedimento em um espaço de tempo menor do que o período do PWM.

Outro ponto a ser observado a respeito do Matlab, sabendo que o primeiro valor de conversão recebido refere-se ao canal 0, então os próximos valores são respectivamente referentes aos canais consecutivos.

Depois de definido a frequência de amostragem e todas as conexões revisadas, foi aplicado uma rotina de teste para validar o sistema. O experimento baseia-se na aplicação de uma onda senoidal em apenas um dos canais de entrada do chip amplificador, com amplitude de  $\pm 5\text{mV}$  e frequência de 80Hz. Todos os outros canais foram aterrados, a taxa de amostragem utilizada foi de 64kHz e o chaveamento dos canais e coleta dos dados em uma taxa de 8kHz.

O experimento aplicado ao protótipo tinha como objetivo verificar se não haveria erro na multiplexação dos sinais, e além disso, se não haveria perdas de pontos de amostragem. Os resultados foram apresentados e discutidos no capítulo seguinte deste trabalho.

### 3 Resultados e Discussões

O primeiro experimento realizado visava validar a comunicação entre o microcontrolador e o conversor A/D. Para isso foi configurado no gerador de sinais uma forma de onda senoidal com frequência de 1kHz e amplitude de  $\pm 500\text{mV}$ . A Figura 11 ilustra o gráfico coletado pelo osciloscópio.

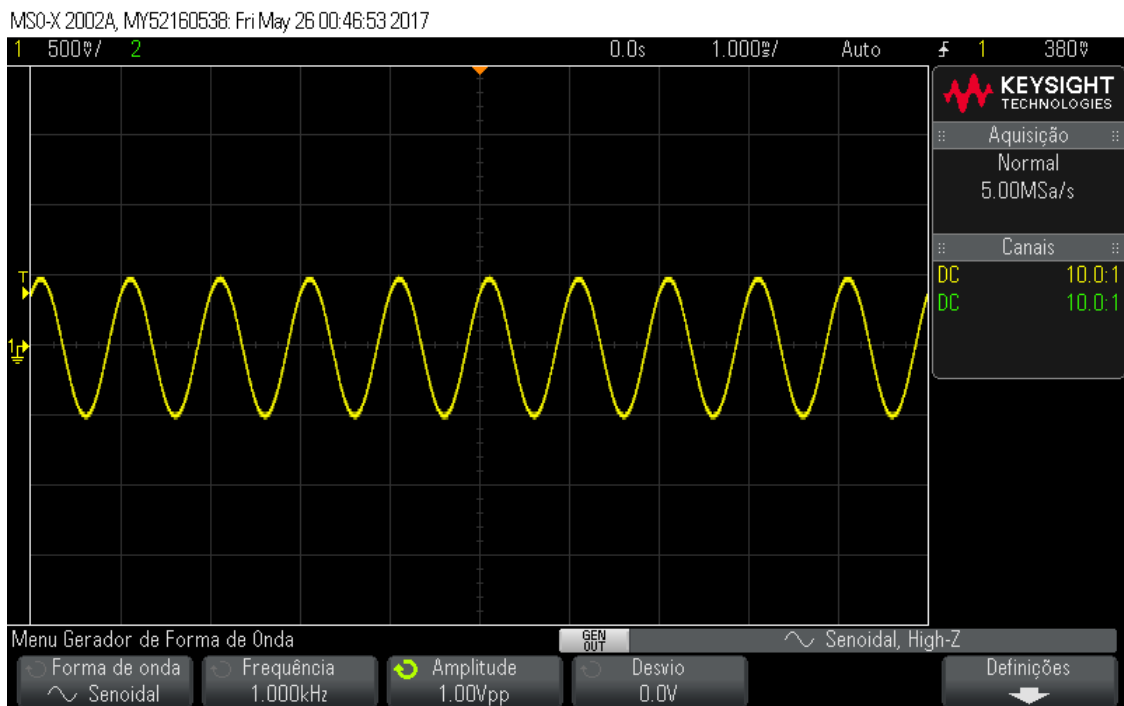


Figura 11: Senoide criada pelo Gerador de Sinais.

A ponta de prova do gerador de sinais foi aplicada a um dos canais de conversão analógica para digital do chip MAX11040K. A rotina de aquisição de dados foi executada em um período de 1 segundo. Com os dados foi gerado um gráfico no *software* Matlab e o resultado obtido pode ser verificado na Figura 12.

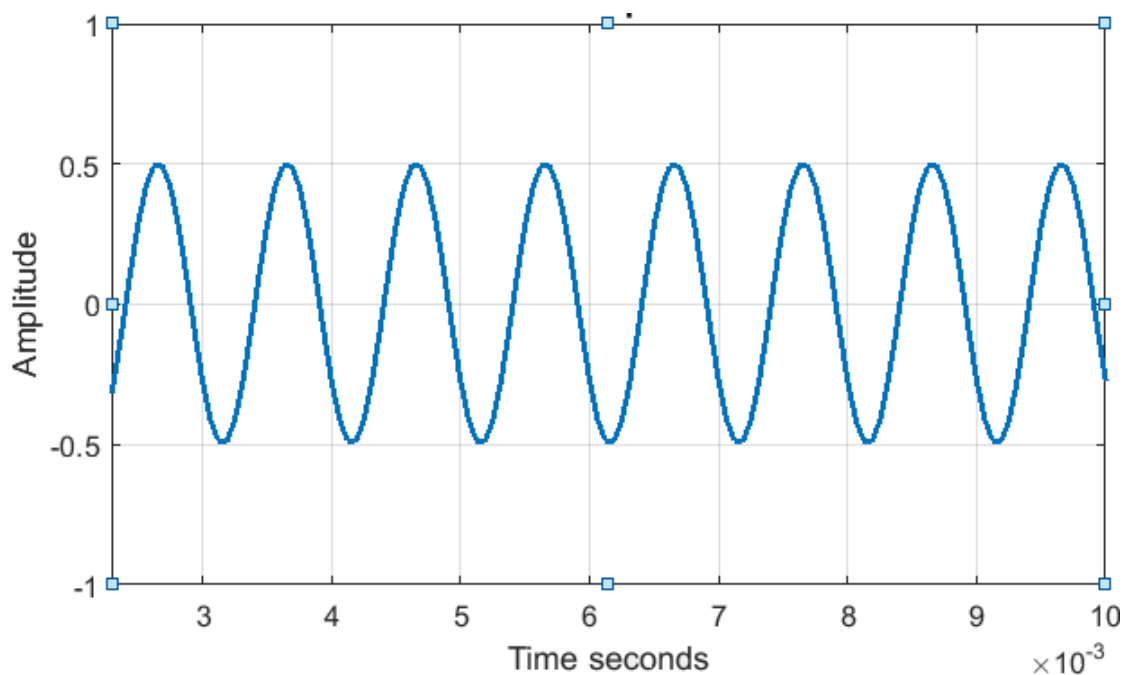


Figura 12: Sinal amostrado a 16kHz.

Como pode ser observado, a comunicação foi realizada com êxito, assim como a amostragem do sinal desejado. No *software* Matlab foi possível conferir que o número de amostras coletadas em 1 segundo equivale exatamente com a taxa de amostragem configurada, portando a rotina é executada em tempo hábil e o sistema não perde dados de conversão.

O segundo experimento teve como objetivo verificar a confiabilidade da multiplexação e conseqüentemente validar o funcionamento do protótipo geral. Desta vez, configurou-se o gerador de sinais para uma forma de onda senoidal, uma frequência de 80Hz e amplitude de  $\pm 5\text{mV}$ . O sinal gerado foi aplicado apenas no canal 0 do chip RHA2216, e como esta forma de onda possui uma amplitude muito baixa, não foi possível ser captada pela ponta de prova do osciloscópio. Porém a saída MUX\_out amplificada com ganho de 200 foi coletada e pode ser verificada na Figura 13.

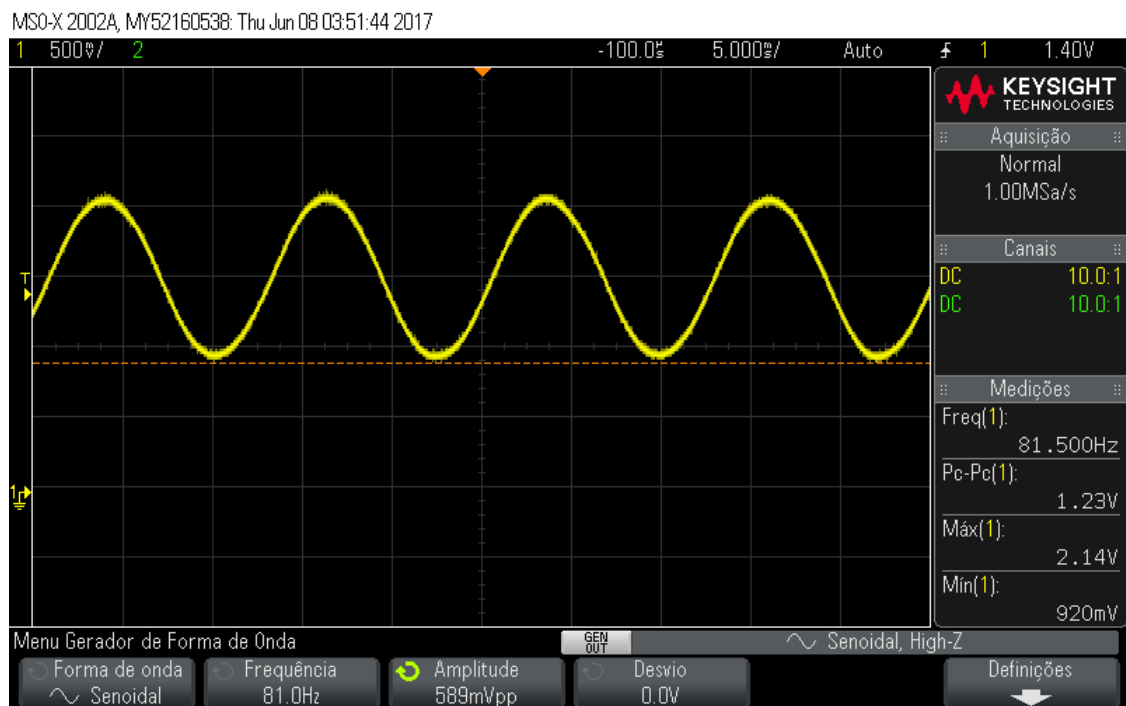


Figura 13: Senoide aplicada ao Canal 0 carregada no pino MUX\_out.

Note que o sinal possui um *offset* característico do chip de 1,2V. Além disso o pino MUX\_out gera uma saída em um intervalo de 0 a 2V, o ponto máximo medido pelo osciloscópio está levando em consideração alguns ruídos que geram valores um pouco acima do valor descrito na folha de dados do chip.

Dando continuidade ao experimento, todos os canais restantes foram devidamente aterrados. A rotina de aquisição de dados foi executada durante 1 segundo. A taxa de amostragem foi configurada em 64kHz, assim como o chaveamento dos canais e a coleta dos dados em 8kHz. Depois de recebido os dados no computador, o sinal foi separado para os respectivos canais, e então foi gerado os 16 gráficos como apresentado na Figura 14.

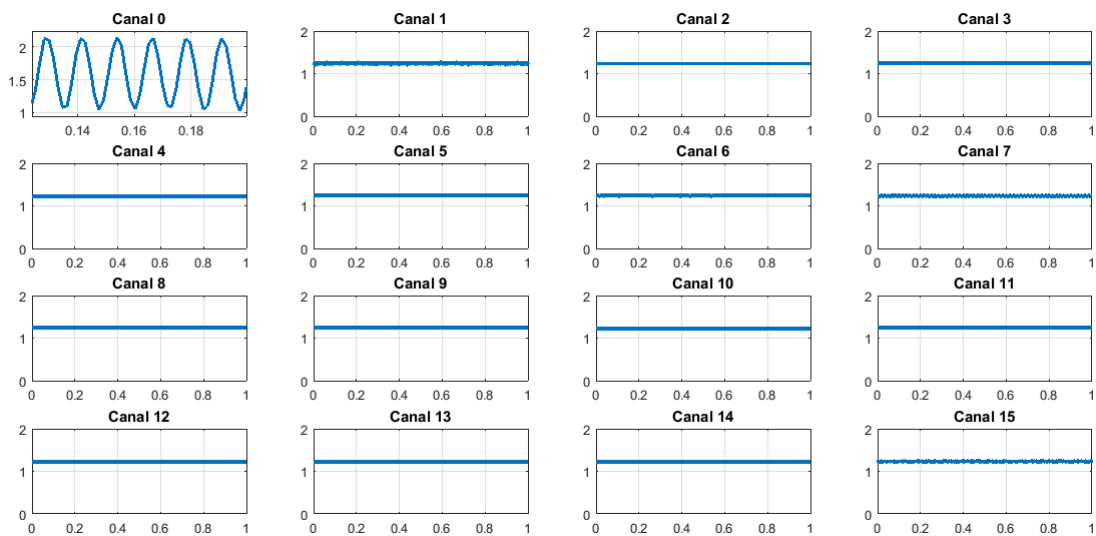


Figura 14: Amostragem e chaveamento dos 16 canais em 10kHz, sinal senoidal no canal 0.

Os resultados obtidos apontam que a amostragem da multiplexação e os dados armazenados estão em sincronismo como mostrado nos gráficos gerados.

Após este experimento, repetiu-se o procedimento para verificar os canais seguintes. Desta vez aplicando o sinal apenas no canal 1, e aterrando os outros canais. E por fim realizou o mesmo teste para o canal 2. Os resultados obtidos estão presentes nas Figuras 15 e 16.

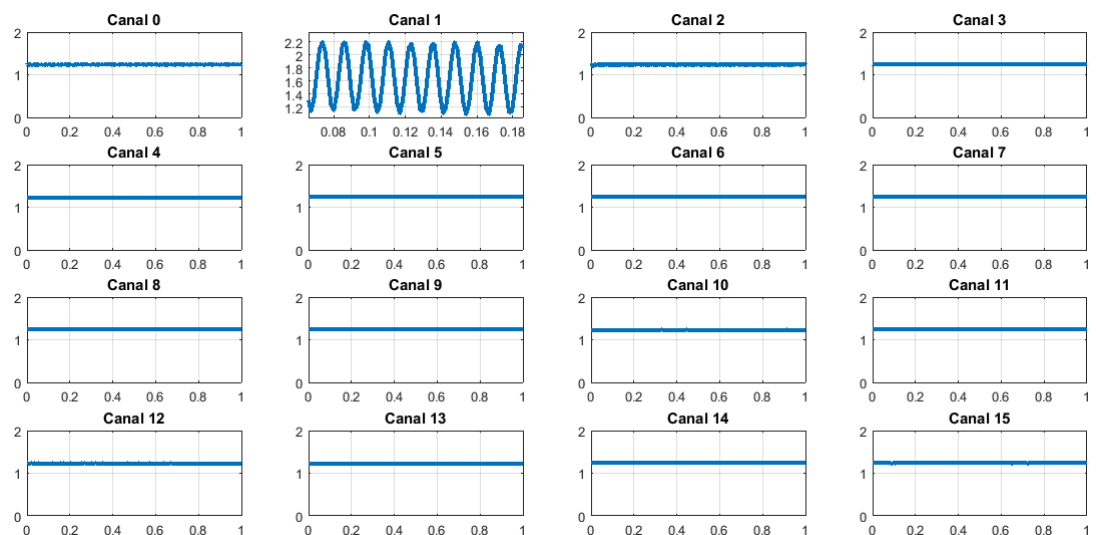


Figura 15: Amostragem e chaveamento dos 16 canais em 10kHz, sinal senoidal no canal 1.



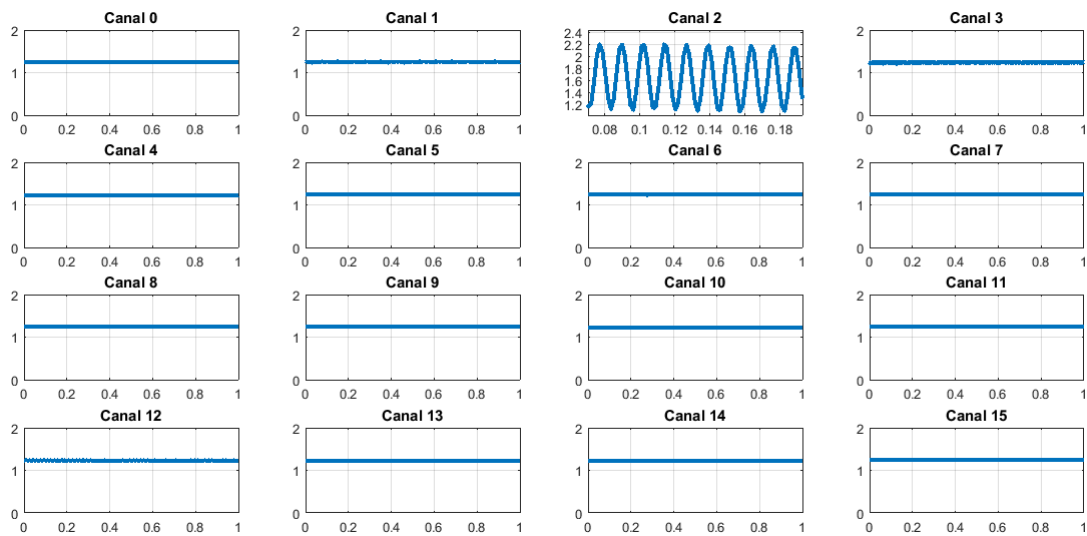


Figura 16: Amostragem e chaveamento dos 16 canais em 10kHz, sinal senoidal no canal 2.

Um pequeno problema foi observado após a análise dos gráficos. Note que na Figura 14 os canais 1 e 15 possuem um ruído incomum. Ao aplicar a Transformada de Fourier para analisar o espectro destes sinais verificou-se que a frequência encontrada nos ruídos possuem o valor da frequência fundamental de 80Hz que foi aplicada no canal 0. A Figura 17 ilustra o espectro do canal 0, enquanto que a Figura 18 representa o espectro do canal 1 e 15.

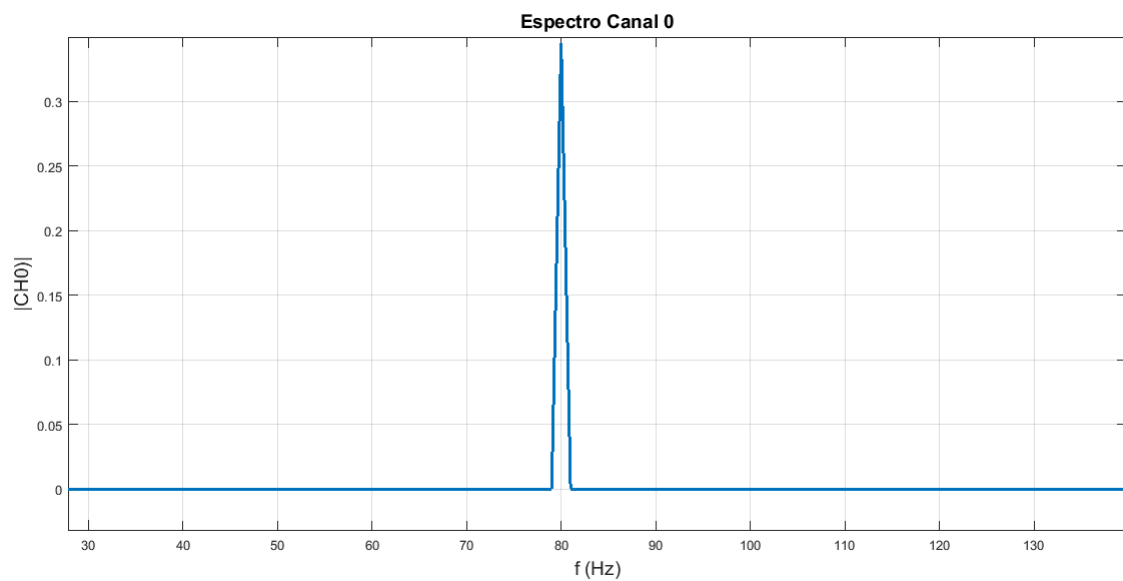


Figura 17: Espectro do Canal 0.

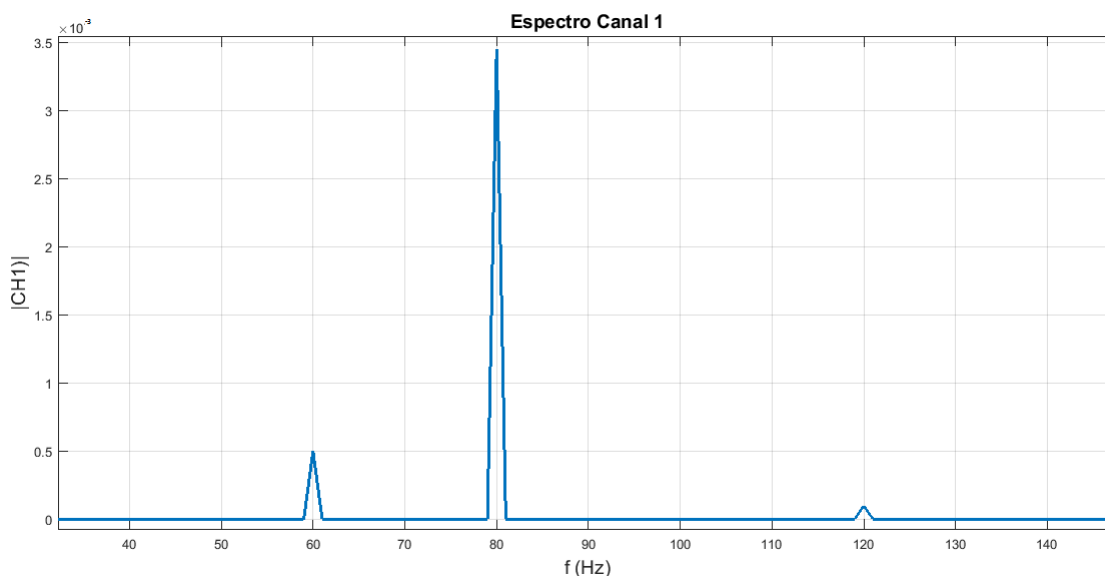


Figura 18: Espectro dos Canais 1 e 15.

Este problema se repete nos sinais coletados nas Figuras 15 e 16. Infelizmente ainda não foi possível encontrar uma explicação ou hipótese para solução desta questão.

O ruído de 60Hz e 120Hz são provenientes da frequência da rede de energia, podendo ser facilmente eliminados ao utilizar um sistema isolado com bateria para alimentar o circuito.

Quanto ao preço de todos os dispositivos usados para o desenvolvimento do protótipo, a Tabela 3 a seguir representa os gastos para aquisição do material.

Tabela 3: Tabela de preços dos componentes.

<b>Materiais</b>	<b>Preço</b>
dsPIC33EP64MC202	R\$6,36
RHA2216	R\$820,44
MAX11040K	R\$47,70
IMPORTAÇÃO	R\$300,00
Capacitores	R\$29,62
Resistores	
Soquete	
<b>Total</b>	<b>R\$1204,12</b>

O preço do produto *RHD2000 USB interface board*, fabricado pela *Intam Technologies* é R\$ 10096,50 sem o custo de importação. Portanto é possível notar a diferença discrepante

entre os valores apresentados.

## 4 *Conclusões*

A construção de um sistema de aquisição de dados biológicos de baixo custo é de grande interesse e importância para o aperfeiçoamento dos estudos de análise de sinais. Além de tudo um valor mais acessível torna viável a aquisição de um sistema para outros laboratórios que não possuem verba.

O trabalho aqui realizado quando comparado a um EEG fabricado por grandes marcas possui um preço mais acessível. Porém para que seja concluído deve-se solucionar a questão apresentada no final do Capítulo de Resultados e Discussões.

Os próximos passos da linha de pesquisa estão direcionados a solução da propagação indesejada do sinal para os canais anteriores e posteriores. Após a resolução deste problema, deve ser projetado a placa de circuito impresso para a utilização nas coletas de dados.

## *Referências*

- [1] HUANG, C.-C. et al. Front-end amplifier of low-noise and tunable bw/gain for portable biomedical signal acquisition. In: IEEE. *Circuits and Systems, 2008. ISCAS 2008. IEEE International Symposium on*. [S.l.], 2008. p. 2717–2720.
- [2] AGARWAL, N. et al. Portable cost-effective eeg data acquisition system. *Journal of medical engineering & technology*, Taylor & Francis, v. 35, n. 3-4, p. 185–190, 2011.
- [3] FÖRSTBERG, P.; JOSEFSSON, G. Evaluation of commercial analog front ends for pattern recognition based control of robotic prostheses. Chalmers University of Technology, 2011.
- [4] OCARINO, J. d. M. et al. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. *Fisioter. Bras*, v. 6, n. 4, p. 305–310, 2005.
- [5] JARDINI, J. A. *Sistemas eletricos de potencia: automação*. [S.l.]: Escola Politécnica, 1999.
- [6] KESTER, W. Adc architectures iii: Sigma-delta adc basics. *Analog Devices, MT022*, 2008.

# *ANEXO A – Exemplo de Aplicação*

## **A.1 Código do Microcontrolador**

### **A.1.1 Arquivo HEADER:**

```
#include <33EP64MC202.h>

#FUSES NOWDT //No Watch Dog Timer

#FUSES NOJTAG //JTAG disabled

#FUSES CKSFSM //Clock Switching is enabled, fail Safe clock monitor is enabled

#device ICSP=1

#use delay(clock=140000000,crystal=24000000)

#use FIXED_IO( B_outputs=PIN_B15,PIN_B13,PIN_B14, PIN_B4,PIN_B6)

#define LED PIN_B15

#define CS PIN_B6

#define RESET PIN_B14

#pin_select U1TX=PIN_B10

#pin_select U1RX=PIN_B11

#use rs232(UART1, baud=1280000, stream=UART_PORT1)

#use spi(MASTER, SPI1, BAUD=15000000, MODE=2, BITS=8, stream=SPL_PORT1)
```

```
#pin_select INT2=PIN_B5
```

```
#pin_select OC1=PIN_B4
```

### A.1.2 Arquivo MAIN:

```
#include <uart_test.h>
```

```
byte i = 0;
```

```
#INT_RDA
```

```
void Serialreceive(){
```

```
    i = getc(); // receive command from Matlab
```

```
}
```

```
void main(){
```

```
    enable_interrupts(GLOBAL); //enable Global Interrupts
```

```
    enable_interrupts(INT_RDA); //enable Serial Interrupts
```

```
    setup_timer2(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_1, 8750);
```

```
    set_compare_time(1,0);
```

```
    setup_compare(1, COMPARE_PWM_EDGE | COMPARE_TIMER2 |  
    COMPARE_SYNCHRONIZE | COMPARE_TRIG_SYNC_TIMER2);
```

```
    setup_timer4(TMR_INTERNAL | TMR_DIV_BY_64 | TMR_32_BIT, 10939500);
```

```
    ext_int_edge(2,H_TO_L);
```

```
    byte byte1=0;
```

```
    byte buffer[3];
```

```
    int16 cont=0;
```

```
    output_LOW(RESET);
```

```
    output_HIGH(RESET);
```

```
while(TRUE){
    if(i=='a'){
        output_HIGH(LED);
        delay_ms(500);          output_LOW(LED);
        output_low(CS); // CS low
        spi_write(96); // command write config register
        spi_write(48); // set up XTALLEN=1 e EN24BIT=1
        output_high(CS); // CS high
        output_LOW(RESET);
        output_HIGH(RESET);
        output_HIGH(LED);
        delay_ms(500);
        output_LOW(LED);
        output_low(CS); // CS low
        spi_write(224); // command read conf register
        byte1 = spi_read(0); // reading
        output_high(CS); // CS high
        putc(byte1);
        i=0;
    }

    if(i=='b'){
        i=0;
    }

    if(i=='c'){
        set_compare_time(1,4375);
    }
}
```



```
output_LOW(RESET);

output_HIGH(RESET);

set_timer45(0);

cont = 0;

while(cont<=0){

    set_timer45(0);

    while(get_timer45()<=1093950){

        if(interrupt_active(INT_EXT2)){

            clear_interrupt(INT_EXT2);

            output_low(CS); // CS low

            spi_write(240); // command read data register

            buffer[0] = spi_read(0); // reading

            buffer[1] = spi_read(0); // reading

            buffer[2] = spi_read(0); // reading

            putc(buffer[0]);

            putc(buffer[1]);

            putc(buffer[2]);

            output_high(CS); // CS high

        } // if(interrupt_active)

    } // while(get_timer45)

    cont++;

} // while(cont)

set_compare_time(1,0);

i=0;

} //if(i=='c')

if(i=='d'){
```

```
        output_HIGH(LED);
        delay_ms(500);
        output_LOW(LED);
        output_low(CS); // CS low
        spi_write(0b01010000); // command read conf register
        spi_write(0b11000000); // writting 32ksps
        spi_write(0b00000000); // writting 32ksps
        output_high(CS); // CS high
        i=0;
    }
    if(i=='e'){
        output_HIGH(LED);
        delay_ms(500);
        output_LOW(LED);
        output_low(CS); // CS low
        spi_write(0b01010000); // command write data rate
        spi_write(0b11100000); // writting 64ksps
        spi_write(0b00000000); // writting 64ksps
        output_high(CS); // CS high
        i=0;
    }
}
}
```