



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA
COORDENAÇÃO DE PESQUISA

PROGRAMA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA VOLUNTÁRIA – PICVOL

Multiplexação de sinais de miografia

Área do conhecimento: Ciências Exatas e da Terra
Subárea do conhecimento: Ciência da Computação
Especialidade do conhecimento: Hardware

Relatório Final

Este projeto é desenvolvido com bolsa de iniciação científica PICVOL
PIBIC/COPES

São Cristóvão – Sergipe

2018

Sumário

1	Introdução	2
2	Objetivos	3
3	Metodologia	4
4	Resultados e Discussões	8
5	Conclusões	14
6	Perspectivas	15
7	Outras Atividades	16
	Referências	17

1

Introdução

Eletromiografia é uma área que lida com a detecção, análise e o uso do sinal elétrico que emana das contrações musculares. Este sinal pode ser usado em diversas aplicações, desde o monitoramento dos músculos, em reabilitação de pessoas que perderam movimentos, em esportes para verificar a fadiga dos músculos e até mesmo controle de próteses biônicas (LUCA, 2006).

Este sinal é referido como sinal eletromiográfico, também conhecido como sinal mioelétrico. Possuindo baixa amplitude do nível de tensão com alta fonte de impedância e altos níveis de interferência e ruído. A energia útil do sinal está limitada na faixa de frequência de 0 a 500Hz com maior parte da energia dominante do sinal entre 50 a 150Hz (LUCA, 2002).

Amputados e indivíduos parcialmente paralisados tipicamente tem músculos intactos podendo exercer graus de liberdade variados de controle sobre estes. Além disso, existem evidências de que amputados que perderam a mão são capazes de gerar sinais nos músculos do antebraço muito semelhantes ao de uma pessoa saudável (ERIKSSON; SEBELIUS; BALKENIUS, 1998).

Para certas aplicações, como o controle de mão robótica é necessário um número maior de canais que possibilite uma quantidade maior de informações, a fim de controlar com precisão os movimentos de flexão dos dedos, do pulso ou da mão, portanto é necessário multiplexar os sinais para aumentar a capacidade dos dados armazenados em um computador.

Um multiplexador é um dispositivo que seleciona uma saída de muitas entradas em uma base de seleção linear resultando na otimização dos meios de transmissão, normalmente de capacidade limitada, com a transmissão de diversos sinais simultaneamente. (PRIYA; KRISHNA; K.S, 2013)

2

Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é utilizar um circuito multiplexador na etapa intermediária entre aquisição e conversão analógico-digital do sinal mioelétrico.

Os objetivos específicos deste plano de trabalho buscaram:

- Implementar um dispositivo de hardware capaz de multiplexar o sinal obtido de 4 placas de aquisição, cada uma contendo 4 canais;
- Aumentar o número de canais, simultaneamente, na tela de uma interface gráfica executada em um computador, pois sem a multiplexação esta quantidade se limita a quatro canais;
- Reduzir os custos quando se deseja trabalhar com diversas placas de aquisição;
- Garantir que o sinal mioelétrico após a multiplexação tenha o mínimo ruído devido a esta etapa.

3

Metodologia

Na figura 1 é mostrado o diagrama de blocos do sistema de aquisição, multiplexação e digitalização do sinal mioelétrico. Que é composto por até 4 placas de aquisição, circuito de multiplexação, uma placa Tiva e um computador para visualizar os diversos sinais mioelétricos adquiridos. A etapa de multiplexação é opcional, utilizada em aplicações que necessitem de uma quantidade maior de canais.

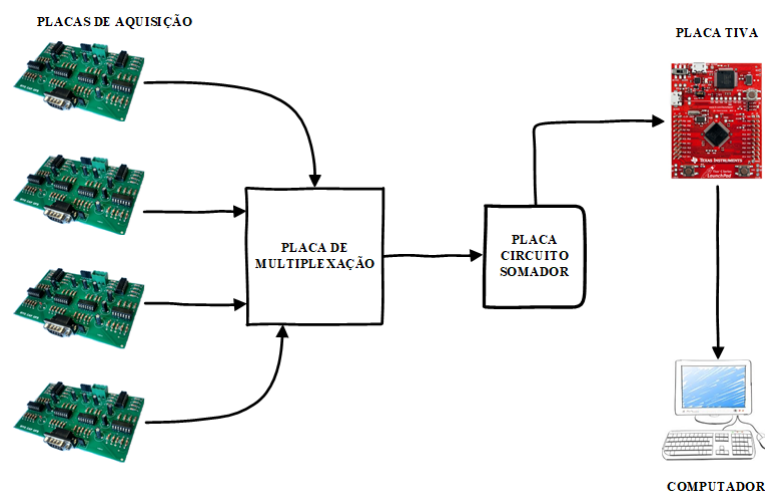


Figura 1 – Diagrama de blocos da plataforma.

Na figura 2 é mostrado o diagrama esquemático da placa de multiplexação, nesse circuito é possível conectar 4 placas de aquisição de 4 canais, o total de canais que podem ser capturados com esta placa são 16. A seguir é listada a nomenclatura de cada terminal:

- BOARD X – conector onde é ligado cada placa de aquisição e condicionamento do sinal mioelétrico, onde o X varia de 1 a 4;

- **SELECT CHANNEL** – terminais que serão ligados aos pinos da Tiva e servem para realizar a seleção de canais que serão habilitados na saída do mux;
- **OUT MUX** – saída dos multiplexadores que serão ligados a um circuito somador;
- **TO TIVA** – saída do circuito somador que será ligada a placa Tiva;
- **POWER** – alimentação simétrica de -9 e +9V.

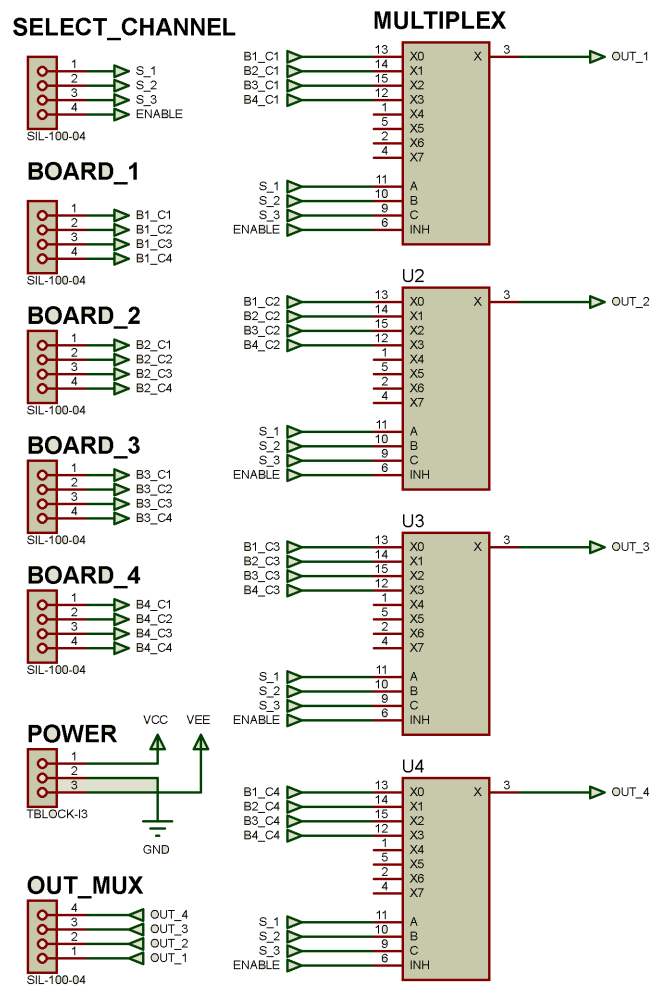


Figura 2 – Diagrama esquemático do circuito de multiplexação para canais.

Segundo Wang (2016), o multiplexador deve possuir baixa resistência de ligação (R_{on}) e baixa distorção no chaveamento dos canais, então atendendo a estes requisitos foi escolhido o multiplexador analógico CD4051.

O multiplexador e demultiplexador analógico CD 4051 de 8 canais é um circuito integrado com tecnologia *complementary metal-oxide-semiconductor* – CMOS que possui 16 pinos, sendo 3 pinos de endereçamento (S1 a S3), 8 pinos independentes de entradas/saídas – I/O (Y0 a

Y7) conectados a um pino comum I/O (Z). A tensão de alimentação é de 3 a 15V (VEE, VSS e VDD) e a tensão de operação é de 0 a 2 para nível logico baixo e 2.1 a 5 para nível logico alto (NEXPERIA, 2016). Na figura 3 é mostrado este circuito integrado.

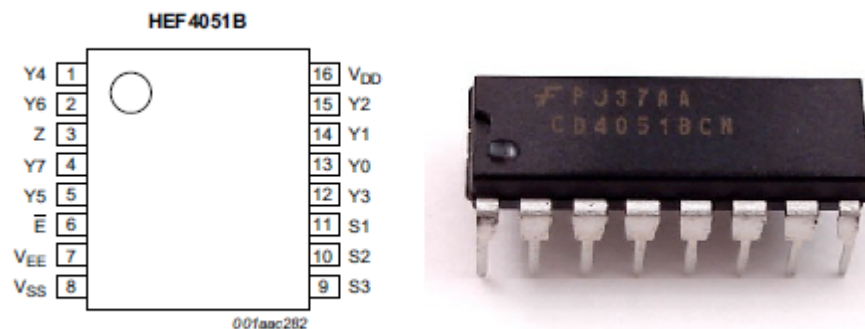


Figura 3 – Circuito integrado CD4051.

Neste trabalho foi utilizado a placa de desenvolvimento Tiva-C series EK-TM4C123GXL, responsável por realizar a conversão analógico-digital do sinal mioelétrico e a seleção dos canais das placas conectadas ao multiplexador a uma dada frequência de chaveamento.

É uma plataforma de baixo custo que possui microcontrolador ARM Cortex M4 de 32 bits operando a 80 MHz. Este microcontrolador é encontrados em telefones celulares, calculadoras, periféricos de computadores, equipamentos eletrônicos em geral e aplicações industriais (SOUZA, 2015). Na figura 4 é mostrado a placa de desenvolvimento Tiva, para programá-la pode ser usado a linguagem C com compilador fornecido pela Texas Instruments Code Composer Studio – CCS.

A placa tiva opera com valores positivos de tensão em suas entradas conectadas ao seu conversor analógico-digital, então foi necessário utilizar um circuito que eleve o nível de tensão (off-set) em 1.6V após a etapa de multiplexação, pois o sinal mioelétrico é de natureza analógica tendo valores negativos e positivos de tensão. Este circuito somador de tensão é apresentado na figura 5 abaixo.



Figura 4 – Placa de Desenvolvimento EK-TM4C123G.

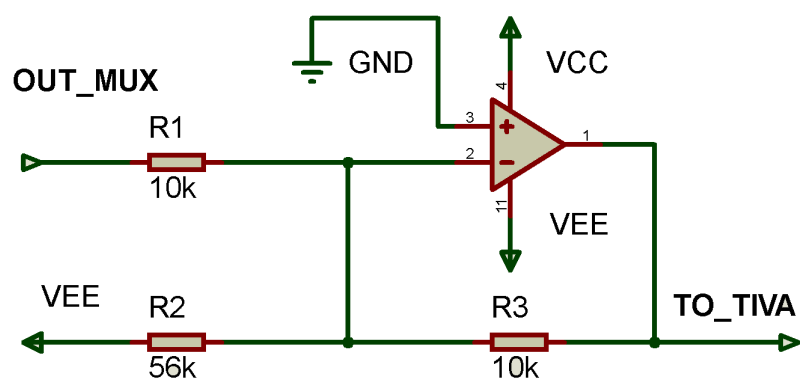


Figura 5 – Circuito somador inversor de tensão.

4

Resultados e Discussões

O circuito de multiplexação para quatro canais foi inicialmente montado em uma *proto-board* em conjunto com o circuito somador e pode ser vistos na figura 6. Este circuito foi testado utilizando gerador de sinais e osciloscópio.

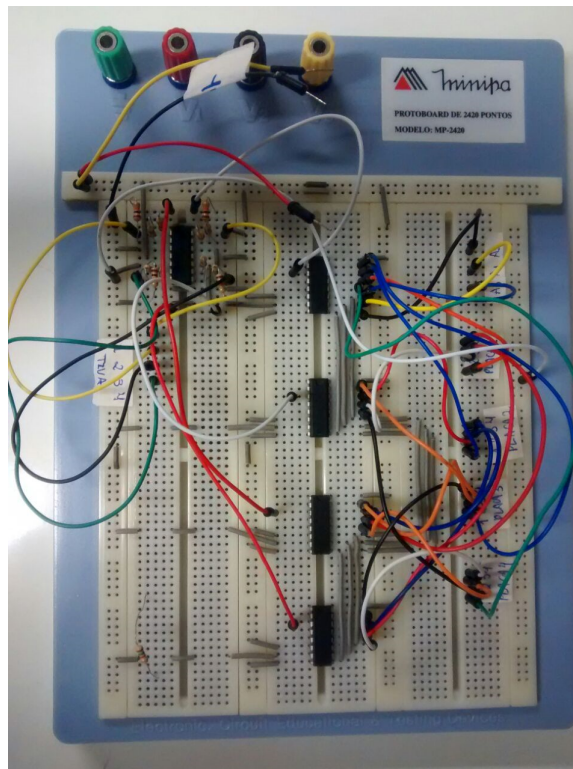


Figura 6 – Circuito de multiplexação montado na *proto-board*.

Foram utilizados dois sinais de entrada através do gerador de funções foi possível obter uma onda senoidal e uma onda quadrada com frequência e amplitude aproximadamente iguais como pode ser visto na figura 7.

Estes sinais foram conectados a duas entradas do circuito multiplexador e a saída pode ser observada nas figuras 8 e 9. Os dois sinais de entrada simulam dois canais da placa de aquisição e na saída teremos a composição de ambos os sinais. A frequência de chaveamento e a frequência dos sinais de entrada foram variadas entre a frequência mínima e máxima do sinal mioelétrico que pela literatura é de 20 a 500Hz (LUCA, 2006).

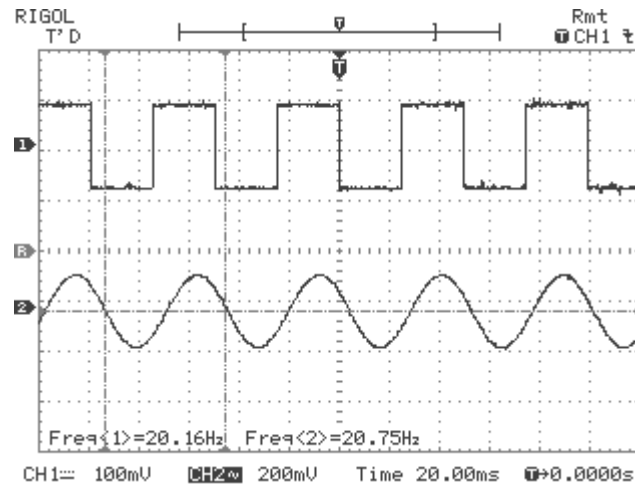


Figura 7 – Tela de captura do osciloscópio dos sinais de entrada (onda senoidal e quadrada).

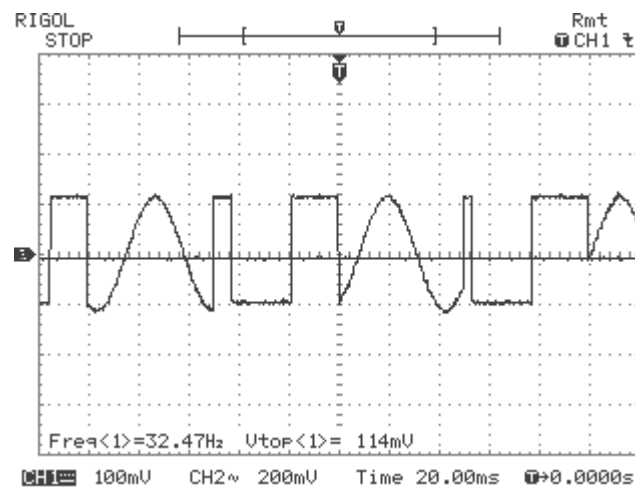


Figura 8 – Tela de captura do osciloscópio saída com frequência de 20Hz.

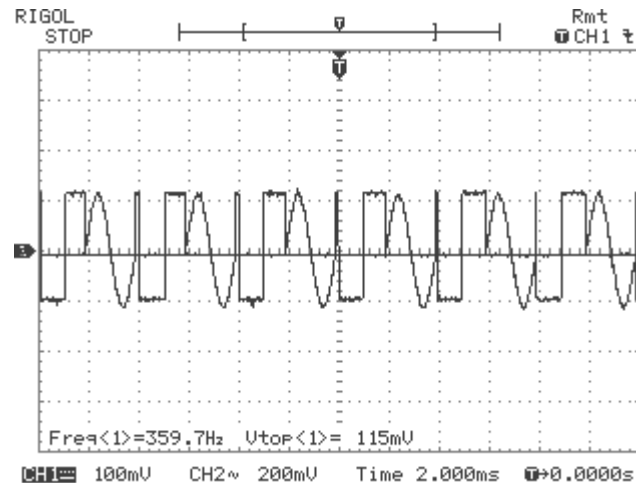


Figura 9 – Tela de captura do osciloscópio saída com frequência de 500Hz.

O sinal de saída é composto por um ciclo de onda quadrada e um ciclo de onda senoidal, como podem ser observados nas figuras 8 e 9. Estes sinais não sofreram distorções no chaveamento para a menor e a maior frequência do sinal aplicado.

Após os testes feitos na *protoboard* foi projetada a placa de circuito impresso - PCI, no software Protheus, e em seguida confeccionada artesanalmente. Nas figuras 10 e 11 são apresentados, respectivamente, o *layout* do projeto (vista superior) e a placa montada.

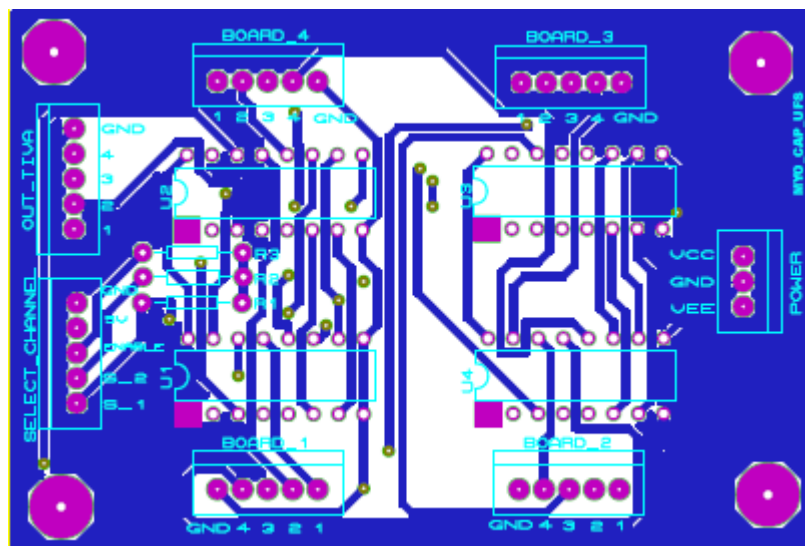


Figura 10 – *Layout* do projeto da placa de multiplexação com quatro canais.

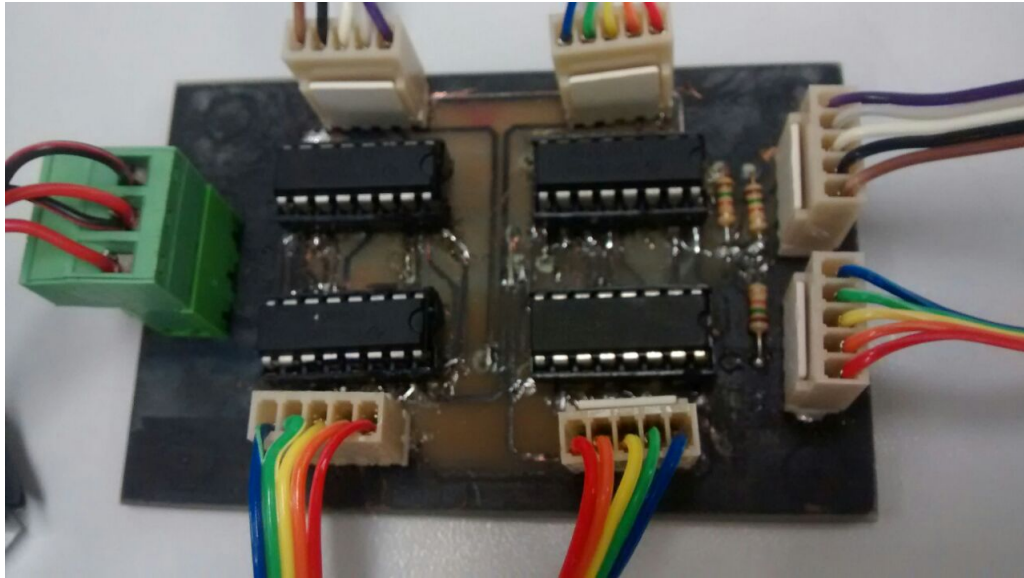


Figura 11 – Placa do circuito multiplexador com quatro canais.

Para validar a placa de multiplexação e verificar que não houve distorção do sinal mioelétrico na etapa de multiplexação foram feitos os seguintes experimentos:

- O primeiro experimento consistiu em fazer aquisições do sinal mioelétrico sem o uso da placa de multiplexação, ou seja, somente uma placa de aquisição ligada diretamente a um circuito somador e a placa Tiva.
- O segundo experimento consistiu em fazer aquisições com duas placas que foram multiplexadas utilizando o esquema da figura 1, vista na seção de metodologia. E ao final foram comparados os resultados obtidos em ambos os experimentos.

Os sinais mioelétricos, em ambos os experimentos, foram armazenadas em um computador através de uma interface gráfica desenvolvida em Python, em outro plano de trabalho. Nas figuras 12 e 13 são mostrados os sinais capturados para ambos os experimentos.

Na figura 12 os sinais mioelétricos foram obtidos pelo movimento de flexão e extensão, repetidamente, da mão direita. Os mesmos movimentos foram feitos para os sinais da figura 13, porém para as mãos, direita e esquerda, e foram representados pelos canais na cor azul e vermelho, respectivamente.

É importante ressaltar que a placa de multiplexação possibilita trabalhar com até quatro placas de capturas de quatro canais, que resultam em no máximo dezesseis canais armazenados simultaneamente.

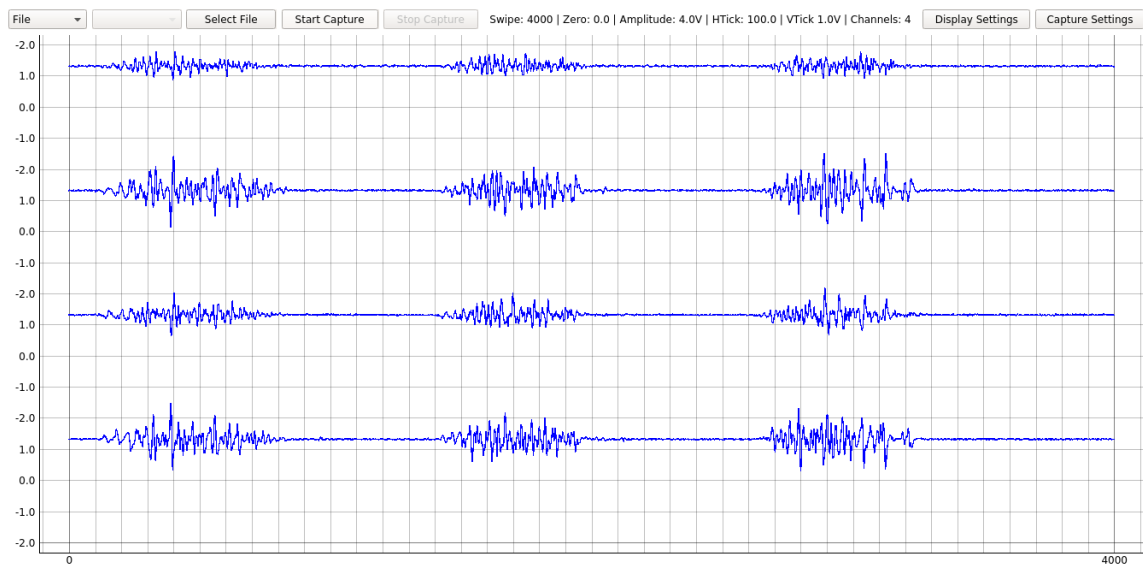


Figura 12 – Captura do sinal mioelétrico sem multiplexação.

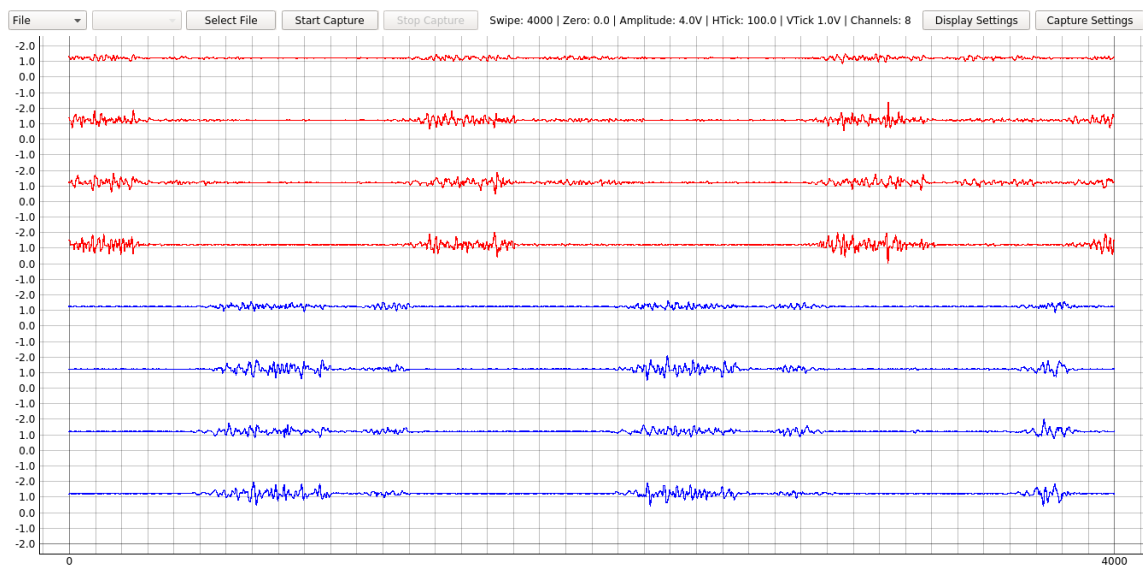


Figura 13 – Captura do sinal mioelétrico com multiplexação.

Como, pode-se observar não houve deformação e nem aparecimento de ruído nas capturas feitos dos sinais mioelétricos no processo de multiplexação.

Uma ferramenta poderosa para analisar a ocorrência de frequências indevidas na multiplexação é a transformada discreta de Fourier - DFT. Nela é possível verificar as amplitudes das componentes de frequência do sinal mioelétrico nos experimentos sem e com multiplexação.

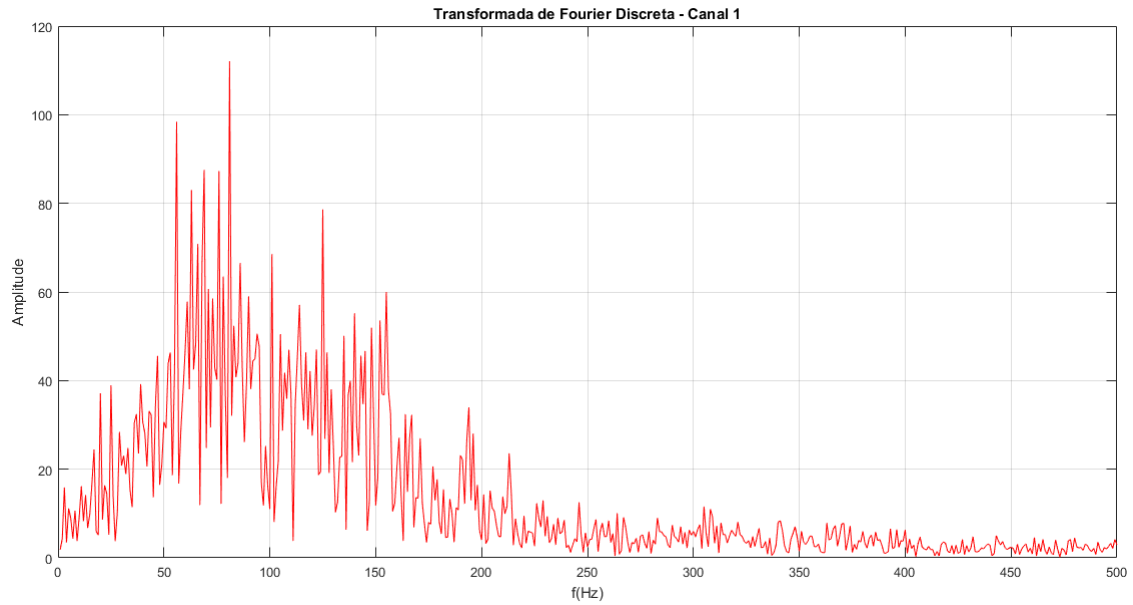


Figura 14 – Transformada discreta de Fourier para captura sem multiplexação.

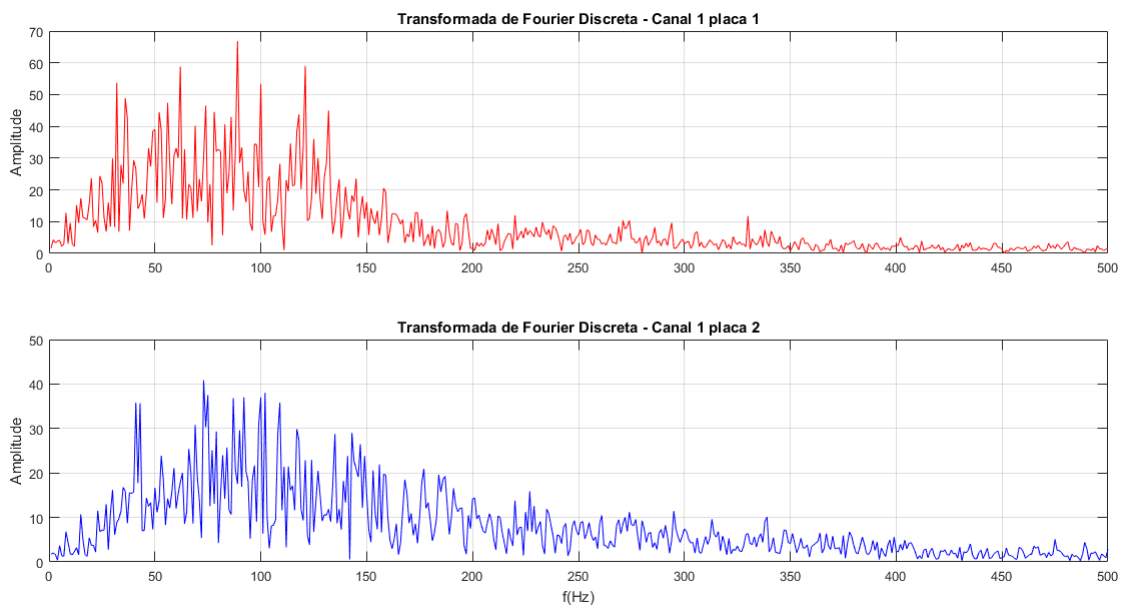


Figura 15 – Transformada discreta de Fourier para captura com multiplexação.

Os resultados dessa ferramenta podem ser vistos nas figuras 14 e 15 e obedecem a uma padrão, a região de maior energia encontra-se entre as frequências de 50 a 150Hz, tanto para as capturas sem e com multiplexação, conforme literatura (LUCA, 2002).

5

Conclusões

Portanto, como pode ser visto nas figuras 12 e 13 os sinais mioelétricos não sofreram distorções quando multiplexados, pois os sinais são semelhantes. Além disso, são análogos aos encontrado na literatura científica (LUCA, 2006).

Por outro lado, a Transformada discreta de Fourier reforça o resultado anterior mostrando que os gráficos das figuras 14 e 15 são semelhantes e não sofreram interferência das frequências devido ao chaveamento.

Assim, a conclusão deste plano de trabalho foi satisfatória mediante os resultados obtidos.

6

Perspectivas

Foi desenvolvida uma nova versão da placa de multiplexação de forma a otimizar a distribuição dos componentes e as diversas trilhas existentes. Essa nova versão e demais detalhes técnicos de todo o projeto podem ser consultados em um repositório no GitHub¹.

Como trabalho futuro espera-se confeccionar este novo circuito de multiplexação em uma placa de circuito impresso em uma empresa de confecção de placas na China. Além disso, trabalhar com as etapas de classificação do sinal mioelétrico, rede neural e por fim controle de uma prótese robótica.

Também, espera-se que esta plataforma possa ser usados por grupos de pesquisas que trabalhem diretamente ou em áreas afim com os bio-sinais de forma didática.

¹ https://github.com/ddantas/myo_cap

7

Outras Atividades

- Participei da atividade de extensão: Seminários Sobre Internet das Coisas – IOT, com carga horária de 3 horas, coordenado pelo professor Antonio Ramirez Hidalgo, promovido pelo Departamento de Engenharia Elétrica. Onde um dos temas abordados, com relevância a esta pesquisa, foi o Monitoramento Cardíaco via Internet das Coisas. A atividade foi realizada no período de 29 a 31 de agosto de 2017;
- Participei da atividade de extensão: *Electrical Day 2017*, com carga horária de 8 horas, promovido pelo Empresa Júnior de Engenharia Elétrica – EPJEL, no mini curso de impressão 3D, que pode contribuir no contexto geral desta pesquisa na confecção de uma mão robótica. A atividade foi realizada no dia 18 de novembro de 2017;
- Participei da atividade de extensão: IV SEMAC - minicursos Pibic 2017, com carga horária de 8 horas, coordenada pela Professora Raquel Simoes Mendes Netto, promovida pela coordenação de pesquisa, no minicurso Redação Científica e Plágio Acadêmico. A atividade foi realizada no período de 20 a 24 de novembro de 2017.
- Participei da atividade de extensão: Semana de Engenharia Elétrica e Eletrônica - S3E, com carga horária de 12 horas, promovido pelo Departamento de Engenharia Elétrica e o Centro Acadêmico de Engenharia Elétrica. A atividade foi realizada no período de 5 a 9 de junho de 2018. Neste evento fui ouvinte de diversas palestras e fiz um minicurso de Python.
- Foi produzido um artigo fruto do PIBIC anterior, onde o mesmo foi aceito e apresentado no *IEEE Symposium on Computers and Communications – ISCC* com qualis A2, que ocorreu nos dias 25 a 28 de Junho de 2018, na cidade de Natal. O título do artigo é *Low cost hardware and software platform for multichannel surface electromyography*.

Referências

ERIKSSON, L.; SEBELIUS, F.; BALKENIUS, C. Neural Control of a Virtual Prosthesis. In: TAYLOR, J. G. et al. (Ed.). *ICANN 98*. London: Springer London, 1998. p. 905–910. ISBN 978-3-540-76263-8 978-1-4471-1599-1. DOI: 10.1007/978-1-4471-1599-1_141. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4471-1599-1_141>.

LUCA, C. D. Electromyography. In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. John Wiley & Sons, Inc., 2006. ISBN 978-0-471-73287-7. DOI: 10.1002/0471732877.emd097. Disponível em: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/0471732877.emd097/abstract>>.

LUCA, C. J. D. *Sufarce Eletromyography: Detection and Recording*. Delsys incorporated, 2002. Disponível em: <http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGIntro.pdf>.

NEXPERIA. *HEF4051B 8-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer Datasheet*. 2016. Disponível em: <<https://assets.nexperia.com/documents/data-sheet/HEF4051B.pdf>>.

PRIYA, H.; KRISHNA, R. V. R.; K.S, R. *Design of Ultra Low Power 8-Channel Analog Multiplexer Using Dynamic Threshold for Biosignals*. [S.l.: s.n.], 2013. v. 4. DOI: 10.5121/vlsic.2013.4508.

SOUZA, S. A. *Introdução aos microcontroladores ARM Cortex-M4 Tiva C Series da Texas Instruments*. 2015. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAgv0gAJ/introducao-aos-microcontroladores-arm-cortex-m4-tiva-c-series-texas-instruments>>.

WANG, R. *A Low Power 8 to 1 Analog Multiplexer for Bio-Signal Acquisition System with a Function of Amplification*. Tese (Text) — Carleton University, 2016. Disponível em: <<https://curve.carleton.ca/88679474-7bcd-436e-8551-e62864841f7a>>.