

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
CENTRO DE INOVAÇÃO E TRANSFERÊNCIA DE
TECNOLOGIA

Programa Institucional de Iniciação Científica (PIBIC)

Processamento e classificação de sinal de miografia

Área do conhecimento: Engenharia e Computação

Voluntário: Elder Cleiton Barreto Francisco dos Santos/
Departamento de Engenharia Elétrica (eldercleiton@dcomp.ufs.br)

Orientador (a): Daniel Oliveira Dantas / Departamento de
Computação (ddantas@ufs.br)

Relatório Final
2016/2017

RESUMO

A eletromiografia (EMG) é uma ferramenta importante na marcha clínica da atividade elétrica presente no músculo, também conhecido por sinal mioelétrico [1]. Neste relatório são apresentados os conceitos e características do sinal mioelétrico, bem como são mostradas de forma fundamental as etapas de aquisição, condicionamento, amplificação e digitalização do sinal. O propósito deste trabalho é montar um protótipo eficiente e de baixo custo, que realize todas as etapas citadas. De acordo com esse conteúdo é apresentado os resultados e discussões deste trabalho. E por fim, são apresentadas as conclusões.

Palavras-chave: Sinal mioelétrico, amplificar, condicionar, digitalizar, músculo.

1. Introdução

A eletromiografia de superfície fornece um método não invasivo de medição da atividade muscular [1] – e tem sido investigado extensivamente como um meio de controle de dispositivos protéticos.

É também amplamente utilizada em muitas outras aplicações clínicas, como em terapia, reabilitação, monitoramento, treinamento em medicina esportiva, ergonomia, dentre outras.

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 [2].

Sendo assim, a proposta deste trabalho é desenvolver um protótipo capaz de capturar os sinais mioelétricos de um conjunto de músculos do antebraço digitalizando e armazenando em computador, a fim de controlar uma mão robótica.

1.1. Objetivos

O objetivo geral deste projeto é desenvolver um sistema de hardware e software, que seja capaz de realizar aquisição e condicionamento de múltiplos sinais mioelétricos.

Os objetivos específicos deste trabalho buscam:

- Amplificar o sinal mioelétrico com ganhos consideráveis, preferencialmente, sem amplificar o ruído.
- Reduzir o ruído proveniente da rede elétrica na etapa de aquisição e condicionamento do sinal de interesse;
- Digitalizar o sinal e armazenar em um computador via comunicação USB.
- Desenvolver e implementar um protótipo para detecção, captura e processamento do sinal mioelétrico;

2. Fundamentação teórica

Nesta seção é apresentada a fundamentação teórica necessária para entender o funcionamento básico do sinal mioelétrico nas etapas de aquisição, condicionamento, conversão analógico-digital e armazenamento do sinal digitalizado em um computador.

2.1. Características do sinal mioelétrico

Eletromiografia é uma área que lida com a detecção, análise e o uso do sinal elétrico que emana das contrações musculares. Este sinal é referido como sinal eletromiográfico, também conhecido como sinal mioelétrico, e pode ser afetado por propriedade musculares, anatômicas e fisiológicas, bem como pela instrumentação eletrônica utilizada para aquisição e análise dos sinais [1].

Devido à baixa amplitude do nível de tensão com alta fonte de impedância e altos níveis de interferência e ruído, provenientes dos problemas descritos anteriormente, o sinal mioelétrico necessita ser amplificado e parte deste ruído ser eliminado para posteriormente ser compatível com conversor analógico-digital, a exemplo.

O sinal eletromiográfico é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular resultando no movimento de contração [3]. Este movimento é resultado da atividade elétrica de células excitáveis que eletricamente exibem um potencial de repouso em suas membranas e quando estimuladas um potencial de ação. Na figura 2.1 é mostrada a representação gráfica do sinal mioelétrico de superfície.

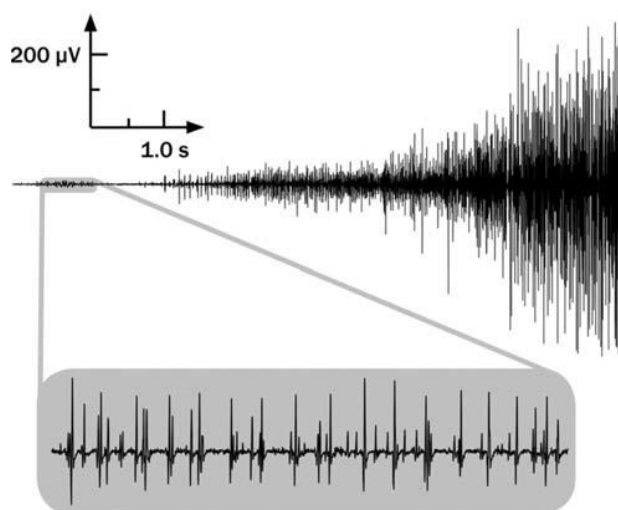


Figura 2.1 – Sinal EMG adquirido com eletrodos de superfície fixado na pele sobre o primeiro musculo interósseo dorsal da mão.

A menor unidade funcional que descreve o controle neural do processo de contração muscular é chamada unidade motora (Konrad, 2005). Quando as fibras musculares de alguma unidade motora são estimuladas se gera um sinal que emana destas e que pode ser adquirido através de eletrodos. Na figura 2.2 é apresentada as partes que formam a unidade motora bem como as setas indicando o sentido bidirecional do sinal mioelétrico quando as fibras musculares são excitadas.

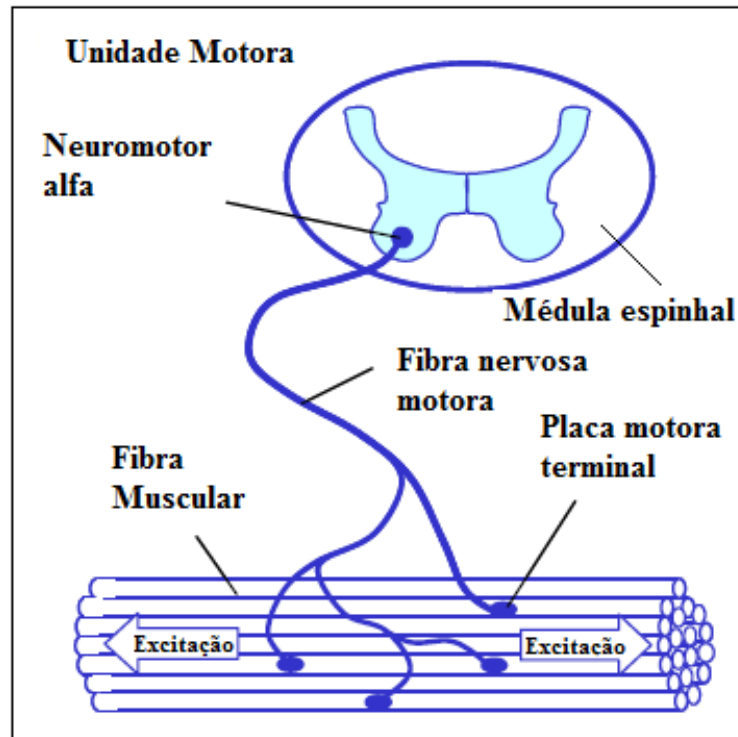


Figura 2.2 – Unidade motora. Adaptado de (Konrad, 2005).

O sinal mioelétrico de cada músculo é composto pelo somatório algébrico dos vários potenciais de ação musculares, resultando nos diversos potenciais de ação da unidade motora (MUAPs) e que tem características diferente entre si [3]. Quando o sinal mioelétrico é captado por eletrodos de superfície pode conter os sinais de vários músculos e quanto maiores as fibras destes, maior será o sinal mioelétrico. Na figura 2.3 é mostrada a representação gráfica da geração de MUAPs.

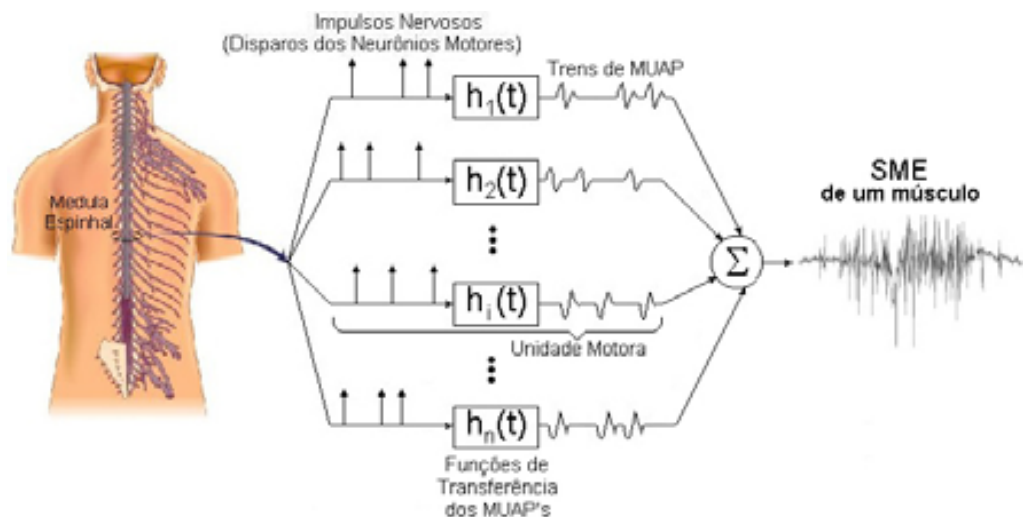


Figura 2.3 – Geração do sinal mioelétrico de um músculo, a partir dos vários trens de MUAPs de n unidades motoras.

A amplitude de cada MUAPs pode variar de 0 - 10mV (pico a pico). A energia útil está limitada na faixa de frequência de 0 - 500Hz com maior parte da energia dominante do sinal entre 50 - 150Hz [4]. O tipo de registro de interesse neste trabalho será o sinal EMG de superfície que geralmente encontra-se na faixa de largura de banda citada.

2.2. Aquisição do sinal mioelétrico

A aquisição do sinal EMG é feita através de eletrodos, onde a escolha do tipo de eletrodo a ser utilizado dependerá das características do músculo a ser estudado. Para músculos grandes e superficiais, geralmente usa-se o eletrodo de superfície, e para músculos pequenos e profundos, ou localizados entre ou abaixo de outros músculos, podem ser utilizados eletrodos invasivos [5]. Neste trabalho serão enfatizados somente os eletrodos de superfície por sua aplicabilidade ao contexto em questão. Na figura abaixo é mostrado a representação de alguns eletrodos de superfície.

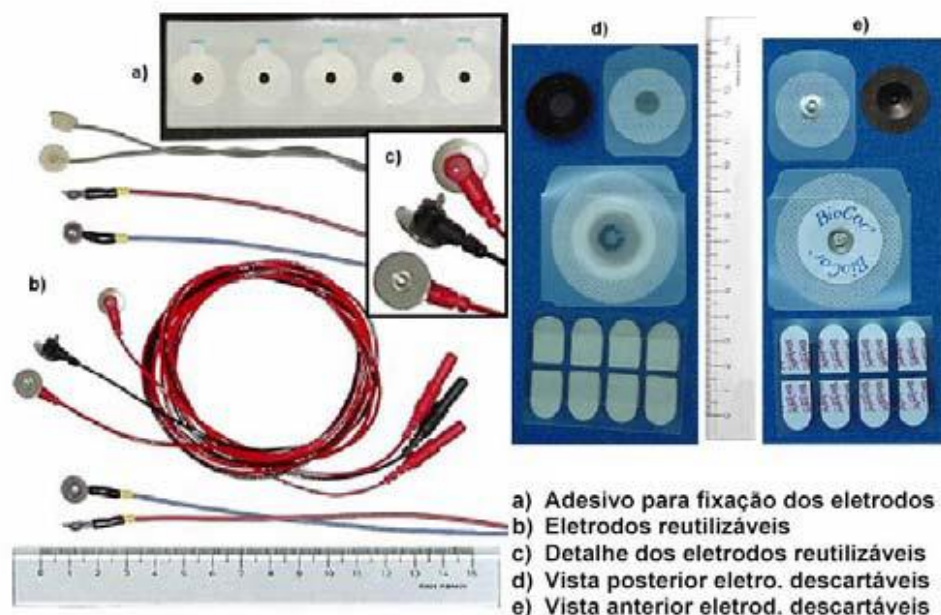


Figura 2.4 – Tipos de eletrodos de superfície.

A configuração dos eletrodos é de fundamental importância para a detecção dos potenciais de ação do músculo em questão. Basicamente, os eletrodos podem ser usados de forma singular ou em pares, respectivamente, monopolar ou bipolar. A configuração monopolar consiste em inserir um eletrodo em um determinado músculo, a fim de detectar os potenciais elétricos no ponto específico com relação ao eletrodo de referência, que deve estar em um ponto que não contenha sinais elétricos relacionados com o músculo a ser analisado. Esta configuração detecta todos os sinais elétricos próximo a superfície de detecção incluindo os sinais indesejáveis. Para conseguir eliminar parte desse sinal indesejado, a configuração bipolar é utilizada inserindo mais um eletrodo próximo ao eletrodo existente e usando um amplificador diferencial, que subtrai os sinais comuns a ambos os eletrodos e amplificando somente o sinal de interesse. Além dessas configurações os eletrodos são classificados em invasivos e de superfície [1]. No presente trabalho é utilizada a configuração multipolar com eletrodos de superfície (vários canais de eletrodos bipolares). Esse método torna ainda mais eficiente a redução do ruído.

Normalmente são utilizados eletrodos superficiais, que não possuem amplificadores no próprio eletrodo. Este tipo de eletrodo detecta o sinal EMG e o envia ao circuito condicionador, que filtra e amplifica os sinais [6].

2.3. Amplificador de instrumentação

A amplificação diferencial é obtida por meio do amplificador de instrumentação que possui alta impedância de entrada. Uma configuração clássica de amplificador de instrumentação é apresentada na figura 2.5.

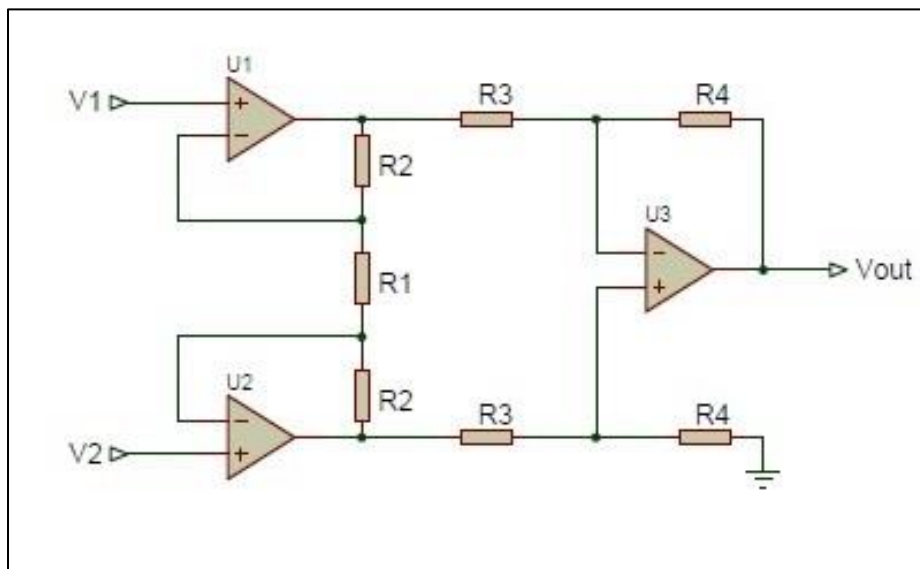


Figura 2.5 – Amplificador de instrumentação formado por três amplificadores.

O amplificador de instrumentação realiza amplificação diferencial subtraindo a tensão entre V1 e V2. Desta forma o sinal de ruído, comum as duas entradas, é eliminado. O ganho do amplificador de instrumentação é dado pela equação (1) e (2).

$$G = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) * \left(\frac{R_4}{R_3} \right) \quad (1)$$

$$G = \frac{V_{out}}{V_2 - V_1} \quad (2)$$

Em função da baixa amplitude do sinal EMG torna-se indispensável amplificar o sinal para posterior processamento. Contudo, cuidados devem ser tomados para evitar modificação de suas características ou perda de informação. Por este fato, devem ser levadas em consideração alguns fatores relevantes, tais como, característica do ruído, razão sinal/ruído, ganho, taxa de rejeição de modo comum (CMRR – *comon mode rejection ratio*), impedância de entrada e largura de banda [6].

A habilidade do amplificador diferencial de eliminar o sinal de modo comum é chamada de raio de rejeição de modo comum. Um CMRR de 90dB é o suficiente para

eliminar o sinal comum do amplificador de instrumentação, mas tecnologia recentes, embora caras, permitem um CMRR de 120dB [4].

O ruído é qualquer sinal indesejado detectado e pode resultar de fontes distantes, tais como rede elétrica, aparelhos eletrônicos e músculos vizinhos. A detecção bipolar fornece um método que pode remover o ruído desde que o sinal ruidoso possa ser idealmente identificado em ambos os eletrodos. A redução do nível de ruído também pode ser modificada pela redução da impedância da pele, permitindo menor impedância de entrada [6].

2.4. Filtragem

As frequências do ruído contaminam o sinal bruto de eletromiografia podendo ser altas como baixas. Ruídos de baixa frequência podem ser causados pelo contato pele-eletrodo por variações de temperatura e podem ser removidos usando filtro passa-alta. Ruídos de altas frequências podem ser causadas por condução e pela interferência de ondas eletromagnéticas de diversos aparelhos como computadores, telefones celulares, entre outros, e podem ser eliminados usando filtro passa-baixa [7].

Tratando-se do sinal mioelétrico existem quatro diferentes tipos de filtros que podem ser aplicados. Podendo ser filtros passa-baixa, passa-alta, passa-banda e/ou rejeita-faixa. Neste projeto foram utilizados somente os filtros passa-alta, que atenuam todas as frequências menores que a frequência de corte, e passa-baixa, que atenuam todas as frequências maiores que a frequência de corte.

2.4. Conversão analógico-digital

A etapa de conversão analógico-digital é responsável por transmitir, processar, armazenar e exibir informações do mundo de forma digital, para isto uma conversão do sinal de analógico para digital é necessária.

Sinais como temperatura, velocidade, força, e obviamente o sinal mioelétrico, tem natureza analógica e precisam ser amostrados para conseguir uma representação discreta em um computador. Este processo é executado por um dispositivo chamado conversor analógico-digital (ADC).

Existem muitos tipos de conversores analógico-digital com diferentes maneiras de obter o equivalente discreto de um sinal contínuo, mas todos eles compartilham as mesmas características, dentre elas as principais são: a taxa de amostragem, *aliasing* e resolução.

A taxa de amostragem é a frequência com que os dados do sinal são amostrados ou medidos. Este parâmetro expressa quantos valores discretos são criados em um determinado período de tempo por um conversor ADC.

A taxa de amostragem deve ser selecionada levando em consideração o teorema de amostragem de Nyquist-Shannon, que basicamente diz que a frequência de amostragem deve ser pelo menos duas vezes maior que a maior frequência do sinal amostrado. Se este teorema não for respeitado o *aliasing* ocorrerá [8].

Taxas de amostragem mais altas significa mais amostras por um período de tempo, e mais amostras significam grande capacidade de capturar mudanças rápidas em um determinado sinal.

Na prática, recomenda-se que o sinal EMG de superfície seja amostrado em uma frequência pelo menos quatro a cinco vezes maior. A taxa de amostragem ideal é de 2000 – 2500Hz [9].

O efeito *aliasing* é um problema potencial de amostragem em qualquer sistema de aquisição de sinal. Pode causar resultados errôneos e ocorre sempre que o sinal analógico recebido contém componentes de frequência que são maiores que a metade da taxa de amostragem do sinal. Se o sinal mioelétrico não for filtrado para remover todas as frequências maiores do que esse limite então as frequências mais altas aparecerão como sinais de *aliasing* [8].

A resolução de um conversor ADC é o número de valores discretos que podem ser reproduzidos sobre uma gama de valores de entrada analógica. A maioria dos sistemas de gravação ADC armazena os dados de um sinal amostrado como uma série de números com um intervalo limitado. Usualmente para o sinal EMG são 12 ou 16 bits de resolução, ou seja, 4096 ou 65536 faixas de valores que representam o sinal analógico gravado [9].

3. Metodologia

3.1. Estrutura do projeto

A partir da teoria apresentada na seção 2 foi montado o diagrama de blocos apresentado na figura 3.1 que dá uma visão geral do projeto proposto neste trabalho de iniciação científica, desde a aquisição do sinal mioelétrico com eletrodos de superfície até a filtragem, amplificação para posteriormente ser enviado ao conversor analógico-digital e ser armazenada em um computador onde será feito o processamento do sinal e reconhecimento de padrões através de redes neurais. Nesta seção serão discutidos os materiais e métodos utilizados em cada etapa trabalhada no projeto.

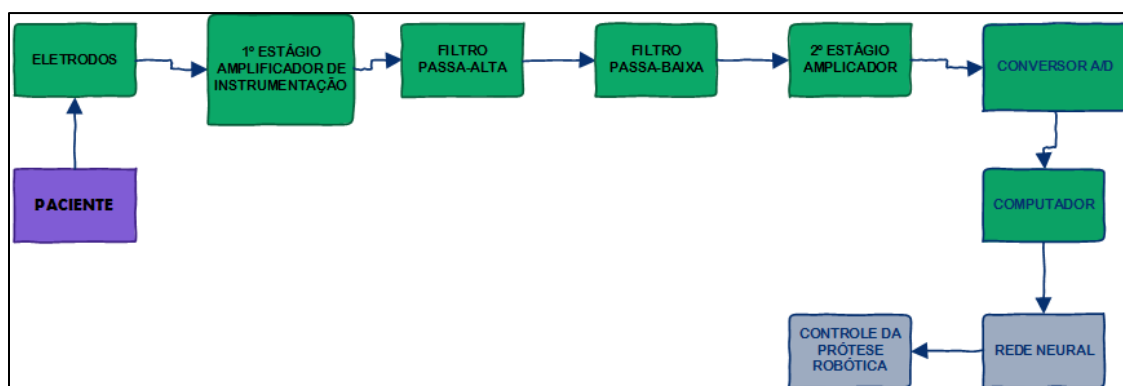


Figura 3.1 – Diagrama de blocos geral do projeto.

3.2. Diagrama do circuito de aquisição e condicionamento

A placa de aquisição e condicionamento até o presente momento possui quatro canais. O diagrama esquemático foi dividido em blocos para cada canal tem-se um bloco contendo o amplificador de instrumentação, outro bloco contendo o circuito de referência, que é compartilhado com todos os canais, e por fim o bloco do circuito de condicionamento, esses blocos são apresentados nas figuras 3.2, 3.3 e 3.4, respectivamente.

Na figura 3.2 é mostrado o diagrama do circuito de aquisição do sinal mioelétrico. Basicamente ele é formado por um amplificador de instrumentação, onde ocorre a etapa de pré-amplificação do sinal mioelétrico.

Nesta etapa ocorre o estágio de pré-amplificação onde o ganho não deve ser muito alto, pois pode comprometer o sinal de saída por amplificar também o ruído, sendo assim o ganho não deve ultrapassar 10V/V [10].

$$G_1 = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \times \left(\frac{R_7}{R_5}\right) \quad (3)$$

Escolhendo-se os valores dos componentes $R_1 = 15K\Omega$, $R_2 = R_3 = 47K\Omega$, $R_4 = R_5 = R_6 = R_7 = R_8 = R_9 = 10K\Omega$, $R_{10} = R_{11} = 1M\Omega$ e $C_1 = 1,5nF$ o ganho G_1 é aproximadamente 7,26 que é obtido pela equação (3).

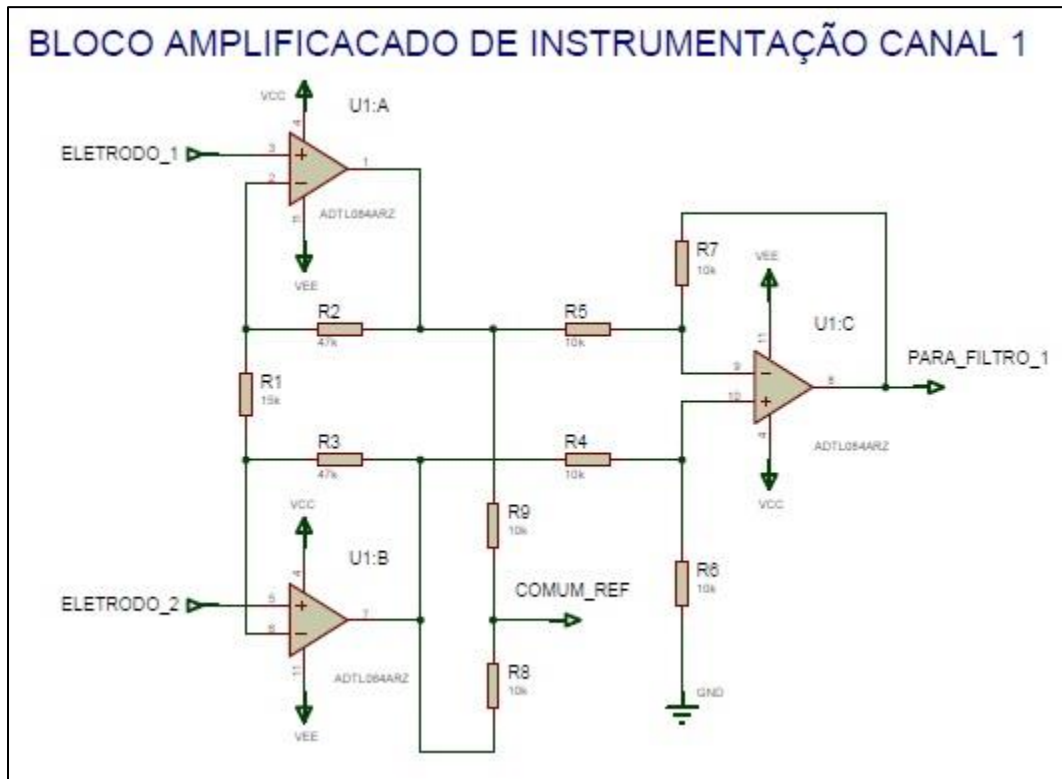


Figura 3.2 –Diagrama do circuito de aquisição do sinal mioelétrico, idêntico para os canais 1, 2, 3 e 4.

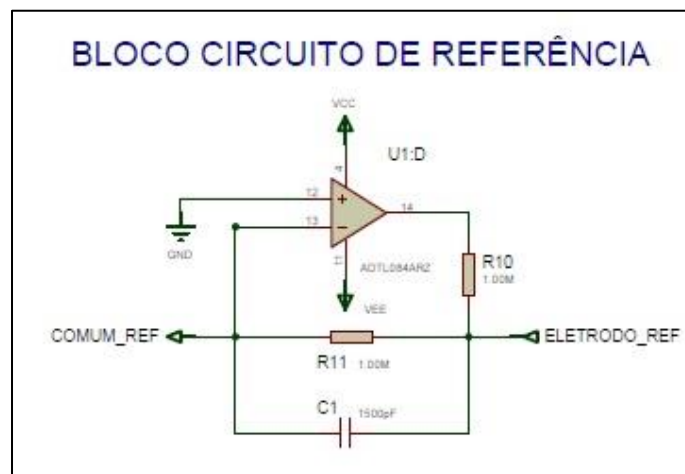


Figura 3.3 – Diagrama do circuito de referência, comum a todos os canais.

Para aquisição do sinal mioelétrico é necessária uma referência, também chamada de terra, para a medição na configuração bipolar ou multipolar entres as entradas dos eletrodos. Essa referência é fornecida pelo bloco da figura 3.3, que está sendo compartilhado por todos os quatros canais pelo terminal COMUM_REF.

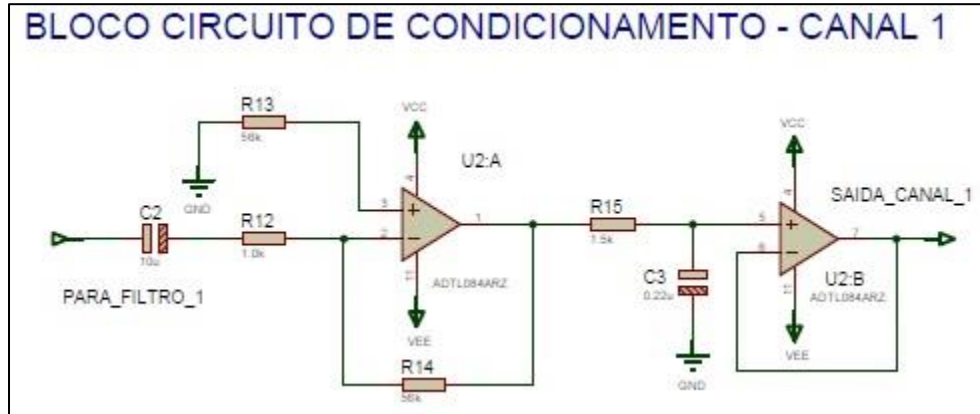


Figura 3.4 – Circuito de condicionamento e amplificação, idêntico para os canais 1, 2, 3 e 4.

O circuito de condicionamento é mostrado na figura 3.4, ele é formado pela composição de dois filtros ativos ligados em cascata, primeiro tem-se o filtro passa-alta e logo em seguida o filtro passa-baixa. Nesta etapa também é dado um ganho após o filtro passa-alta obtido pela equação (4). As frequências de corte dos filtros passa-alta (f_{c1}) e passa baixa (f_{c2}) são dados, respectivamente, pelas equações (5) e (6).

$$G_2 = \frac{R_{14}}{R_{12}} \quad (4)$$

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_{12} C_2} \quad (5)$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_{15} C_3} \quad (6)$$

Escolhendo-se os valores dos componentes $R_{12} = 1K\Omega$, $R_{13} = R_{14} = 56K\Omega$, $R_{15} = 1,5K\Omega$, $C_2 = 10\mu F$ e $C_3 = 0,22\mu F$. O ganho G_2 é igual 56 e as frequências de corte das equações (5) e (6) são aproximadamente iguais a 16Hz e 483Hz. Pela literatura encontrada em outros trabalhos a faixa de frequência do sinal mioelétrico é de 20 a 500Hz, onde o sinal predominante está entre 50 a 150Hz [4].

O ganho final do circuito completo formado pelos blocos de aquisição e condicionamento para cada canal é dado por:

$$G = G_1 * G_2 = 406,56$$

Além dos resistores e capacitores foram utilizados circuitos integrados com amplificador operacional TL084CN da *Texas Instruments*.

Para formar a placa de quatro canais são necessários quatro blocos de circuito de aquisição, quatro blocos de circuito de condicionamento e um bloco de circuito de referência. Onde todos esse blocos são idênticos a única peculiaridade é o compartilhamento de eletrodos existente nas entradas do bloco de aquisição, um eletrodo é partilhado entre dois canais. Dessa forma, reduz-se o número de cabos no antebraço do usuário.

3.3. Placa de circuito impresso com quatro canais

Inicialmente, a placa de aquisição e condicionamento foi projetada e montada com apenas um canal. Na figura 3.5 é apresentada a placa de circuito impresso feita manualmente no laboratório de hardware I do departamento de computação – UFS. Após uma série de testes, obtiveram-se resultados satisfatórios semelhantes aos existentes na literatura, conforme será mostrado na seção 4.

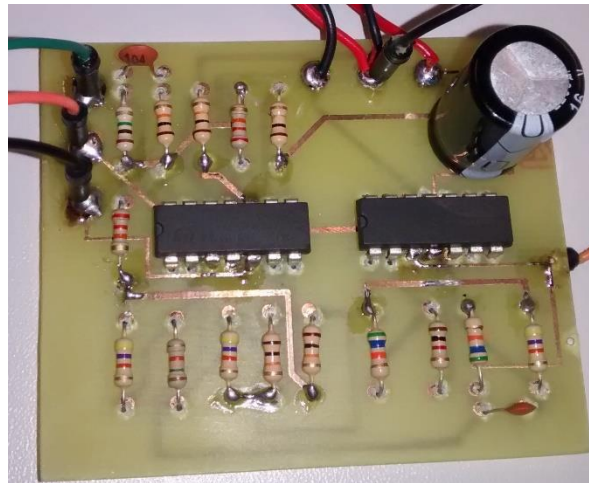


Figura 3.5 – Placa de aquisição e condicionamento para apenas 1 canal.

Posteriormente, foi projetado o circuito de aquisição e condicionamento para quatro canais. Na figura 3.6 é apresentado o *layout* da placa de circuito impresso em 3D.

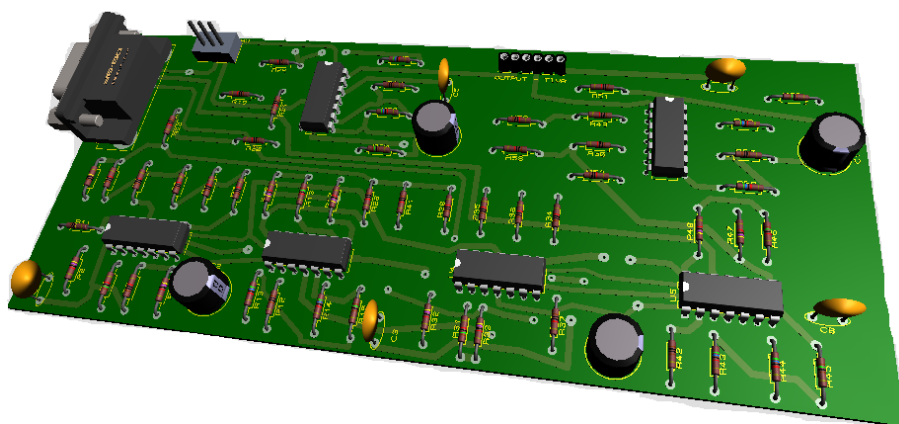


Figura 3.6 – Layout da placa de aquisição de sinais mioelétrico.

Esta placa foi montada manualmente, conforme ilustrado na figura 3.7. Toda documentação utilizada para a confecção das placas de um e de quatro canais, encontra-se em um repositório GitHub¹, bem como é possível ter acesso a todos resultados e progresso deste trabalho de forma mais específica.

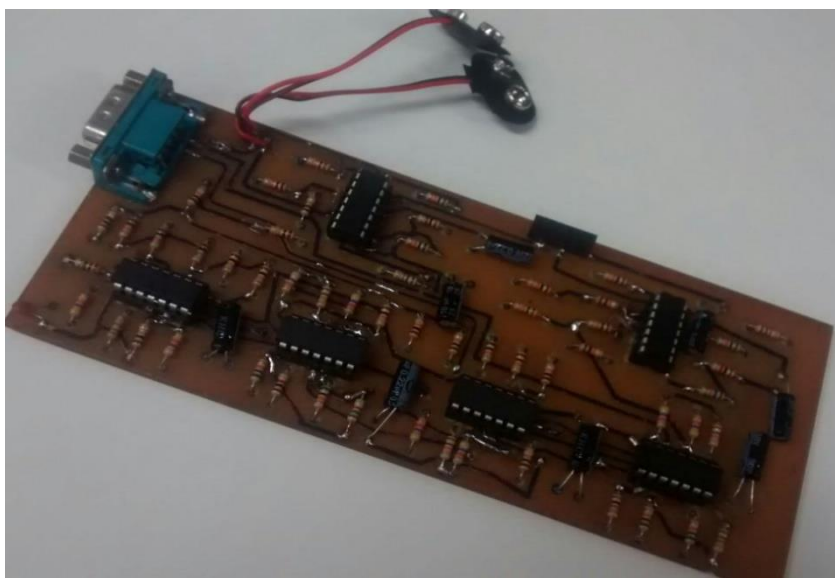


Figura 3.7 – Placa de aquisição do sinal mioelétrico para quatro canais.

Para alimentar a placa de aquisição foram utilizadas duas baterias alcalinas de 9V em série, a fim de formar uma fonte simétrica, isto é, uma fonte com tensão +9V e tensão -9V em relação ao terminal de terra (GND), conforme figura 3.8. Dessa forma, o usuário que

¹ https://github.com/ddantas/myo_cap

estive com a placa de aquisição ligada a algum músculo de interesse estará protegido de choques elétricos, bem como evita-se interferência da rede elétrica, caso fosse utilizado uma fonte com alimentação proveniente do sistema elétrico residencial.

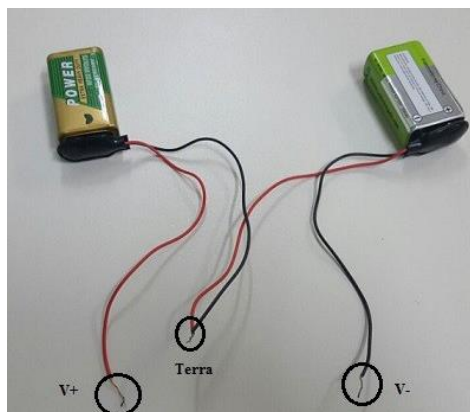


Figura 3.8 – Fonte de tensão simétrica a partir de duas baterias de 9V.

Na figura 3.9 é mostrado a disposição dos eletrodos no antebraço esquerdo, bem como a localização do eletrodo de referência próximo ao ombro. Existem cinco eletrodos onde são tomados a pares resultando em quatro canais.

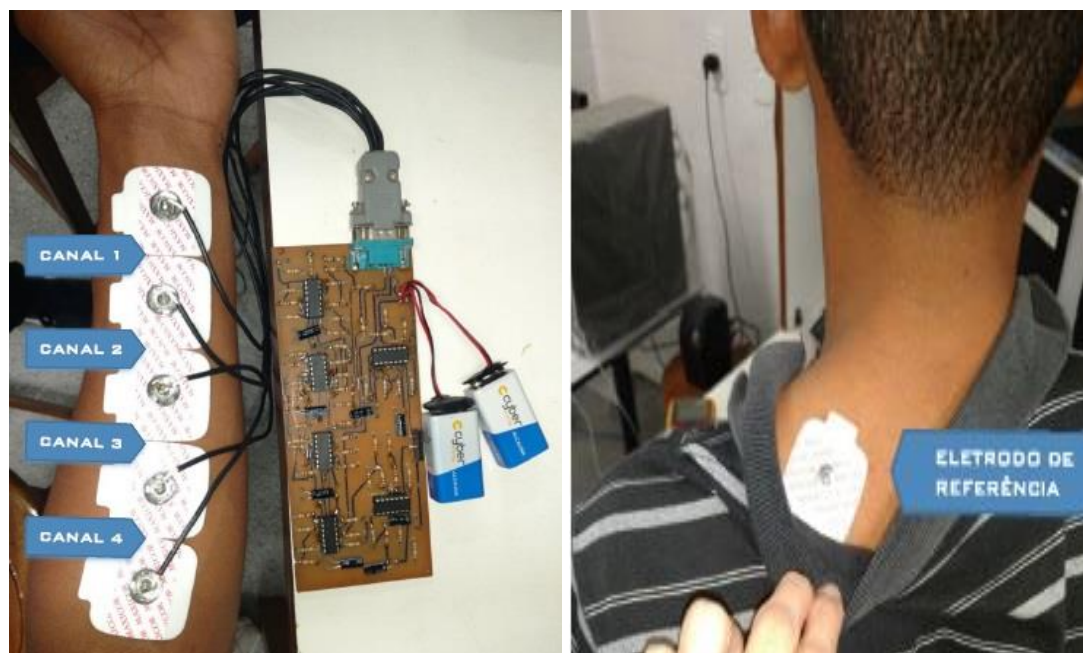


Figura 3.9 – Posicionamento dos eletrodos de superfície na configuração multipolar.

Os cabos utilizados para interligar os eletrodos a placa possuem dupla capa isolante e ao redor dela possui um cabo de cobre que foi ligado ao GND para fazer a blindagem dos cabos, minimizando a componente de frequência de 60Hz proveniente da rede elétrica.

3.3. Placa de desenvolvimento Tiva

Neste trabalho foi utilizado a placa de desenvolvimento Tiva-C series EK-TM4C123GXL, responsável por realizar a conversão analógico-digital do sinal EMG. 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 [11].

Além disso, o microcontrolador conta com poderosos recursos, resumidamente, grande capacidade de memória (FLASH, SRAM e EEPROM), saídas PWM, interface de comunicação USB 2.0, *Times* e entradas analógico-Digital com comparadores [11].

Na figura 3.10 é mostrado a placa de desenvolvimento Tiva e as partes que a constituem. Para programar pode ser usado a linguagem C com compilador fornecido pela Texas Instruments Code Composer Studio – CCS, ou pode ser programada pelo projeto Energia que é uma variante livre do ambiente de desenvolvimento integrado – IDE do Arduino, este último foi utilizado neste projeto.

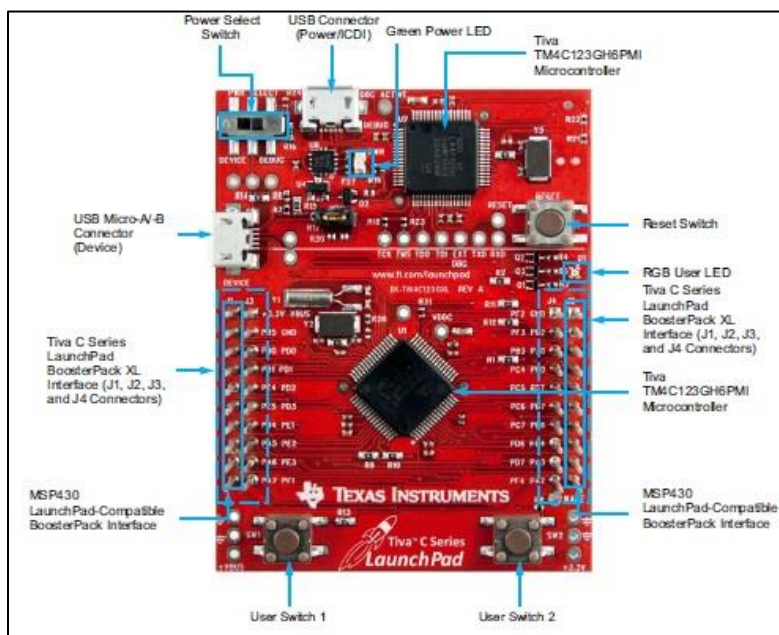


Figura 3.10 - Placa de Desenvolvimento EK-TM4C123G.

4. Resultados e Discussões

Com a placa de um canal foram feitas aquisições do sinal diretamente do osciloscópio. Na figura 4.1 é apresentado o sinal mioelétrico para o movimento repetitivo de abertura e fechamento de todos os dedos da mão.

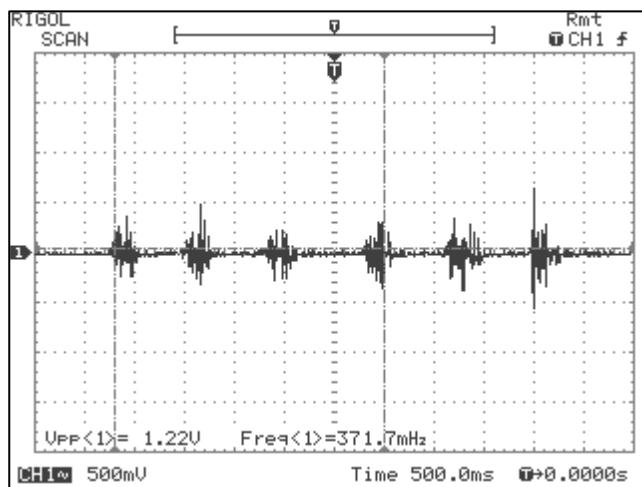


Figura 4.1 –Sinal mioelétrico (flexão e extensão de todos os dedos para 1 canal).

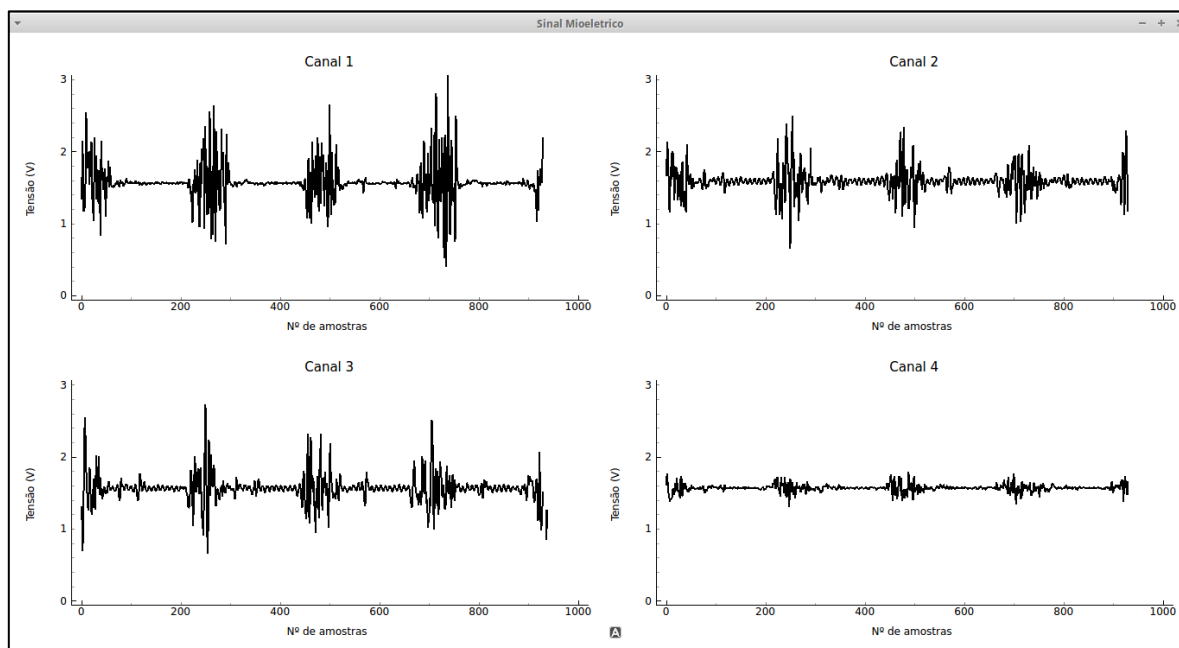


Figura 4.2 – Captura do sinal mioelétrico em quatro canais (flexão e extensão do pulso).

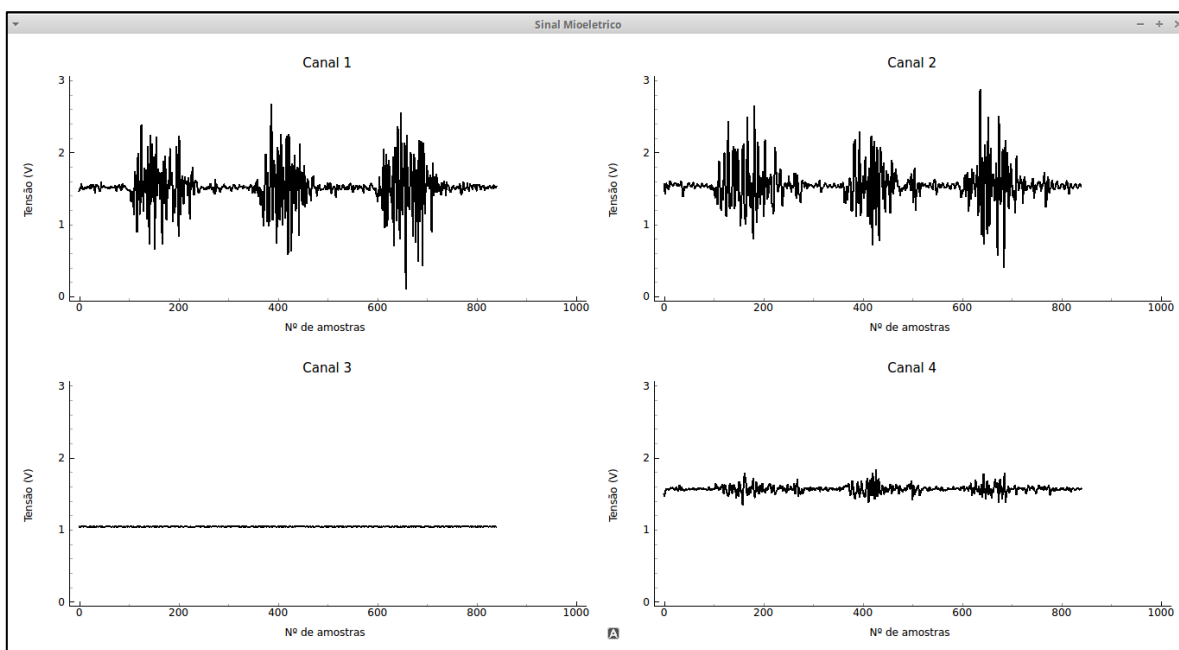


Figura 4.3 – Captura do sinal mioelétrico em quatro canais (flexão e extensão de todos os dedos).

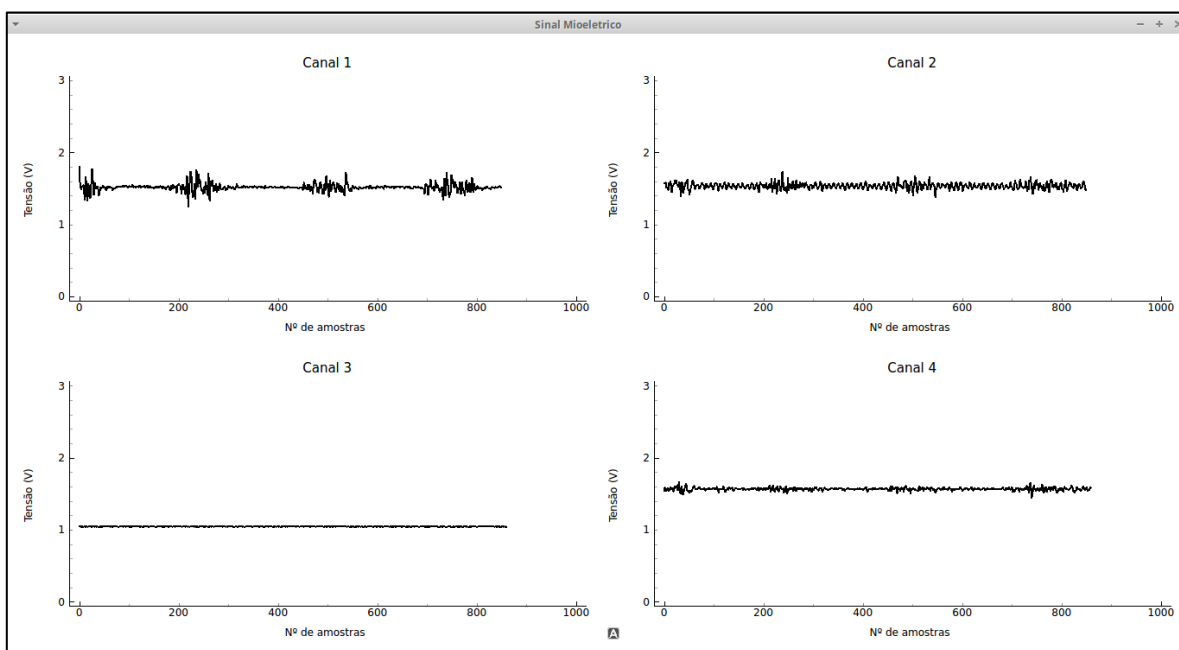


Figura 4.4 – Captura do sinal mioelétrico em quatro canais (flexão e extensão do dedo indicador).

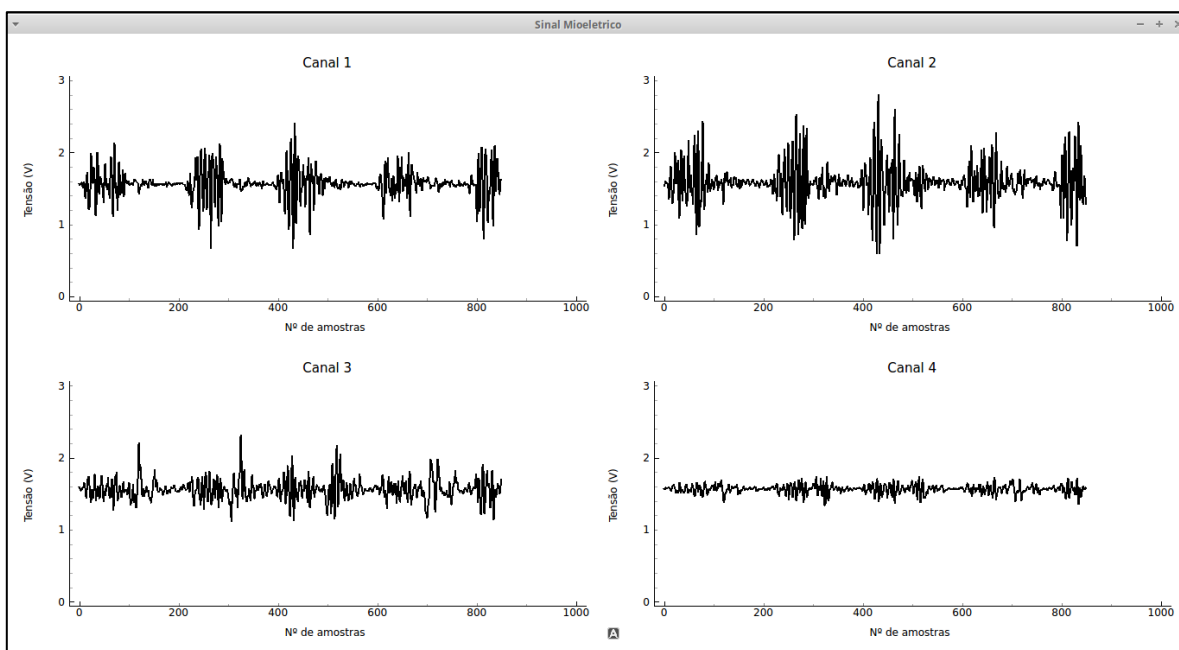


Figura 4.5 – Captura do sinal mioelétrico em quatro canais (flexão e extensão do dedo médio).

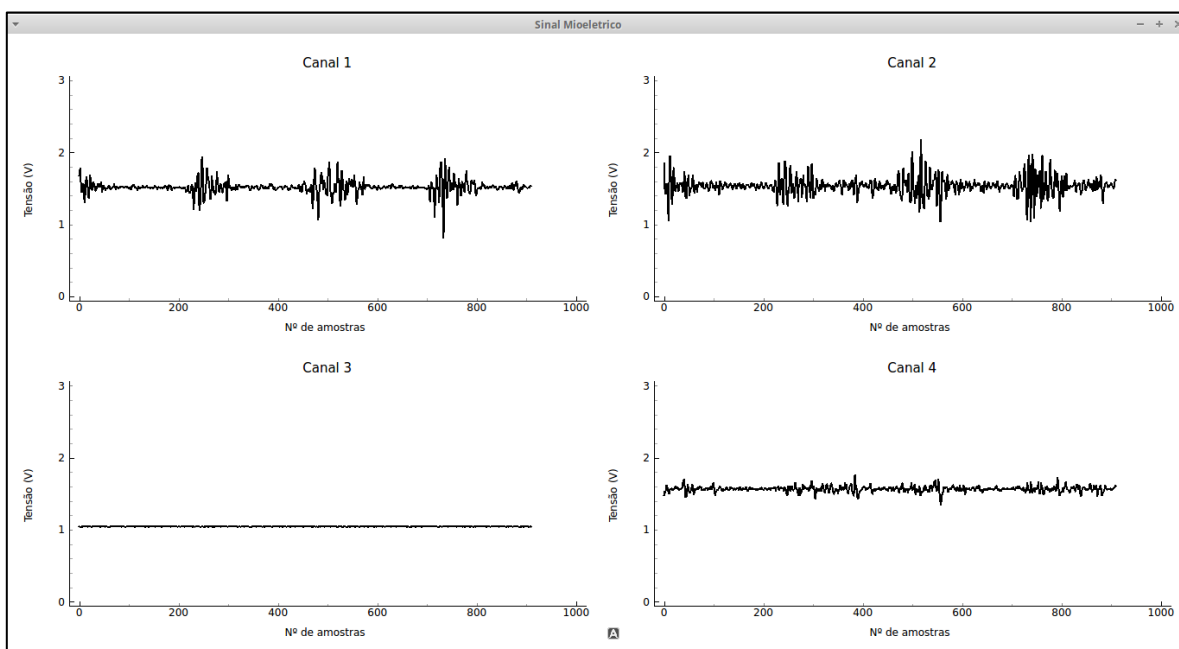


Figura 4.6 – Captura do sinal em quatro canais (flexão e extensão do dedo anular e mínimo).

Para placa de aquisição e condicionamento de quatro canais também foram feitas aquisições do sinal para o movimento repetitivo de flexionar e estender o punho ou um conjunto de dedos. Com a placa tiva foi possível digitalizar este sinal, armazenar em um computador e através de uma interface gráfica plotá-lo, conforme apresentado nas figuras 4.2 a 4.6.

O sinal mioelétrico digitalizado é um sinal bruto semelhante ao encontrado em outros trabalhos na literatura científica [1] [4] – e possui as características citadas na seção 2, fundamentação teórica.

Fazendo um comparativo entre as capturas para um canal e para quatro canais, observa-se que quanto mais canais melhor, pois é possível analisar o sinal para um músculo ou conjunto de músculo com maior confiabilidade.

Apesar de ser o sinal mioelétrico bruto, sem tratamento digital, nota-se nitidamente distinção para cada tipo de movimento. Observa-se também que para determinados movimentos do conjunto de dedos a amplitude do sinal é maior ou menor ou em alguns dos casos o sinal nem aparece, como é o caso do canal 3 das figuras 4.3, 4.4 e 4.6.

4. CONCLUSÕES

Até o presente momento foram estudados os fundamentos teóricos para o desenvolvimento de uma placa de aquisição de sinais EMG, que capta os sinais mioelétricos de um músculo específico. A revisão bibliográfica foi direcionada aos estudos dos conceitos fundamentais do sinal EMG e do estudo de amplificadores e filtros para escolher a forma mais eficiente de adquirir este sinal com o maior ganho e o menor ruído possível.

Não foi possível trabalhar com o processamento do sinal mioelétrico digital, consequentemente também não foi possível trabalhar com redes neurais. Espera-se explorar estas etapas em trabalhos futuros.

A partir dos resultados obtidos, pode-se concluir que os resultados obtidos se mostraram dentro do esperado, pois aproximaram-se das características de outros trabalhos da literatura científica.

5. PERSPECTIVAS

Para trabalhos futuros espera-se trabalhar com a compactação da placa de captura com componentes SMD e aumento dos números de canais de cada placa, bem como trabalhar com as etapas de multiplexação, processamento digital do sinal, rede neural e controle da prótese robótica.

6. OUTRAS ATIVIDADES

Não foram realizadas outras atividades.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] C. J. De Luca, “Electromyography,” in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, J. G. Webster, Ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2006, pp. 98–109 [Online]. Available: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471732877.emd097>. [Accessed: 06-Jul-2017]
- [2] L. Eriksson, F. Sebelius, and C. Balkenius, “Neural Control of a Virtual Prosthesis,” in *ICANN 98*, L. Niklasson, M. Bodén, and T. Ziemke, Eds. London: Springer London, 1998, pp. 905–910 [Online]. Available: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4471-1599-1_141. [Accessed: 09-Jul-2017]
- [3] G. S. de S. e Souza and H. B. de S. Louzada, “Desenvolvimento de instrumentação e metodologia relativas à atividade de aquisição, processamento e interpretação de sinais eletromiográficos de superfície,” *Development of instrumentation and methods used to acquire, process and interpret surface eletromiographic signs*, May 2010 [Online]. Available: <http://bdm.unb.br/handle/10483/950>. [Accessed: 06-Jul-2017]
- [4] C. J. De Luca, “Sufarce Eletromyography: Detection and Recording.” Delsys incorporated, 2002 [Online]. Available: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf
- [5] T. B. Caparelli, “Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para detecção de sinais ECG, EEG e EMG,” *Design and development of a multichannel biotelemetry system for ECG, EEG and EMG signal acquisition*, Mar. 2007 [Online]. Available: <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/14636>. [Accessed: 06-Jul-2017]
- [6] P. H. Marchetti and M. Duarte, “Instrumentação em Eletromiografia.” Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006 [Online]. Available: <http://demotu.org/pubs/EMG.pdf>. [Accessed: 06-Jul-2017]
- [7] M. Zahak, “Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis,” in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, G. R. Naik, Ed. InTech, 2012 [Online]. Available: <http://www.intechopen.com/books/computational-intelligence-in-electromyography-analysis-a-perspective-on-current-applications-and-future-challenges/signal-acquisition-using-surface-emg-and-circuit-design-considerations-for-robotic-prosthesis>. [Accessed: 09-Jul-2017]
- [8] S. Aced López, “Design and Construction of an EMG Multichannel Acquisition System Prototype,” masters, POLITECNICO DI TORINO, 2012 [Online]. Available: <http://elib.dlr.de/80398/>. [Accessed: 14-Jul-2017]
- [9] I. Motion Lab Systems, “A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis EMG Analysis.” [Online]. Available: https://www.motion-labs.com/pdf/emganalysis_ug.pdf. [Accessed: 14-Jul-2017]
- [10] J. Wang, L. Tang, and J. E. Bronlund, “Surface EMG Signal Amplification and Filtering,” *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 82, no. 1, pp. 15–22, Nov. 2013.
- [11] S. A. Souza, “Introdução aos microcontroladores ARM Cortex-M4 Tiva C Series da Texas Instruments.” [Online]. Available: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAgv0gAJ/introducao-aos-microcontroladores-arm-cortex-m4-tiva-c-series-texas-instruments>. [Accessed: 15-Jul-2017]