

PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

JEFFERSON DE L. SILVEIRA JR.*, ELYSON A. N. CARVALHO*, EDUARDO O. FREIRE*, LUCAS MOLINA*

**Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Sergipe
São Cristóvão, SE, Brasil*

Emails: jeffs.junior01@gmail.com, ecarvalho@ufs.br, efreire@ufs.br, lmolina@ufs.br

Abstract— Surface electromyography is a technique that has become indispensable for many applications due to its capability to monitor muscle activity. In this regard, this article presents the most commonly used techniques on the design of surface electromyography systems and it also provides a scheme of a circuit that has been implemented and tested with accessible components. In the discussion of the project, the decision of the system parameters are presented clearly so that it can be easily reproduced or modified. The main goal of this paper is to present the main solutions applied to surface electromyography systems, proposing a circuit, designed and implemented based on the literature review, that was implemented and tested using accessible components.

Keywords— Surface Electromyography, Biomedical Instrumentation.

Resumo— Eletromiografia de superfície é uma técnica que vem sendo utilizada para monitorar a atividade muscular se tornando indispensável para diversas aplicações. Neste contexto, este artigo apresenta as técnicas mais comumente utilizadas nos projetos de sistemas de eletromiografia de superfície e também o projeto de um circuito que foi implementado e testado com componentes acessíveis. Na discussão do projeto, são apresentados diversos detalhes das decisões dos parâmetros do sistema para que ele possa ser reproduzido ou modificado com facilidade. Este trabalho tem como principal objetivo apresentar as principais soluções aplicadas nos sistemas de eletromiografia de superfície, propondo um circuito, projetado a partir da discussão apresentada na literatura, que foi implementado e testado utilizando componentes acessíveis no mercado.

Palavras-chave— Eletromiografia de Superfície, Instrumentação Biomédica.

1 Introdução

A eletromiografia é o estudo da função muscular através da investigação do sinal elétrico que o músculo emana. Por este motivo, essa técnica possui aplicações nas áreas de avaliação e tratamento médico, reabilitação, ergonomia, treinamento de esportes, pesquisa, biomecânica, entre outras áreas. Porém, a eletromiografia é considerada invasiva pela necessidade de se aplicar uma agulha de forma intramuscular para a obtenção do sinal elétrico, podendo causar desconforto ao usuário.

Considerando o conforto, a melhor opção é a técnica não invasiva, em que eletrodos são posicionados na superfície da pele. O sistema de sensoriamento que consiste na aquisição do sinal na superfície da pele é denominado eletromiografia de superfície (SEMG). Esta é uma técnica bastante atraente, porque fornece acesso fácil a processos fisiológicos que estimulam o músculo a gerar força, produzir movimento e realizar inúmeras funções que nos permitem a interagir com o mundo (De Luca, 1997).

A eletromiografia de superfície permite avaliar quais músculos estão atuando em uma determinada ação fornecendo informações importantes para avaliação e reabilitação de pacientes. Esta técnica costuma ser utilizada em pacientes de fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, psicólogos esportivos, entre outros (Criswell, 2010, p. xv).

Devido à diversidade de aplicações da eletro-

miografia de superfície e a necessidade de sistemas capazes de adquirir o sinal eletromiográfico com confiabilidade, há uma grande diversidade de circuitos focados na aquisição do sinal eletromiográfico na literatura. Apesar de serem projetos diferentes, muitos seguem procedimentos semelhantes que podem ser resumidos em três etapas: aquisição e condicionamento do sinal, filtragem e pós-processamento do sinal. Um possível fluxograma para um sistema de aquisição de sinais eletromiográficos está apresentado na Figura 1.

A aquisição do sinal é realizada através de eletrodos em contato com a pele e a etapa de condicionamento é responsável por amplificar o sinal adquirido melhorando a relação sinal-ruído. Na etapa de filtragem, deseja-se que a faixa de frequências em que os músculos não atuam sejam rejeitadas, permitindo a passagem das frequências de maior energia do sinal eletromiográfico. Na etapa de pós-processamento, o sinal é processado para sua aplicação final. Existem diversas aplicações finais possíveis, entre elas a apresentação direta em uma tela, ou digitalização e normalização do sinal para serem utilizados em algoritmos de reconhecimento de padrões, por exemplo.

Considerando a diversidade de circuitos propostos na literatura, este artigo tem como objetivo apresentar as principais soluções aplicadas nos sistemas de eletromiografia de superfície, bem como propor um circuito que foi implementado e testado utilizando componentes acessíveis no mercado a partir da discussão do que é apresentado na literatura.

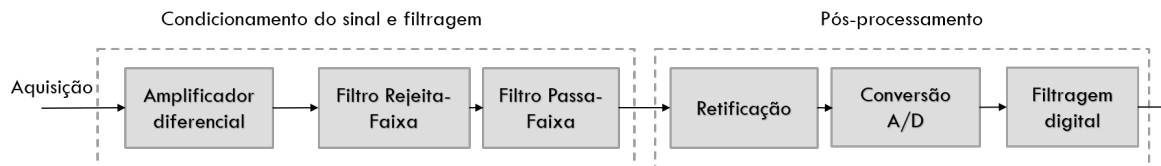


Figura 1: Fluxograma de um possível sistema de SEMG.

tura. Desta forma, espera-se que este artigo contribua para que pesquisadores recentes na área de instrumentação biomédica possam encontrar uma discussão clara das tendências dos sistemas de eletromiografia de superfície.

2 Principais Características de projeto para um SEMG

Seguindo a divisão da Figura 1, a discussão do circuito proposto está dividida em três etapas: aquisição e condicionamento do sinal, filtragem no domínio da frequência e pós-processamento do sinal. Detalhes mais específicos acerca dos parâmetros dos projetos são apresentados na Seção 3.

2.1 Aquisição e Condicionamento do Sinal

Durante a contração de um músculo, a energia gerada pelos processos de recrutamento das unidades motoras propaga-se através do organismo e uma parcela da energia pode ser observada sobre a pele na forma de tensão. Esta tensão costuma estar no intervalo de 0-6 mV pico a pico (Wang et al., 2013). O sinal gerado pelos músculos é geralmente adquirido através de eletrodos de diversos tipos.

Os eletrodos de Ag/AgCl descartáveis são bastante utilizados pelo baixo custo e fácil aquisição (Hardalac and Canal, 2004; Potvin and Brown, 2004; Kundu et al., 2011). Adicionalmente, há o uso de eletrodos não descartáveis banhados a ouro (Sánchez et al., 2013) e eletrodos construídos em tecido para serem vestíveis (Merritt et al., 2009).

2.1.1 Seleção do ganho do amplificador

Considerando a baixa amplitude do sinal eletromiográfico após a detecção pelos eletrodos na superfície da pele, é necessário que o ganho do circuito amplificador esteja na faixa de 1 000 a 10 000 V/V dependendo da amplitude do sinal e do tipo de músculo a ser medido (Wang et al., 2013). Todos os artigos citados neste trabalho que apresentaram o circuito de amplificação para eletromiografia de superfície utilizaram amplificadores de instrumentação ou circuitos baseados no mesmo.

Isto se deve ao fato de os amplificadores de instrumentação possuírem alta capacidade de rejeição de modo comum, alta impedância de entrada, entre outras vantagens.

Normalmente, o ganho do sistema é aplicado em mais de um estágio para evitar a saturação em estágios internos do amplificador devido à necessidade de alto ganho e possível existência de tensão de modo comum no sinal de entrada. Além disso, considerando que o ruído é rejeitado no primeiro estágio pelo amplificador de instrumentação, podem ser utilizados amplificadores operacionais mais simples para os próximos estágios. De acordo com a revisão da literatura, os ganhos de cada estágio abrangiam, em sua maioria, o intervalo entre 1 e 111 V/V (Spinelli et al., 2001; Wang et al., 2013; Geethanjali and Ray, 2015).

Além da escolha do ganho, deve-se pensar em como aplicar o sinal nas entradas do amplificador de instrumentação. Para tal, existem diversas formas, por exemplo em Kundu et al. (2011) e Cadena et al. (2015) em que os eletrodos são aplicados diretamente nas entradas do amplificador de instrumentação. Além disso, para melhorar rejeição de ruído, diversos amplificadores de instrumentação podem ser utilizados em conjunto. Por exemplo, em Guerrero et al. (2016) é proposto um circuito que se utiliza de três amplificadores de instrumentação em uma configuração chamada *double differential*, ou amplificador de instrumentação composto, como apresentado em Kitchin and Counts (2004, p. 6-4).

No entanto, podem ser tomadas algumas precauções antes de aplicar o sinal diretamente nos terminais do amplificador. Tais medidas são proteção para descargas eletrostáticas (ESD) e pré-filtragem de ruídos de alta frequência (RFI), para evitar que ruídos externos deteriore a qualidade do sinal na saída do amplificador de instrumentação.

2.1.2 Proteção Eletrostática e Atenuação do Ruído

De acordo com Kitchin and Counts (2004, p. 5-5), uma prática comum para proteger o circuito de ESD é colocar resistores de limitação de corrente nos terminais de entrada dos amplificadores de instrumentação. Porém, deve-se levar em conta que tais resistores podem aumentar o nível de ruído do sistema. Em Merritt et al. (2009), são

utilizados resistores limitadores de corrente para proteção ESD. Já em Geethanjali and Ray (2015), são utilizados transistores para proteção do circuito e do usuário.

No tocante à rejeição de RFI, são utilizados filtros do tipo passa-baixa com a preocupação de que não se deve desbalancear as entradas do amplificador de instrumentação. Em Kitchin and Counts (2004) é apresentado um circuito em ponte para tal fim e o mesmo circuito é implementado em Geethanjali and Ray (2015).

Adicionalmente, funcionalidades como acoplamento AC no sinal de entrada e no sinal de saída costumam ser utilizados para ajudar a reduzir ruído DC. Em Zhu (2010) filtros passa-alta de primeira ordem são utilizados para tal fim na entrada do amplificador de instrumentação. Já em Spinelli et al. (2003), é proposta uma topologia para acoplamento-AC que permite a implementação de amplificadores com ganhos mais elevados. Em Stitt (1991) são apresentados circuitos para acoplamento AC do sinal de saída do amplificador de instrumentação através de uma realimentação pelo terminal de referência. Circuitos semelhantes são implementados por Spinelli et al. (2001) e Merritt et al. (2009).

Outra ferramenta bastante utilizada com o intuito de aprimorar a rejeição de modo comum do circuito de amplificação é o Circuito da Perna Direita (DRL). O circuito da perna direita consiste na obtenção da tensão de modo comum, que é normalmente retirada a partir de um divisor de tensão entre os sinais de entrada ou entre os terminais de ganho do amplificador de instrumentação, e na realimentação do sinal para o corpo através de um amplificador. De acordo com Acharya (2011), o circuito de realimentação aprimora a rejeição de modo comum por um valor igual a $(1 + A)$, em que A é o ganho do sistema realimentado. Portanto, quanto maior o ganho do sistema, melhor será a rejeição de modo comum. No entanto, o circuito realimentado pode causar instabilidade, portanto, normalmente utiliza-se compensação em atraso de fase para ajudar a estabilizar o sistema. Em Spinelli et al. (2001), Merritt et al. (2009) e Cadena et al. (2015) são utilizados circuitos DRL.

2.1.3 Parâmetros da Etapa de Aquisição do Sinal

Considerando todas as ferramentas para melhorar a rejeição de ruído apresentadas, foi implementado o filtro RFI, que também funciona como circuito de proteção ESD por conter um resistor que limita a corrente. O ganho total foi dividido em dois estágios de amplificação, 6 V/V com o amplificador de instrumentação AD623 e 220 V/V com o amplificador operacional MCP609. Além disso, como o ganho do amplificador de instrumentação foi de apenas 6 V/V, não houve necessidade de

implementar circuito de acoplamento AC na entrada, porém foi implementado na saída através da realimentação pelo terminal de referência para evitar a saturação do sinal durante a amplificação no segundo estágio.

2.2 Filtragem no Domínio da Frequência

O sinal eletromiográfico pode conter frequências indesejáveis, como batimentos cardíacos ou ruídos do eletrodo. Portanto, após a amplificação do sinal ele deve ser filtrado.

2.3 Determinação das Frequências de Corte dos Filtros

De acordo com De Luca (1997), deve-se filtrar frequências abaixo de 20 Hz para eliminar efeitos de ativação indesejáveis das unidades motoras que se encontram na faixa de 15 a 25 Hz. Além disso, deve-se filtrar frequências superiores a 500 Hz para eliminar o ruído devido a interface entre pele e eletrodo (Criswell, 2010). De acordo com Vinod and Da (2013), as frequências de maior energia do músculo encontram-se no intervalo de 50-150 Hz e são utilizados filtros para uma faixa de passagem de 20 a 500 Hz. Porém, há diversos trabalhos que utilizam frequências de corte diferentes. Por exemplo, em Fu et al. (2013) a faixa de passagem é de 5-1 000 Hz; em Kundu et al. (2011) a faixa escolhida é de 10-500 Hz; e em Merritt et al. (2009) a faixa de passagem está entre 0,04-150 Hz.

Apesar da faixa de frequência de 20-500 Hz estar bem estabelecida na literatura, em Potvin and Brown (2004) são realizados experimentos para diversas faixas de passagem que indicam que a melhor faixa para estimação de força através de SEMG ocorre quando se remove até 99 % da energia do sinal. Isto é feito utilizando filtros passa-alta com frequências de corte de 410 Hz juntamente com filtros passa-baixa com frequência de 500 Hz, obtendo um sinal com largura de banda de apenas 90 Hz.

Em vista da grande variedade de escolhas de frequências de corte na literatura, deve-se considerar se há a necessidade de captar toda a faixa em que o músculo opera, ou não, dependendo da aplicação desejada.

Complementarmente aos filtros passa-baixa e passa-alta, costuma-se utilizar filtros rejeita-faixa, também chamados de filtros *notch*, para reduzir os efeitos de interferência da rede elétrica podendo ocorrer em 50 Hz ou 60 Hz, dependendo da região (Hardalac and Canal, 2004; Fu et al., 2013; Cadena et al., 2015). No entanto, em Wang et al. (2013) e Vinod and Da (2013) é denotado que filtros rejeita-faixa na frequência de 50 Hz ou 60 Hz não são recomendados para circuitos envolvendo EMG, pois a maior parte da energia do músculo está entre 30-150 Hz.

2.3.1 Filtros Comumente Utilizados

No tocante aos tipos de filtros utilizados pelos trabalhos da literatura, muitos utilizam filtros ativos implementados com amplificadores operacionais na configuração Sallen-Key (Wang et al., 2013; Vinod and Da, 2013). A vantagem destes filtros é a facilidade de implementação por conter componentes de fácil acessibilidade. A desvantagem é a dificuldade em atingir as características desejadas para o filtro devido às incertezas dos componentes.

Quando se deseja filtros com características mais precisas, utiliza-se o circuito integrado UAF42. Este é um filtro ativo universal contínuo no tempo que possui capacitores internos com precisão de 0,5 %, o que permite o projeto de filtros com maior precisão na escolha dos parâmetros. Sua principal desvantagem é seu alto custo monetário. Uma opção mais barata é o MF10, que também consiste em um filtro ativo universal, mas seu funcionamento ocorre de maneira chaveada. Suas principais vantagens são o custo reduzido, facilidade de escolha da frequência de corte através de uma frequência de *clock*. Suas principais desvantagens são a necessidade da frequência de *clock* e possíveis ruídos devido ao chaveamento. O UAF42 é aplicado para SEMG em Hardalaç and Canal (2004), Zhu (2010) e o MF10 é aplicado em Júnior et al. (2014).

2.3.2 Parâmetros dos Filtros Escolhidos

Neste trabalho, decidiu-se utilizar o MF10 por ser uma alternativa barata e capaz de implementar vários filtros de forma precisa através da frequência de *clock*. Além disso, a etapa de pós-processamento consiste na utilização de um microcontrolador, portanto, a geração de *clocks* com as frequências desejadas são facilmente implementadas em um microcontrolador.

Baseando-se no que é apresentado a respeito das frequências de corte dos filtros, foi decidido utilizar um filtro passa-baixa de quarta ordem com frequência de corte de 500 Hz. Em seguida um filtro passa-alta de segunda ordem com frequência de corte de 100 Hz, com o objetivo de remover as interferências em torno de 20 Hz e ajudar a filtrar os ruídos da rede elétrica de 60 Hz. Por fim, foi utilizado um filtro rejeita-faixa de segunda ordem para a frequência de 60 Hz, apesar de alguns artigos da literatura considerarem contraindicado para tal aplicação. A escolha de utilizar um filtro rejeita-faixa baseou-se no fato de que é preferível perder a informação nestas frequências a considerar o ruído como sinal dos músculos.

2.4 Pós-processamento do Sinal

O sinal obtido após a filtragem em frequência é denominado *raw* EMG, ou seja, a forma mais bruta do sinal após o pré-processamento. O resultado é

um sinal alternado com um limite inferior e superior no domínio da frequência.

Dependendo da aplicação costuma-se usar o sinal na forma bruta ou sua versão retificada e processada digitalmente por filtros de média móvel. Em Tsujimura et al. (2011), os dois tipos de sinais são utilizados para extração de características a fim de classificar gestos dos dedos. Já em Hardalaç and Canal (2004), o sinal é aplicado em um detector RMS (*Root Mean Square*) analógico e em seguida é realizada a conversão A/D em um microcontrolador.

Em Kundu et al. (2011) e Sánchez et al. (2013), o sinal é convertido digitalmente por um microcontrolador e transmitido via comunicação *wireless* para uma central, onde diferentes características do sinal podem ser visualizadas.

Neste projeto, foi decidido realizar o processamento do sinal digitalmente em um microcontrolador. A escolha do microcontrolador baseou-se na possibilidade de comunicação com o computador, facilidade na geração dos *clocks* para os filtros, poder de processamento e facilidade de alteração das técnicas de processamento. O microcontrolador escolhido foi o PIC18f4550 por conter um módulo de comunicação USB.

3 Sistema SEMG implementado

Nesta seção, as características do sistema implementado são apresentadas com mais detalhes. O circuito de aquisição implementado está ilustrado na Figura 2. O único componente que não foi testado foi o circuito DRL, que é realimentado para o corpo da pessoa com o intuito de reduzir o ruído do sistema. Os testes foram realizados com um terceiro eletrodo na referência, 0 V, posicionado próximo de ossos e longe do músculo que está sendo medido.

A utilização do terceiro eletrodo na referência foi possível, apesar da natureza alternada do sinal eletromiográfico, devido ao fato de que o amplificador de instrumentação AD623 é capaz de captar tensões abaixo da tensão de referência. Normalmente, quando não se é utilizado o circuito DRL, aplica-se na pessoa 0 V ou $VCC/2$. Decidiu-se utilizar a referência (0 V) em detrimento de $VCC/2$, pois o corpo acabou inserindo ruído no circuito quando utilizou-se $VCC/2$, mesmo com a implementação de *buffers*.

3.1 Detalhes do Circuito de Aquisição

O circuito de proteção com filtro RFI foi implementado de acordo com o circuito sugerido por Kitchen and Counts (2004, p. 5-16). A frequência de corte diferencial é de 353 Hz e a de modo comum é 15915 Hz.

Com relação ao amplificador de instrumentação, foi decidido aplicar um ganho de 6 V/V, uti-

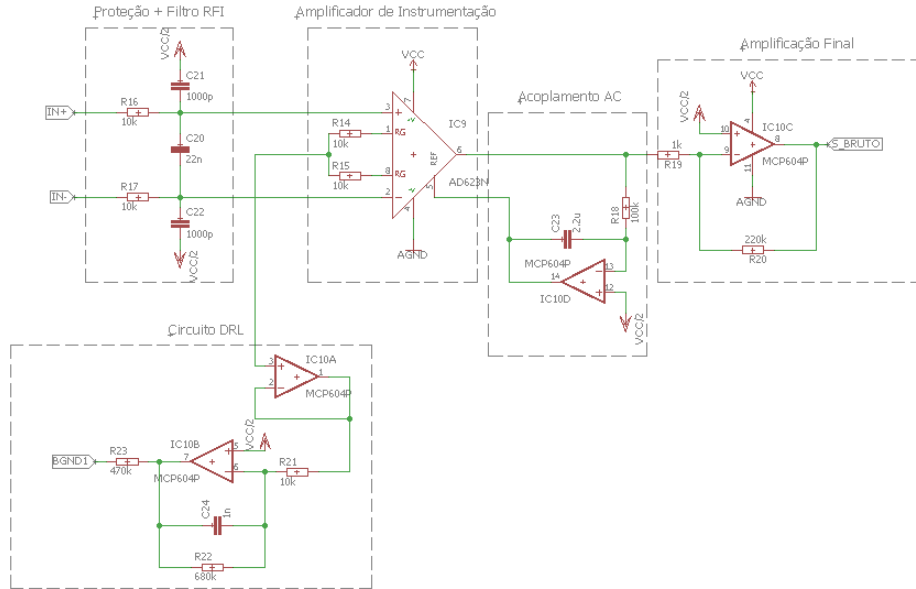


Figura 2: Circuito implementado para aquisição do sinal eletromiográfico.

lizando R_G de 20 k Ω , considerando facilidade em encontrar resistores de 10 k Ω , caso haja necessidade de acesso à tensão de modo comum para o circuito DRL e considerando a possibilidade de ocorrer saturação do sinal para ganhos muito altos.

Para a etapa de acoplamento AC, o ideal é a implementação de um filtro com frequência mais próxima de 0 Hz possível. Para tal, é necessário utilizar resistores e capacitores com valores altos. Como capacitores eletrolíticos não possuem uma boa resposta em frequência, foi utilizado um capacitor cerâmico cujo maior valor encontrado de forma fácil foi de 2,2 μ F.

Com o capacitor limitado, resistências de valores na ordem de megaohms alcançariam frequências de corte muito próximas de 0 Hz, porém a corrente fluindo pelo circuito de acoplamento AC poderia estar na ordem das correntes de polarização do circuito. Por este motivo, foi decidido utilizar um resistor de 100 k Ω . A frequência de corte resultante foi de aproximadamente 0,7 Hz, que se mostrou eficaz em remover o nível DC do sinal.

A etapa de amplificação final foi implementada com ganho $G = -\frac{220k}{1k} = -220$ V/V, resultando em um ganho total de 1320 V/V.

3.2 Detalhes do Circuito de Filtragem

Como discutido na Seção 2.2, foi decidido implementar três filtros. Um passa-baixa em 500 Hz, um passa-alta em 100 Hz, para ajudar na redução do ruído de 60 Hz, e um rejeita-faixa em 60 Hz. Para a implementação dos três filtros, são necessários dois MF10 que, juntos, são capazes de produzir quatro filtros de segunda ordem. Por este motivo, foi decidido que o filtro passa-baixa seria

implementado com dois filtros de segunda ordem em cascata a fim de utilizar todos os recursos disponíveis.

A sequência de implementação dos filtros está ilustrada na Figura 3. O rejeita-faixa foi implementado por último porque, de acordo com o *datasheet*, pode haver instabilidade para frequências próximas do *clock*. Então, é possível evitar instabilidades ao implementá-lo após os outros filtros.

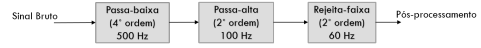


Figura 3: Sequência de implementação dos Filtros.

Os parâmetros obtidos para cada seção dos filtros estão apresentados na Tabela 1 de acordo com as informações obtidas no *datasheet* do MF10 e dos parâmetros desejados.

Tabela 1: Tabela dos parâmetros obtidos para os três filtros

Filtro	f_o (Hz)	Q
Passa-Baixa 1	264	0,78
Passa-Baixa 2	496	3,55
Passa-Alta	95	0,96
Rejeita-Faixa	60	4

Dos modos disponíveis para as implementações dos filtros, foram utilizados o modo 3, para as implementações dos passa-baixa e passa-alta, e modo 3a para a implementação do rejeita-faixa. Os esquemáticos dos modos podem ser encontrados no *datasheet* e os valores de frequência de *clock* e dos resistores necessários estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Tabela dos valores implementados nos MF10

Filtro	f_{CLK} (kHz)	R_1 (k Ω)	R_2 (k Ω)	R_3 (k Ω)	R_4 (k Ω)	R_l (k Ω)	R_h (k Ω)	R_g (k Ω)
Passa-Baixa 1	50	22	5,6	9,2	22	-	-	-
Passa-Baixa 2	50	22	22	68	22	-	-	-
Passa-Alta	10	22	22	22	22	-	-	-
Rejeita-Faixa	6	47	22	82	22	22	22	47

3.3 Detalhes do Pós-processamento

No microcontrolador, foram configurados três temporizadores para os clocks dos filtros e um temporizador para a conversão A/D. Além disso, o microcontrolador foi configurado para enviar, via USB, o sinal filtrado e o sinal processado. A conversão A/D foi configurada para ocorrer em 1 kHz, respeitando no limite a taxa de Nyquist. É possível aumentar consideravelmente a taxa de amostragem do sinal, porém a quantidade de interrupções geradas pelos temporizadores em conjunto com as operações de processamento do sinal atrasam a conversão A/D. Por este motivo, ela foi mantida no limite da taxa de Nyquist.

Após a conversão A/D, decidiu-se utilizar a estimativa RMS do sinal para detectar o seu envelope. Para tal, foi utilizado o método da ponderação exponencial (Lucas and Saccucci, 1990). Neste método, o valor RMS é calculado iterativamente sem a necessidade de armazenamento de diversas amostragens. Além disso, para acelerar os cálculos, a raiz quadrada é calculada iterativamente através do método de Newton em um passo (Johnson, 2015). O equacionamento é apresentado a seguir:

$$m_1[k] = x[k] + \lambda_1(m_1[k-1] - x[k]), \quad (1)$$

$$aux = (x[k] - m_1[k])^2, \quad (2)$$

$$m_2[k] = aux + \lambda_2(m_2[k-1] - aux), \quad (3)$$

$$m_{rms}[k] = \frac{1}{2} \left(m_{rms}[k-1] + \frac{m_2[k]}{m_{rms}[k-1]} \right), \quad (4)$$

$$x_{rms} = m_{rms}[k] + m_1[k], \quad (5)$$

em que m_1 representa o cálculo da média do sinal, aux é uma variável auxiliar para remover a média do sinal, m_2 consiste no cálculo da média quadrática, λ_1 e λ_2 são os fatores de esquecimento, m_{rms} consiste na aproximação da raiz quadrada e x_{rms} é o resultado final em que a média do sinal original é adicionada. Para este artigo, $\lambda_1 = \lambda_2 = 0,9$.

4 Resultados e Discussão

O principal objetivo deste artigo é apresentar um SEMG projetado e implementado a partir do observado na literatura científica, usando componentes disponíveis no mercado e de custo acessível, como forma de tentar preencher lacunas de difícil

entendimento nos projetos dos trabalhos publicados. Portanto, nessa seção são apresentados os resultados do circuito aqui proposto, assim como os métodos usados para fazer os testes.

O primeiro teste foi verificar se o amplificador de instrumentação estava fornecendo ganho de 6 V/V. Na figura 4 é apresentado o gráfico obtido pelo osciloscópio da saída do amplificador de instrumentação no modo de acoplamento AC a partir do sinal de um gerador de função. O ganho resultante experimental foi de aproximadamente $G = 1,50/0,260 = 5,77$ V/V.

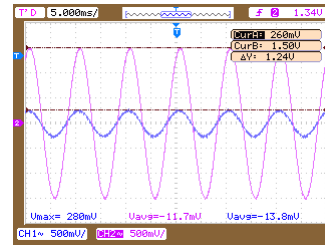


Figura 4: Saída do amplificador de instrumentação com $R_G = 20$ k Ω resultando em um ganho de aproximadamente 5,77 V/V.

Para ilustrar o comportamento dos filtros implementados, um gerador de função foi utilizado no modo *sweep* em escala logarítmica a fim de gerar um gráfico que ilustre o ganho em função da frequência dos filtros conectados em série. O resultado do *sweep* está apresentado na Figura 5. O modo cursor do osciloscópio foi utilizado para representar as frequências de corte. O cursor mais à esquerda foi posicionado na frequência de 100 Hz e o mais à direita foi posicionado na frequência de 500 Hz. A partir desta figura, é possível verificar que os filtros estão se comportando como o esperado, principalmente o passa-baixa em que é possível ver as duas frequências de corte de suas seções de segunda ordem.

Como a frequência de corte do filtro rejeita-faixa é muito estreita, foi necessário verificar o ganho do amplificador especificamente para 60 Hz. Na Figura 6, é apresentado o gráfico do filtro rejeita-faixa para a frequência de 60 Hz em rosa e a resposta do filtro em azul, apresentando praticamente ruído, mostrando que o sinal é bastante atenuado na frequência de 60 Hz, como esperado.

Após verificar o funcionamento do amplificador de instrumentação e dos filtros, foram feitos testes com sistema SEMG completo. Para tal, os

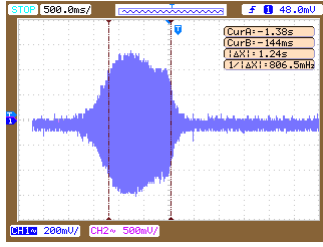


Figura 5: Resposta do ganho em função da frequência em escala logarítmica dos filtros implementados. O cursor à esquerda indica 100 Hz e o cursor à direita indica 500 Hz.

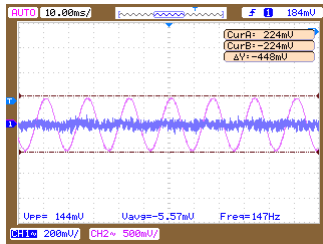


Figura 6: Resposta da filtragem para a frequência de 60 Hz.

eletrodos de sinal foram posicionados no Bíceps Braquial e o eletrodo de referência, em 0 V, posicionado no cotovelo. O resultado está apresentado na Figura 7 em que o sinal em azul é o sinal antes da filtragem e o rosa após. É possível perceber que o sinal está bastante amplificado com cerca de $V_{pp} = 2,2$ V. Também é verificável que o sinal filtrado possui uma diferença de fase de aproximadamente 180° , porém a diferença de fase não é problemática para o sinal considerando que depois será calculado o valor RMS do mesmo.

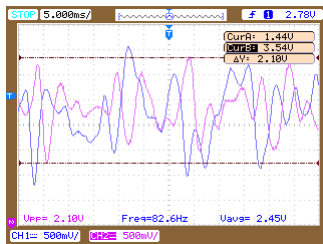


Figura 7: Amplificação e filtragem do sinal retirado do antebraço no momento em que a força é executada. A curva azul representa o sinal não filtrado e a curva rosa representa o sinal filtrado.

O último experimento foi realizado para verificar o funcionamento correto do sistema de pós-processamento. Neste experimento, foram captados sinais do antebraço em movimentos alternados de contração e relaxamento dos músculos. Com isso, foi possível avaliar a amplitude do sinal captado e do ruído. Na Figura 8 é apresentado o resultado do sinal já digitalizado e sua estimativa RMS.

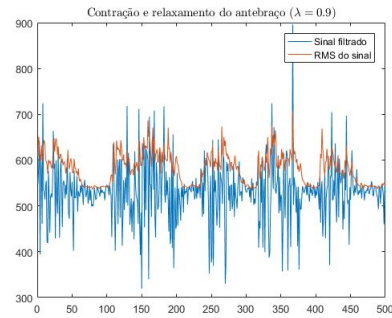


Figura 8: Resultado do algoritmo de ponderação exponencial.

5 Conclusão

Neste artigo são apresentadas as principais soluções na literatura acerca da implementação de sistemas de eletromiografia de superfície e, a partir desta discussão, é projetado um sistema de eletromiografia de superfície que foi implementado e testado utilizando componentes acessíveis no mercado. As decisões de projeto estão apresentadas com bastante detalhes neste artigo, bem como o resultado dos testes para cada módulo do sistema: aquisição, filtragem e pós-processamento.

Desta forma, espera-se que este artigo contribua para que pesquisadores recentes na área de instrumentação biomédica possam encontrar uma discussão clara das tendências dos sistemas de eletromiografia de superfície e ter acesso a um projeto simples, acessível e com uma discussão detalhada.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio da CAPES, entidade do Governo Brasileiro voltada para a formação de recursos humanos.

Referências

- Acharya, V. (2011). Improving common-mode rejection using the right-leg drive amplifier, *Texas Instruments* pp. 1–11.
- Cadena, F., Sanipatin, J., Verdezoto, G., Cervantes, H., Ortiz, D. and Ojeda, D. (2015). Acquisition and conditioning of electromyographic signals for prosthetic legs, *Computer Aided System Engineering (APCASE), 2015 Asia-Pacific Conference on, IEEE*, pp. 360–365.
- Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*, Jones & Bartlett Publishers.

- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of applied biomechanics* **13**(2): 135–163.
- Fu, J., Chen, J., Shi, Y. and Li, Y. (2013). Design of a low-cost wireless surface emg acquisition system, *Neural Engineering (NER), 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on*, IEEE, pp. 699–702.
- Geethanjali, P. and Ray, K. (2015). A low-cost real-time research platform for emg pattern recognition-based prosthetic hand, *IEEE/ASME Transactions on mechatronics* **20**(4): 1948–1955.
- Guerrero, F. N., Spinelli, E. M. and Haberman, M. A. (2016). Analysis and simple circuit design of double differential emg active electrode, *IEEE transactions on biomedical circuits and systems* **10**(3): 787–795.
- Hardalaç, F. and Canal, R. (2004). Emg circuit design and ar analysis of emg signs, *Journal of medical systems* **28**(6): 633–642.
- Johnson, S. G. (2015). Square roots via newton’s method, Disponível em: <<https://math.mit.edu/~stevenj/18.335/newton-sqrt.pdf>>. Acesso em: 9 de Março de 2018.
- Júnior, J. M., Janzen, F., Junior, E. A., Okida, S. and Stevan Jr, S. (2014). Emg filtering system using switched capacitor mfl0 and active filter uaf42 integrated circuits, *XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB*.
- Kitchin, C. and Counts, L. (2004). *A designer’s guide to instrumentation amplifiers*, Analog Devices.
- Kundu, A. S., Mazumder, O. and Bhaumik, S. (2011). Design of wearable, low power, single supply surface emg extractor unit for wireless monitoring, *Proceedings of the 2nd International Conference on Nanotechnology and Biosensors*, pp. 69–74.
- Lucas, J. M. and Saccucci, M. S. (1990). Exponentially weighted moving average control schemes: properties and enhancements, *Technometrics* **32**(1): 1–12.
- Merritt, C. R., Nagle, H. T. and Grant, E. (2009). Fabric-based active electrode design and fabrication for health monitoring clothing, *IEEE Transactions on information technology in biomedicine* **13**(2): 274–280.
- Potvin, J. and Brown, S. (2004). Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface emg signal power, improves emg-based biceps brachii muscle force estimates, *Journal of Electromyography and Kinesiology* **14**(3): 389–399.
- Sánchez, D. R., Velasquez, L. and Camargo, L. H. (2013). Design of a emg wireless surface emg 6 channels, *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP*, IEEE, pp. 1–6.
- Spinelli, E. M., Martinez, N. H. and Mayosky, M. A. (2001). A single supply biopotential amplifier, *Medical Engineering and Physics* **23**(3): 235–238.
- Spinelli, E. M., Pallas-Areny, R. and Mayosky, M. A. (2003). Ac-coupled front-end for biopotential measurements, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **50**(3): 391–395.
- Stitt, R. M. (1991). Ac coupling instrumentation and difference amplifiers, *AB-008A Burr-Brown Application Bulletin*.
- Sánchez, D. R., Velasquez, L. and Camargo, L. H. (2013). Design of a emg wireless surface emg 6 channels, *2013 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)*, pp. 1–6.
- Tsujimura, T., Yamamoto, S. and Izumi, K. (2011). Finger gesture estimation based on forearm electromyogram signals, *Image and Signal Processing and Analysis (ISPA), 2011 7th International Symposium on*, IEEE, pp. 113–118.
- Vinod, A. P. and Da, C. Y. (2013). An integrated surface emg data acquisition system for sports medicine applications, *Medical Information and Communication Technology (IS-MICT), 2013 7th International Symposium on*, IEEE, pp. 98–102.
- Wang, J., Tang, L. and Bronlund, J. E. (2013). Surface emg signal amplification and filtering, *International Journal of Computer Applications* **82**(1).
- Zhu, P. (2010). Design of surface electromyography detection circuit, *Future Information Technology and Management Engineering (FITME), 2010 International Conference on*, Vol. 1, IEEE, pp. 459–462.