

# Projeto e desenvolvimento de sistema de eletromiografia de superfície e de jogo de prótese virtual voltados à reabilitação muscular e à adaptação a próteses físicas

*Design and development of a surface electromyography system and a virtual prosthesis game aimed at muscle rehabilitation and adaptation to physical prosthesis*

BRUNA MARIA PEREIRA DE SOUSA

Discente do curso de Engenharia de Elétrica (UNIPAM)

E-mail: [brunampsousa@unipam.edu.br](mailto:brunampsousa@unipam.edu.br)

GASPAR EUGÊNIO OLIVEIRA RAMOS

Professor orientador (UNIPAM)

E-mail: [gasparramos@unipam.edu.br](mailto:gasparramos@unipam.edu.br)

---

**Resumo:** O presente trabalho apresenta como temática a gamificação de sinais EMG com o objetivo de auxiliar no processo de adaptação a próteses físicas e na reabilitação de pacientes que foram submetidos a amputações transradiais de braço. A escolha deste tema e objetivo se deu devido à grande porcentagem de amputações de braço ocorrida no Brasil e ao processo de adaptação e reabilitação pós-amputação se caracterizar como um período estressante e difícil. Para isso, foi desenvolvida placa de aquisição e condicionamento de sinais EMG; posteriormente, este sinal foi processado no Arduino Due e enviado ao computador. No ambiente computacional, a prótese, desenvolvida no Unity, recebe esses sinais. A prótese realiza a flexão e extensão dos dedos da mão de acordo com a ativação muscular do paciente.

**Palavras-chave:** Eletromiografia. Gamificação. Processamento de Sinais. Prótese Virtual. Sinal EMG.

**Abstract:** The present work presents the gamification of EMG signals as a theme in order to assist in the process of adaptation to physical prostheses and, also, in the rehabilitation of patients who have undergone transradial arm amputations. The choice of this theme and objective was due to the large percentage of arm amputations that occurred in Brazil and, also, due to the process of adaptation and rehabilitation after amputation being characterized as a stressful and difficult period. For this, an EMG signal acquisition and conditioning board was developed; later, this signal was processed in the Arduino Due and sent to the computer. Later, this signal is processed in Arduino Due and sent to the computer. In the computational environment, the prosthesis, developed in Unity, receives these signals. The prosthesis flexes and extends the fingers according to the patient's muscle activation.

**Keywords:** Electromyography. Gamification. Signal Processing. Virtual Prosthesis. EMG signal.

---

## 1 INTRODUÇÃO

Os vários sinais existentes na natureza representam pontos de partida para diferentes estudos, que, com a utilização de recursos inerentes à eletrônica, são interpretados e utilizados nas mais diversas aplicações, incluindo as relacionadas à instrumentação biomédica. Esse campo de estudo apresentou grande evolução nas últimas três décadas, tornando-se indispensável, devido à capacidade de dar significado aos sinais emitidos pelo corpo humano, afirma Bertotti (2010).

Entre as abordagens da instrumentação biomédica, está presente a eletromiografia, área destinada ao estudo da atividade elétrica presente nos músculos corporais. Quando um movimento é realizado, a musculatura corporal se encarrega de sustentar esse movimento, gerando o sinal mioelétrico conhecido, também, como sinal EMG. (WEISS; SILVER; WEISS, 2004).

A eletromiografia é amplamente utilizada em várias aplicações que buscam estudar os músculos de forma criteriosa, de modo que o sinal mioelétrico fica responsável por realizar o controle de próteses físicas e virtuais, proporcionando maior precisão das próteses. Na área fisioterapêutica, a eletromiografia contribui com reabilitação e terapia. (BANCA *et al.*, 2016; SILVEIRA JR *et al.*, 2019).

A gamificação na reabilitação contribui diretamente com a prática de exercícios voltados à reabilitação muscular e com o treinamento protético de forma relaxante e divertida. Dessa forma, pesquisas na área de eletromiografia combinadas com jogos virtuais contribuem para o desenvolvimento da ciência e, portanto, para o desenvolvimento das técnicas de reabilitação.

O processo de amputação envolve a remoção parcial ou total de um membro específico de forma cirúrgica ou traumática. Segundo o Ministério da Saúde (BRASIL, 2014), 15% das amputações acometidas aos brasileiros são de membros superiores, sendo causadas por acidentes de trabalho, doenças vasculares periféricas, entre outras causas. O processo de adaptação ao uso de próteses físicas proporciona ao paciente uma nova experiência, muitas vezes, caracterizada como um processo difícil e monótono.

Dessa forma, o objetivo deste trabalho consiste no desenvolvimento de equipamento baseado em eletromiografia de superfície e em gamificação para auxiliar na adaptação ao uso de próteses físicas e na reabilitação de pessoas que foram submetidas à amputação transradial de membro superior.

Para atingir o objetivo proposto, foi desenvolvida uma placa de aquisição e condicionamento para sinais EMG. Posteriormente, o sinal EMG condicionado foi enviado ao microcontrolador onde foi processado. Após o processamento e a identificação do movimento, o sinal de controle foi enviado ao computador, realizando o controle da flexão e extensão dos dedos da prótese desenvolvida no Unity 3D.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

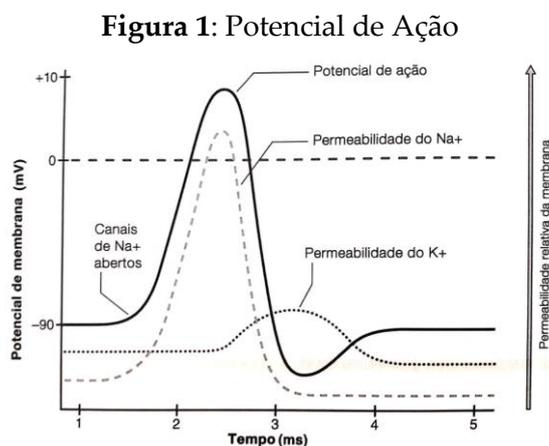
O objetivo desta seção é apresentar a revisão bibliográfica para fundamentar a teoria necessária ao trabalho.

## 2.1 SISTEMA MUSCULAR E FISIOLOGIA DO SINAL MIOELÉTRICO

No nível celular, o tecido muscular esquelético humano é distribuído em feixes, com muitas listras horizontais e vários núcleos. Cada um desses filamentos contém células musculares, também denominadas de fibras musculares. (THIBODEAU; PATTON, 2002).

Todos os músculos do corpo humano produzem sinais elétricos quando são contraídos. Do ponto de vista elétrico, essa característica é inerente ao comportamento muscular e é essencial para a identificação dos sinais elétricos emitidos pelos grupos musculares e para a correta interpretação em meio digital.

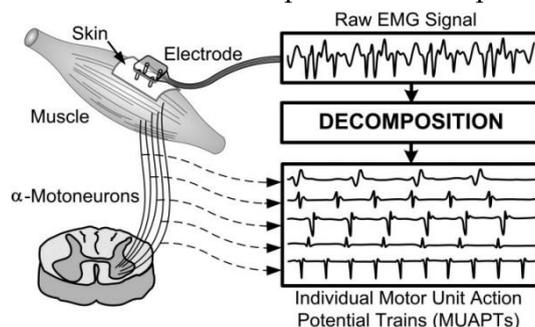
A contração muscular é proveniente da alteração de posicionamento da membrana muscular provocada pelo fenômeno elétrico denominado potencial de ação. O potencial de ação é resultante da alteração no gradiente de concentração iônica existente entre o exterior e o interior da célula muscular (DE LUCA, 2006). O curso de tempo do potencial de ação é apresentado na Figura 1.



Fonte: Kamem; Gabriel, 2015.

O sinal mioelétrico, também denominado sinal EMG, é obtido a partir do somatório dos potenciais de ação das unidades motoras encarregadas pela geração de um movimento específico. (MACHADO, 2010). A Figura 2 apresenta o sinal mioelétrico decomposto em seus vários potenciais de ação.

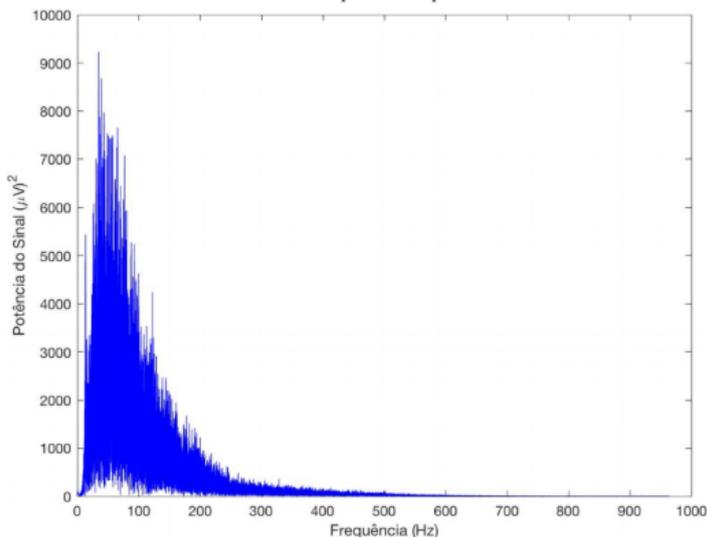
**Figura 2: Sinal mioelétrico decomposto em seus potenciais de ação**



Fonte: De Luca *et al.*, 2006.

O sinal EMG de superfície possui amplitude na casa de milivolts, assumindo cerca de 5mV de pico. O espectro de frequências do sinal mioelétrico está compreendido entre, aproximadamente, 0Hz e 500Hz, com maior energia entre 50Hz e 150Hz. (SOUZA, 2015). O espectro de potência do sinal mioelétrico é apresentado na Figura.

**Figura 3:** Espectro de potência de um sinal mioelétrico



Fonte: Limoli, 2017.

## 2.2 INSTRUMENTAÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO

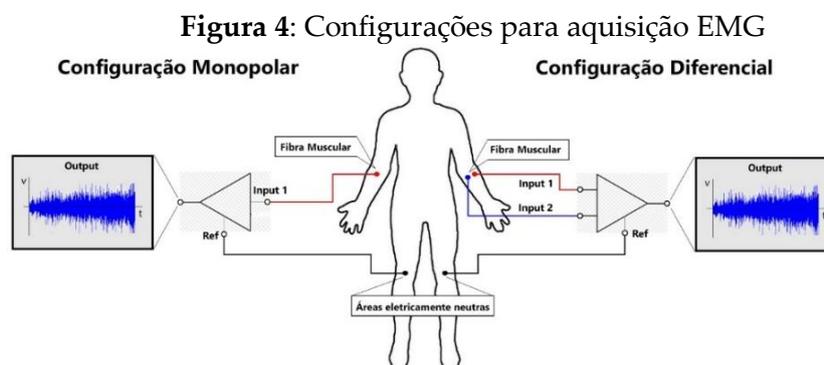
Os sinais EMG são facilmente perturbados de várias maneiras. Isso porque o sinal é frequentemente exposto a vários tipos de ruídos, principalmente devido à sua baixa amplitude. Portanto, para digitalizar o sinal EMG com alta fidelidade e interpretá-lo corretamente em meio digital, devem ser utilizados recursos para mitigar interferências e recursos para aumentar a amplitude do sinal.

### 2.2.1 Aquisição

A aquisição de sinais EMG é obtida através de eletrodos que realizam a conversão do potencial elétrico gerado por determinado músculo em um sinal eletrônico. Essa aquisição pode ser executada de duas formas: a técnica invasiva, que equivale à captura do sinal de forma intramuscular a partir de uma agulha, e a não-invasiva ou eletromiografia de superfície, que consiste na obtenção do sinal a partir de eletrodos alocados sobre a pele. (BHATNAGAR, 2008; SILVEIRA JR *et al.*, 2019; PLONSEY; BARR, 1988).

Os eletrodos de superfície podem ser montados sob duas configurações: monopolar e bipolar ou diferencial. A configuração monopolar utiliza um eletrodo ativo (G1) destinado à aquisição do sinal, e outro eletrodo destinado à geração de referencial (G2). A configuração diferencial utiliza dois eletrodos ativos alocados sobre o músculo para a captação do sinal (G1 e G2) e, um terceiro, em região caracterizada neutra

eletricamente. (DE LUCA, 2006; KAMEM; GABRIEL, 2015). As duas configurações supracitadas são apresentadas na Figura 4.

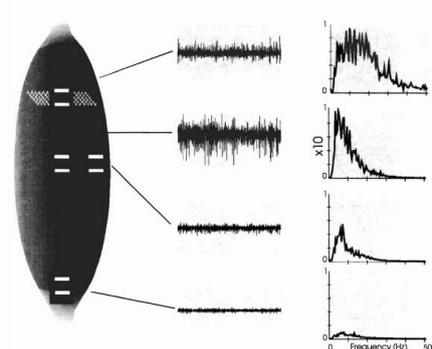


Fonte: autoria própria, 2021.

A distância entre os eletrodos de sinal na configuração diferencial possui direta influência na obtenção de registros EMG seletos. Essa distância, denominada intereletrodo, é dependente das dimensões do músculo em estudo, variando entre 5mm e 20mm, afirmam Kamem e Gabriel (2015).

De acordo com De Luca (1997), alguns pontos devem ser levados em consideração ao se realizar a aquisição de sinais EMG. Os eletrodos de sinal não devem estar alocados próximos ou sobre os tendões, ser posicionados na borda externa do músculo e sobre zonas de inervação. Ainda em consonância com o autor, os eletrodos de sinal devem estar posicionados entre dois pontos motores ou entre um ponto motor e um tendão, e o eletrodo de referência deve ser alocado sobre uma região eletricamente neutra. A variação de potência do sinal EMG de acordo com o posicionamento dos eletrodos é apresentada na Figura 5.

**Figura 5:** Variação de potência do sinal EMG de acordo com a localização dos eletrodos



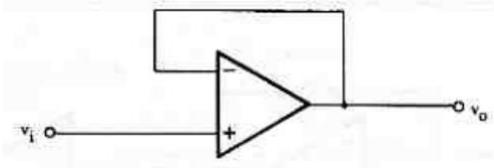
Fonte: De Luca, 1997.

A partir do sinal adquirido, este deve ser submetido à etapa responsável por atenuar as interferências eletromagnéticas, atribuir potência ao sinal e atenuar as frequências que não são de interesse ao estudo. Essa etapa denomina-se condicionamento e compreende a isolamento, pré-amplificação, filtragem e amplificação.

### 2.2.2 Isolação

A isolação entre o circuito de condicionamento e o paciente é elaborada a partir de seguidores de tensão ou *buffers*. Esses circuitos possuem a capacidade de não interferir de nenhuma forma no sinal aplicado a eles, apresentando, dessa forma, ganho de tensão unitário. (PERTENCE JR, 2015). A Figura 6 apresenta a obtenção dessa peculiaridade a partir de realimentação negativa unitária.

**Figura 6:** Seguidor de tensão ou *buffer*



Fonte: Pertence Jr, 2015.

### 2.2.3 Pré-amplificação

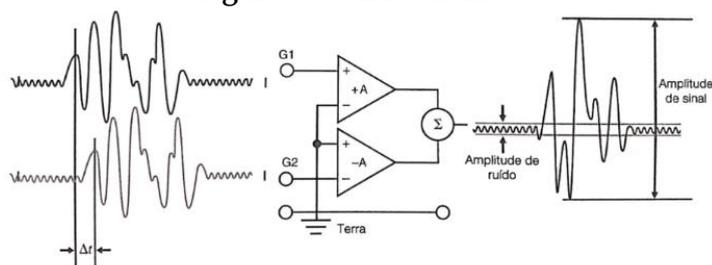
A pré-amplificação do sinal é realizada por amplificadores de instrumentação (AI) ou amplificadores diferenciais. Esta etapa tem como objetivo atenuar sinais indesejáveis e proporcionar ganho de tensão ao sinal EMG.

Em configurações diferenciais de eletrodos, o sinal mioelétrico que passa sob o eletrodo G2 possui atraso de, aproximadamente, 2ms em relação ao sinal captado pelo eletrodo G1; dessa forma, os eletrodos captam sinais biológicos distintos. Ambos os eletrodos captam, também, um sinal de mesma amplitude e frequência, proveniente do ambiente, denominado sinal de modo comum. Esses sinais são atenuados pelo amplificador diferencial devido à sua capacidade de realizar a subtração entre os sinais presentes em suas entradas. (KAMEM; GABRIEL, 2015).

Dessa forma, o amplificador diferencial tem de possuir alta capacidade de realizar a subtração entre os sinais de modo comum, apresentado alta razão de rejeição de modo comum (CMRR). A Figura 7 exemplifica tal capacidade.

O ganho do circuito responsável pela pré-amplificação é obtido a partir da CMRR definida para o projeto, afirma Analog Devices (2020), de forma que, quanto maior for o ganho, maior será a CMRR. Em conformidade com o mesmo autor, o valor de resistência necessária ao controle do ganho ( $R_G$ ) do AD620, por exemplo, é calculado (1) como segue.

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{G-1} (1)$$

**Figura 7: CMRR em EMG**

Fonte: adaptado de Kamem e Gabriel, 2015.

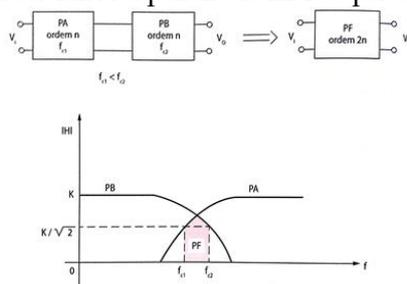
Posteriormente à atenuação de interferências eletromagnéticas e à atribuição de potência ao sinal EMG, esse sinal detém parâmetros convenientes à próxima etapa do condicionamento.

### 2.2.4 Filtragem

O sinal EMGs possui espectro de frequências limitado. A filtragem desse sinal é realizada com o intuito de atenuar frequências não necessárias ao estudo do sinal, como ruídos provenientes dos artefatos de movimento e do ambiente.

Os filtros podem possuir caráter passivo, ativo ou digital. Filtros passivos não são capazes de amplificar o sinal compreendido na banda passante; em contrapartida, aos filtros ativos que possuem esta capacidade. Os filtros digitais são empregados em microcontroladores e computadores de modo a possibilitar o processamento de vários canais de transmissão de dados através do mesmo filtro. (PERTENCE JR, 2015; MALVINO; BATES, 2007).

Em consonância com os autores Kamem e Gabriel (2015), sinais EMG são comumente filtrados com filtros passa-faixa ativos, compostos por filtros passa-alta e passa-baixa em cascata (Figura 8). Com esta função de filtragem, apenas as frequências características do sinal EMG são mantidas. Além disso, os autores dizem que as frequências de corte baixa e alta para aplicações EMG são, respectivamente, adotadas como 10Hz e 500Hz. A frequência de 10Hz é utilizada para remover o ruído referente aos artefatos de movimento causados pela movimentação dos eletrodos e dos cabos de comunicação; a frequência de 500Hz é empregada com o intuito de atenuar os ruídos de alta frequência provenientes dos sinais do meio circundante, afirmam os autores supracitados.

**Figura 8: Filtro passa-faixa a partir de filtros passa-alta e passa-baixa**

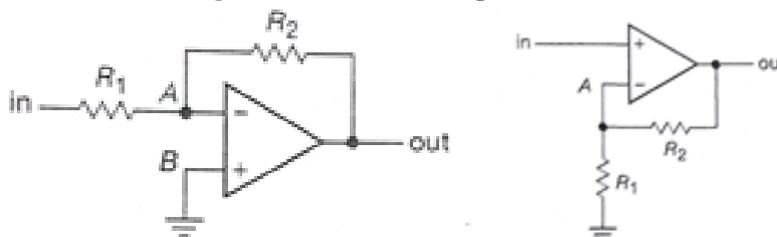
Fonte: Pertence Jr, 2015.

Uma vez que a filtragem do sinal EMG antecede a etapa de digitalização, esse filtro é denominado filtro *anti-aliasing* e é desenvolvido com aproximação *Butterworth*. Essa aproximação apresenta resposta plana e, portanto, máximo nivelamento da banda de passagem, requisito indispensável para a manutenção da precisão nos níveis de sinal em aplicações de conversão de dados. (CARTER; MANCINI, 2009).

### 2.2.5 Amplificação

A amplificação do sinal EMG é realizada por circuitos amplificadores. Essa amplificação visa a adequar o sinal a níveis de tensão conveniente à conversão digital/análogica. Os circuitos amplificadores são encontrados como inversores e não-inversores, sendo os primeiros capazes de amplificar o sinal gerando defasagem de 180 graus (2) e os segundos aptos a gerar ganho sem a inversão de fase (3). (PERTENCE JR, 2015). A Figura 9 contém os circuitos amplificadores apresentados.

**Figura 9:** Circuitos amplificadores



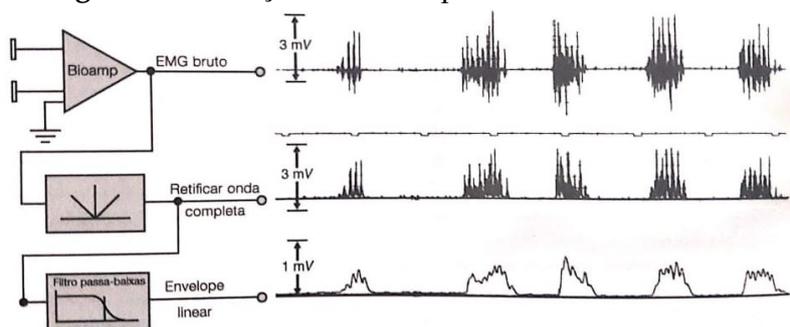
Fonte: Horowitz, 2017.

$$G = -\frac{R_2}{R_1} \quad (2) \quad G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (3)$$

Atribuído ganho de tensão ao sinal, este é encaminhado ao processo de demodulação de amplitude.

### 2.2.6 Demodulação de amplitude

A técnica de demodulação mais comum para aplicações em eletromiografia é a detecção do envelope linear do sinal EMG. Ao se considerar o sinal EMG como um sinal com caráter aleatório, pressupõe-se que esse sinal seja portador modulado pela amplitude. A detecção do envelope linear do sinal EMG pode ser realizada tanto por *hardware* quanto por *software* e consiste na retificação de onda completa e na posterior filtragem passa-baixa do sinal. (KAMEM; GABRIEL, 2015). A Figura 10 apresenta o processo de demodulação.

**Figura 10:** Detecção do envelope linear do sinal EMGs

Fonte: Kamem; Gabriel, 2015.

### 2.3 CONVERSÃO AD E SISTEMAS DE CONTROLE POR EMG

Para que o sinal EMG possa ser processado em ambiente digital, deve ser convertido em digital. “O processo de conversão analógico-digital consiste, basicamente, em entrar com a informação de forma analógica e recolher na saída essa mesma informação de forma digital.” (IDOETA; CAPUANO, 2012).

Ao processo de conversão analógico-digital taxa de amostragem e quantização se caracterizam como conceitos indispensáveis. A taxa de amostragem se refere à velocidade em que é realizada a coleta de amostras do sinal original e é determinada a partir do Teorema de Nyquist, sendo que, para uma amostragem perfeita do sinal sem perda de informação, é atribuída frequência de amostragem de, no mínimo, duas vezes a componente de maior frequência do sinal. (HOROWITZ; HILL, 2017).

A cada amostra colhida é atribuído um valor representando o processo de quantização. Esse processo se refere à precisão do conversor em quesito de níveis de tensão, de modo que conversores com maior quantidade de bits possuem maior precisão. (HOROWITZ; HILL, 2017). Em aplicações de EMG, Kamem e Gabriel (2015) afirmam que são utilizadas resoluções entre 12 e 16 bits.

A conversão A/D pode ser realizada por diferentes dispositivos eletrônicos, entre eles os microcontroladores. Entre os microcontroladores disponíveis, pode-se citar o Arduino Due apresentado na Figura 11. Esse microcontrolador possui ADC com resolução de 12 bits e taxa de amostragem máxima igual a 1MHz. (ATMEL, 2015).

**Figura 11:** Arduino Due

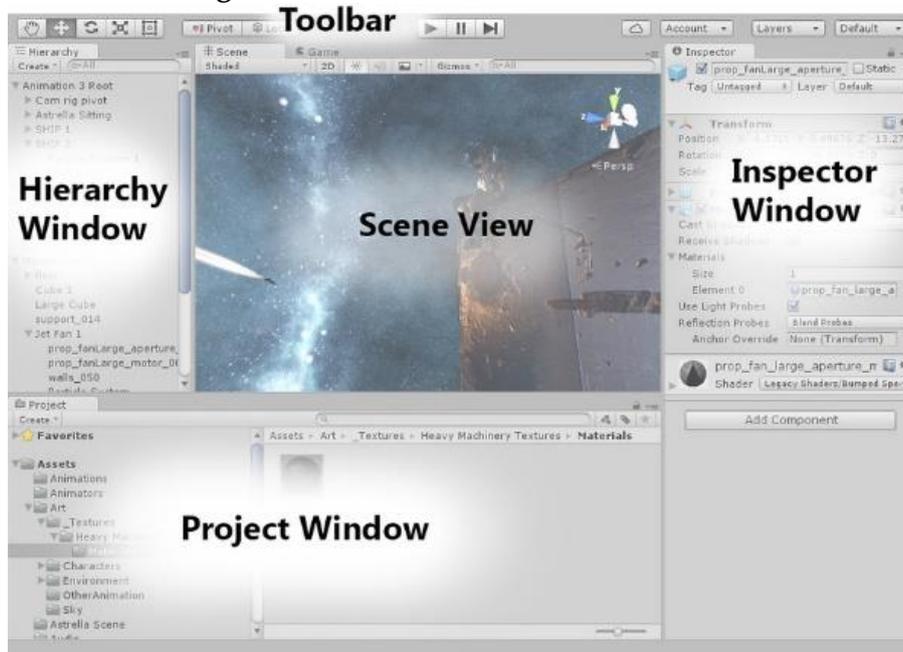
Fonte: Arduino.cc, 2021.

Sistema de controle por EMG deve atender a três requisitos básicos: taxa de acerto do classificador aceitável, tempo de resposta sem atraso significativo para o movimento do usuário e interface intuitiva para evitar a sobrecarga do usuário. (ENGLEHART; HUDGINS, 2003).

## 2.4 MOTOR DE JOGOS: UNITY 3D

O UNITY 3D é um motor de jogos em que o desenvolvimento de jogos 3D pode ser realizado devido à capacidade de renderização em tempo real de animações e objetos 3D. O UNITY 3D possui grande compatibilidade, a incluir, Windows, Android e Iphone. (GANIEV; SHIN; LEE, 2016; PASSOS, 2009). A Figura 12 apresenta a área de trabalho do UNITY 3D.

Figura 12: Área de trabalho do UNITY 3D



Fonte: Unity 3D, 2019.

## 3 METODOLOGIA

Buscando alcançar as metas propostas, foi elaborada a documentação necessária à aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP). Posteriormente à aprovação da pesquisa pelo CEP, o trabalho foi iniciado. A metodologia do presente trabalho consiste em:

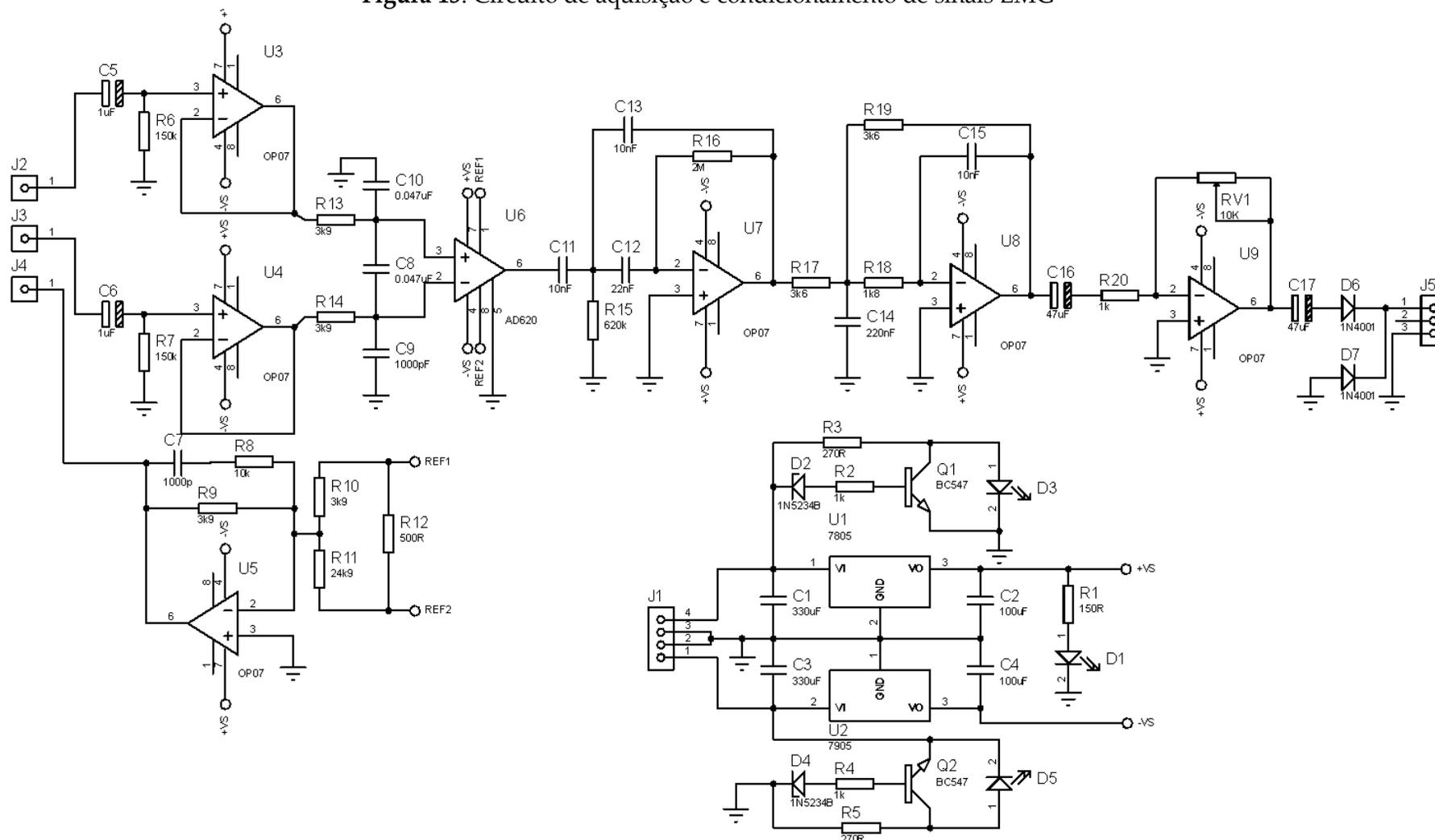
- a) revisão bibliográfica: realizou-se revisão bibliográfica em artigos científicos, dissertações, teses, livros, folhas de dados e outras obras com temas pertinentes à proposta, com o objetivo de se obterem conhecimentos prévios necessários à execução do trabalho.

- b) projeto dos circuitos elétricos: foram projetados os circuitos de aquisição, condicionamento, conversão AD e processamento e comunicação com PC.
- c) programação do sistema de controle por EMG: foi elaborado *script* em linguagem C, no microcontrolador Arduino Due, para realizar a identificação do movimento e gerar o sinal de controle para a prótese.
- d) prototipação e testes em bancada: foi realizada a prototipação, em placa de circuito impresso, dos circuitos pertinentes ao projeto e testes de bancada no laboratório de eletrônica da instituição.
- e) *design* e programação da prótese virtual: foi elaborado o ambiente virtual composto pela prótese no Unity 3D e realizada, também, a programação em linguagem C#, de modo que a prótese realiza a flexão e extensão dos dedos da mão a partir do sinal de controle advindo do microcontrolador.

#### 4 RESULTADO E DISCUSSÃO

Os circuitos de aquisição e condicionamento foram projetados de modo a atender as especificações de projeto tratadas no decorrer da revisão bibliográfica. A Figura 13 apresenta o circuito projetado.

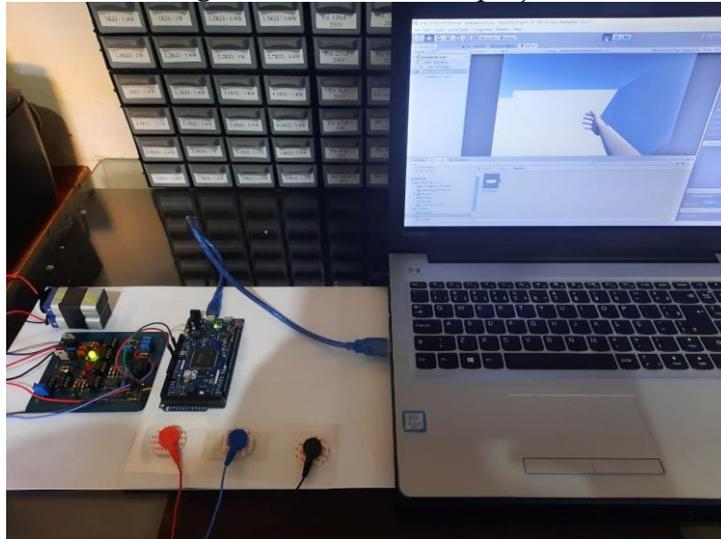
Figura 13: Circuito de aquisição e condicionamento de sinais EMG



Fonte: autoria própria, 2021.

A conversão analógico-digital, o processamento e a comunicação com o computador foram realizados com o Arduino Due. A Figura 14 apresenta o *hardware* do projeto.

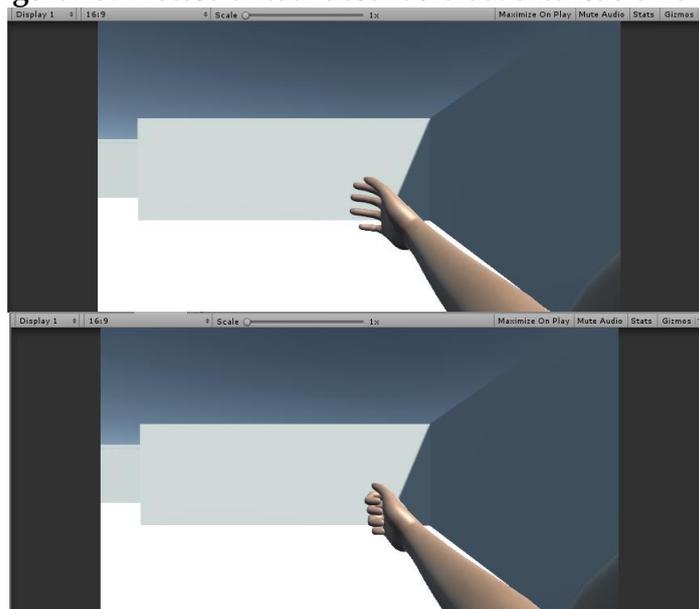
**Figura 14:** *Hardware* do projeto



Fonte: autoria própria, 2021.

A prótese virtual desenvolvida no ambiente Unity é apresentada na Figura 15. O ambiente virtual conta com jogabilidade em primeira pessoa, garantindo maior imersão ao paciente. A prótese virtual recebe o sinal de controle advindo do microcontrolador e efetua a flexão e extensão dos dedos da mão de acordo com a atividade muscular.

**Figura 15:** Prótese virtual desenvolvida: extensão e flexão



Fonte: autoria própria, 2021.

## 5 CONCLUSÃO

O desenvolvimento da presente pesquisa possibilitou a criação de um equipamento baseado em eletromiografia de superfície e jogos virtuais capaz de auxiliar pacientes tanto na reabilitação quanto na adaptação ao posterior uso de próteses físicas. Esses processos, com o processo de gamificação, passam a ser executados de forma lúdica e relaxante, contribuindo, diretamente, para o aperfeiçoamento das técnicas de reabilitação.

O desenvolvimento da prótese virtual em primeira pessoa controlada com sinais EMG da musculatura do antebraço foi testada de forma preliminar. Nesse sentido, é relevante a continuidade da pesquisa de modo a aperfeiçoar as partes constituintes da proposta. Torna-se interessante a miniaturização da placa de aquisição e condicionamento, a implementação de sistema de controle em *softwares* dedicados ao processamento digital de sinais e a realização de testes em pacientes amputados.

## REFERÊNCIAS

- ANALOG DEVICES. **Datasheet**: AD620. Publicação eletrônica, 2020. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>.
- ARDUINO.CC. **Arduino due**. [S. l.], 2021. Disponível em: <https://store.arduino.cc/usa/duemk>.
- ATMEL. **Datasheet**: SAM3X / SAM3A Series. Publicação eletrônica, 2015. Disponível em: [https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X-SAM3A\\_Datasheet.pdf](https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X-SAM3A_Datasheet.pdf).
- BANCA, M. M. R. *et al.* Captura e processamento de sinais biomédicos utilizando o LabVIEW. **Brazilian Journal of Instrumentation and Control**. Curitiba, n. 1, p. 1-9, 2016. Disponível em: <https://periodicos.utfpr.edu.br/bjic/article/download/5082/3287>.
- BRASIL. Ministério da Saúde. **Diretrizes de atenção à pessoa amputada**. Brasília, 2014. Disponível em: [https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes\\_atencao\\_pessoa\\_amputada.pdf](https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf).
- BERTOTTI, F. L. **Sistema de biotelemetria passiva e técnica de medição para aquisição da impedância elétrica de tecido post mortem**. 2010. 174 f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2010. Disponível em: [http://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/848/1/CT\\_CPGEI\\_D\\_Bertotti%2C%20F%3A1bio%20Luiz\\_2010.pdf](http://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/848/1/CT_CPGEI_D_Bertotti%2C%20F%3A1bio%20Luiz_2010.pdf).
- BHATNAGAR, S. C. **Neuroscience for the Study of Communicative Disorders**. 3. ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- CARTER, B.; MANCINI, R. **Op Amps for everyone**. 3rd ed. Burlington: Newnes, 2009.

DE LUCA, C. J. Electromyography. *In*: WEBSTER, J. G. (Ed.). **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. Hoboken: Wiley-Interscience, 2006. p. 98-109.

Disponível em: <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/emg-encyclopedia-of-medical-devices-and-instrumentation.pdf>.

DE LUCA, C. J. *et al.* Decomposition of surface EMG signals. **Journal of Neurophysiology**, Boston, n. 96, p. 1646-1657, 2006. Disponível em:

<https://journals.physiology.org/doi/pdf/10.1152/jn.00009.2006>.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics**, Paris, n. 13, p. 135-163, 1997.

ENGLEHART, K.; HUDGINS, B. A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 50, n. 7, p. 848-854, jul. 2003. Disponível em:

<https://ieeexplore.ieee.org/document/1206493/authors#authors>.

GANIEV, A.; SHIN, H. S; LEE, K. H. Study on virtual control of a robot arm via a Myo Armband for the self-manipulation of a hand amputee. **International Journal of Applied Engineering Research**, v. 2, n. 1, p. 775-782, fev. 2016. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/298714563\\_Study\\_on\\_virtual\\_control\\_of\\_a\\_robotic\\_arm\\_via\\_a\\_Myo\\_armband\\_for\\_the\\_self-manipulation\\_of\\_a\\_hand\\_amputee](https://www.researchgate.net/publication/298714563_Study_on_virtual_control_of_a_robotic_arm_via_a_Myo_armband_for_the_self-manipulation_of_a_hand_amputee).

HOROWITZ, P.; HILL, W. **A arte da eletrônica: circuitos eletrônicos e microeletrônica**. 3. ed. Porto Alegre: Bookman, 2017.

IDOETA, I. V.; CAPUANO, F. G. **Elementos de eletrônica digital**. 41. ed. São Paulo: Érica, 2012.

KAMEM, G.; GABRIEL, D. A. **Fundamentos da eletromiografia**. São Paulo: Phorte, 2015.

LIMOLI, C. S. **Protótipo de um eletromiógrafo sem fio de baixo custo**. 2017. 75 f. Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica), Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017. Disponível em: [http://www.tcc.sc.usp.br/tce/disponiveis/18/180450/tce-29052017-162649/publico/Limoli\\_Camila\\_Soares\\_tcc.pdf](http://www.tcc.sc.usp.br/tce/disponiveis/18/180450/tce-29052017-162649/publico/Limoli_Camila_Soares_tcc.pdf).

MACHADO, J. C. **Sistema de aquisição, processamento e transmissão sem fio de sinais musculares**. 2010. 63 f. Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/33073/000788115.pdf?sequence=1>.

MALVINO, A.; BATES, D. J. **Eletrônica**. 7. ed. Porto Alegre: AMGH, 2007.

PASSOS, E. B. *et al.* **Tutorial**: desenvolvimento de jogos com Unity 3D. *In*: BRAZILIAN SYMPOSIUM ON GAMES AND DIGITAL ENTERTAINMENT, 8., 2009, Rio de Janeiro. **Anais [...]**. Rio de Janeiro: mEdiaLab, 2009. p. 1-30. Disponível em: <http://www.sbgames.org/papers/sbgames09/computing/tutorialComputing2.pdf>.

PERTENCE JR, A. **Eletrônica analógica**: amplificadores operacionais e filtros ativos. Porto Alegre: BOOKMAN, 2015.

PLONSEY, R.; BARR, R. C. **Bioelectricity**: a quantitative approach. New York: Plenum Press, 1988.

SILVEIRA JR, J. L. *et al.* **Projeto e desenvolvimento de um sistema de eletromiografia de superfície**. 2019. 8 f. Artigo científico, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2019. Disponível em: [https://www.sba.org.br/open\\_journal\\_systems/index.php/sba/article/download/336/297/](https://www.sba.org.br/open_journal_systems/index.php/sba/article/download/336/297/).

SOUZA, P. V. E. **Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma android**. 2015. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2015. Disponível em: <https://repositorio.ufpe.br/bitstream/123456789/14022/1/Disserta%20a7%20a3o%20Vers%20a3o%2013.pdf>.

THIBODEAU, G. A.; PATTON, K. T. **Estrutura e funções do corpo humano**. 11. ed. Barueri: Manole, 2002.

UNITY 3D. **Learning the interface**. [S. l.], 2019. Disponível em: <https://docs.unity3d.com/Manual/LearningtheInterface.html>.

WEISS, L.; SILVER, J.; WEISS, J. **Easy EMG**. [S. l.]: Butterworth-Heinemann, 2004.