



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

Adrielle Nazar Moraes

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA MULTIMODAL PARA
TREINAMENTO DE PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR**

Uberlândia
2018

Adrielle Nazar Moraes

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA MULTIMODAL PARA
TREINAMENTO DE PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR**

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares

Assinatura do Orientador

Uberlândia
2018

Dedico este trabalho aos meus pais, por me guiarem e me apoiarem durante toda a minha vida.

AGRADECIMENTOS

Meus sinceros agradecimentos ao Prof. Alcimar Barbosa Soares pelo incentivo e orientação.

Ao Prof. Edgard Lamounier e Reidner Cavalcante pelo apoio e contribuição fundamental para a execução desse trabalho.

Aos meus pais que sempre me apoiaram e me incentivaram a seguir, ao meu irmão por ter cuidado de mim durante todos esses anos e a toda minha família, por sempre acreditarem em mim e guiarem minhas escolhas. Aos colegas do curso e do Laboratório de Engenharia Biomédica e Laboratório de Computação Gráfica que foram essenciais para a conclusão deste trabalho.

RESUMO

A falta de um membro superior é impactante nas tarefas realizadas no cotidiano, podendo afetar diretamente na qualidade de vida do indivíduo. Por esse motivo, vem crescendo o interesse no desenvolvimento de próteses cada vez mais robustas. Entretanto, as taxas de rejeição ainda são bastante elevadas, tendo em vista que o controle da prótese ainda permanece como um desafio principalmente nos estágios iniciais. Com o intuito de solucionar esse problema, foram desenvolvidas estratégias que utilizam ambientes virtuais como plataformas de treinamento, possibilitando que o indivíduo tenha atenção especial para o controle da prótese. O presente trabalho apresenta duas formas de treinamento em ambiente virtual para dois tipos de próteses mais comuns no mercado: as próteses acionadas por tirantes e as próteses mioelétricas. Ambos os sistemas compartilham ainda de um sensor inercial com o intuito de rastrear o movimento realizado pelo membro e incrementar o feedback oferecido pelo ambiente virtual. Para validação do sistema implementado foram feitos testes com indivíduos e observada a evolução de acordo com o número de vezes que o usuário deixou o objeto cair assim como o tempo gasto para completar a tarefa. Observou-se que houve um avanço para todos os voluntários, principalmente quando é considerado o número de objetos perdidos, mostrando que o sistema implementado pode ser utilizado como uma ferramenta de apoio às terapias de treinamento para o controle de próteses de membro superior.

ABSTRACT

The lack of an upper limb is critical while performing daily tasks, and can directly affect the subject's quality of life. For this reason, interest has been growing in the development of increasingly robust prostheses. However, rejection rates are still high, since prosthesis control still remains a challenge, especially in the early stages. In order to solve this problem, strategies that use virtual environments as training platforms have been developed, allowing the subject to focus on the prosthesis control. This work presents two forms of training in a virtual environment for two types of the most common prostheses in the market: the body-powered prosthesis and the myoelectric prosthesis. Both systems also have an inertial sensor in order to track the movement performed by the limb and to increase the feedback offered by the virtual environment. To validate the implemented system, tests were performed and evolution was observed according to the number of times the user dropped the object as well as the time taken to complete the task. It was noticed that there was an advance for all volunteers, especially when considering the number of objects lost, showing that the implemented system can be used as a tool to support training therapies for controlling upper limb prostheses.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Exemplos de próteses (A) acionada por tirantes e (B) mioelétrica.....	12
Figura 2: Prótese pediátrica de membro inferior do tipo passiva.....	14
Figura 3: Esquema de dois tipos de próteses diferentes. Em (a) uma prótese acionada por tirantes e em (b) o esquema de uma prótese mioelétrica. Ambas com a função de proporcionar a abertura e fechamento da mão.....	15
Figura 4: Prótese acionada por tirantes.....	17
Figura 5: Perspectiva do usuário quando utilizado um sistema com realidade aumentada.....	19
Figura 6: Sistema que utiliza uma prótese mioelétrica em conjunto com <i>google glass</i>	19
Figura 7: Representação dos eixos mutuamente ortogonais para acelerômetros e giroscópios em uma IMU.....	21
Figura 8: <i>Michelangelo Hand</i> , fabricada pela empresa Ottobock.....	23
Figura 9: Esquema em blocos da proposta apresentada para o controle por sinais EMG.....	24
Figura 10: Esquema para o controle efetuado por tirantes.....	25
Figura 11: Módulo GY - 87.....	26
Figura 12: Movimento em figura de oito que deve ser realizado com o sensor.....	26
Figura 13: Pacote de dados referentes ao sensor inercial.....	27
Figura 14: Pacote de dados enviado pela interface de aquisição.....	28
Figura 15: Modelo de tirante utilizado.....	29
Figura 16: Diagrama de atividades do jogo.....	30
Figura 17: Cena do jogo com alguns elementos principais destacados.....	31
Figura 18: Na imagem da esquerda, prótese completamente fechada. Na direita, prótese completamente aberta.....	32
Figura 19: Esquema do experimento.....	33
Figura 20: Interface de aquisição dos sinais EMG.....	34
Figura 21: Dispositivo com o microcontrolador arduino nano, módulo GY 87 para rastreamento inercial e potenciômetro utilizado.....	35
Figura 22: Indivíduo praticando durante o experimento.....	36
Figura 23: Sistema montado para controle com o tirante.....	36
Figura 24: Esquema de montagem para o controle utilizando sinais EMG.....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Tempos e número de objetos perdidos durante as séries do voluntário 1.	38
Tabela 2: Tempos e número de objetos perdidos durante as séries do voluntário 2	38
Tabela 3: Tempos e número de objetos perdidos durante as séries do voluntário 3.	38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DMP – Digital Motion Processor

EMG – Eletromiográfico

IMU – *Inertial Measurement Unit*

IP – *Internet Protocol*

RV – Realidade Virtual

RA – Realidade Aumentada

TCP – *Transmission Control Protocol*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
2.1. PRÓTESES E MECANISMOS DE CONTROLE.....	14
2.2. REALIDADE VIRTUAL.....	18
2.3. RASTREAMENTO INERCIAL.....	20
2.4. PRÓTESES COMERCIAIS	22
3. PROPOSTA.....	24
3.1. RASTREAMENTO INERCIAL.....	25
3.2. ELETROMIOGRAFIA.....	27
3.3. DESLOCAMENTO DO CABO DO TIRANTE.....	28
3.4. AMBIENTE VIRTUAL	29
3.5. VALIDAÇÃO	31
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	34
5. CONCLUSÃO.....	40
REFERÊNCIAS.....	41

1. INTRODUÇÃO

O uso de próteses é bastante comum nos casos de perda de membros seja por doenças congênitas, em acidentes ou cirurgias. Assim, diversas estratégias de controle foram criadas para atender às necessidades dos usuários. As pesquisas são desenvolvidas de modo a simplificar o modo de controle das próteses, visando um menor esforço mental e físico (SOARES, LAMOUNIER, et al., 2012).

Durante o processo de adaptação da prótese, é necessário treinar o usuário para que o controle seja o mais intuitivo possível, se tornando um processo natural e fácil de ser executado. Por esse motivo, a fase de treinamento é uma das mais importantes, afetando diretamente no interesse do usuário em continuar ou desistir do processo (PIAZZA, CATALANO, et al., 2017). Desse modo, as estratégias devem possuir um certo nível de progressão, na qual o usuário deve evoluir até que consiga operar sua prótese perfeitamente. O caso dos membros superiores se torna mais crítico ainda, tendo em vista que os movimentos executados pelas mãos são bastante finos e precisos, principalmente para a função desempenhada pelo polegar opositor.

Uma prótese ideal deve atuar gerando o mínimo de esforço físico ou mental para o seu usuário (VUJAKLIJA, FARINA e ASZMANN, 2016). Para tentar alcançar esse objetivo são vários os métodos para controle de próteses e cada um deles apresenta suas vantagens e desvantagens. Os exemplos mais comuns e consolidados são as próteses acionadas por tirantes e as próteses mioelétricas (HAVERKATE, SMIT e PLETTENBURG, 2016).

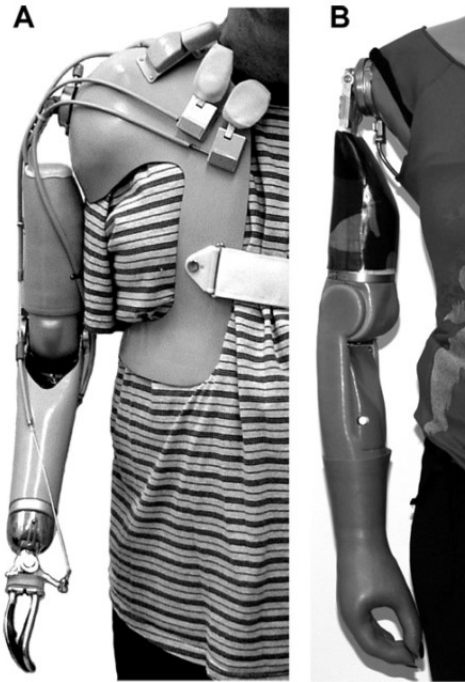
No caso das próteses que são acionadas por tirantes, o indivíduo realiza algum movimento com o corpo como o movimento dos ombros, por exemplo, para puxar cabos que estão ligados à prótese. Nesse método, o controle é mais intuitivo e simples de ser executado com menor esforço físico, tendo em vista o peso do conjunto. Entretanto, o número de graus de liberdade é reduzido, reflexo do baixo nível de complexidade oferecido.

Outro método consiste no uso de sinais eletromiográficos (EMG) para controle da prótese. São posicionados eletrodos nos músculos remanescentes do coto do sujeito e o sinal é captado, podendo ser classificado para acionar motores localizados na prótese. Se trata de uma estratégia mais sofisticada que a anterior, oferecendo maior número de graus de liberdade e execução de tarefas mais complexas de acordo com o processamento desse sinal. Porém, o controle em muitas das vezes não é intuitivo e é difícil de ser executado, resultando em grande esforço por parte do usuário (LAMOUNIER, LOPES, et al., 2012).

A Figura 1 exemplifica dois modelos de próteses para articulação de ombro, a primeira acionada por tirantes (A) na qual é possível visualizar os cabos responsáveis por abrir e fechar o

gancho a partir da adução horizontal do ombro. Já em (B) temos uma prótese mioelétrica que realiza as mesmas funções da prótese (A).

Figura 1: Exemplos de próteses (A) acionada por tirantes e (B) mioelétrica.



Fonte: SHULTS E KUIKEN (2011).

Existem propostas capazes de unir um desses tipos de controles apresentados com outros tipos de sensores, como é no caso da combinação com sensores inerciais para monitorar a localização do membro ou sensores de força e escorregamento para melhorar a interface com os objetos. Consequentemente, o controle é otimizado, já que são oferecidos um maior número de dados (MASTERS, BEAULIEU, *et al.*).

Apesar de existirem diversas formas de controle de prótese, todas, em algum momento, chegam ao mesmo problema: o treinamento. Cada prótese é confeccionada para atender um único indivíduo, considerando o tamanho e forma ideais, aparência e principalmente o soquete para ser acoplado ao coto do usuário (PIAZZA, CATALANO, *et al.*, 2017). Levando essas características e a questão da própria viabilidade financeira em consideração, fica bastante complicado realizar ajustes durante o processo de treinamento da prótese. Além disso, ainda podem surgir demandas específicas para o indivíduo de acordo com as suas tarefas do cotidiano.

Visando solucionar esse problema, foram criados ambientes virtuais dedicados ao processo de treinamento, garantindo que o foco será de fato o controle da prótese. Assim, todo o

esforço será dedicado na maneira de acionar a prótese e, de acordo com o feedback fornecido para o usuário, possíveis alterações na versão final do item se tornam mais viáveis.

O objetivo desse trabalho é desenvolver uma plataforma multimodal para reproduzir as funcionalidades de uma prótese real para amputação no nível transradial em um ambiente virtual, utilizando dois métodos comuns para o controle de próteses: o acionamento por tirantes e a eletromiografia. Além disso, combinado a esses métodos, foi incluso um dispositivo de rastreamento inercial de modo a acompanhar o movimento e incrementar o feedback produzido pelo ambiente virtual. De modo a validar o sistema proposto, foram feitos experimentos com voluntários para avaliar a usabilidade do sistema e o nível de evolução durante o treinamento, analisando o tempo necessário para realizar a tarefa de levar um objeto de um ponto até outro e o número de vezes que o usuário deixou o objeto cair ou sair da sua área de alcance.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. PRÓTESES E MECANISMOS DE CONTROLE

A maioria das tarefas realizadas no cotidiano requerem o uso dos membros superiores, em especial as mãos e o dedo opositor, utilizando-os para fazer gestos, nos comunicarmos e manipular objetos de tamanhos e formas diferentes (PEERDEMAN, BOERE, *et al.*, 2011).

Entretanto, existem indivíduos que por traumas ou doenças perderam um membro, restando como a principal alternativa o uso de próteses. As próteses podem ser classificadas em tipos diferentes de acordo com a função exercida. Entretanto, o papel da prótese não fica limitado à restauração física e funcional dos movimentos, mas também está ligado às expressões e gestos corporais, vida social e comunicação (OTTOBOCK CLINICAL RESEARCH & SERVICES, 2015).

Existem as próteses passivas (Figura 2), ou seja, as que não respondem a comandos, mas podem ser capazes de realizar movimentos e são normalmente utilizadas para fins estéticos. Por outro lado, existem as próteses ativas, utilizadas para restaurar a função do membro perdido e que desempenham sua função a partir de uma determinada estratégia de controle (CORDELLA, CIANCIO, *et al.*, 2016).

Figura 2: Protese pediátrica de membro inferior do tipo passiva.

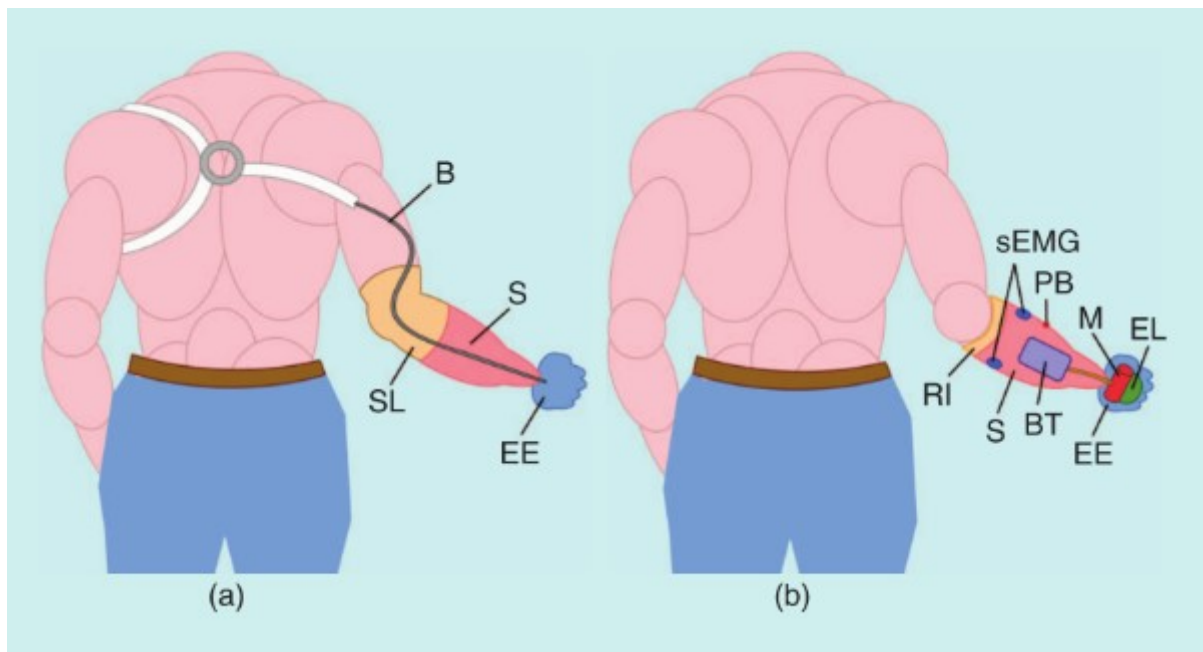


Fonte: NORTHERNCARE (2018)

Independentemente do tipo de prótese adotada pelo sujeito, existe uma grande preocupação quanto às suas características, com grande ênfase para a forma, peso e conforto. No caso das próteses ativas, acrescenta-se ainda qual será a estratégia utilizada para efetuar o controle, de modo que seja possível ofertar o maior número de funções com o menor nível de complexidade possível (HUČKO, UHERČÍK e HORVÁT, 2014). Também existem próteses que combinam os dois tipos citados acima, como é o caso das que possuem a mão como elemento ativo e punho como elemento passivo, oferecendo ainda mais graus de liberdade para o usuário (RESNIK, ETTER, *et al.*, 2011).

As próteses ativas são classificadas de acordo com a forma de controle adotada. As duas estratégias principais e consolidadas no mercado são as próteses acionadas por tirantes e as próteses eletromiográficas (Figura 3).

Figura 3: Esquema de dois tipos de próteses diferentes. Em (a) uma prótese acionada por tirantes e em (b) o esquema de uma prótese mioelétrica. Ambas com a função de proporcionar a abertura e fechamento da mão.



Fonte: PIAZZA, CATALANO, *et al.* (2017)

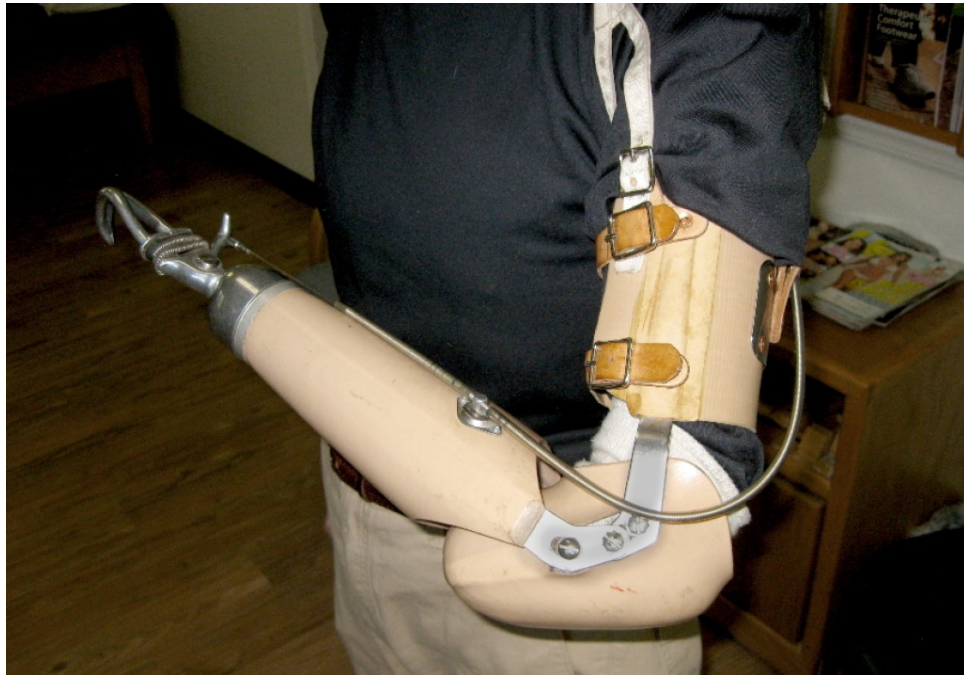
A Figura 3 ilustra um *layout* típico de dois tipos de próteses. Em (a) uma prótese controlada por tirantes, na qual o movimento de adução horizontal do ombro contralateral é o responsável por acionar o sistema de cabo (B) que percorre as costas, o braço e o soquete (S) até chegar à prótese (EE). Já em (b) uma prótese que utiliza sinais eletromiográficos (sEMG) e é equipada com motores (M), baterias (BT) e placas eletrônicas (EL) e que, devido ao seu modo de operação, pode ser

desligada e ligada com um botão (PB). Outra característica apresentada no esquema da Figura 3 consiste na flexibilidade entre o soquete e o coto do usuário. As próteses mioelétricas requerem um soquete rígido (RI) devido ao uso dos eletrodos para captação do sinal. Essa propriedade pode ser a causa de desconforto, especialmente no caso de cotos mais curtos, o que pode limitar os movimentos do cotovelo do usuário (PIAZZA, CATALANO, *et al.*, 2017). Já as próteses acionadas por tirantes não necessitam de uma interface com a pele tão rígida, sendo possível proporcionar um encaixe acolchoado (SL).

Apesar de não terem sofrido grandes mudanças nos últimos anos, as próteses acionadas por tirantes possuem como principal vantagem o baixo nível de complexidade para controlá-la. Essa característica pode ser explicada pelo feedback de força que essa prótese oferece, o qual é gerado pela própria ligação mecânica entre o tirante e a prótese (BROWN, KUNZ, *et al.*, 2015). Além disso, outras vantagens do uso desse tipo de próteses são (CAREY, LURA e HIGHSMITH, 2015):

- Baixo custo;
- Independente de uma fonte de energia;
- Durabilidade;
- Treinamentos menos intensivos para controle;
- Usada em trabalhos que necessitam de levantar objetos pesados, sujos, escorregadios ou pontiagudos;
- Usada em condições de alta temperatura e umidade;
- Maior indicação para uso em atividades domésticas e esporte;

Figura 4: Prótese acionada por tirantes.



Fonte: NORTHERNCARE (2018).

As próteses mioelétricas são interessantes tendo em vista sua característica de restaurar a função do membro perdido utilizando o sinal EMG. Suas principais vantagens são (CAREY, LURA e HIGHSMITH, 2015):

- Maior número de graus de liberdade;
- O usuário necessita de menor amplitude de movimento para executar tarefas do cotidiano;
- Usuários reportam um efetivo feedback sensorial;
- São esteticamente superiores;

Uma das características principais do sinal EMG que favorece o seu uso no controle de próteses é a facilidade com que ele é captado. Entretanto, a frequência e a amplitude do sinal desejado dependem principalmente do método utilizado para captá-lo. Desse modo, um sinal coletado pela eletromiografia invasiva possui frequências variando entre 20Hz e 10kHz enquanto que pela eletromiografia de superfície esse valor muda para 1kHz e apresenta amplitudes entre 100 μ V até 90 mV (SÁ, 2010). Esses valores de amplitude e frequência podem variar de pessoa para pessoa, já que o sinal depende de características próprias da fibra muscular como: a distância entre as fibras, o tipo de fibra, o diâmetro da fibra, a quantidade de unidades motoras recrutadas e o posicionamento do eletrodo.

Como o sinal é captado por meio de eletrodos, escolher o tipo certo de eletrodo é importante posto que depende das características da musculatura a ser avaliada. Assim, se a musculatura for grande, uma eletromiografia de superfície é suficiente, já para músculos pequenos ou situados abaixo de outros, o ideal é utilizar a eletromiografia invasiva. Outro fator importante é o posicionamento dos eletrodos, ele deve ser feito de modo a captar somente o sinal do músculo desejado. Dada a aquisição correta do sinal, ainda é necessário decidir como ele será utilizado. O controle pode ser relacionado de forma proporcional à atividade muscular em dispositivos com menores graus de liberdade ou então ter suas características extraídas e classificados à medida em que a complexidade do controle da prótese aumenta (SCHEME e ENGLEHART, 2011).

Combinado aos tipos de controle descritos acima, existem ainda próteses que utilizam diversos sensores combinados para otimizar o controle da prótese, fornecendo um *feedback* mais preciso. Dentre os sensores que podem ser utilizados, os mais comuns são os de força e escorregamento (LEE, CHOI, *et al.*, 2017), geralmente localizados na ponta dos dedos ou garra da prótese. Outro sensor com características interessantes ao controle é o sensor inercial. Esse tipo de sensor pode ser bastante útil em próteses mioelétricas, tendo em vista que de acordo com a posição do membro, as características do sinal EMG variam (FOUGNER, SCHEME, *et al.*, 2011).

2.2. REALIDADE VIRTUAL

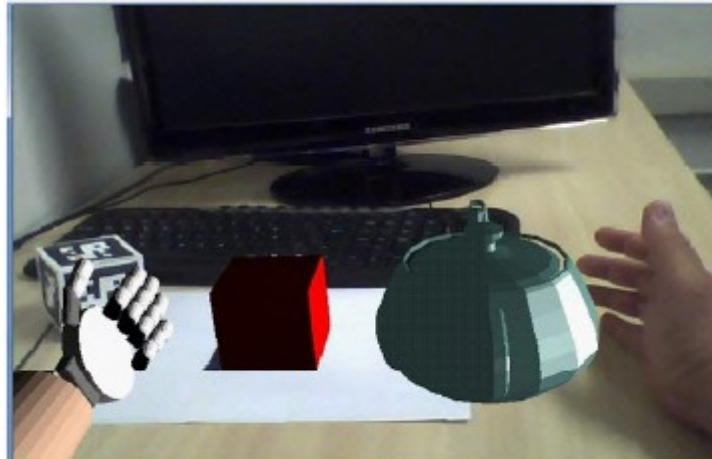
Apesar das próteses atuais oferecerem facilidade na configuração e no uso, o controle ainda permanece como algo não natural e requer elevado esforço tanto físico quanto mental, principalmente durante as fases do treinamento (SOARES, LAMOUNIER, *et al.*, 2012). De modo a solucionar esse problema, foram desenvolvidas estratégias que utilizam os princípios de realidade virtual (RV) e realidade aumentada (RA) em conjunto com diversos sensores, visando proporcionar, em tempo real, uma interação natural e intuitiva com o objeto virtual.

A função principal desses métodos é simular a prótese, para que ela possa interagir de acordo com os comandos do usuário. Além disso, se trata de uma ferramenta que oferece alto nível de imersão, o que pode tornar o processo de aprendizagem mais intuitivo ao usuário (LAMOUNIER, LOPES, *et al.*, 2012).

A Figura 5 ilustra uma estratégia elaborada por (SOARES, LAMOUNIER, *et al.*, 2012) e que utiliza RA e eletromiografia durante o treinamento de uma prótese. Nesse caso, o usuário utiliza um dispositivo que contém uma câmera, responsável por captar a perspectiva do usuário e um display para misturar as informações do ambiente virtual com o real. Os sinais EMG são coletados e processados, gerando dados para a unidade de RV, que atualiza a informação no

display. Durante esse processo, a câmera localiza os marcadores contidos no ambiente real e o algoritmo procura pelo objeto virtual correspondente, inserindo-o no ambiente real.

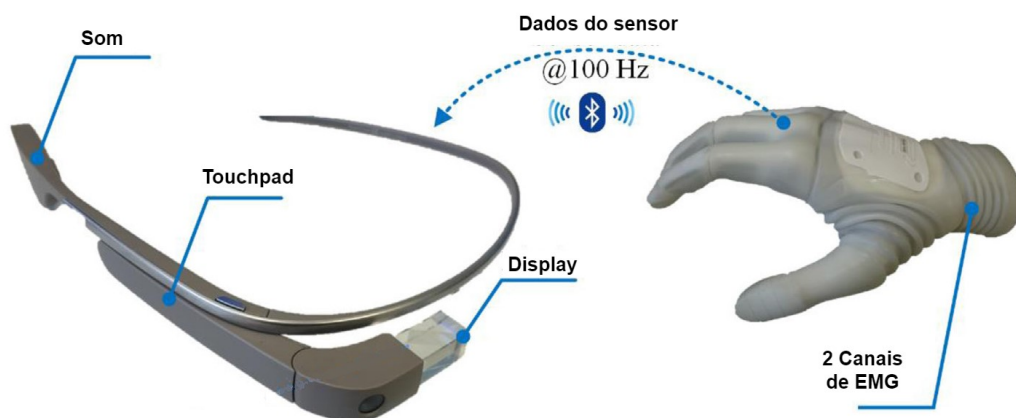
Figura 5: Perspectiva do usuário quando utilizado um sistema com realidade aumentada.



Fonte: SOARES, LAMOUNIER, *et al.* (2012).

Também existem estratégias voltadas ao uso combinado de elementos de RA e feedback sensorial. O estudo de (MARKOVIC, KARNAL, *et al.*, 2017) se trata de uma aplicação que envolve um Google Glass conectado via bluetooth com a prótese e que mostra ao usuário o status da prótese (sinal EMG, força, contato com objetos) utilizando RA e um transdutor para conduzir o som (Figura 6). Esses estudos mostram que o feedback adicional pode ser bastante útil quando o nível de dificuldade da tarefa a ser realizada é maior e mais complexo.

Figura 6: Sistema que utiliza uma prótese mioelétrica em conjunto com *google glass*.



Fonte: MARKOVIC, KARNAL, *et al* (2017).

O ambiente virtual apresenta grande vantagem principalmente na fase inicial de adaptação e treinamento. Quando o usuário está imerso no ambiente, existe um elevado impacto no feedback visual, auxiliando a efetuar o controle e a manipulação dos objetos virtuais (DIMITRA, KYRIACOU, *et al.*, 2016). A partir dessa estratégia, observa-se um elevado custo benefício, pois o usuário pode tentar uma aproximação mais desafiadora que minimiza os riscos devido aos erros, tornando o aprendizado mais seguro (SCHULTHEIS e RIZZO, 2011). Além disso, é possível modificar as funções da prótese de uma maneira rápida e eficaz, visando atender as demandas do usuário e personalizando o processo. Outra característica interessante é relativa ao objetivo do usuário, que é totalmente voltado para o controle da prótese, de modo que possíveis desconfortos causados pelo encaixe do soquete no coto do usuário ou o próprio peso da prótese podem ser desconsiderados nos estágios iniciais. Assim, o nível de dificuldade pode ser introduzido aos poucos para que quando a prótese real for utilizada, o usuário estar apto a realizar o controle da maneira correta e obtendo uma boa performance.

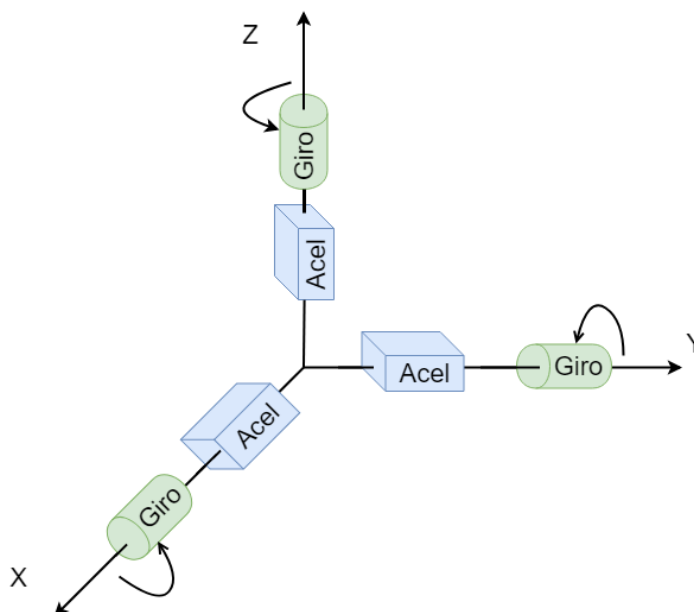
2.3. RASTREAMENTO INERCIAL

A medição correta e precisa da orientação possui um papel importante em algumas áreas como a aeroespacial, navegação, robótica e em estudos que envolvem o movimento do corpo humano (MADGWICK, 2010).

O rastreamento dos movimentos do corpo pode ser realizado de diversas formas: através de sensores acoplados aos membros ou um sistema com câmeras, por exemplo. Nesse trabalho foi escolhido o uso de um sensor inercial com três componentes principais, o acelerômetro, giroscópio e magnetômetro.

Uma *Inertial Measurement Unit* (IMU) se trata de um dispositivo eletrônico capaz de medir movimentos de rotação e translação de um objeto a partir da combinação de dois tipos de sensores: acelerômetros e giroscópios. Sendo que para medir em três direções, esses sensores devem ser de três eixos mutualmente ortogonais.

Figura 7: Representação dos eixos mutuamente ortogonais para acelerômetros e giroscópios em uma IMU.



Fonte: Autor.

A partir dos valores lidos, é necessário realizar operações matemáticas, de modo que:

- A integral da aceleração retorna a velocidade do objeto;
- A integral dessa velocidade retorna a posição do objeto;
- A integral da velocidade angular retorna a orientação do objeto.

Vale lembrar que, por se tratarem de funções matemáticas referentes à integração, é necessário sempre possuir um valor inicial. Como não é possível realizar a leitura dos sensores em intervalos de tempo infinitesimais, existem erros inerentes ao sistema. Esses erros, por mais pequenos que sejam, são acumulados com o tempo, criando “*drifts*”, que são o aumento na diferença entre onde o sistema “acha” que está e a sua verdadeira posição. Entretanto, estes erros podem ser compensados com o uso de outros sensores como o magnetômetro, de modo a fornecer uma referência de orientação absoluta com a medida do campo magnético da Terra (MADGWICK, 2010). Em seguida, filtros são utilizados para estimar a orientação através da melhor combinação dos dados coletados pelos três sensores.

Os filtros mais comuns são o de Kalman e o de Madgwick. Entretanto, o filtro de Kalman exige uma alta demanda computacional, devido às iterações de regressão linear e altas taxas de amostragem, podendo chegar em até 30kHz e, para solucionar esses problemas, foi implementado o filtro de Madgwick. Esse filtro emprega uma representação da orientação a partir

de quaternions, logo, não sofre efeitos comuns de *gimbal lock*, que são comuns quando se opta por utilizar ângulos de Euler.

2.4. PRÓTESES COMERCIAIS

A maioria dos acidentes que resultam em amputação dos membros superiores é resultante de acidentes domésticos ou acidentes de trabalho (VUJAKLIJA, FARINA e ASZMANN, 2016). Considerando que grande parte das atividades realizadas no cotidiano necessitam da manipulação de objetos com as mãos, o avanço das tecnologias e o investimento em pesquisas na área de desenvolvimento de próteses se torna inevitável.

Atualmente, boa parte dos usuários optam por próteses acionadas por tirantes que, apesar da simplicidade, são consideradas bastante úteis justamente pelo controle ser intuitivo. A introdução das próteses mioelétricas foi dada no final da Segunda Guerra Mundial, e em 1950 elas já entraram no mercado com o princípio de funcionamento baseado na atividade dos músculos remanescentes do coto com controle proporcional à atividade elétrica do músculo (SOARES, LAMOUNIER, *et al.*, 2012). Esse princípio de funcionamento é utilizado até hoje, tendo em vista que é simples e prático para a maioria dos usuários.

Apesar de existirem diversas técnicas de processamento do sinal para controle de próteses, boa parte sofre com a rejeição por parte dos usuários, que pode chegar em até 35% para próteses acionadas por tirantes ou em até mais de 50% nos casos das próteses mioelétricas (VUJAKLIJA, FARINA e ASZMANN, 2016). Entretanto, a expectativa é que esses números diminuam de acordo com o avanço tecnológico.

As pesquisas para o desenvolvimento das próteses envolvem todo o processo de fabricação. O mercado já fabrica próteses com micromotores com baixo consumo de energia, além de unidades para processamento em alta velocidade e memória elevada. O design dos soquetes também sofreu alterações com o avanço, a começar pela escolha dos materiais, o que pode impactar diretamente no conforto, além de oferecer uma boa interface para alocação de sensores ou eletrodos. Além disso, também existem projetos voltados ao desenvolvimento de próteses a partir de impressoras 3D, capazes de reduzir o custo de modo significativo sem afetar a qualidade da prótese (BAUN, LANG, *et al.*, 2018).

Apesar de já existirem modelos com vários graus de liberdade, as próteses fabricadas no mercado são mais simples e voltadas ao conforto do usuário, priorizando o peso e a aparência da prótese, como é o caso da *Michelangelo Hand* (Figura 8), fabricada pela Ottobock. A partir de dois canais de eletromiografia combinados com sensores para controle de força e escorregamento, ela

é capaz de realizar sete movimentos diferentes. Esses movimentos são distribuídos de modo que apenas o polegar, o dedo indicador e o dedo do meio são controlados ativamente, enquanto que os outros dedos e o punho são itens passivos.

Figura 8: *Michelangelo Hand*, fabricada pela empresa Ottobock.



Fonte: OTTOBOCK (2014).

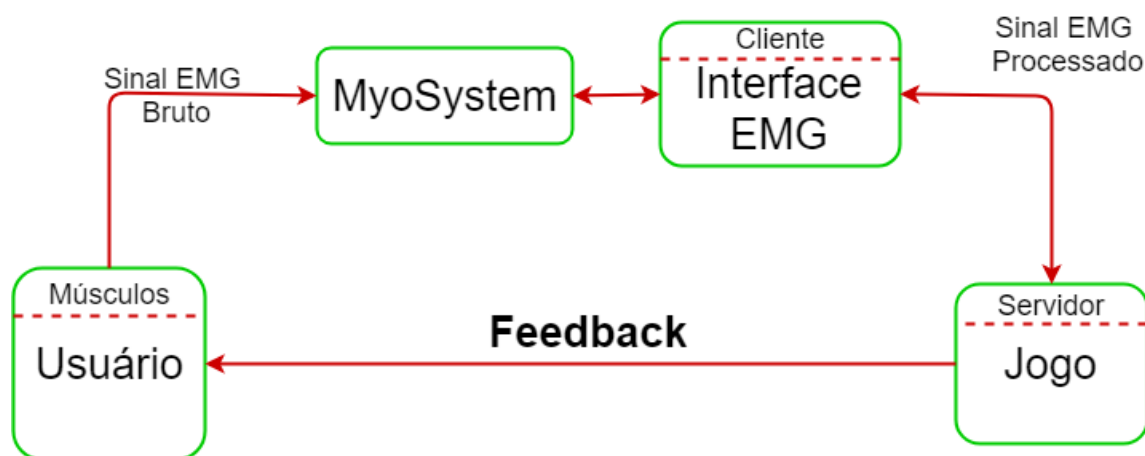
Já os modelos existentes no mercado para o controle através de tirantes ficam limitados principalmente ao nível de tecnologia do material composto pela prótese. Porém, esse tipo de prótese é versátil, podendo atender em casos de tarefas delicadas ou quando o usuário tem risco de exposição a materiais corrosivos, água ou calor. Além disso, por se tratar de uma prótese que não necessita de fonte de energia, o usuário não fica limitado ao peso da bateria ou até mesmo ao nível de carga da mesma.

3.PROPOSTA

Existem duas fontes principais de dados: o sistema de condicionamento de sinais EMG (MyoSystem) e o microcontrolador (arduino nano) contendo o sensor inercial (GY-87) e o potenciômetro para medir o deslocamento do cabo do tirante. Cada uma dessas fontes transmite os dados de forma diferente para o jogo. Por sua vez, o jogo é responsável por efetuar o controle a partir dos dados recebidos. Por se tratar de um sistema multimodal que pode ter como entrada o controle por eletromiografia ou por tirantes, os dados não são simultaneamente utilizados, sendo considerados dois pares de dados, cada um escolhido de acordo com o tipo de controle desejado.

O primeiro conjunto é composto pelo condicionador de sinais e microcontrolador com sensor inercial (Figura 9), no qual os sinais EMG brutos do indivíduo são coletados pelo condicionador de sinais, processados na interface de aquisição e enviados para o jogo a partir de uma rede, sendo que o cliente é a interface e o servidor é o jogo. Além disso, o microcontrolador ainda é responsável por enviar ao jogo os dados resultantes do processo de rastreamento inercial.

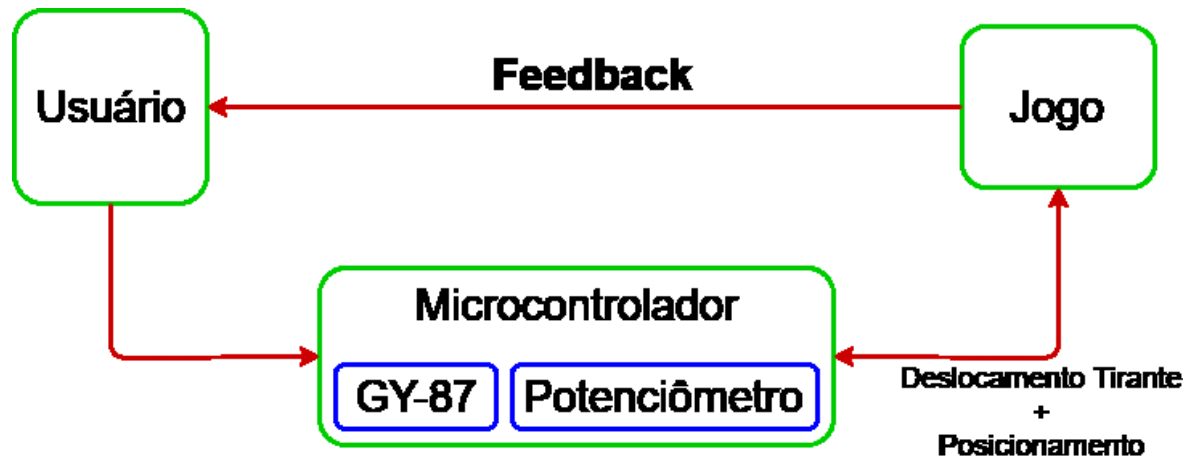
Figura 9: Esquema em blocos da proposta apresentada para o controle por sinais EMG.



Fonte: Autor.

O segundo conjunto é composto pelo microcontrolador com os sensores para mensurar o deslocamento do cabo do tirante e para rastreamento inercial (Figura 10). Nessa configuração, a comunicação USB entre o jogo e o microcontrolador garante a transferência dos dados lidos pelo sensor inercial e pelo potenciômetro. Independentemente do esquema adotado pelo usuário, existe um *feedback* inerente ao sistema, que é do tipo visual e proprioceptivo.

Figura 10: Esquema para o controle efetuado por tirantes.



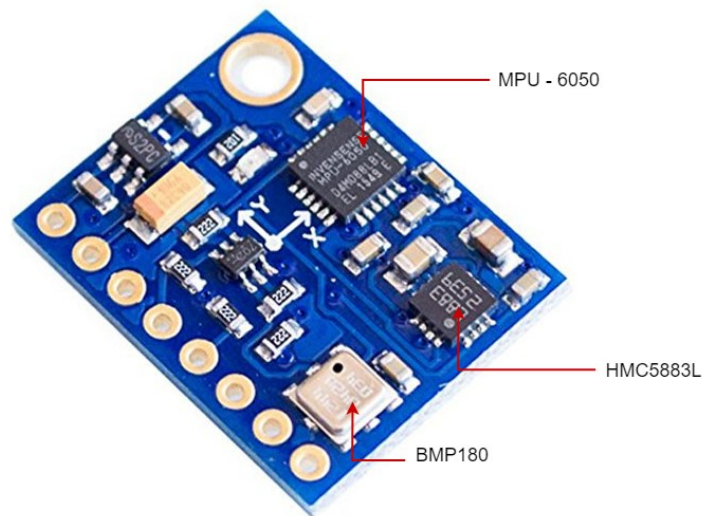
Fonte: Autor.

3.1. RASTREAMENTO INERCIAL

Para o rastreamento inercial foi utilizado o módulo GY 87 (Figura 11), é uma IMU capaz de informar e medir a velocidade, a orientação e as forças gravitacionais de um objeto em movimento, sendo composto por:

- MPU6050: um giroscópio de 3 eixos e um acelerômetro de 3-eixos com processador digital de movimento (DMP);
- HMC5883L: magnetômetro de 3-eixos;
- BMP180: sensor de pressão atmosférica e temperatura.

Figura 11: Módulo GY - 87



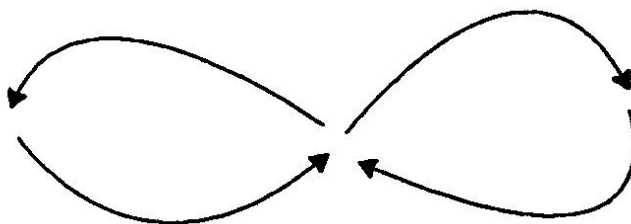
Fonte: NOONARI (2015).

Este módulo se comunica com o microcontrolador a partir do protocolo I2C (*Inter Integrated Circuit*). Para eliminar *drifts* causados pelos erros inerentes do sensor, foi utilizado o filtro de Madgwick, cujo resultado é um quaternion que representa a orientação do módulo.

Também foi necessário efetuar uma rotina de calibração dos sensores, que consiste em duas etapas e retorna dois vetores distintos. A primeira delas é manter o sensor na horizontal parado e com as letras do módulo apontando para cima por alguns segundos. A segunda etapa consiste em realizar movimentos de figura oito polar padrão (Figura 12) por alguns segundos.

Após esses procedimentos, os vetores obtidos em cada etapa devem ser incluídos na rotina de aquisição de dados. A calibração do sensor é necessária pois durante os processos de fabricação, os sensores acabam sofrendo um desalinhamento dos eixos, além dos mesmos não serem perfeitamente ortogonais. Assim, essa rotina de calibração adapta os parâmetros para que a saída do sensor esteja correta.

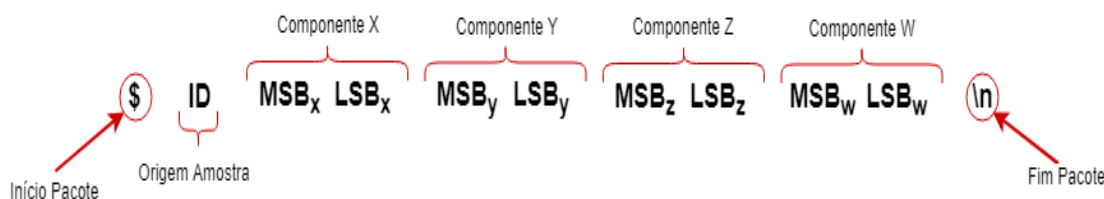
Figura 12: Movimento em figura de oito que deve ser realizado com o sensor.



Fonte: Autor.

Os valores obtidos pelo sensor são lidos e enviados pelo Arduino para o jogo através da porta serial com uma taxa de amostragem de 50 Hz e os pacotes de envio são montados conforme a Figura 13. No pacote existe um byte para identificar o início, seguido pelo byte de identificação. São enviadas quatro amostras referentes ao quaternion obtido e divididas nas componentes X, Y, Z e W. Por último, o byte de que finaliza o pacote.

Figura 13: Pacote de dados referentes ao sensor inercial.



Fonte: Autor.

3.2. ELETROMIOGRAFIA

O sinal EMG é coletado em dois canais distintos pelo eletromiógrafo MyoSystemBr1 (Data Hominis Ltd). O equipamento possui eletrodos de superfície diferenciais ativos, conversor analógico-digital de 16 bits e taxa de rejeição em modo comum de 96dB. Durante os experimentos, o equipamento foi configurado a partir da interface de aquisição, de modo que o sinal passou por um filtro passa-faixa de 15-500 Hz e frequência de amostragem de 2000 HZ. Em seguida, é feito o processamento do sinal de modo a obter a envoltória do mesmo, a partir da retificação do sinal seguida por um filtro passa-baixa do tipo média móvel, com uma janela de processamento de 50ms. O sinal processado é então enviado para o jogo através da implementação de uma rede que segue o protocolo TCP/IP de redes (TCP – *Transmission Control Protocol* e IP – *Internet Protocol*). Por se tratar de um protocolo orientado a conexão, ele permite que os programas criem uma conexão de ponta a ponta, de modo que o caminho para circulação dos dados é bem definido. Essa característica garante que o pacote de dados seja enviado de forma confiável ou que o remetente seja notificado em caso de erro (BLUM, 2003).

Na rede implementada existem dois elementos principais que são denominados como cliente e servidor. Assim, foi estabelecido que o cliente é a interface de aquisição, ou seja, aquele responsável por iniciar uma conexão com o servidor e enviar os dados já processados para o jogo. Por sua vez, o jogo é definido como o servidor, que deve estar pronto para receber novos clientes e os pacotes de dados enviados.

Durante a transmissão de dados entre cliente e servidor, existe um controle dos pacotes de dados, de modo que sempre que o cliente deseja enviar um novo pacote de dados, o servidor enviará uma resposta de volta, indicando que os dados foram recebidos. Essa estratégia mantém a integridade dos dados enviados, garantindo que não haverá perda ou desordem nos pacotes.

Durante o processo de aquisição cada amostra a ser enviada pela interface é dividida em dois bytes, LSB e MSB, ou seja, cada valor se trata de uma amostra de 16bits. Devido a essa divisão e por se tratarem de pacotes de dois canais distintos, os pacotes foram montados de modo a possuir um byte de início, byte de identificação (canal 1 ou 2), byte MSB, byte LSB e byte demarcador do fim do pacote (Figura 14). Logo, se algum pacote recebido não respeita essa ordem, ele é automaticamente descartado, evitando que dados indesejados sejam considerados.

Figura 14: Pacote de dados enviado pela interface de aquisição.



Fonte: Autor.

3.3. DESLOCAMENTO DO CABO DO TIRANTE

Foi utilizado o modelo 21A36=1 de tirante presente no catálogo da empresa Ottobock (Figura 15). Quando posicionado corretamente, a excursão do cabo pode chegar em até 3cm. Logo, é necessário estar atento ao posicionamento do tirante, sendo que a argola deve estar posicionada no centro das costas do indivíduo, sendo que esse ajuste é feito regulando as alças do tirante. No modelo escolhido, o controle é feito a partir da adução e abdução horizontal do ombro contralateral ao lado amputado do sujeito, que provoca uma tensão no cabo e consequentemente, seu deslocamento.

Figura 15: Modelo de tirante utilizado.



Fonte: CAVALCANTE (2018).

De modo a mensurar o deslocamento, foi colocado um potenciômetro linear deslizante (20K Ω e com deslizamento total do cursor de 2,5 cm) e feita a conexão entre o cursor do potenciômetro e a ponta do cabo. Além disso, foi colocada uma mola no lado oposto à conexão com o cabo para puxar o cursor do potenciômetro e retorná-lo para a posição inicial ao final da execução do movimento.

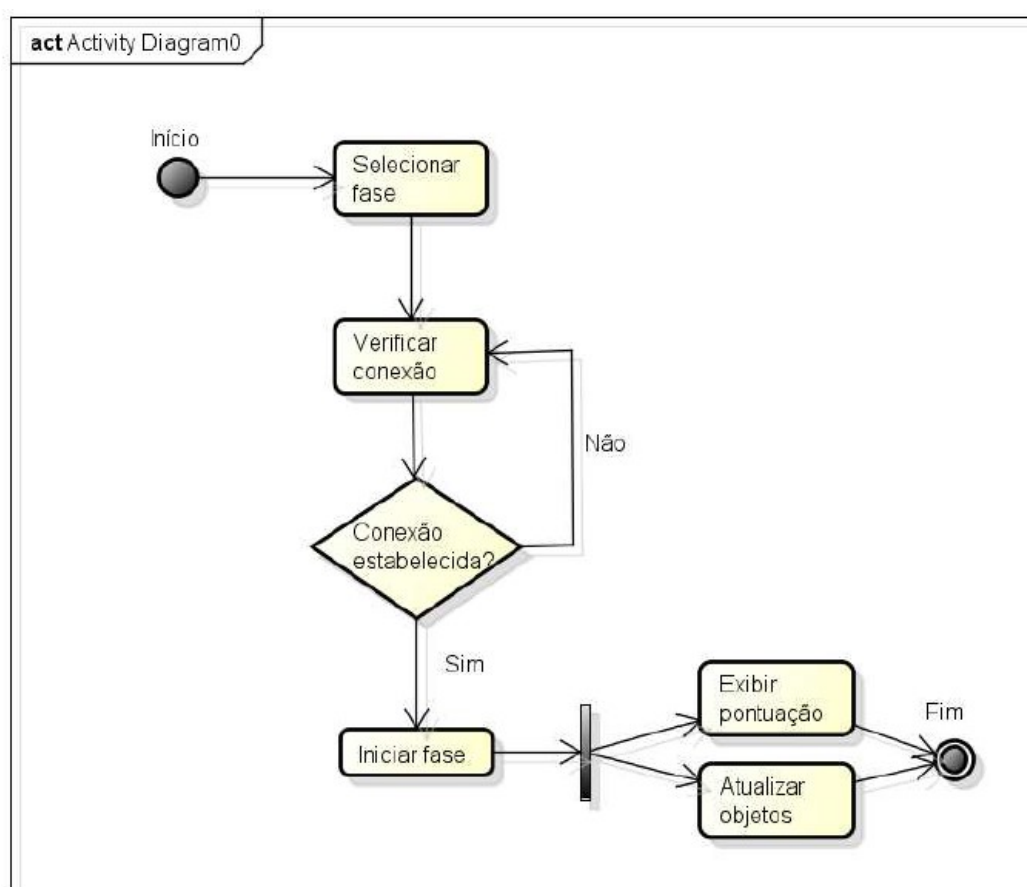
Os valores obtidos pelo potenciômetro são lidos e enviados pelo Arduino para o jogo através da porta serial com uma taxa de amostragem de 50 Hz e os pacotes de envio seguem o mesmo modelo do que foi descrito sobre o envio das amostras do sinal EMG.

3.4. AMBIENTE VIRTUAL

O jogo foi desenvolvido durante o mestrado do aluno Reidner Santos Cavalcante e implementado no Laboratório de Computação Gráfica da Universidade Federal de Uberlândia. (CAVALCANTE, 2018). O ambiente virtual foi desenvolvido utilizando a *engine* Unity 3D versão 5.5.0 e para a modelagem dos objetos virtuais foi utilizado o software 3Ds Max. Já a prótese foi desenvolvida em conjunto com o Laboratório de Computação Gráfica e o Laboratório de Engenharia Biomédica. Os níveis propostos pelo jogo foram elaborados com a ajuda de um profissional da área da saúde.

A Figura 16 ilustra o diagrama de atividades do jogo implementado. Nele, é possível apresentar os caminhos lógicos que o software pode tomar. Dessa forma, o usuário pode iniciar o sistema selecionando uma fase e, se a conexão com os elementos de hardware (arduino e eletromiógrafo) estiver estabelecida, é possível iniciar uma nova fase, na qual são exibidos e atualizados a pontuação do jogador e os objetos.

Figura 16: Diagrama de atividades do jogo.



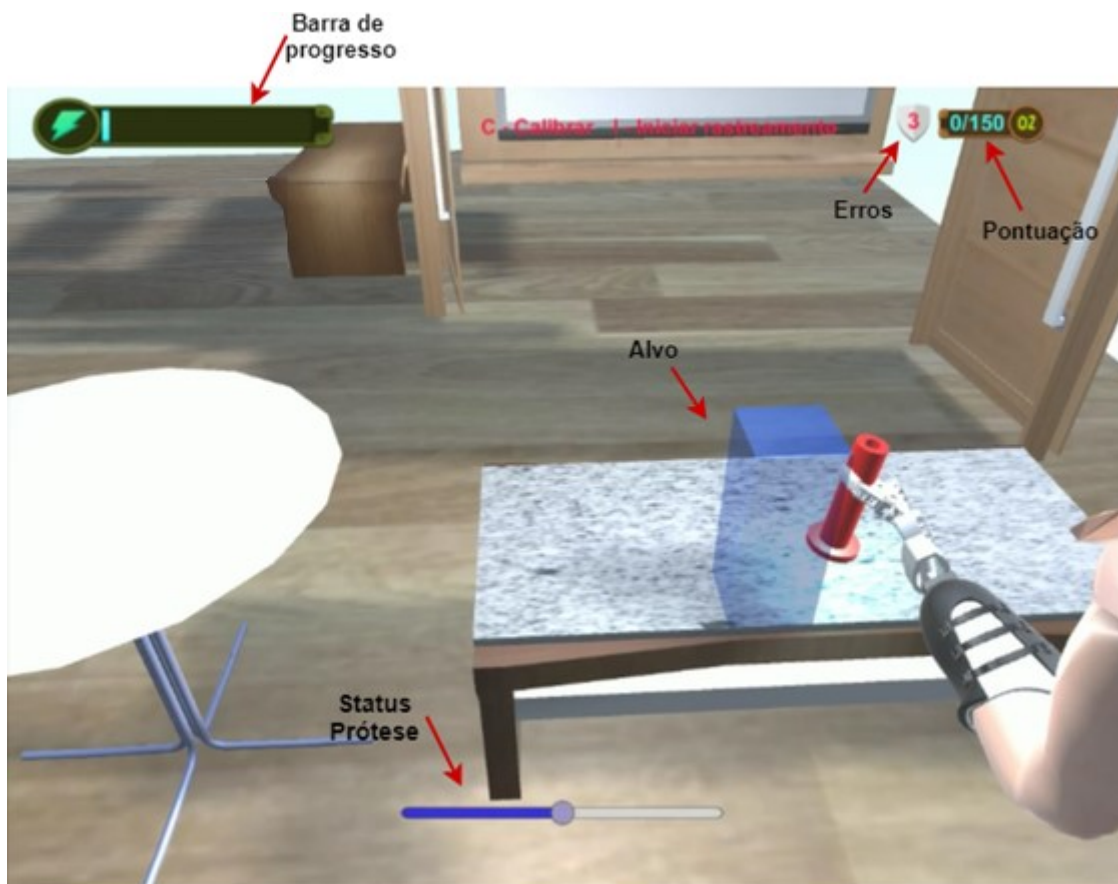
Fonte: CAVALCANTE (2018).

A Figura 17 apresenta uma das cenas no jogo. Nessa cena, é possível observar um objeto sendo levado até o alvo. Além disso, existe uma barra de status da prótese indicando qual o nível de abertura e fechamento. Na parte superior da cena, estão os elementos que indicam o status da fase, como a barra de progresso para finalizar a fase, o número de objetos perdidos durante as tentativas e a pontuação do usuário.

O número de erros cometidos pelo jogador é contado pela quantidade de vezes em que ele deixou o objeto cair ou sair da sua área de alcance. Sempre que isso acontece, um novo objeto é

instanciado automaticamente na posição inicial e o jogador deve reiniciar sua tentativa de colocar o objeto no alvo.

Figura 17: Cena do jogo com alguns elementos principais destacados.



Fonte: Autor.

3.5. VALIDAÇÃO

Foram feitos dois experimentos de modo a validar o sistema implementado. Nos estágios iniciais de desenvolvimento do projeto, foram feitos testes com um voluntário que sofreu amputação no nível transradial. Porém, não foi possível realizar testes utilizando o controle por sinais EMG. No final do experimento foi feita uma avaliação sobre o sistema implementado.

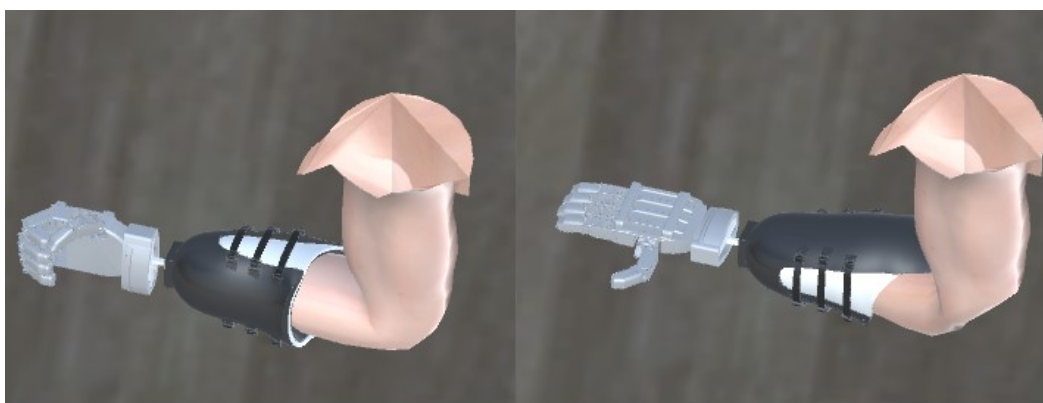
Nos estágios finais, participaram dos dois modos de controle apresentados 3 voluntários sem nenhum tipo de amputação e com idade entre 21 e 22 anos. O experimento consiste em analisar a evolução de cada voluntário de acordo com o tempo gasto e número de objetos perdidos durante as tentativas realizadas.

O módulo para rastreamento inercial foi posicionado próximo ao punho dos voluntários saudáveis, mensurando a orientação de movimentos referentes à articulação do cotovelo, como

exemplo flexão/extensão de cotovelo e pronação e supinação (para os casos em que o controle era feito pelo tirante).

Nas coletas em que o controle era feito pelo sinal EMG, os eletrodos foram posicionados no extensor radial para simular o controle de abertura e fechamento da mão prótese e no bíceps braquial para simular o movimento de pronação e supinação do antebraço. Durante a calibração do sistema para controle com sinais EMG, foi requisitado que o voluntário fizesse a contração máxima voluntária durante 3 segundos. A partir do valor definido nesse processo, foi proposto que durante o estado de relaxamento dos músculos analisados, a prótese se mantém aberta e o braço virtual em pronação e, à medida que a atividade muscular coletada nos canais aumenta, a prótese se fecha e o braço realiza o movimento de supinação, conforme é apresentado na Figura 18.

Figura 18: Na imagem da esquerda, protese completamente fechada. Na direita, prótese completamente aberta.

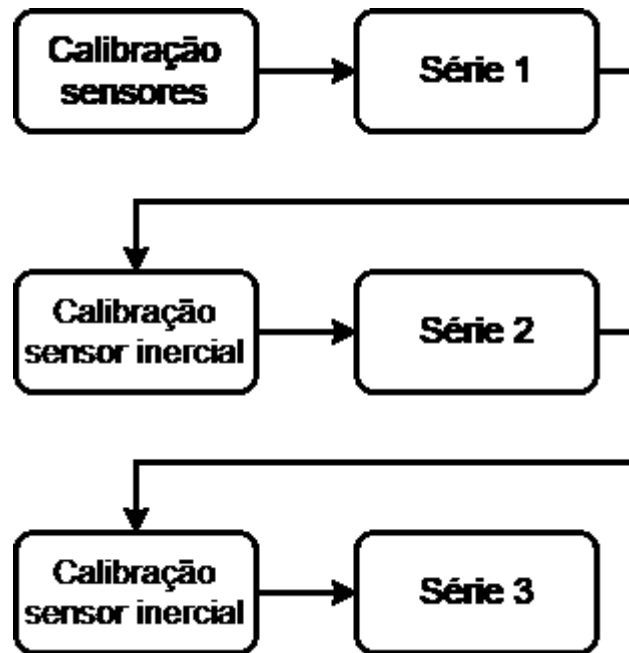


Fonte: Autor.

A calibração da posição do braço foi realizada no início de cada série, com o sujeito posicionando-o na posição inicial. Já a calibração do potenciômetro foi feita apenas uma vez no início do experimento, solicitando ao voluntário que realizasse o movimento de adução horizontal do ombro em sua amplitude máxima, de modo a coletar o ponto de deslocamento máximo do cursor do potenciômetro.

A Figura 19 ilustra o esquema do experimento, que foi repetido duas vezes, uma vez para cada tipo de controle, sendo que para o voluntário amputado ocorreu uma vez apenas para o controle por tirante. Após o processo de calibração, cada voluntário realizou 3 tentativas, sendo que cada tentativa consistia em levar o objeto até o alvo quatro vezes. O tempo para completar cada tentativa foi registrado para cada sujeito assim como o número de objetos que foram perdidos.

Figura 19: Esquema do experimento.



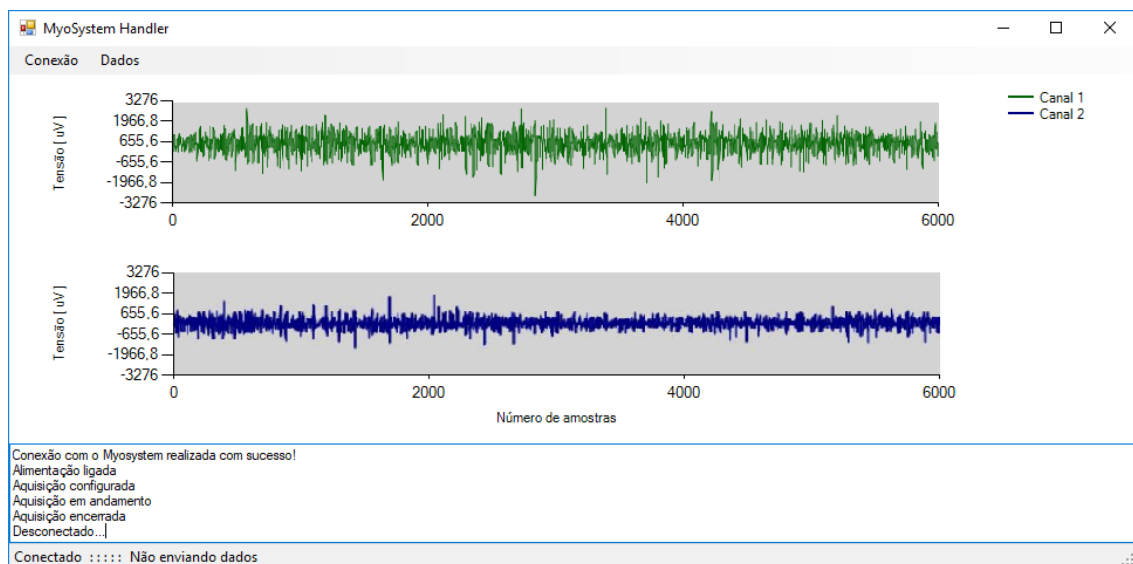
Fonte: Autor.

Ao final do procedimento os voluntários foram questionados sobre o experimento e puderam dar sua opinião sobre qual forma de controle consideraram mais intuitiva.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 20 exibe a tela da interface de aquisição projetada para se conectar com o eletromiógrafo, na qual estão apresentadas informações sobre a conexão com o eletromiógrafo e sobre o status da aquisição de dados na parte inferior. No centro estão presentes dois gráficos referentes aos dados da calibração feita nos dois canais de EMG. Esses gráficos são responsáveis por indicar visualmente se os valores referentes à calibração de cada canal foram coletados corretamente ou se essa etapa precisa ser refeita.

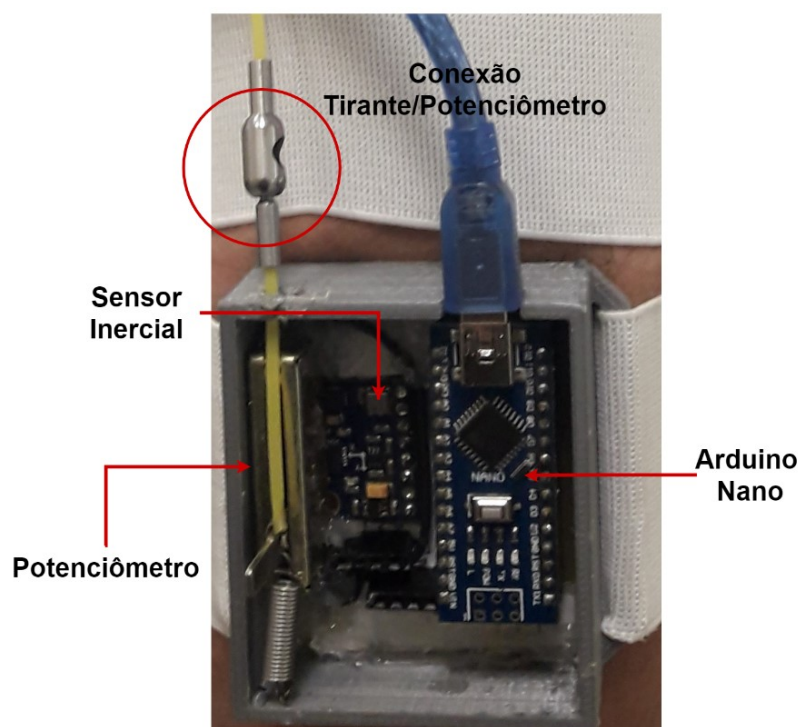
Figura 20: Interface de aquisição dos sinais EMG.



Fonte: Autor.

A Figura 21 ilustra o dispositivo montado para mensurar o deslocamento feito pelo cabo do tirante e para rastreamento do movimento do braço. Assim é possível identificar três componentes principais: o microcontrolador arduino nano, o sensor inercial GY – 87 e o potenciômetro conectado à mola em um dos lados. Na imagem também é possível observar o esquema montado para conexão entre o potenciômetro e o cabo do tirante no lado oposto ao da mola.

Figura 21: Dispositivo com o microcontrolador arduino nano, módulo GY 87 para rastreamento inercial e potenciômetro utilizado.



Fonte: Autor.

No experimento em que o amputado participou, o módulo para rastreamento inercial e deslocamento do cabo do tirante foi posicionado próximo à articulação do cotovelo (Figura 22). Nesse caso, foi solicitado ao voluntário que operasse a prótese no ambiente virtual de modo a levar os objetos até o alvo sem se preocupar com o tempo ou número de erros. O objetivo dessa etapa foi de avaliar a usabilidade do sistema a partir das considerações finais do usuário.

O voluntário indicou que o sistema apresentado era estimulante e fácil de ser compreendido. Porém, ele apresentou dificuldades ao operar os objetos virtuais, tendo em vista que, devido à amputação, ele perdeu os movimentos de supinação e pronação do antebraço. Esse relato foi importante para o desenvolvimento do trabalho, tendo em vista que com a adição do controle por eletromiografia, essa limitação foi corrigida.

Figura 22: Indivíduo praticando durante o experimento.



Fonte: Autor.

A Figura 23 mostra o sistema montado para efetuar controle utilizando o tirante. Na imagem, é possível localizar a argola posicionada no centro das costas do voluntário e um ponto de fixação do cabo próximo ao cotovelo do voluntário, que serve para alinhar o deslocamento do cabo e possibilitar a mecânica do movimento. Além disso, é possível visualizar o sistema descrito na Figura 21 posicionado próximo ao punho do voluntário.

Figura 23: Sistema montado para controle com o tirante.



Fonte: Autor.

Figura 24: Esquema de montagem para o controle utilizando sinais EMG.



Fonte: Autor.

A Figura 24 demonstra como foi feito o esquema para efetuar o controle utilizando sinais EMG, com os eletrodos de cada canal posicionados tanto no bíceps braquial como no extensor de punho do voluntário e presos utilizando duas faixas elásticas. Também é possível ver o dispositivo para rastreamento inercial comum aos dois sistemas.

As tabelas 1, 2 e 3 abaixo ilustram os resultados obtidos durante as sessões para cada um dos voluntários, tanto para o controle por sinais EMG quanto o controle por tirantes. Além disso, os voluntários 1 e 3 indicaram possuir mais facilidade em operar o sistema baseado no controle por tirante, enquanto que o voluntário 2 revelou ser mais intuitivo o controle utilizando sinais EMG. A preferência por um dos tipos de controle refletiu diretamente nos resultados obtidos, principalmente quanto ao número de objetos perdidos durante a realização da tarefa.

Tabela 1: Tempos e número de objetos perdidos durante as séries do voluntário 1.

EMG			Tirante	
Série	Tempo (s)	Objetos perdidos	Tempo (s)	Objetos perdidos
1	179	12	148	11
2	150	18	64	3
3	106	8	40	1
Média	145		84	

Tabela 2: Tempos e número de objetos perdidos durante as séries do voluntário 2

EMG			Tirante	
Série	Tempo (s)	Objetos perdidos	Tempo (s)	Objetos perdidos
1	71	4	71	11
2	53	2	90	6
3	143	4	59	2
Média	89		73,3	

Tabela 3: Tempos e número de objetos perdidos durante as séries do voluntário 3.

EMG			Tirante	
Série	Tempo (s)	Objetos perdidos	Tempo (s)	Objetos perdidos
1	84	11	55	1
2	59	9	39	0
3	93	7	38	0
Média	78,7		44	

De modo geral, o tempo médio para execução das sessões foi menor para a estratégia que utiliza o controle com tirantes, sendo que para os voluntários 1 e 2 o tempo foi menor em todas as séries, resultado da preferência por este controle.

As tabelas mostram que a tendência é uma redução do tempo para realização da tarefa quando o controle é feito pelo tirante, visto que em todos os casos o tempo foi reduzido considerando a primeira e a última séries. Esse resultado indica que o controle com tirantes se torna intuitivo rapidamente, o que é apontado na literatura como uma das principais vantagens desse método.

Outra característica interessante do controle por tirantes é relacionada ao número de objetos perdidos, de modo que o número final de objetos perdidos foi, em todos os casos, decrescente. Para os voluntários 1 e 2, principalmente, a mudança da sessão 1 para a sessão 2 foi expressiva, com número de erros baixando em 73% para o voluntário 1 e 46% para o voluntário 2. Além disso, observando o valor inicial e final, temos quedas de 90% para o voluntário 1 e 82% para o voluntário 2. Para o voluntário 3 ficou explícita a diferença utilizando o controle por tirantes contra o controle feito com sinais EMG tanto em questão do tempo para realizar a tarefa quanto no número de objetos perdidos, que foi significativamente menor.

Para o voluntário 2, o controle utilizando sinais EMG foi classificado como mais intuitivo em relação ao controle com tirantes. Essa preferência foi refletida nos resultados apresentados na

Tabela 2, principalmente quando é analisado o número de objetos perdidos. Para esse voluntário, o tempo para realização das séries 1 e 2 foi igual ou menor para o controle utilizando EMG, sendo que o número de objetos perdidos utilizando este método foi menor, com redução de 50% do valor inicial.

O motivo dos tempos e número de objetos perdidos para as coletas com controle por sinais EMG não ter sido decrescente pode ser explicado pelo fato de que se trata de um método considerado mais complexo e que demanda mais esforço por parte do usuário. Entretanto, ainda é possível observar um avanço em relação ao número de objetos perdidos quando se compara a primeira série com a terceira série de todos os voluntários, de modo que o número final nunca chegou a ser maior que o número inicial.

5. CONCLUSÃO

Apesar do controle de próteses de membro superior ser um grande desafio nos estágios iniciais, existem diversas estratégias para auxiliar no processo de treinamento. Métodos que envolvem a realidade virtual estão entre os mais viáveis para o indivíduo, tendo em vista o baixo custo para realização com esforço físico significativamente reduzido.

Este trabalho propôs um sistema composto por diferentes sensores para auxiliar indivíduos que utilizam próteses baseadas na atividade muscular ou no acionamento por tirantes, utilizando um ambiente virtual para realização de testes. Os experimentos mostraram que a plataforma desenvolvida é capaz de incrementar o processo de treinamento de próteses e todos os voluntários relataram a experiência como imersiva e fácil de ser compreendida.

Trabalhos futuros incluem a implementação de um sistema sem fio com o intuito de aumentar o conforto e praticidade, tornando mais interessante a aplicação em níveis diferentes do jogo, possibilitando testar objetos com formas variadas e alvos com alturas e tamanhos diferentes e mais difíceis de serem alcançados. Além disso, implementar a adição de mais um sensor inercial para acompanhar a movimentação do braço inteiro do jogador, em especial a articulação do ombro para oferecer maior liberdade de movimento.

Outro aspecto que pode ser trabalhado é relativo ao processamento do sinal EMG. Com a adição de diferentes graus de liberdade, é necessário implementar um classificador para efetuar o controle a partir de outras características do sinal EMG. Finalmente, em trabalhos futuros, deseja-se realizar experimentos considerando um número maior de voluntários e indivíduos que sofreram amputação no nível transradial, realizando um acompanhamento adequado para avaliar tanto o desempenho do usuário quanto para atender às expectativas dos voluntários.

REFERÊNCIAS

- BAUN, K. ; LANG, M.; RYAN, T.; KEARNS, N. Case Comparison of Electric Digits and 3D Printed Body Powered Hand Prosthesis. **Journal of Hand Therapy**, v. 31, p. 141-170, 2018.
- BLUM, R. **C# Network Programming**. Alameda: Sybex, 2003. 647 p.
- BROWN, J. D.; KUNZ, T.; GARDNER, D.; SHELLEY, M. K.; DAVIS, A. J.; GILLESPIE, R. B. An Empirical Evaluation of Force Feedback in Body-Powered Prostheses. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, 2015.
- CAREY, S. L.; LURA, D. J.; HIGHSMITH, M. J. Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. **Journal of Rehabilitation Research & Development** , v. 52, n. 3, p. 247-262, 2015.
- CAVALCANTE, R. S. **DESENVOLVIMENTO DE UM JOGO SÉRIO PARA TREINAMENTO DE AMPUTADOS DE MEMBROS SUPERIORES**. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia. 2018.
- CORDELLA, F.; CIANCIO, A.; SACCHETTI, R.; DAVALLI, A.; CUTTI, A. G.; GUGLIELMELLI, E.; ZOLLO, L. Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users. **Frontiers in Neuroscience**, v. 10, p. 14, maio 2016.
- DIMITRA, B.; KYRIACOU, T.; LAMBRECHT, J. M.; CHADWICK, E. K. Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, p. 21-27, ago. 2016.
- FOUGNER, A.; SCHEME, E.; CHAN, A. D. C.; ENGLEHART, K.; STAVDAHL, Ø. Resolving the Limb Position Effect in Myoelectric Pattern Recognition. **IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING**, v. 19, n. 6, p. 644-651, dez. 2011.
- HAVERKATE, L.; SMIT, G.; PLETTENBURG, D. H. Assessment of body-powered upper limb prostheses by able-bodied subjects, using the Box and Blocks Test and the Nine-Hole Peg Test. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 40, p. 109-116, 2016.
- HUČKO, B.; UHERČÍK, F.; HORVÁT, F. Improved Kinematics for Upper Limbs Prostheses. **Procedia Engineering**, v. 96, p. 164-171, 2014.
- LAMOUNIER, E. A.; LOPES, K.; CARDOSO, A.; SOARES, A. B. Using Augmented Reality Techniques to Simulate Myoelectric Upper Limb Prostheses. **J Bioengineer & Biomedical**, 2012.
- LEE, J.; CHOI, M. H.; JUNG, J. H.; HAMMOND III, F. L. **Multimodal Sensory Feedback for Virtual Proprioception in Powered Upper-Limb Prostheses**. 26^o IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication. Lisboa: 2017.

MADGWICK, S. O. H. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays, abr. 2010.

MARKOVIC, M.; KARNAL, H.; GRAIMANN, B.; FARINA, D.; DOSEN, S. GLIMPSE: Google Glass interface for sensory feedback in myoelectric hand prostheses. **Journal of Neural Engineering**, v. 14, p. 15, mar. 2017.

MASTERS, M. R.; BEAULIEU, R. J.; SMITH, R. J.; SOARES, A. B.; KALIKI, R.; THAKOR, N. V. Aggregate Training Outperforms Location-Specific Training of a Pattern Recognition-Based Myoelectric Prosthesis.

NOONARI,. Interfacing Arduino with GY-87 -Making the module work in just 05 minutes! **Peachy Electronics and Robotics Portal**, 2015. Disponível em: <<http://hotresistor.blogspot.com/2015/09/interfacing-arduino-with-gy-87.html>>. Acesso em: 24 jun. 2018.

NORTHERNCARE , 2018. Disponível em: <<https://www.northerncare.com/custom-device-gallery>>. Acesso em: 22 jun. 2018.

OTTO BOCK CLINICAL RESEARCH & SERVICES. **Myoelectric compared to body-powered prostheses – Clinical Study Summaries**.p. 31. 2015.

OTTOBOCK. **The Michelangelo Hand: intelligently simple**.p. 16. 2014.

PEERDEMAN, B; BOERE, D.; WITTEVEEN, H.; VELD, R. H.; HERMENS, H.; STRAMIGIOLI, S.; RIETMAN, H.; VELTINK, P.; MISRA, S. Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 48, n. 6, p. 719-738, 2011.

PIAZZA, C.; CATALANO, M. G.; GODFREY, S. B.; ROSSI, M.; GRIOLI, G.; BIANCHI, M.; ZHAO, K.; BICCHI, A. A Hybrid Body-Controlled, Electrically Powered Hand Prosthesis for Daily Living and Working. **IEEE Robotics And Automation Magazine**, p. 87-101, nov. 2017.

RESNIK, L.; ETTER, K. ; KINGLER, S.L.; KAMBE, C. Using virtual reality environment to facilitate training with advanced upper-limb prosthesis. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 48, n. 6, p. 707-718, 2011.

SÁ, A. A. R. **Decomposition of surface electromyographic signals using Hidden Markov Models**. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 184. 2010.

SCHEME, E.; ENGLEHART, K. Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State of the art and challenges for clinical use. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 48, n. 6, p. 643-660, 2011.

SCHULTHEIS, M.; RIZZO, A. The application of virtual reality technology in rehabilitation. **Reabilitivos Psychology**, v. 46, n. 3, p. 296-311, 2011.

SCHULTZ , A.; KUIKEN , T. Neural Interfaces for Control of Upper Limb Prostheses: The State of the Art and Future Possibilities. **PM&R**, v. 3, p. 55 - 67, jan. 2011.

SOARES, A. B.; LAMOUNIER, E.; ANDRADE, A.; CARDOSO, A. Virtual and Augmented Reality: A New Approach to Aid Users of Myoelectric Prostheses. In: **Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges**. [S.l.]: [s.n.], 2012. p. 409 - 425.

VUJAKLIJA, I.; FARINA, D.; ASZMANN, O. C. New developments in prosthetic arm systems. **Orthopedic Research and Reviews**, v. 8, p. 31-39, jul. 2016.