



CENTRO UNIVERSITÁRIO DE BRASÍLIA - UniCEUB
CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

INGRED CARVALHO TEIXEIRA

**JOGO VIRTUAL CONTROLADO PELOS SINAIS MIOELÉTRICOS NA
RECUPERAÇÃO DE PACIENTES COM LESÃO MUSCULAR NOS MEMBROS
SUPERIORES E/OU INFERIORES.**

Orientador: Prof. MsC. Francisco Javier De Obaldía Díaz

Brasília
Dezembro, 2013

INGRED CARVALHO TEIXEIRA

**JOGO VIRTUAL CONTROLADO PELOS SINAIS MIOELÉTRICOS NA
RECUPERAÇÃO DE PACIENTES COM LESÃO MUSCULAR NOS MEMBROS
SUPERIORES E/OU INFERIORES.**

Trabalho apresentado ao Centro
Universitário de Brasília
(UniCEUB) como pré-requisito
para a obtenção de Certificado de
Conclusão de Curso de Engenharia
de Computação.

Orientador: Prof. MsC. Francisco
Javier De Obaldía Díaz

Brasília

Dezembro, 2013

INGRED CARVALHO TEIXEIRA

**JOGO VIRTUAL CONTROLADO PELOS SINAIS MIOELÉTRICOS NA
RECUPERAÇÃO DE PACIENTES COM LESÃO MUSCULAR NOS MEMBROS
SUPERIORES E/OU INFERIORES.**

Trabalho apresentado ao Centro
Universitário de Brasília
(UniCEUB) como pré-requisito
para a obtenção de Certificado de
Conclusão de Curso de Engenharia
de Computação.

Orientador: Prof. MsC. Francisco
Javier De Obaldía Díaz

Este Trabalho foi julgado adequado para a obtenção do Título de Engenheiro de Computação,
e aprovado em sua forma final pela Faculdade de Tecnologia e Ciências Sociais Aplicadas -
FATECS.

Prof. Abiezer Amarília Fernandes
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Francisco Javier De Obaldía Díaz, Mestre.
UniCEUB

Prof. Luciano Henrique Duque, Mestre.
UniCEUB

Prof. Layany Zambrano Horta Damázio, Mestra.
UniCEUB

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis.”

José de Alencar

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar sabedoria e força nos difíceis momentos. A minha família, Pedro Paulo, Selma e Pedrinho, pelo apoio e incentivo na minha vida pessoal e acadêmica, em especial para o Henrique Cardoso, pelos conselhos e as longas conversas.

Aos colegas de turma pela amizade de todos esses anos.

Agradeço aos meus professores pelos seus ensinamentos, paciência e um agradecimento em particular ao Prof. Luciano Duque por me dar a oportunidade de iniciar esses estudos em uma pesquisa e a todas as conversas obtidas sobre o tema do projeto.

Agradeço aos colegas do Grupo de Engenharia de Reabilitação (GER-UniCEUB) pelo compartilhamento das ideias e a ajuda no projeto.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Francisco Javier, por ajudar com seus ensinamentos e em momentos de dificuldades.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	13
1.1 – Apresentação do Problema	13
1.2 – Objetivos do Trabalho	13
1.3 – Metodologia	13
1.4 – Justificativa e Importância do Trabalho	14
1.5 – Escopo do Trabalho	15
1.6 – Resultados Esperados	15
1.7 – Estrutura do Trabalho	15
CAPÍTULO 2 – APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA.....	17
2.1 – Jogos na Reabilitação	18
2.2 – Reabilitação Convencional	21
CAPÍTULO 3 – REFERENCIAL TEÓRICO.....	24
3.1 – Sinal Eletromiográfico e Contração Muscular.....	24
3.2 – Eletromiografia	26
3.3 – Filtros.....	29
3.3.1 – Filtro passa-baixa	30
3.3.2 – Filtro passa-alta	30
3.3.3 – Filtro passa-faixa	31
3.3.4 – Filtro passa-baixa Sallen-Key	32
3.3.5 – Filtro passa-alta Sallen-Key	33
3.4 – Amplificadores Operacionais.....	35
3.4.1 – Modos de operação.....	35
3.4.2 – Circuitos básicos com amplificadores operacionais.....	37
3.5 – Arduino Uno.....	40
CAPÍTULO 4 – ARQUITETURA PROPOSTA PARA O CONTROLE DO JOGO VIRTUAL A PARTIR DOS SINAIS MIOELÉTRICOS.....	44

4.1 – Apresentação Geral da Arquitetura Proposta.....	44
4.2 – Descrição das Etapas do Projeto	45
4.3 – Descrição da Implementação	46
CAPÍTULO 5 – APLICAÇÃO PRÁTICA DA ARQUITETURA PROPOSTA.....	53
5.1 – Apresentação da Área de Aplicação da Arquitetura	53
5.2 – Descrição da Aplicação da Arquitetura.....	53
5.3 – Resultados da Aplicação da Arquitetura.....	54
5.4 – Custos da Arquitetura Proposta.....	58
5.5 – Avaliação Global da Arquitetura.....	59
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO	61
6.1 – Conclusões	61
6.2 – Sugestões para Trabalhos Futuros.....	62
REFERÊNCIAS	63
APÊNDICE A – CÓDIGO FONTE DA PROGRAMAÇÃO DO ARDUINO COM UM CIRCUITO CONDICIONADOR.....	65
APÊNDICE B – CÓDIGO FONTE DA PROGRAMAÇÃO DO ARDUINO COM DOIS CIRCUITOS CONDICIONADORES	66
APÊNDICE C – ARTIGO PUBLICADO NO 12º CONGRESSO NACIONAL DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA (CONIC-SEMESP).....	68
ANEXO A – DATASHEET DO ARDUINO UNO	76

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Visão geral do projeto	14
Figura 3.1: Sinal Eletromiográfico, formado pela superposição de 25 MUAPT's geradas matematicamente (LUCA, 2003).....	25
Figura 3.2: Eletrodo de Superfície. Fonte: http://spesmedicabrasil.com.br/eletrodo-auto-adesivo-de-botao.html	27
Figura 3.3: Posicionamento do eletrodos de superfície no músculo (LUCA, 2003)	29
Figura 3.4: Resposta de um filtro passa-baixa ideal (MALVINO e BATES, 2007)	30
Figura 3.5: Resposta de um filtro passa-alta ideal (MALVINO e BATES, 2007).....	31
Figura 3.6: Resposta de um filtro passa-faixa ideal (MALVINO e BATES, 2007).....	31
Figura 3.7: Estágio passa-baixa de segunda ordem de ganho unitário (MALVINO e BATES, 2007)	32
Figura 3.8: Estágio passa-alta de segunda ordem de ganho unitário (MALVINO e BATES, 2007)	33
Figura 3.9: Símbolo esquemático para um amplificado operacional.....	35
Figura 3.10: Amplificado operacional sem realimentação.....	35
Figura 3.11: (a) Realimentação positiva, (b) Realimentação negativa	36
Figura 3.13: Amplificador Inversor	38
Figura 3.14: Amplificador Não-Inversor	38
Figura 3.14: Arduino Uno. Fonte: http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno	40
Figura 3.16: IDE do Arduino. Fonte: Autora	42
Figura 4.1: Topologia da arquitetura proposta. Fonte: Autora.....	44
Figura 4.2: Circuito Condicionador (TEIXEIRA, GODOI, <i>et al.</i> , 2012).	45
Figura 4.3: Filtro Passa-Baixa. Fonte: Autora.....	49
Figura 4.4: Filtro Passa-Alta. Fonte: Autora	49
Figura 4.5: Código fonte da biblioteca criada. Fonte: Autora.....	50
Figura 4.6: Código fonte do programa principal. Fonte: Autora.....	51
Figura 5.1: Circuito condicionador para aquisição dos sinais de EMG. Fonte: Autora	54
Figura 5.2: Filtros de segunda ordem montados. Fonte: Autora	55
Figura 5.3: Sinal eletromiográfico sem filtro na parte superior e com filtro na parte inferior. Músculo em repouso.	56
Figura 5.4: Sinal sem filtro é apresentado em amarelo e sinal com filtro em verde.....	56
Figura 5.5: Projeto montado. Fonte: Autora.....	57
Figura 5.6: Projeto em funcionamento. Fonte: Autora	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Apresenta as especificações do Arduino Uno.....	41
Tabela 2: Custos do modelo proposto.....	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag-AgCl	Cloreto de Prata
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
EMG	Eletromiográfico
EMG-S	Eletromiografia de Superfície
EXG	Exergame
Hz	Unidade de frequência - Hertz
MUAP	Motor Unit Action Potential
MUAPT	Motor Unit Action Potential Train
USB	Universal Serial Bus
VCVS	Voltage Controlled Voltage Source

RESUMO

Este trabalho apresenta um sistema de jogo virtual controlado a partir dos sinais mioelétricos. A eletromiografia é uma técnica que permite o registro dos sinais elétricos gerados pelas células musculares, possibilitando a análise da atividade muscular durante o movimento. A interação dos jogos juntamente com os sinais mioelétricos visa melhorar o desempenho na reabilitação, oferecendo um feedback motivacional ao paciente, através de desafios moldados em etapas. O uso do Exergame (EXG), termo utilizado para os vídeos games que integram os jogos às tarefas motoras, vem se mostrando muito eficiente na reabilitação dos pacientes nos processos cognitivos possibilitando uma maior participação de movimentos complexos do corpo, fazendo com que o usuário participe virtualmente da ação. Os EXG têm muito a oferecer para a área da reabilitação. Ele se mostra eficiente como método de tratamento do equilíbrio e controle postural que pode ser feito em casa. Através desse sistema é possível obter auxílio na recuperação de pacientes que apresentem lesões em membros superiores ou inferiores. Com essa tratativa objetiva-se fomentar e auxiliar a reabilitação dos pacientes. A eletromiografia se torna uma ferramenta adequada para investigação da função muscular, tanto na pesquisa quanto na prática clínica de fisioterapeutas.

Palavras Chave:

Eletromiografia, Exergame, Reabilitação, Fisioterapia

ABSTRACT

This work presents a virtual game system controlled from the myoelectric signals. Electromyography is a technique that allows the recording of electrical signals generated by muscle cells, enabling the analysis of muscle activity during movement. The interaction of the games along with myoelectric signals intended to improve performance in rehabilitation, providing motivational feedback to the patient, through challenges molded steps. The use of Exergame (EXG), a term used for video games that integrate games to motor tasks, has proved very effective in the rehabilitation of patients in the cognitive processes enabling greater participation of complex body movements causing the user to participate virtually action. The EXG have much to offer in the area of rehabilitation. It is efficient as a method of treatment of balance and postural control that can be done at home. Through this system, it is possible to aid the recovery of patients who have lesions on the arms or legs. Dealings with this objective are to encourage and assist the rehabilitation of patients. Electromyography becomes a suitable tool for the investigation of muscle function, in both research and clinical practice of physiotherapists.

Keywords:

Electromyography, Exergame, Rehabilitation, Physiotherapy

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1 – Apresentação do Problema

Os jogos virtuais possuem uma dinâmica e estrutura que proporcionam diversão, contêm elementos lúdicos, são motivadores e apresentam vários níveis de desafios, que ao serem solucionados incentivam várias funções cognitivas básicas, tais como atenção, concentração e a memória. Por que não aplicar esses conceitos na reabilitação de pacientes com lesão muscular?

1.2 – Objetivos do Trabalho

O objetivo geral é desenvolver um protótipo que, através dos sinais do músculo, seja possível o paciente interagir com qualquer jogo virtual que esteja instalado em um computador, tornando fácil a reabilitação do paciente e motivador.

Objetivos específicos:

- Projetar filtros para eliminar ruídos indesejáveis, permitindo captar apenas o sinal muscular na faixa 10Hz a 500Hz;
- Desenvolver o circuito de filtragem de segunda ordem;
- Testar a performance do filtro utilizando o osciloscópio digital;
- Desenvolver em linguagem C, no Arduino, as predefinições dos botões de um teclado que serão representadas por placas de aquisição dos sinais;
- Possibilitar o envio das representações dos botões via USB para o computador.

1.3 – Metodologia

O estudo foi composto por cinco etapas. Primeiramente foi realizado o estudo e captação dos sinais eletromiográficos através de eletrodos de superfície, os quais são dispositivos de entrada e saída de corrente de um sistema elétrico. A segunda etapa consiste da amplificação e filtragem desses sinais, em uma faixa de 10Hz a 500Hz. A terceira etapa é embasada na realização de testes nos filtros desenvolvidos através do osciloscópio digital, observando a sua

performance. A quarta etapa é formada pela representação das teclas do teclado através da programação no Arduino. Por fim, a última etapa consiste na realização de testes no projeto proposto, a comunicação entre os circuitos e o Arduino, verificação da interação com o jogo virtual. Foram utilizados eletrodos de superfície, osciloscópio digital, multímetro e o computador para auxiliar na realização dos testes.

1.4 – Justificativa e Importância do Trabalho

Como solução para o problema apresentado, propõe-se a utilização dos conceitos dos jogos virtuais em conjunto com os sinais mioelétricos.

Os jogos virtuais serão utilizados para exercícios de reabilitação que envolve força e controle dos membros superiores ou inferiores, motivando e aprimorando os exercícios dos pacientes na reabilitação fisioterapêutica.

Esses jogos serão controlados a partir dos sinais mioelétricos, gerados pela força dos músculos em recuperação, obtendo uma análise mais precisa e eficaz para o paciente assim como para o profissional da área de saúde, como também motivando a realização da reabilitação. Com isso será possível visualizar a evolução da lesão muscular e aprimorar os exercícios propostos.

A figura 1.1 apresenta a visão geral do projeto. O projeto consiste da captação dos sinais eletromiográficos a partir dos eletrodos. Esse sinal será enviado para um circuito condicionador, onde ocorrerá amplificação e filtragem do mesmo. Posteriormente serão encaminhados para o Arduino, nele conterà a programação da representação das teclas do teclado.

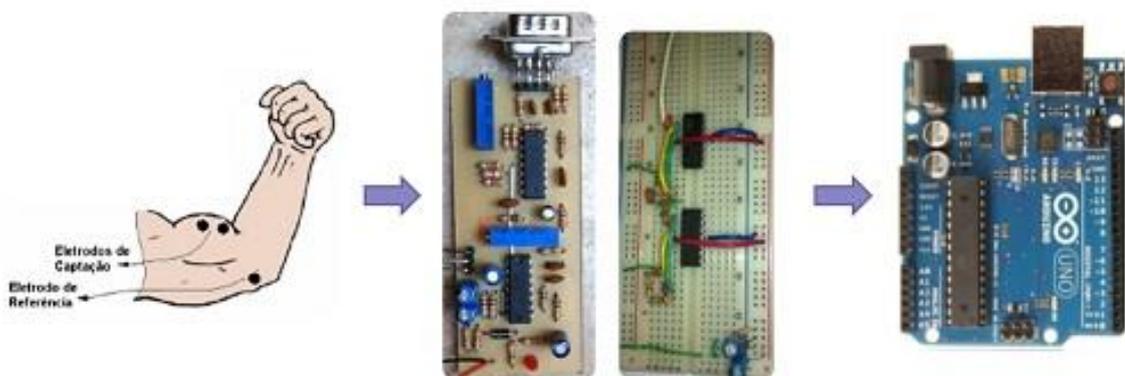


Figura 1.1: Visão geral do projeto

1.5 – Escopo do Trabalho

Será projetado um eletromiógrafo, que irá captar os sinais dos músculos envolvidos, fará a amplificação dos mesmos e esses dados serão enviados via USB para um computador o qual estará pré-programado para uso do teclado, possibilitando a interação com o game, já instalado no computador.

1.6 – Resultados Esperados

Espera-se que com esse protótipo o profissional de fisioterapia tenha-se uma pluralidade com os exercícios de força, utilizando-se de um ou dois músculos em conjunto. Com relação ao paciente, espera-se que seja possível realizar a continuação da reabilitação em casa, de acordo com o profissional de saúde.

Através do desenvolvimento desse projeto, pretende-se que o circuito de filtragem minimize os ruídos possíveis, apresentando um sinal próximo ao de uma captura feita por aparelhos profissionais, sendo possível compará-los no osciloscópio digital o sinal com e sem o filtro.

No desenvolvimento da programação da representação das teclas, espera-se que sejam enviadas em um curto tempo para uma melhor interação e que tenha a possibilidade de adicionar outros músculo para exercer outras funções das teclas durante o jogo.

1.7 – Estrutura do Trabalho

A presente monografia está estruturada em 6 capítulos, que apresentam o conteúdo descrito a seguir:

No capítulo 1, encontra-se a introdução do trabalho, onde é feita uma apresentação geral do tema, com a exposição do problema a ser solucionado, sua relevância e os objetivos propostos.

O capítulo 2 aborda a problemática a ser resolvida com este projeto. No capítulo 3, apresenta-se o referencial teórico, as definições e materiais necessários para o desenvolvimento do projeto.

O capítulo 4 demonstra o modelo proposto, com os detalhes práticos da implementação, descrição técnica dos recursos utilizados. No capítulo 5, apresentam-se os resultados alcançados.

Por último, o capítulo 6 traz as conclusões finais e as sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2 – APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

Compreender os sinais eletromiográficos implica em entender como os mecanismos específicos e fenômenos influenciam esses sinais, como a fadiga, e permitem a sua identificação e descrição (MORITANI, STEGEMAN e MERLETTI, 2004) assim como o conjunto de formação dos músculos e os seus sinais bioelétricos.

A eletromiografia cinesiológica detém a eficácia de definir o começo e o fim de uma atividade do musculo através de algum exercício específico e o grau de resposta em relação ao esforço e a posição que estimula melhor o músculo deste exercício. Pretendendo estabelecer metas e objetivos a serem atingidos na série de fortalecimento ou reabilitação, adaptando os exercícios para cada paciente.

As definições de eletromiografia são utilizadas não apenas pelos pesquisadores da área da saúde, mas também por engenheiros possibilitando o desenvolvimento de novas tecnologias que em conjunto abrangem uma maior área do conhecimento, beneficiando os pacientes que a utilizarão.

Com a ascensão da tecnologia, os equipamentos da área da saúde tiveram uma melhoria significativa, tornando possível a implementação e o processamento de sinais biomédicos. A vista disso aperfeiçoou-se a qualidade do diagnóstico clínico dos pacientes submetido às diferentes patologias. Assim como, foram desenvolvidos equipamentos para melhorar a boa vida das pessoas com amputações e lesões.

Nesse capítulo apresenta-se as definições de como são os tratamentos para o indivíduo que teve lesão muscular ou amputação dos membros e as atuais tecnologias que estão em desenvolvimento para a reabilitação do paciente.

2.1 – Jogos na Reabilitação

Por muito tempo os jogos virtuais não eram bem visto pelos profissionais da saúde, pois alegavam que esses jogos eram de difícil operação e por terem uma característica de sedentarismo.

Com o avanço da tecnologia novos jogos foram desenvolvidos, explorando diversos ambientes, então o comércio cresceu exponencialmente e os profissionais viram a oportunidade de aproveitar isso nas suas clínicas, com o objetivo de atrair a atenção dos paciente e incentivar a realizar os exercícios propostos.

O avanço tecnológico contribuiu significativamente para o desenvolvimento de jogos virtuais destinados à prática de atividade física, desenvolvidos para empregar o movimento humano como elemento de entrada, com a finalidade de aumentar o gasto calórico e a interatividade (BEKKER e EGGEN, 2008).

Diariamente as pessoas têm lesões musculares que são originadas por acidentes, esforços repetitivos ou por problemas vasculares, para a recuperação do paciente os exercícios propostos na reabilitação são repetitivos e algumas vezes são considerados exaustivo ou doloroso. Com isso têm-se tecnologias de baixo custo que se pode observar uma melhora nessa prática. Estratégias que incluam o uso de tecnologias para o tratamento de pessoas com deficiência motora têm sido um dos principais tópicos de discussão nas áreas de ciências da saúde (HUANG, 2011).

O ambiente virtual, por meio de jogos, promove a interação do paciente, através das reações de equilíbrio proporcionadas pela sensação de experimentar uma realidade diferente (ALBUQUERQUE e SCALABRIN, 2007).

Os jogos sempre constituíram uma forma de atividade inerente ao ser humano, representando uma ferramenta de entretenimento, raciocínio, diversão e integração social desde o seu início. Através de uma atividade lúdica como o jogo, é possível recriar uma realidade, moldá-la e, de certa maneira, vivenciá-la (RIZZI e HAYDT, 1997).

O tratamento através dos jogos eletrônicos pode ser utilizado em diferentes níveis de reabilitação já que estes são capazes de simular movimentos variados, desenvolver o equilíbrio motor, capacidade de concentração e dentre várias outras atividades (COSTA e BETTI, 2006).

Os pacientes que estão passando pelo processo de reabilitação geralmente possuem implicações físicas e emocionais que devem ser levadas em consideração durante o projeto do jogo. Ao desenvolver um jogo voltado para a reabilitação é preciso saber que o tratamento não envolve somente a recuperação da parte física, no entanto os fatores psicológicos também estão envolvidos.

O jogo que se mistura ao exercício é denominado Exergame (EXG), é considerado uma nova tecnologia com custo reduzido, utiliza-se dos movimentos corporais como dados de entrada para o paciente interagir com o jogo eletrônico. Esta nova tecnologia vem sendo usada por profissionais de educação física, fisioterapeutas e médicos, como auxílio na prática da atividade física, reabilitação e possibilita um ambiente de aprendizagem que proporciona gasto calórico e entretenimento, o que não acontece com os games tradicionais que são associados à obesidade e sedentarismo (PARIZKOVA e CHIN, 2003).

O uso do Exergame, termo utilizado para os vídeos games que integram os jogos às tarefas motoras, vem se mostrando muito eficiente na reabilitação dos pacientes nos processos cognitivos possibilitando uma maior participação de movimentos complexos do corpo fazendo com que o usuário participe virtualmente da ação, como exemplos os vídeos games: Wii Fit da Nintendo®, Play Station3® ou Xbox 360 Kinect® (SINCLAR, HINGSTON e MASEK, 2007).

A interface dos Exergame transforma os movimentos corporais em elementos de entrada, ou seja, o sistema reconstrói os movimentos de membros superiores e inferiores e de todo do o corpo, diferente do que ocorre em um jogo convencional, em que o sistema apenas distingue o movimento dos dedos no joystick (MULLER, GIBBS e VETERE, 2008).

Os jogadores ficam tão envolvidos que esquecem que estão se exercitando, a experiência está relacionada com a valorização do uso do corpo nos processos interativos dos meios digitais, já que possuem uma postura proativa de exploração do ambiente pelo usuário que é feita através dos sentidos físicos (PERANI e BRESSAN, 2007).

Os EXG têm muito a oferecer para a área da reabilitação. Ele se mostra eficiente como método de tratamento do equilíbrio e controle postural que pode ser feito em casa (VAGHETTI e BOTELHO, 2010). O Nintendo Wii pode ser uma estratégia de tratamento fisioterápico em casa com baixo custo, trazendo grandes benefícios (LEDER, AZCARATE, *et al.*, 2008). Na

medicina é usado no treinamento de cirurgiões que utilizam o Nintendo Wii como ambiente de aprendizagem (PATEL, YOSKOWITZ, *et al.*, 2009).

O uso de jogos eletrônicos nos tratamentos possuem diversas vantagens, tais como: o alto nível de motivação, observação de cenas em diferentes distâncias e ângulos; permite a participação de pessoas com incapacidades físicas e mentais; disponibiliza recursos para que o usuário pratique procedimentos que serão realizados posteriormente no mundo real; propicia um ambiente motivador para a aquisição de conhecimento e aprendizagem, além de oferece possibilidades de entretenimento e diversão.

O jogo mais utilizado na reabilitação dos pacientes é o Nintendo Wii, pois as opções que oferece nos jogos, são semelhantes às praticadas nas sessões de fisioterapia, se mostrando eficaz em diversas áreas da reabilitação.

A fisioterapia tradicional consiste na repetição de sequências de movimentos passivos, que podem vir a se tornar tediosos ao longo da terapia. Todavia, o método de movimentação passiva estimula principalmente as articulações (LYNCH, FERRARO, *et al.*, 2005). Através dos jogos virtuais é possível aproveitar esse processo, objetivando tornar as sessões motivadoras, uma vez que o tratamento tradicional pode ser considerado como monótono.

Visando amenizar o caráter repetitivo inerente às terapias de recuperação motora, os jogos para a reabilitação procuram utilizar movimentos como entrada e posteriormente ser convertida em comandos. Com base nos comandos inseridos, o paciente pode ter um resultado imediato de suas ações, como por exemplo, mudar de fase ou de nível. Em relação a isso, é possível melhorar a autoestima do paciente mesmo que os movimentos sejam inferiores do que os esperados para o término da reabilitação.

Os jogos são considerados artefatos incentivadores, que integram a vontade e o anseio de realizar alguma atividade. Utilizando-se na reabilitação de pacientes as atividades ficam mais atrativas e produtivas, mudando a rotina de uma consulta convencional.

2.2 – Reabilitação Convencional

A palavra cinesioterapia tem origem grega, deriva das palavras kinêsia, com significado de movimento e thérapéia que denota tratamento. É a área da saúde especializada em tratar os distúrbios, através da movimentação do sistema osteomioarticular, onde cada patologia recebe uma técnica ou conjunto de recursos apropriados para cada área corporal e tipo de comprometimento.

A cinesioterapia refere-se às técnicas terapêuticas que ajudam a acelerar a recuperação do movimento normal de alguma parte do corpo do paciente. A perda ou diminuição da função impede ou modifica sua capacidade de viver, independentemente de continuar seu trabalho (GARDINER, 1995).

Na cinesioterapia utilizando-se dos exercícios para o tratamento da lesão do paciente que detém como metas (GARDINER, 1995):

1. Promover a atividade quando e onde seja possível minimizar os efeitos da inatividade.
2. Corrigir a ineficiência de músculos específicos ou grupos de músculos e reconquistar a amplitude normal do movimento da articulação sem perturbar a obtenção do movimento funcional eficiente.
3. Encorajar o paciente a usar a habilidade que ele reconquistou no desempenho de atividades funcionais normais, e assim acelerar sua reabilitação.

Os exercícios do tratamento podem ser classificados em dois grupos, movimento ativo e movimento passivo. O movimento ativo é executado ou controlado pela ação voluntária dos músculos, exercitando em oposição a uma força externa. Nos movimentos passivos são executados por uma força externa durante a inatividade, permitindo o movimento.

O movimento ativo se subdivide em exercício livre, que são os mais utilizados pelos fisioterapeutas, pois não causa maiores sofrimentos para o paciente e é de fácil realização, podendo o mesmo realizar em casa.

No exercício livre os músculos estão sujeitos a apenas as forças da gravidade que agem sobre a parte movimentada, são executados pelos esforços musculares do próprio paciente sem auxílio ou resistência de qualquer força externa.

Com este tipo de exercício a coordenação é treinada ou melhorada e a confiança na habilidade em executar e controlar o movimento é estabelecida.

A grande vantagem dos exercícios livres está no fato de que, uma vez que o paciente domina a técnica de sua execução e está consciente de seu propósito, pode-se praticar onde e quando melhor convém (GARDINER, 1995).

Os exercícios livres podem ser classificados em localizados e globais, que estão de acordo com a extensão da área que irá receber o tratamento. Os exercícios localizados dedicam-se a produzir efeitos no local e bem específico. Nos exercícios gerais há o envolvimento de vários grupos de articulações e musculares, possui efeito generalizado.

A especificidade dos exercícios gerais se subdivide em subjetivos e objetivos. Os exercícios subjetivos baseiam-se relativamente anatômicos e são executados com amplitude máxima. Para o bom desempenho, a concentração do paciente fica na forma e padrão do exercício para certificar-se na perfeição da execução. Nos objetivos contém uma meta a ser auferida pelo paciente a partir dos seus próprios esforços, mas deve-se observar para que a exatidão do movimento não seja prejudicada na aquisição do propósito.

Para a realização dos exercícios livres é preciso de alguns cuidados com o paciente e a prática dos exercícios (GARDINER, 1995):

1. A posição inicial é escolhida e ensinada com cuidado, para assegurar a máxima eficiência postural com base para o movimento.
2. A instrução é dada de maneira que desperte o interesse e cooperação do paciente e o leve a entender o padrão quanto o propósito do exercício.
3. A velocidade na qual o exercício é feito depende do efeito exigido. É geralmente lenta durante o período de aprendizado e mais tarde, quando o paciente estiver familiarizado pode-se executar com o seu próprio ritmo natural, ou a velocidade que é recomendada pelo fisioterapeuta. O paciente é frequentemente ajudado a manter

seu ritmo natural em casa, durante a execução dos exercícios, é incentivado a contar em voz alta.

4. A duração do exercício depende da capacidade do paciente. Geralmente três vezes para cada exercício, com curtos períodos de descanso, ou com atividades intercaladas, assegurando a prática sem fadiga excessiva.

Movimentos passivos, classificam-se em relaxados e em acessórios. Os exercícios relaxados são executados rigorosamente e delicadamente pelo fisioterapeuta, no qual o profissional tem que ter conhecimento em anatomia das articulações. A atividade da articulação é executada através da amplitude livre existente e dentro dos limites da dor.

Os movimentos acessórios consistem de movimentos rotativos ou deslizantes que podem ser executados isoladamente com a presença de um fisioterapeuta. Tem como intuito de aumentar a amplitude perdida do movimento e manter a mobilidade articular. Indicados para pacientes que são incapazes de realizar um movimento ativo normal.

O paciente fica desmotivado indo a uma sessão de fisioterapia e realizando os mesmos exercícios, não sendo atrativo a ida no consultório, enquanto que com a ajuda dos jogos virtuais não existirá essa monotonia, incentivando a execução da prática em casa também.

Os conceitos apresentados, serão utilizados no projeto visando obter um protótipo de baixo custo de tal forma que seja possível o paciente levar para casa, para continuar os exercícios, pois os movimentos repetitivos realizados durante o jogo ajudam as células que não foram afetadas pela lesão, a descobrir novas maneiras de transmitir informações neurais aos membros.

CAPÍTULO 3 – REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo são apresentadas as bases teóricas para o entendimento de como ocorre uma contração muscular, a obtenção do sinal muscular, definição da eletromiografia, assim como dos principais filtros e amplificadores operacionais utilizados.

3.1 – Sinal Eletromiográfico e Contração Muscular

O Sinal Eletromiográfico (EMG) é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando-a a contração.

O sinal eletromiográfico consiste na soma de todos os sinais detectados em uma certa área da musculatura do corpo humano. No entanto, ele pode ser afetado por ruídos externos como interferência de outros grupos musculares, ruído do ambiente, controle do sistema periférico ou até mesmo por fatores externos como a instrumentação utilizada na aquisição dos sinais, ou seja, no tipo de aparelho. É de extrema importância estar atento a qualquer ruído, pois este pode ter uma amplitude muito maior que a amplitude do sinal medido, o que dificulta a análise dos resultados e diagnósticos.

Esses sinais estão diretamente relacionados com os potenciais de ação do músculo. Os músculos podem contrair e produzir força e os movimentos são realizados por ativação muscular. A contração muscular e a produção de força são provocadas pela mudança de posição da membrana muscular e, esta mudança de posição acontece em virtude de um fenômeno elétrico, conhecido como potencial de ação, que é resultado da mudança no gradiente de concentração de íons que existe entre o interior e o exterior da célula muscular (BASMAJIAN e LUCA, 1985).

A contração muscular envolve o potencial de ação conduzido pelo neurônio motor, a transmissão sináptica, os potenciais de ação musculares que somados representam o sinal eletromiográfico e contração das fibras musculares. A célula nervosa ou neurônio, como outras células biológicas, é delimitada por uma membrana celular semipermeável, responsável pela capacidade dessa célula de transmitir informações.

Quando um potencial de ação muscular provindo de neurônios percorre a fibra, a permeabilidade desta se altera fazendo com que os filamentos deslizem um em direção aos outros, gerando dessa forma uma contração da fibra. As contrações de várias fibras de um determinado grupo muscular caracteriza o movimento de contração do músculo. Quando o potencial de ação muscular reduz ou cessa, ocorre o efeito contrário, o de relaxamento das fibras e do músculo.

O sinal elétrico liberado pela ativação das fibras musculares de uma unidade motora, na vizinhança dos eletrodos, é chamado de *Motor Unit Action Potential* (MUAP). Para sustentar uma contração muscular, a unidade motora deve ser ativada repetidamente. O resultado da sequência de MUAP's é chamada de *Motor Unit Action Potential Train* (MUAPT). As MUAPT podem ser completamente descritas pelos intervalos de pulsos e a forma de onda da MUAP.

O sinal eletromiográfico pode ser sintetizado como a soma linear das MUAPTs, representados pela equação 3.1 e pela figura 3.1, nos quais são apresentadas as somas de 25 MUAPTs superpostas, geradas artificialmente:

$$EMG(t) = \sum_{j=1}^N MUAPTs(t) + n(t) \quad (3.1)$$

Observa-se $n(t)$ é a presença de ruído e t é o tempo da amostra.

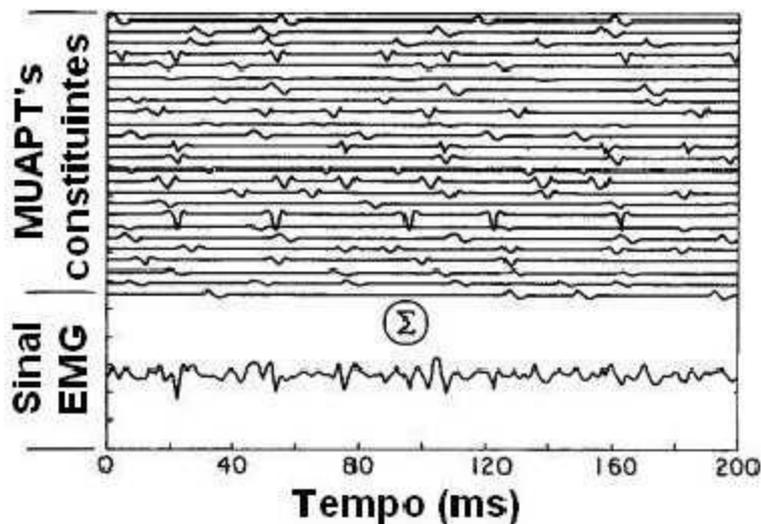


Figura 3.1: Sinal Eletromiográfico, formado pela superposição de 25 MUAPT's geradas matematicamente (LUCA, 2003)

Em que F representa a força aplicada na ativação do músculo. O sinal de eletromiografia pode ser considerado complexo e não-estacionário devido à natureza irregular do disparos da unidade motora e também ao grande número de pulsos sobrepostos que o compõe. Suas características são dependentes de uma série de fatores externos, tais como o nível e a duração das contrações, seu estado momentâneo ser dinâmico ou estático, fadiga, dentre outras peculiaridades.

3.2 – Eletromiografia

Eletromiografia lida com a detecção, análise e o uso de sinais elétricos resultantes da contração dos músculos (LUCA, 2003). Quando os potenciais de ação percorrem as fibras musculares, geram um campo eletromagnético nas redondezas das fibras. Um eletrodo, localizado dentro deste campo, é capaz de detectar o potencial elétrico referente a uma contração muscular, o sinal eletromiográfico (EMG) (ORTOLAN, 2002). Portanto, sinal EMG é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração do músculo. É um sinal que é afetado por propriedades da anatomia, da fisiologia do músculo e do sistema nervoso.

A análise de sinais EMG de grupos musculares específicos proporciona a composição de estudos para uma grande variedade de aplicações, como nas áreas de anatomia, reabilitação, fisioterapia, medicina, educação física, dentre outras (ORTOLAN, 2002). Essas análises são proporcionadas através do uso de informações como a estimação de força produzida por um músculo, fadiga e tempos de ativação.

Com seu uso na área clínica é possível estudar lesões, fadiga e paralisia de uma unidade motora ou de um grupo muscular. Na educação física, é possível obter dados para melhorar o condicionamento físico de atletas e as rotinas de treinamento mais adequadas e menos agressivas aos esportistas.

A eletromiografia de superfície (EMG-S) tem maior aplicação com o *biofeedback*, controle de próteses, análise dos movimentos, com isso se tem uma maior versatilidade, pois permite o acesso frequente e indolor às funções neuromuscular.

A captação do EMG-S é realizada por meio de eletrodos. Existem várias formas e tamanhos de eletrodos que devem ser selecionados de acordo com a área a ser estudada e o tipo de paciente.

Os eletrodos de superfície podem ser ativos ou passivos, são capazes de captar sinais de até 500Hz com amplitudes variando entre $50\mu\text{V}$ e 5mV , dependendo do músculo analisado e da configuração do eletrodo utilizado. Eletrodos passivos possuem um disco Ag-AgCl, que o posiciona sobre a pele e geralmente são utilizados com um gel ou pasta condutora contendo íons cloro, a fim de diminuir a impedância de contato entre o eletrodo e a pele. A figura 3.2 mostra um exemplo de eletrodos de superfície passivo.

Para uma melhor captação do sinal é recomendado realizar a tricotomia, ou seja, realizar a remoção dos pelos na área onde será colocado o eletrodo.

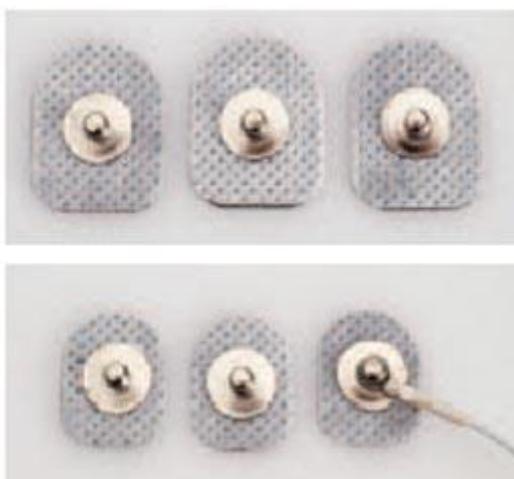


Figura 3.2: Eletrodo de Superfície. Fonte: <http://spesmedicabrasil.com.br/eletrodo-auto-adesivo-de-botao.html>

Eletrodos ativos possuem um circuito de amplificação encapsulado nos próprios eletrodos. Normalmente são bipolares, ou seja, o amplificador utilizado é o diferencial. Tais eletrodos também são chamados de eletrodos secos, pois normalmente não necessitam o uso de gel condutor, pasta abrasiva ou a retirada dos pelos (DELSYS, 2002).

Os eletrodos de superfície são os mais recomendados para captar sinais de músculos superficiais, interfacear um indivíduo com dispositivos eletromecânicos e estudar a força e tempo de contração muscular (BASMAJIAN e LUCA, 1985).

Para se obter a máxima potência do sinal, o eletrodo deve ser posicionado na parte ventral do músculo. As entradas diferenciais devem ser posicionadas na direção das fibras musculares (BASMAJIAN e LUCA, 1985). As áreas marginais do músculo são menos apropriadas, pois apresentam um pequeno número de unidades motoras na área de captação do eletrodo (ANDRADE, 2007). A área de inervação localizadas nas extremidades do músculo também deve ser evitada, pois as interferências ocasionadas pelo potencial de ação das unidades motoras reduzem a amplitude do sinal nesta área. A figura 3.3 mostra a influência do posicionamento do eletrodo na amplitude do sinal.

Para seu correto posicionamento devem ser levados em conta as seguintes recomendações (LUCA, 2003):

- o eletrodo deve ser posicionado entre um ponto motor e um tendão, ou então entre dois pontos motores, de um mesmo grupo muscular, para propiciar um sinal EMG mais forte;
- não deve ser posicionado nem em cima nem perto do tendão do músculo, pois nesses pontos a amplitude do sinal é reduzida e pode ocorrer a captação de sinais EMG de outros grupos musculares próximos (*crosstalk*);
- não deve estar sobre o ponto motor, pois nestes pontos é onde se localiza a zona de inervação (zona de maior densidade nervosa), que fornece um sinal instável;
- não deve estar nas bordas externas dos músculos, devido à suscetibilidade de interferências de outros grupos musculares (*crosstalk*);
- o eletrodo de referência deve estar localizado o mais longe possível do grupo muscular escolhido e em uma zona neutra, evitando outros sinais EMG, tal como sobre uma articulação ou osso.

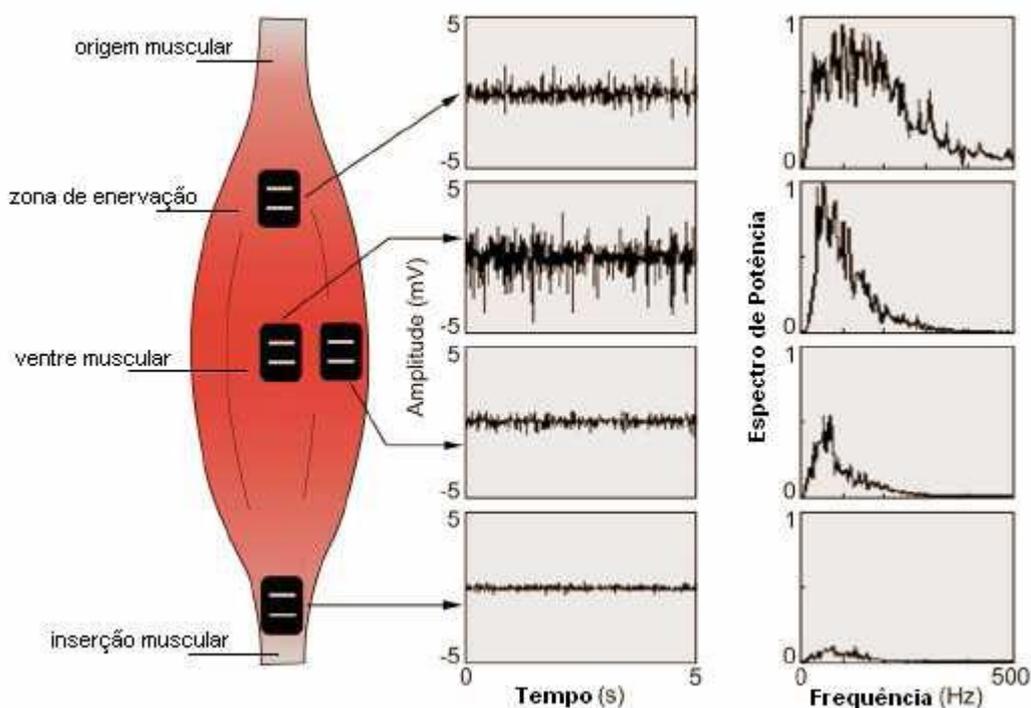


Figura 3.3: Posicionamento do eletrodos de superfície no músculo (LUCA, 2003)

3.3 – Filtros

A principal função dos filtros é separar os diferentes elementos de um sinal. Para a filtragem de um sinal ser bem produzida é necessário conhecer anteriormente o sinal que será filtrado para um melhor execução do mesmo.

O espectro de frequências típico de um sinal de EMG sofre influência dos ruídos da rede elétrica, apresentando componente de grande amplitude na frequência de 60Hz e também nas harmônicas de frequências múltiplas de 60Hz.

A etapa de filtragem dos sinais EMG deve ser eficiente a ponto de retirar a maior parte do ruído presente no sinal. Existem filtros analógicos e digitais, os quais podem ser aplicados em sinais analógicos ou digitais.

Os analógicos possuem menor custo, são rápidos mas contem grande variação dinâmica em amplitude e frequências, e são relacionados ao condicionamento do sinal. Caracterizam-se como circuitos eletrônicos e seus principais componentes são os resistores, capacitores e indutores. A utilização adicional de amplificadores é empregada, comumente, para aumentar a performance dos filtros. Entretanto, os filtros digitais são superiores em seu nível de

performance e muito requisitados para a análise dos dados após sua digitalização (DELSYS, 2002).

Existem cinco tipos de filtros: passa-baixa, passa-alta, passa-faixa, rejeita-faixa e passa-todas (filtro deslocador de fase) (MALVINO e BATES, 2007). Destes, serão apresentados o passa-baixa, o passa-alta e o passa-faixa, sendo utilizados no projeto.

3.3.1 – Filtro passa-baixa

Um filtro passa-baixa permite a passagem de todas as frequências desde zero até a frequência de corte e bloqueia todas as frequências acima da frequência de corte (MALVINO e BATES, 2007).

As frequências entre zero e a frequência de corte são denominadas banda de passagem e as frequência acima da frequência de corte são denominadas banda de corte, como pode ser observado na figura 3.4. A região de decaimento entre a banda passante e a banda de corte é denominada transição. Um filtro passa-baixa ideal tem uma atenuação (perda de sinal) nula na banda de passagem, uma atenuação infinita na banda de corte e uma transição vertical (MALVINO e BATES, 2007).

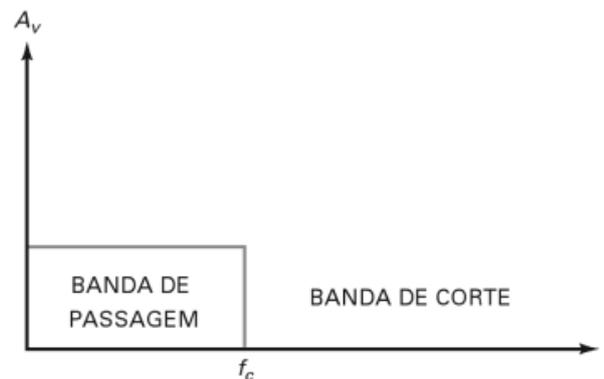


Figura 3.4: Resposta de um filtro passa-baixa ideal (MALVINO e BATES, 2007)

3.3.2 – Filtro passa-alta

A figura 3.5 mostra a resposta em frequência ideal de um filtro passa-baixa. Um filtro passa-alta bloqueia todas as frequências desde zero até a frequência de corte e permite a passagem de todas as frequências acima da frequência de corte.

As frequências entre zero e a frequência de corte estão na banda de corte. As frequências acima da frequência de corte estão na banda de passagem. Um filtro passa-alta ideal tem uma atenuação infinita na banda de corte, uma atenuação nula na banda de passagem e uma transição vertical (MALVINO e BATES, 2007).



Figura 3.5: Resposta de um filtro passa-alta ideal (MALVINO e BATES, 2007)

3.3.3 – Filtro passa-faixa

A figura 3.6 mostra a resposta em frequência ideal de um filtro passa-faixa, esse filtro bloqueia todas as frequências desde zero até a frequência de corte inferior. Esse filtro permite a passagem de todas as frequências de corte inferior e superior, ele bloqueia todas as frequências acima da frequência de corte superior. Em um filtro ideal tem atenuação infinita na banda de corte e duas transições verticais (MALVINO e BATES, 2007).

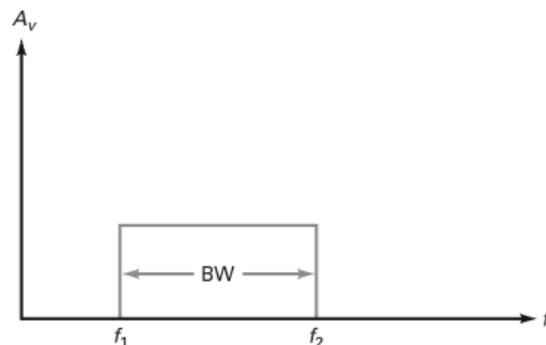


Figura 3.6: Resposta de um filtro passa-faixa ideal (MALVINO e BATES, 2007)

A largura de banda (BW - *bandwidth*) de um filtro passa-faixa é a diferença entre as frequências de 3dB de corte superior e inferior (MALVINO e BATES, 2007):

$$BW = f_2 - f_1 \quad (3.2)$$

A frequência central é simbolizada por f_0 e é obtida pela média geométrica entre as duas frequências de corte:

$$f_0 = \sqrt{f_2 f_1} \quad (3.3)$$

Os filtros ativos possuem vários estágios, no qual a quantidade de estágio é determinada pela quantidade de capacitores no circuito, ou seja, o estágio de primeira ordem ou 1 pólo têm apenas um capacitor.

Nas próximas subseção são apresentados filtros de segunda ordem ou 2 pólos, são os mais comuns, pois são fáceis de serem construídos e analisados. Os filtros de ordem maior são geralmente implementados conectando-se em cascata de segunda ordem (MALVINO e BATES, 2007).

3.3.4 – Filtro passa-baixa Sallen-Key

Esses filtros são também denominados de filtros VCVS (*Voltage Controlled Voltage Source*), pois o amplificador operacional é usado como uma fonte de tensão controlada por tensão.

A figura 3.7 mostra um filtro passa-baixa de segunda ordem Sallen-Key. Nesse circuito contém dois resistores de mesmo valor e dois capacitores de valores diferentes. Existe um circuito de atraso na entrada não-inversora, porém existe um percurso de realimentação através do capacitor. Em baixas frequências, os dois capacitores se comportam como um circuito aberto tendo o circuito um ganho unitário, visto que o amplificador apresenta a configuração de seguidor de tensão (MALVINO e BATES, 2007).

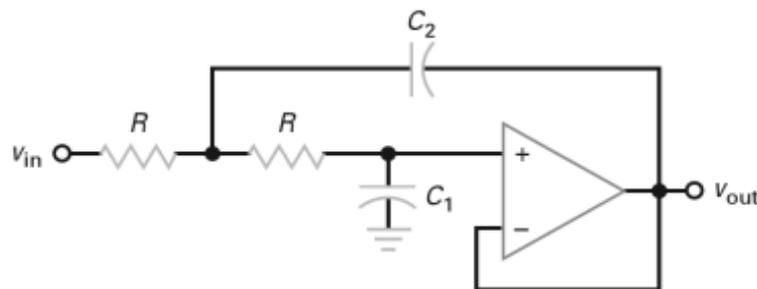


Figura 3.7: Estágio passa-baixa de segunda ordem de ganho unitário (MALVINO e BATES, 2007)

Quanto maior for C_2 em relação à C_1 , maior a realimentação positiva, isso equivale a aumentar o fator Q , fator de qualidade, do circuito. Se C_2 for grande o suficiente para tornar Q maior que 0,707, aparecerá um pico na resposta em frequência.

Em um filtro de ganho unitário Sallen-Key, $R_1 = R_2$ e a equação de frequência de pólo (f_p) é simplificada como mostra a equação 3.4.

$$f_p = \frac{1}{2\pi R \sqrt{C_1 C_2}} \quad (3.4)$$

O fator de qualidade Q é determinado pela equação 3.5.

$$Q = 0,5 \sqrt{\frac{C_2}{C_1}} \quad (3.5)$$

3.3.5 – Filtro passa-alta Sallen-Key

A figura 3.8 mostra o filtro passa-alta Sallen-Key de ganho unitário e suas equações. Pode-se observar que a posição dos resistores e capacitores foram invertidas. Nota-se também na equação 3.6 que o valor de Q depende da relação de resistência em vez de capacitâncias e os valores dos capacitores são iguais, obtendo a equação 3.7. Os cálculos são parecidos com os de filtros passa-baixa (MALVINO e BATES, 2007).

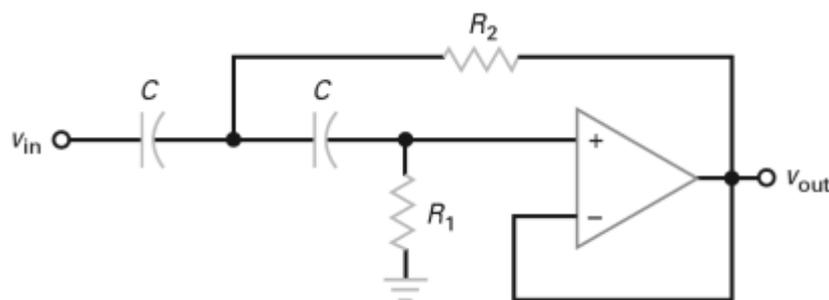


Figura 3.8: Estágio passa-alta de segunda ordem de ganho unitário (MALVINO e BATES, 2007)

$$Q = 0,5 \sqrt{\frac{R_1}{R_2}} \quad (3.6)$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi C \sqrt{R_1 R_2}} \quad (3.7)$$

A frequência de corte da topologia de Sallen-Key é obtida através da equação 3.8.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (3.8)$$

O valor do fator de qualidade Q determina o formato da resposta do filtro, ou seja, se o valor encontrado for igual a 0,5 é caracterizado como o de Bessel; se for 0,707 caracteriza-se como de Butterworth.

Na aproximação Butterworth a atenuação da banda de passagem é zero na maior parte da banda de passagem e diminui gradualmente na borda da banda de passagem. A vantagem do uso de um filtro Butterworth é a resposta plana na banda de passagem (MALVINO e BATES, 2007).

A aproximação Bessel contém uma banda de passagem plana e uma banda de corte monotônica similar à aproximação Butterworth, entre tanto o decaimento na região de transição é muito menor com um filtro Bessel (MALVINO e BATES, 2007).

Para a seleção de um filtro apropriado, deve-se observar o limite de variação de frequências do sinal específico analisado. A melhor técnica para o ajuste das características do filtro é analisar os dados, e então adaptar o comprimento de banda do filtro ao do sinal (DELSYS, 2002).

Utilizam-se diferentes tipos de filtros, alguns envolvidos com o próprio condicionamento do sinal (implicando o uso de filtros analógicos que variam sua tensão) e, outros, para a análise dos dados, observando que esses já foram digitalizados. Os filtros analógicos são comumente usados em estágios de condicionamento do sinal, antes de qualquer digitalização. O condicionamento do sinal refere-se à modificação do sinal para a proposta de facilitar sua interação com outros componentes, circuitos e sistemas. Geralmente, isto pode envolver a retirada do ruído ou a redução do comprimento de banda para simplificar qualquer processo de análise (DELSYS, 2002).

O passa-baixa tem que ter uma frequência de corte de 500Hz, para promover uma atenuação dos componentes de frequência e ruído (HERMENS e FRERIKS, 2000). No passa-alta a frequência de corte será de 10Hz para a análise espectral e 10Hz a 20Hz para a análise do

movimento. No entanto, para a aquisição do completo espectro do sinal EMG, usa-se o passa-banda de 20Hz a 450Hz (DELSYS, 2002).

3.4 – Amplificadores Operacionais

Um amplificador operacional é um amplificador de vários estágios com entrada diferencial cujas características se aproximam das de um amplificador operacional ideal. As características ideais de um amplificador operacional são (PERTENCE, 2007): resistência de entrada infinita e saída nula, ganho de tensão infinito, resposta de frequência infinita e insensibilidade à temperatura.

É comum o uso para a obtenção de variações na tensão, filtros e diversos tipos de circuitos de instrumentação. A figura 3.9 mostra o símbolo esquemático de um amplificador operacional. Ele possui entradas inversora e não-inversora e uma saída com terminação simples. A entrada positiva (+) produz uma saída que está em fase com o sinal aplicado, enquanto um sinal de entrada (-) resulta em uma saída com polaridade opostas (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2004).

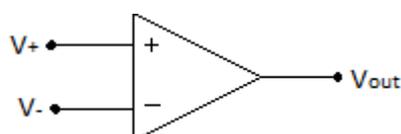


Figura 3.9: Símbolo esquemático para um amplificado operacional

3.4.1 – Modos de operação

Em uma configuração de malha aberta, tem-se o modo de operação sem realimentação. Na figura 3.10 mostra-se um amplificador sem realimentação, é utilizado sem componente externo, o ganho é estipulado pelo fabricante e frequentemente usado como comparadores e detector de nível.

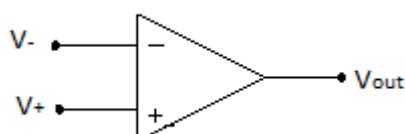


Figura 3.10: Amplificado operacional sem realimentação

Em malha fechada pode-se ter a realimentação positiva, negativa ou positiva e negativa. Na realimentação positiva, parte do sinal de saída retorna à entrada não inversora, de acordo com a figura 3.11 (a), porém essa configuração pode obter um circuito instável. Na figura 3.11 (b) apresenta a realimentação negativa, o sinal de retorno é combinado com a entrada original, obtendo resposta linear e ganho controlado. São usados principalmente em osciladores, na realimentação positiva e em filtros ativos na realimentação negativa.

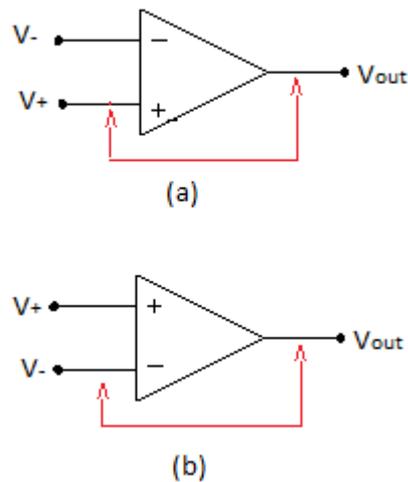


Figura 3.11: (a) Realimentação positiva, (b) Realimentação negativa

A capacidade de um circuito amplificar muito os sinais opostos nas duas entradas e amplificar pouco os sinais comuns a ambas as entradas, é uma característica importante de uma conexão de circuito diferencial existente em um amplificador operacional. Uma vez que a amplificação dos sinais de entrada opostos é muito maior que a dos sinais de entradas comuns, o circuito fornece uma rejeição de modo-comum descrita por um parâmetro chamado de razão de rejeição de modo-comum (CMRR – *Common Mode Rejection Ratio*) (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2004).

Quando se tem sinais nas entradas diferentes aplicadas no amplificador, a tensão resultante é a diferença entre as duas entradas:

$$V_d = V_{i_1} - V_{i_2} \quad (3.9)$$

Quando os sinais de entrada são iguais, o sinal comum às duas entradas pode ser definido como a média aritmética entre dois sinais, de acordo como é mostrado a equação 3.10 (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2004).

$$V = \frac{1}{2}(V_{i_1} + V_{i_2}) \quad (3.10)$$

Uma vez que qualquer sinal aplicado a um amplificador operacional tem, em geral, componentes tanto em fase como fora de fase, a saída resultante pode ser expressa como (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2004):

$$V_o = A_d V_d + A_c V_c \quad (3.11)$$

Onde: V_d = tensão de diferença (equação 3.9)

V_c = tensão comum (equação 3.10)

A_d = ganho diferencial do amplificador

A_c = ganho de modo-comum do amplificador

De posse dos valores do ganho diferencial e do ganho de modo-comum é possível calcular a **razão de rejeição de modo-comum**, definida pela equação:

$$CMRR = \frac{A_d}{A_c} \quad (3.12)$$

Pode ser expresso em termos logarítmicos:

$$CMRR(\log) = 20 \log_{10} \frac{A_d}{A_c} \quad (\text{dB}) \quad (3.13)$$

Na próxima subseção serão apresentados os principais circuitos utilizados no projeto.

3.4.2 – Circuitos básicos com amplificadores operacionais

a) Amplificador inversor

Amplificador que contém ganho constante e o mais utilizado. Obtém-se a saída pela multiplicação da entrada por um ganho fixo ou constante, fixado pelo resistor de entrada R_1 e

o resistor de realimentação R_f . Essa saída é invertida em relação à entrada (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2004).

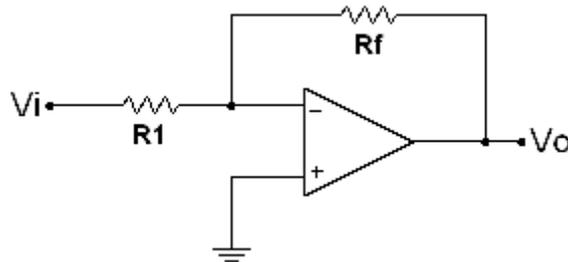


Figura 3.12: Amplificador Inversor

O ganho é a razão do resistor de realimentação sobre o resistor de entrada.

$$V_o = -\frac{R_f}{R_1} V_i \quad (3.14)$$

b) Amplificador não-inversor

Possui uma melhor estabilidade em frequência. A figura 3.13 apresenta o circuito que trabalha com amplificador não-inversor (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2004).

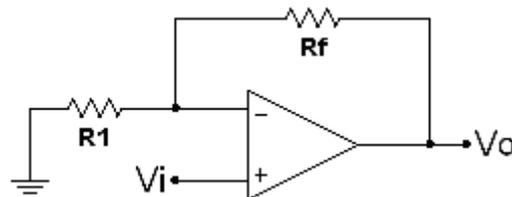


Figura 3.13: Amplificador Não-Inversor

A tensão sobre R_1 é V_i , uma vez que $V_i \approx 0V$, correspondendo também para a tensão de saída através do divisor de tensão entre R_1 e R_f , o que resulta em:

$$V_o = 1 + \frac{R_f}{R_1} V_i \quad (3.15)$$

O ganho pode ser obtido pela equação 3.16.

$$A = 1 + \frac{R_f}{R_1} \quad (3.16)$$

Por causa da baixa amplitude do sinal EMG durante a captura, é necessário amplificar o sinal para posterior processamento. Para a compreender as variáveis que uma amplificador pode alterar é necessário observar as características do ruído, a razão sinal/ruído, o ganho, a taxa de rejeição de modo comum (CMRR), impedância de entrada e largura de banda.

O ruído é qualquer sinal não desejado ao longo do sinal capturado e pode ter origem de outros aparelhos eletrônicos e músculos vizinhos, como por exemplo. Usando eletrodos associados a amplificadores (eletrodos ativos) podem reduzir os ruídos do sinal EMG (MARCHETTI e DUARTE, 2006).

A qualidade do sinal EMG amplificado pode ser mensurada qualitativamente através da razão sinal/ruído, ou seja, quanto maior a razão, maior a redução do ruído (DELSYS, 2002).

O ganho é identificado pela capacidade de amplificação aplicada ao sinal EMG. Os amplificadores possuem limites em sua variação de frequências. A faixa de frequências da análise, denomina-se largura de banda do amplificador, portanto, os sinais EMG dentro desse intervalo de frequências são obtidos, enquanto que outras frequências são suprimidas ou eliminadas. O limite superior pode ser ajustado em valores ligeiramente acima do sinal desejado, o menor valor deste ajuste geralmente é 400-500 Hz para eletrodos superficiais (DELSYS, 2002).

A medição da capacidade de um amplificador diferencial em eliminar o sinal de modo comum chama-se taxa de rejeição de modo comum (CMRR). O sinal de modo comum é detectado em ambos os eletrodos, tais como interferências da rede elétrica, músculos distantes ou batimentos cardíacos, considerados ruídos. Quanto mais alta a CMRR, melhor o cancelamento do sinal de modo comum. Um CMRR de 32.000 vezes ou 90 decibéis (dB) é geralmente suficiente para suprimir ruídos elétricos (DELSYS, 2002).

3.5 – Arduino Uno

É uma plataforma embarcada que interage com o ambiente externo por meio de software e hardware. Composta por um microprocessador Atmega8U2, com tensão de operação de 5V e tensão de alimentação (recomendada) de 7V até 12V, possui 6 pinos de entrada analógica, 14 pinos de entrada e saída digitais e conexão USB de acordo como mostra a figura 3.14.

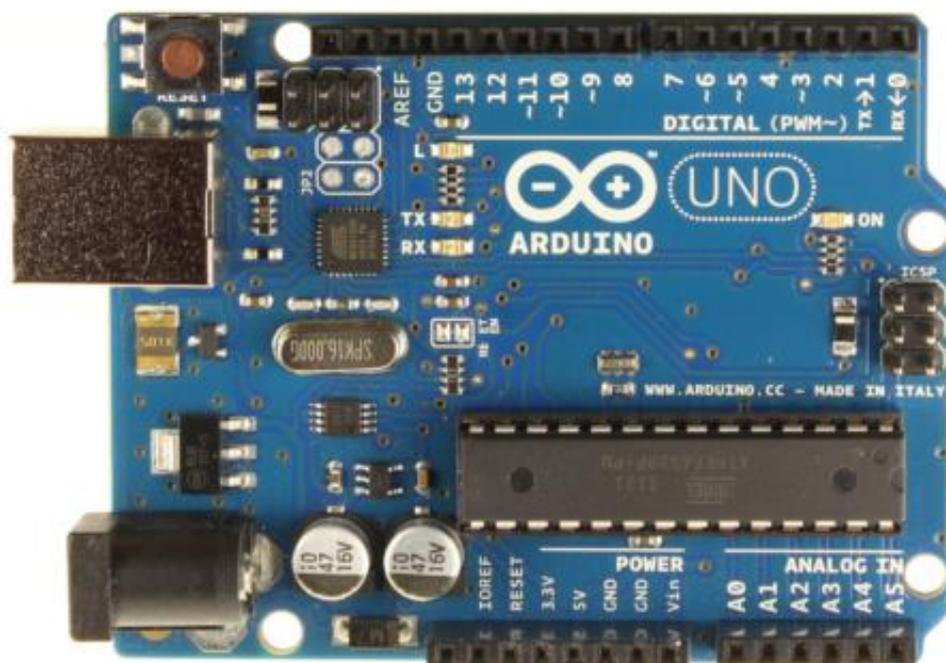


Figura 3.14: Arduino Uno. Fonte: <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>

Na Tabela 1 apresenta outras especificações referentes ao *hardware*, no anexo A é apresentado o *Datasheet* do Arduino ATmega 328 e outros detalhes. O Arduino é multiplataforma, usando em Linux, Mac OS ou Windows.

Tabela 1: Apresenta as especificações do Arduino Uno.

Microcontrolador	ATmega328
Tensão de Alimentação	5V
Tensão de Entrada (recomendado)	7-12V
Tensão de Entrada (limites)	6-20V
Portas Digitais de I / O	14 (dos quais 6 fornecem uma saída de PWM)
Portas Analógicas de Entrada	6
Corrente DC por Pino	40 mA
Corrente DC Por Pino 3.3V	50 mA
Memória Flash	32 KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock	16 MHz

Fonte: www.Arduino.cc/

No ambiente de desenvolvimento do Arduino (IDE), faz-se o uso da linguagem de programação C e C++, facilitando a configuração do comportamento de circuitos projetados, possuindo diversas bibliotecas, com possibilidade de o próprio usuário criá-las. O Arduino, executará as instruções, interagindo com o que estiver conectado a ele. Os programas são conhecidos como sketches (rascunho, ou esboço) (MCROBERTS, 2011). Na figura 3.15 apresenta-se o IDE do Arduino.

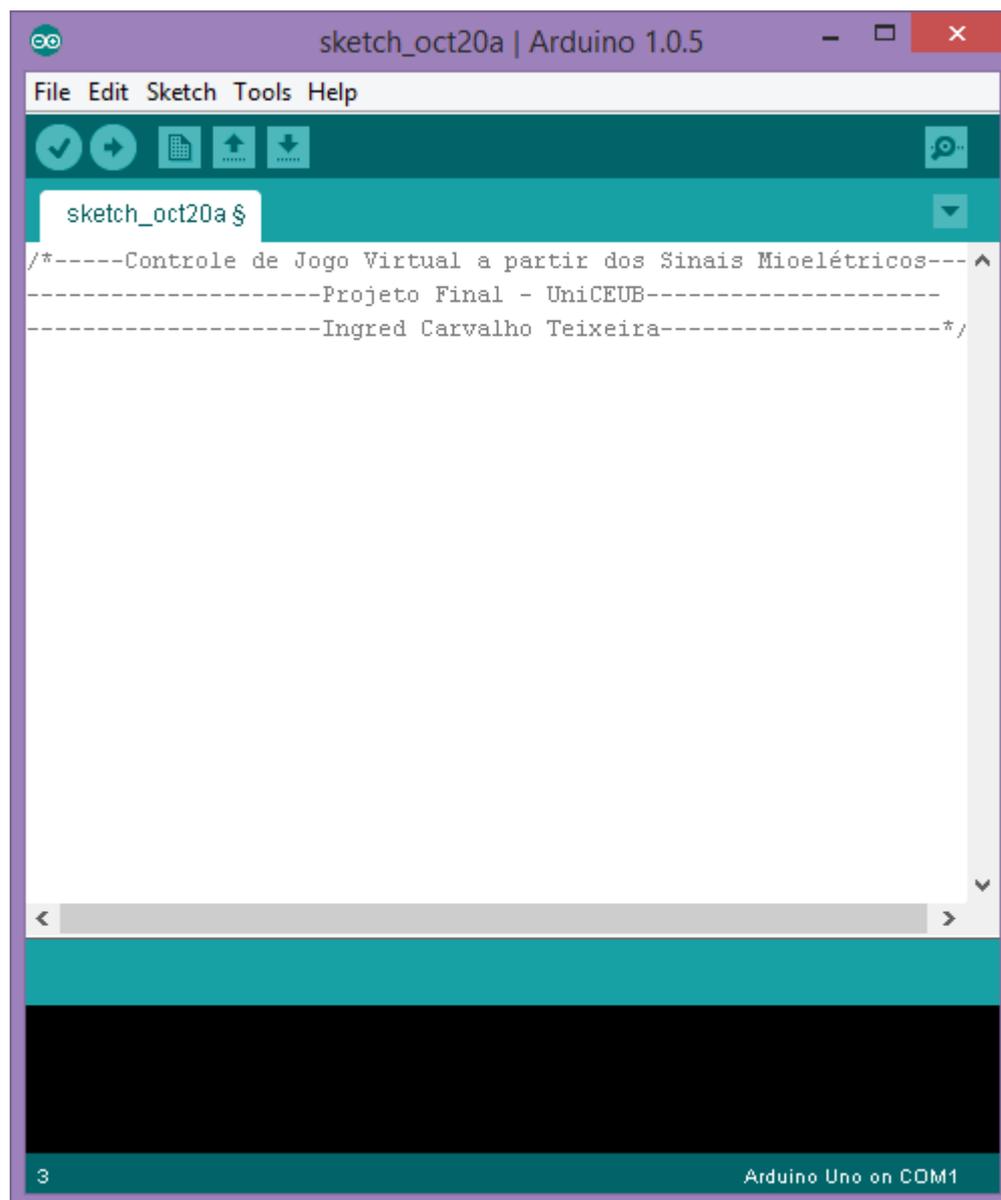


Figura 3.15: IDE do Arduino. Fonte: Autora

O Arduino Uno, utiliza um Atmega8U2, programado como um conversor USB para serial. Propiciando que o chip USB tenha seu firmware atualizado, para que o Arduino seja exibido no computador como outro dispositivo, tal como um mouse, teclado ou joystick de jogos. Isso abre uma série de novas possibilidades para o Arduino.

Com objetivo de minimizar custos e tornar o seu uso mais fácil, possui o *software* e *hardware* aberto, ou seja, é possível desenvolver vários projetos sem nenhum custo sobre os direitos e se desejar, é possível distribuir gratuitamente. Os projetos com esse hardware tornam-se mais viáveis, assim como a possibilidade do compartilhamento de ideias e solução para algo que será utilizado por outros usuário posteriormente.

Por ter essas diversas características o Arduino foi escolhido, pois além da facilidade do uso possui baixo custo, que esse projeto tem como finalidade e por ter um tamanho reduzido.

A partir desses conceitos adquiridos foram utilizados para o desenvolvimento e implementação do projeto. Sabendo do funcionamento dos sinais musculares, torna-se compreensível a sua aplicação e finalidade no projeto.

A utilização dos jogos de qualquer categoria na educação favorece a interação das crianças com as outras, desperta curiosidade e dependendo do jogo, melhora as funções cognitivas.

Os jogos virtuais já são explorados nas clínicas de fisioterapia acarretando bons resultados para os pacientes, porém os aparelhos que proporcionam esse sucesso várias vezes contêm custos elevados e não podendo o paciente continuar os exercícios com os jogos em casa.

Nesse projeto visa facilitar as sessões de reabilitação uma vez que são utilizados os conceitos da reabilitação convencional, explorando os exercícios livres em conjunto com os jogos virtuais. Observando que esses jogos serão os já estão instalados no computador ou que esteja na web, tornando mais simples a escolha do tipo do jogo.

Nos próximos capítulos são apresentados as etapas da construção do modelo, como foi explorado, o ambiente em que foi realizado os testes, custos do projeto, considerações do atual funcionamento assim como as sugestões das propostas de implementações futuras.

CAPÍTULO 4 – ARQUITETURA PROPOSTA PARA O CONTROLE DO JOGO VIRTUAL A PARTIR DOS SINAIS MIOELÉTRICOS

Visando oferecer comodidade na reabilitação de paciente, a arquitetura proposta estende o paradigma da realização dos exercícios livres e repetitivos com a adição de jogos virtuais no tratamento. Este capítulo apresenta as descrições dos três módulos do protótipo assim como os detalhes técnicos das implementações.

4.1 – Apresentação Geral da Arquitetura Proposta

A topologia da arquitetura para realização dos exercícios através de um jogo virtual, pode ser dividido em três etapas: a captura do sinais, depois a filtragem e amplificação do sinal e posteriormente a definição de quais músculos serão representados por uma tecla consequentemente com o envio via USB para o computador que contém o jogo virtual (figura 4.1). A primeira etapa aplica os conceitos vistos nas seções 3.1 e 3.2 para a aquisição do sinal, quais são os procedimentos e utensílios utilizados.



Figura 4.1: Topologia da arquitetura proposta. Fonte: Autora

Na segunda etapa aplicam-se os conceitos de filtros e amplificadores, como visto nas seções 3.3 e 3.4, para assim poder ter-se um sinal sem ruídos e facilitar o manuseio posteriormente. Por último, a terceira etapa aplica os conceitos de programação para o Arduino, de acordo com a seção 3.5, para que assim o sinal possa ser enviado para o computador com as predefinições dos botões, que serão apresentados por cada grupo de músculo que estará sendo analisado.

4.2 – Descrição das Etapas do Projeto

Para ter uma visão mais ampla na topologia apresentada na figura 4.1, nessa subseção dedica-se a apresentação do funcionamento peculiar de cada etapa. Os conceitos iniciais dessa subseção foram apresentas no capítulo 3. No entanto o detalhes técnicos serão apresentados na subseção 4.3.

Na primeira etapa ocorre a aquisição do sinal muscular. É obtido através do uso de eletrodos de superfície, posicionados de acordo com o que foi apresentado na seção 3.2. Esses sinais possuem baixa amplitude, variando entre $100 \mu V$ a $2mV$ e estão propensos a captar ruídos e interferências no sinal, como da rede elétrica ou da frequência cardíaca. Desse modo usa-se de circuitos que possam fazer a filtragem, para a eliminar esses ruídos, e também da amplificação para uma melhor aquisição.

A segunda etapa é a filtragem e amplificação do sinal. O circuito utilizado para essa captação é formado por um circuito condicionador e um circuito amplificador de áudio, pois a faixa de frequências do sinal coincide com parte da faixa de áudio. Nesses circuitos utilizou-se o amplificador operacional TLC274CN, caracterizado por ter uma alta impedância e baixo ruído. A figura 4.2 mostra o circuito desenvolvido.

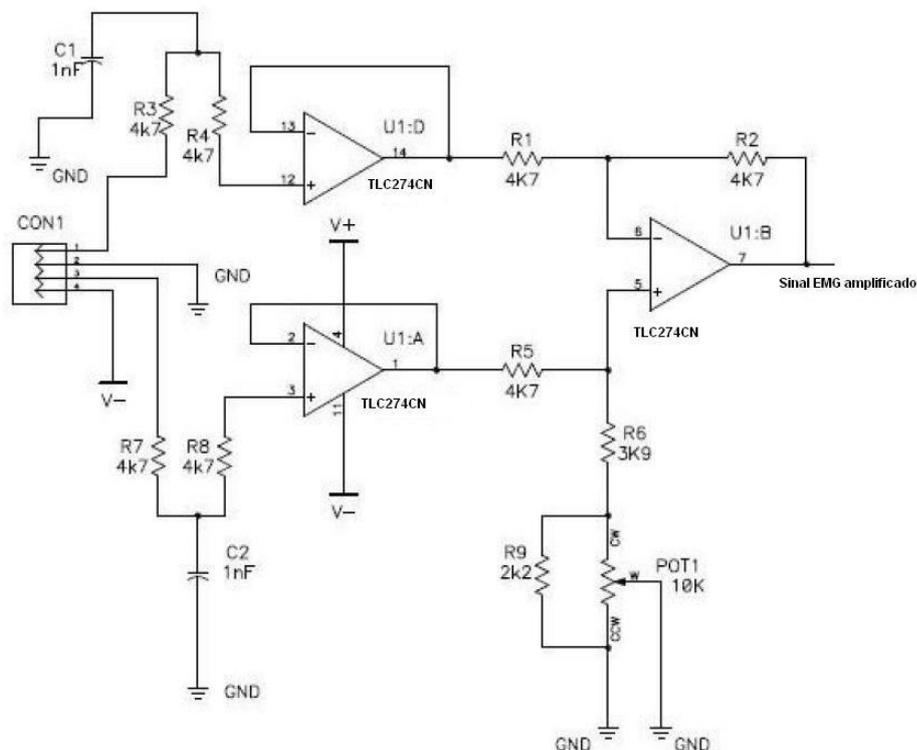


Figura 4.2: Circuito Condicionador (TEIXEIRA, GODOI, *et al.*, 2012).

Neste circuito apresenta-se o uso de resistores e capacitores nas entradas dos amplificadores operacionais para obter um filtro RC, possibilitando a passagem dos sinais que contém a faixa de 10Hz a 500Hz, e a faixa do corte pode ser obtida através da equação 4.1.

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.1)$$

Para uma melhor filtração e amplificação do sinal eletromiográfico, foi desenvolvido um filtro passa-faixa a partir de um passa-baixa em cascata com um passa-alta. Utilizou-se o amplificador operacional não-inversor TL084.

O filtro passa-baixa de Sallen Key é composto por dois capacitores, o primeiro de 100nF e o segundo de 50nF e um resistor de 4,5kΩ, obtendo um fator de qualidade Q igual a 0,707, com características. Posteriormente na saída do passa-baixa é usado em um filtro passa-alta, para eliminar o máxima frequência do sinal, formado por dois resistores de 1kΩ e de 470Ω, obtendo um fator Q de 0,729.

Com o sinal livre de ruídos e amplificado, é possível usá-los para representação do teclado virtual de um computador. O sinal muscular será representado pelas principais teclas do teclado, por exemplo, o sinal proveniente do bíceps direito representará a seta com direção para a direita, o bíceps esquerdo será representado pela seta com direção para a esquerda, o músculo do antebraço direito, representará a seta com direção para cima, o antebraço esquerdo será representado pela seta com direção para baixo. Essas relações serão processadas no Arduino para posterior envio ao computador que contiver um jogo virtual.

Na próxima seção será apresentado com mais detalhes essa última etapa.

4.3 – Descrição da Implementação

A determinação dos valores dos capacitores e resistores foram obtidos a partir das equações das seções 3.3.4 e 3.3.5, também com relação a faixa de frequência que foi escolhida entre 10Hz e 500Hz. Foi estabelecido um fator de qualidade Q próximo a 0,707 determinando o formato da resposta do filtro caracterizando um Butterworth. A utilização do Butterworth foi devido a conter ganho para as baixas frequências evitando as distorções do sinal.

Primeiramente calculou-se os valores dos capacitores do filtro passa-baixa usando a equação que determina o fator de qualidade Q . Foi atribuído para o capacitor C_2 um valor de $100nF$, considerado o valor de $Q = 0,707$ para determinar-se o valor do C_1 como a seguir:

$$Q = 0,5 \sqrt{\frac{C_2}{C_1}} \quad (4.2)$$

$$0,707 = 0,5 \sqrt{\frac{100nF}{C_1}} \quad (4.3)$$

$$C_1 = 50nF \quad (4.4)$$

De posse desses valores é possível calcular os valores dos resistores utilizando a equação que obtém a frequência de pólo (onde tem-se a descontinuidade da faixa). Com esse filtro o ganho é unitário, então é possível usar a mesma frequência de corte para a do pólo, ou seja, $500Hz$.

$$f_p = \frac{1}{2\pi R \sqrt{C_1 C_2}} \quad (4.5)$$

$$500 = \frac{1}{2\pi R \sqrt{47n \cdot 100n}} \quad (4.6)$$

$$R = 4,5k\Omega \quad (4.7)$$

O valor do R calculado não é comercial, então foi usado um resistor com valor próximo. Assim, foi escolhido o valor de $4,7k\Omega$. Com os valores dos resistores e capacitores calculados foi possível observar qual a região de corte que esse filtro realmente irá abranger, explorou-se a equação 3.8 apresentada no capítulo 3.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4.8)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{(4,7k)^2 \cdot 100n \cdot 47n}} \quad (4.9)$$

$$f_c = 493,93Hz \quad (4.10)$$

Então somente as frequências inferiores a 493,93Hz atravessarão sem atenuação por esse filtro. Observe que este valor está próximo dos 500 Hz e a diferença deve-se às aproximações realizadas nos cálculos e escolha dos componentes.

Para o filtro passa-alta foi atribuído o valor de 1k para R_1 , sendo possível encontrar os valores dos capacitores e resistor. Assim como no passa-baixa foi igualado ao fator de qualidade $Q = 0,707$ para se obter uma aproximação de Butterworth.

$$Q = 0,5 \sqrt{\frac{R_1}{R_2}} \quad (4.11)$$

$$0,707 = 0,5 \sqrt{\frac{1k}{R_2}} \quad (4.12)$$

$$R_2 = 470k\Omega \quad (4.13)$$

Também igualou-se a frequência de corte, 10Hz, com a de polo por ter um ganho unitário, sendo possível encontrar o valor dos capacitores.

$$f_p = \frac{1}{2\pi C \sqrt{R_1 R_2}} \quad (4.14)$$

$$10 = \frac{1}{2\pi C \sqrt{1k \cdot 470}} \quad (4.15)$$

$$C = 23,21\mu F \quad (4.16)$$

Na construção do filtro utilizou-se o valor de $22\mu F$, pois o valor calculado não é encontrado comercialmente. Posteriormente, é possível calcular a frequência de corte que esse filtro irá atuar.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{1k \cdot 470} (22\mu)^2} \quad (4.17)$$

$$f_c = 10,55Hz \quad (4.18)$$

Com isso, só frequências superiores a 10,55hz serão passadas sem atenuação nesse filtro e os outros valores inferiores a esse serão atenuadas. Para a construção desses filtros o

amplificador operacional TL084 foi utilizado. Nas figuras 4.3 e 4.4 são apresentados os filtros calculados e utilizados no projeto.

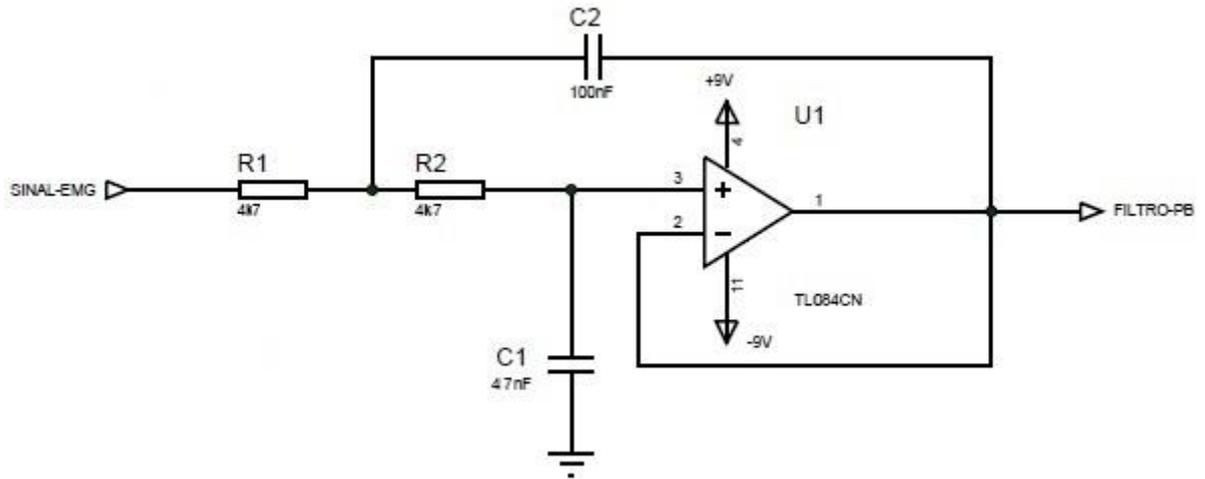


Figura 4.3: Filtro Passa-Baixa. Fonte: Autora

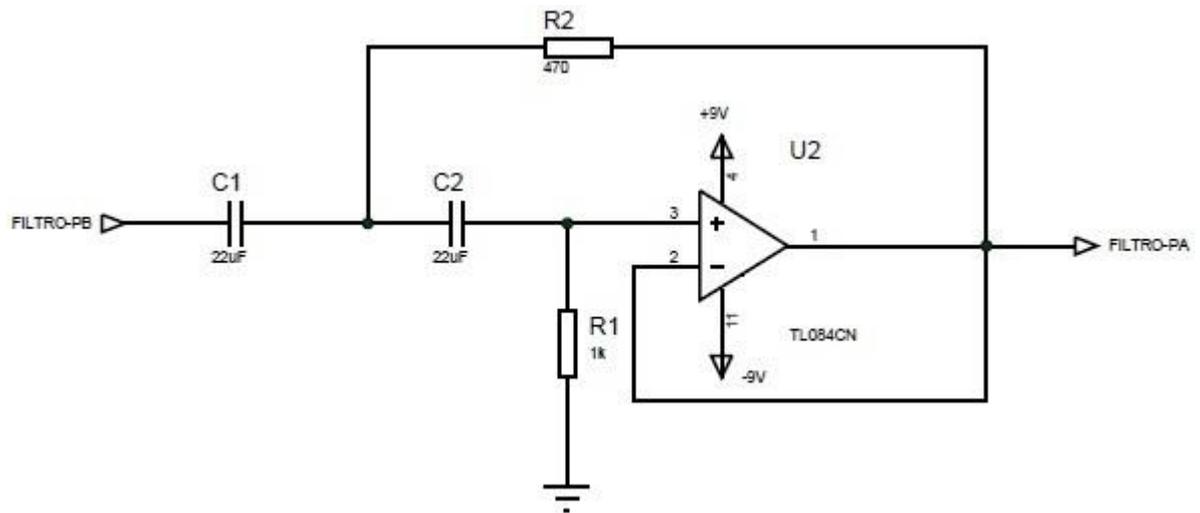


Figura 4.4: Filtro Passa-Alta. Fonte: Autora

Com o sinal filtrado é possível trabalhar com ele na programação para a representação das teclas do teclado. As principais teclas que serão representadas serão as setas que existem, para cima, para baixo, esquerda e direita.

Para que seja possível interagir com o jogo virtual é necessário transformar funcionalidades do Arduino em um teclado USB, realizou-se a atualização do *firmware* para USB serial. Com isso já contém a representação do teclado.

No IDE do Arduino já pode-se fazer a programação para as definições de quais músculos serão representados pelas teclas. Primeiramente criou-se uma biblioteca com extensão .h, declarou-se as variáveis tipo *private*, assim outras funções fora da classe não tem acesso, e o tipo *public*, possibilitando as outras funções acessá-las.

```

#ifndef EMGSensor_h
#define EMGSensor_h

#include "WProgram.h"

class EMGSensor
{
public:
    EMGSensor(int pino, int valorGanho);
    void update(void);
    boolean acionar(void);

private:
    boolean estado;
    int sensorPino;
    int sensorGanho;
};

#endif

```

Figura 4.5: Código fonte da biblioteca criada. Fonte: Autora

Na figura 4.5 são declaradas as variáveis *private*, que serão usadas no programa principal, *sensorPino* indicará o valor que está no pino analógico que estará sendo usada no Arduino e o *sensorGanho* a representação para o valor que está recebendo a ativação do músculo.

Com a biblioteca criada é possível fazer o programa que contém as principais funções, que possui extensão .cpp, como pode ser observado na figura 4.6. As funções desse programa serão utilizadas no programa principal, o que possui extensão .pde.

```

#include "WProgram.h"
#include "EMGSensor.h"

EMGSensor::EMGSensor(int pino, int valorGanho)
{
    sensorPino = pino;
    sensorGanho = valorGanho;
    pinMode(sensorPino,INPUT);    //configurar emgPin como pino de entrada
    estado = false;
}

void EMGSensor::update()
{
    int sensorValue = analogRead(sensorPino);

    if(sensorValue >= sensorGanho)
        estado = true;
    else
        estado = false;
}

boolean EMGSensor::acionar()
{
    return estado;
}

```

Figura 4.6: Código fonte do programa principal. Fonte: Autora

Inicialmente será apresentado o programa que utilizou-se de apenas uma placa de aquisição do sinal, o qual representará a tecla da seta para cima, pode ser observado no Apêndice A o código fonte.

Encontra-se a declaração das bibliotecas que são necessárias para o programa executar, têm-se a declaração de um vetor para armazenar os valores das teclas e utilizou-se o UP com valor decimal de 82.

A função EMGSensor foi utilizada, EMGSensor IBicep(0, 300), no qual é apresentada o valor do pino analógico em que está inserido assim como o valorGanho, definido pelo programador.

Em uma programação para Arduino deverá existir sempre as funções setup() e loop(), senão provavelmente o programa não funcionará. A função setup() é executada somente uma vez no início do programa, que contém informações gerais a serem enviadas, tal como Serial.begin que diz ao Arduino para iniciar as comunicações seriais e 9600bps é o valor que

define a taxa de transmissão. O delay(200) é uma espera de 200 milissegundos, para processar a próxima instrução.

A função loop() é a função principal do programa e executa continuamente enquanto o Arduino estiver ligado, dentro foi utilizada a função lBicep.update(), em que irá fazer uma verificação do valor de entrada, se for maior que o valor definido, sendo verdade o estado torna-se verdadeiro senão, falso.

Posteriormente apresenta-se a condição do If, em que é chamada a função acionar() para fazer a verificação do seu estado, sendo verdadeiro atribui-se o valor do UP para o vetor buf, se for falso atribui-se 0. Depois enviam-se os valores armazenados no vetor para o computador.

No Apêndice B encontra-se o código fonte do programa principal com extensão .pde com a utilização de dois circuitos que fazem a aquisição do sinal.

As declarações de variáveis é semelhante ao anterior, a mudança que se pode observar é a presença da variável booleana acionarUp, pois através delas será possível utilizar os dois músculos ao mesmo instante.

Tem-se a comparação, para os dois músculos, se o valor de entrada é maior do que o definido, isso ocorrendo o estado de ambos alteram para verdadeiro. Com o estado verdadeiro, ou seja, existe uma ativação muscular dos dois ao mesmo tempo a variável booleana acionarUp torna-se verdadeira, será enviado o valor que representa a tecla Up.

Se for feito uma força no bíceps esquerdo e o direito permanecer em repouso, será armazenado o valor de LEFT na posição 2 do vetor. Se ocorrer o inverso, há esforço no bíceps esquerdo e o direito está em repouso, enviará o valor de RIGHT. Nenhuma das duas condições forem satisfeitas, não haverá a representação de tecla. Posteriormente, esses valores serão enviados para o computador via USB.

Com esse arquitetura é possível incentivar o esforço muscular e contribuindo na reabilitação de diversos músculos ao mesmo instante, assim como permitir ao paciente poder realizar esse esforço em casa, traduzido na utilização de um jogo, mas de acordo com as orientações do profissional de fisioterapia.

CAPÍTULO 5 – APLICAÇÃO PRÁTICA DA ARQUITETURA PROPOSTA

Apresenta-se nesse capítulo as condições em que o projeto foi testado, assim como os resultados obtidos, bem como os problemas encontrados na aplicação. Terá uma explanação das possíveis áreas de aplicação e o custo financeiro total envolvido.

5.1 – Apresentação da Área de Aplicação da Arquitetura

De acordo com o tema do trabalho, sugere-se a aplicação da arquitetura de controle para jogo virtual por sinais mioelétricos na área da saúde. De fato, existem várias subáreas ou situações que podem estar envolvidas; por exemplo, desde um paciente que fraturou alguma parte do seu corpo e ficou bastante tempo sem realizar movimentos, podendo-se utilizar do modelo aqui apresentado. Assim, também, um indivíduo que teve algum dos membros amputados, pode beneficiar-se nas sessões de fisioterapia.

5.2 – Descrição da Aplicação da Arquitetura

Com a arquitetura proposta é possível usufruir do mesmo apenas fazendo a conexão do cabo USB ao computador, escolher o jogo para iniciar a reabilitação e realizar os movimentos necessários.

Na arquitetura proposta podem-se empregar vários outros sensores de músculo ou até mesmo um, apenas alterando o código fonte do Arduino. Para a realização de teste foi utilizado apenas um, pois os outros que existiam estavam captando um sinal muscular de muito baixa amplitude dificultando a operação.

Fazendo a conexão desse circuito ao Arduino, o mesmo enviará os dados do músculo para o Arduino e posteriormente os comandos serão transmitidos para o computador. Na realização dos teste o músculo envolvido foi o bíceps esquerdo consequentemente representando a tecla de subir, pois são os mais utilizados na maioria dos jogos virtuais principalmente em jogos de corrida.

As dificuldades encontradas na execução do projeto estão associadas à atualização do *firmware* do Arduino, o qual representa o reconhecimento do Arduino como um teclado comum, pois não existe um documento oficial identificando os passos necessários para a atualização, necessitando de uma busca demasiada na internet e contatar outras pessoas que já tinham realizado esse procedimento.

A definição do valor de ganho no *software* desenvolvido, como foi apresentado no capítulo anterior, faz-se uma comparação com o valor de entrada com esse valor estabelecido e estando igual ou maior é ativado uma tecla, pois varia de pessoa para pessoa necessitando de alterar o código fonte.

No momento da interação da arquitetura com o jogo, existem alguns *delays* com relação aos valores obtidos do sinal para depois serem transmitidos para o jogo, com isso há uma demora observada visualmente.

Para implementações futuras diminuir o tempo de resposta no código fonte e fazer uma implementação para que o usuário faça a inserção de uma valor do ganho, sem precisar alterar propriamente no código fonte.

5.3 – Resultados da Aplicação da Arquitetura

Na figura 5.1 apresenta-se o circuito condicionador que faz a aquisição dos sinais. Na parte esquerda da figura é possível observar uma interface serial, na qual é conectada um cabo que posteriormente será ligado as eletrodos de superfície. Na parte inferior da figura apresenta

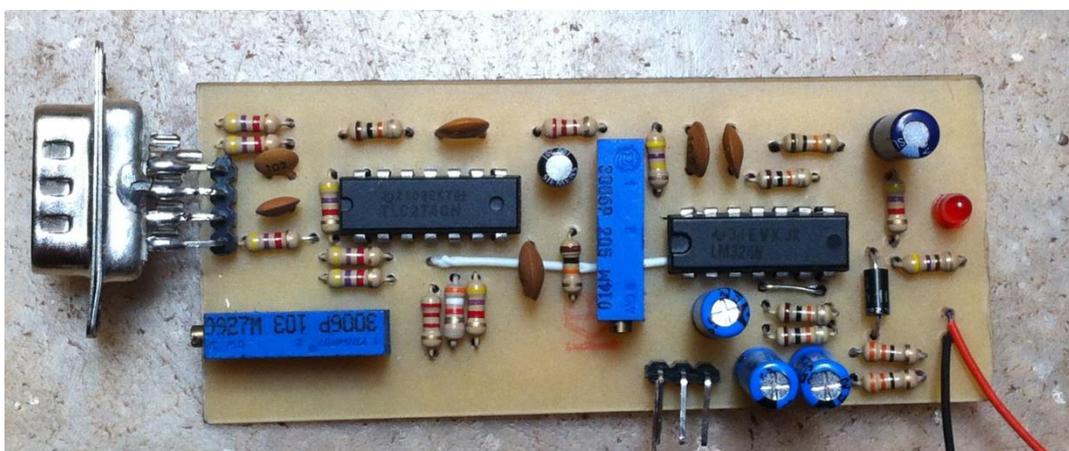


Figura 5.1: Circuito condicionador para aquisição dos sinais de EMG. Fonte: Autora

três pinos de saída, o primeiro da esquerda para a direita é onde obtém-se o valor da medição do esforço muscular que posteriormente será conectado ao protoboard onde está o filtro de segunda ordem. Na figura 5.2 é apresentado o circuito para a filtração e amplificação.

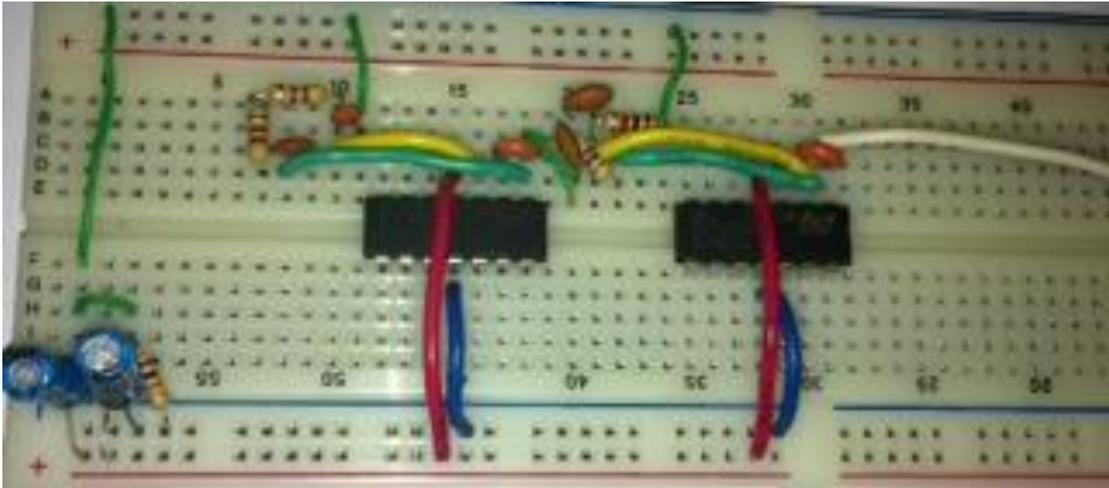


Figura 5.2: Filtros de segunda ordem montados. Fonte: Autora

O circuito de filtragem foi testado utilizando os eletrodos na configuração apresentada na seção 3.2, posicionado no músculo bíceps braquial. Foi utilizado um osciloscópio para a correta verificação da etapa de filtragem.

Realizou-se medições do músculo em repouso e em atividade na saída após serem filtrados pelo passa-alta e passa-baixa. Na figura 5.3 são apresentados o sinal ainda sem o filtro de segunda ordem na parte superior, e na parte inferior o sinal filtrado em uma posição de repouso.

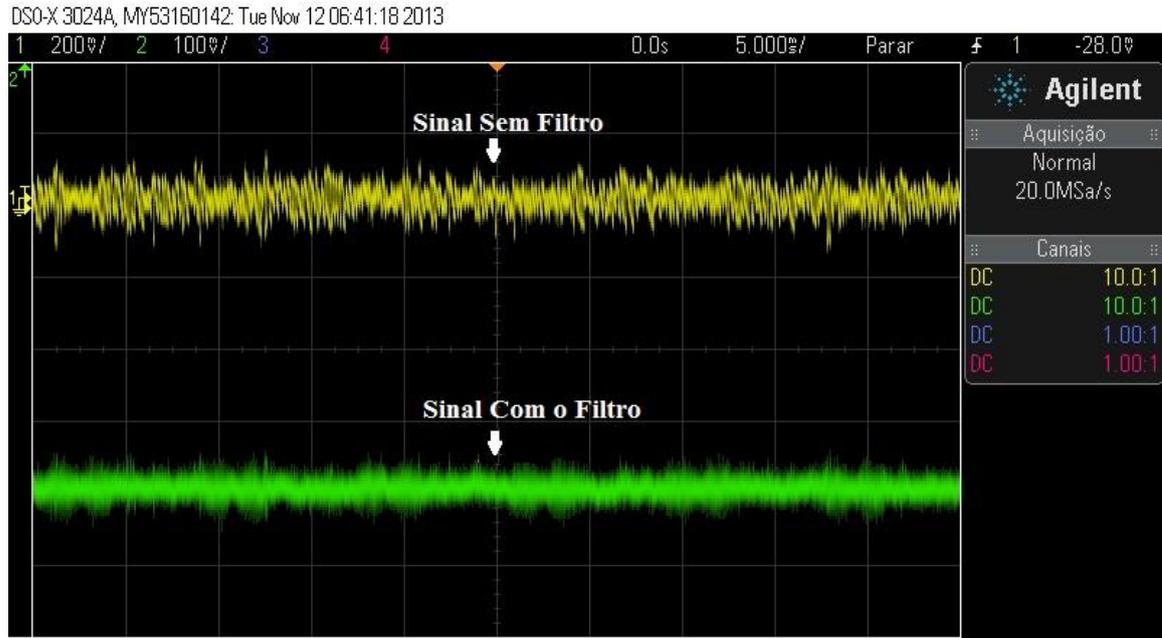


Figura 5.3: Sinal eletromiográfico sem filtro na parte superior e com filtro na parte inferior. Músculo em repouso.

Na figura 5.4 é apresentado o sinal de um esforço muscular, possibilitando observar a diferença nítida entre os sinais sem e com o filtro de segunda ordem.



Figura 5.4: Sinal sem filtro é apresentado em amarelo e sinal com filtro em verde.

Constata-se a eliminação da DC após a filtragem e amplificação, pois o filtro passa-alta possui frequência de corte próximo de 10hz, o qual rejeita o sinal de 0Hz.

Na figura 5.5 apresenta o projeto montado. No canto inferior esquerdo possível observar a placa que faz a aquisição dos sinais, sua saída é conectada ao protoboard onde contém o filtro de Sallen-Key. Após a passagem do sinal pelo filtro, o sinal de saída é conectado à porta analógica do Arduino.

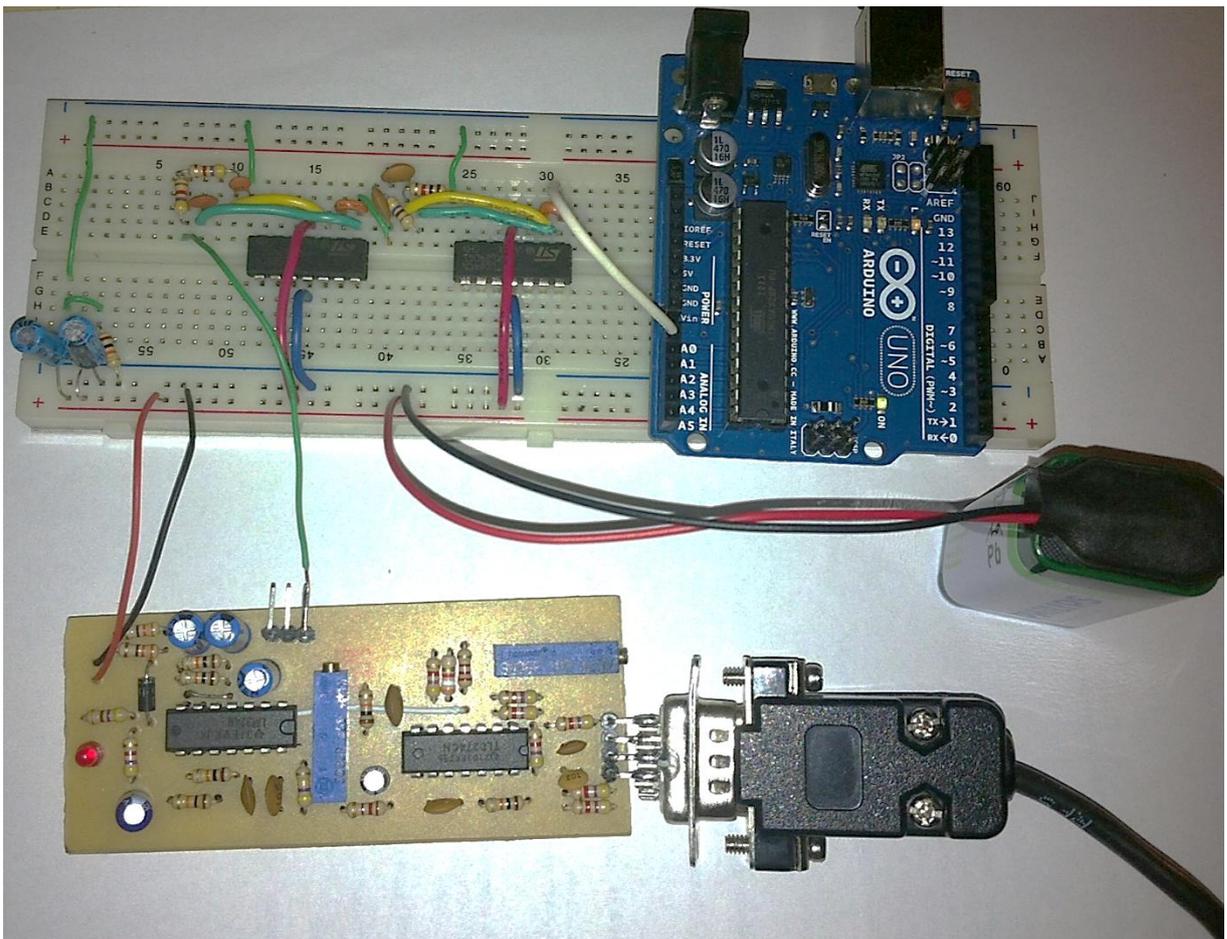


Figura 5.5: Projeto montado. Fonte: Autora

Através da programação feita para o Arduino, quando houver uma ativação muscular será representado por uma seta do teclado, posteriormente será enviado via USB para o computador, obtendo a interação como o jogo.

O projeto foi testado em jogos de corrida de carros, foi utilizado o jogo Asphalt 7, observando que o jogo já é instalado no computador e se o mesmo tiver acesso à internet, pode

jogar com outros que possui a mesma característica, ou seja, inicialmente controlado pelo teclado.

Como foi usado apenas uma placa que faz a captura dos sinais, sendo configurado o uso da tecla da seta com posição para cima. Na maioria desses jogos essa configuração é o frequentemente utilizado, isto é, representando a aceleração do carro. Mediante dessa informação, o paciente que estiver na sessão de fisioterapia pode exercitar o controle de força.

5.4 – Custos da Arquitetura Proposta

Os custos são referentes ao *hardware* desenvolvido. A tabela 2 apresenta os custos da arquitetura proposta.

Tabela 2: Custos da arquitetura proposta.

Materiais	Quantidade	Custo	Total
Protoboard	1	R\$ 13,80	R\$ 13,80
Bateria de 9V	1	R\$ 3,50	R\$ 3,50
CI TL084CN	2	R\$ 0,57	R\$ 1,14
Resistor de 470	2	R\$ 0,04	R\$ 0,08
Resistor de 4k7	2	R\$ 0,04	R\$ 0,08
Resistor de 1k	1	R\$ 0,04	R\$ 0,04
Capacitor de 22 μ F	2	R\$ 0,05	R\$ 0,10
Capacitor de 47nF	1	R\$ 0,05	R\$ 0,05
Capacitor de 100nF	1	R\$ 0,05	R\$ 0,05
Clipe para bateria 9V	1	R\$ 0,44	R\$ 0,44
Arduino	1	R\$ 76,00	R\$ 76,00
Total			R\$ 95,28

Fonte: Autora

Observa-se que o custo é inferior ao diversos aparelhos que envolvem jogos com sinais eletromiográficos, no qual a arquitetura possui uma precisão suficiente para realizar análises básicas e interagir com o jogo.

5.5 – Avaliação Global da Arquitetura

De modo geral, a arquitetura cumpre os objetivos propostos, a filtragem foi satisfatória e a representação dos circuitos de aquisição dos sinais pelas principais teclas do teclado utilizadas em um jogo. Observa-se algumas vantagens dessa implementação, tais como, a utilização de uma plataforma *open-source*, possibilitando encontrar ajuda e implementações em comunidades do Arduino; a programação simples com a oportunidade de utilizar mais sensores de músculo.

Entretanto, quando o indivíduo está interagindo com o jogo, ocorre por alguns instantes, a não comunicação com o computador, necessitando a conexão USB novamente, assim como o tempo de resposta é um pouco demorado. Um outro ponto fraco da implementação é a ausência de uma interface que apresente ao fisioterapeuta o sinal do músculo e assim como para a inserção do valor de ganho muscular, pois cada pessoa contém um valor próprio podendo variar.

Com relação aos pontos fortes, é um modelo prático, com facilidade de transporte e conexão com o computador e acessível a todas pessoas.

A figura 5.6 apresenta o projeto em funcionamento. A conexão entre os módulos do projeto é de acordo como apresentado na seção 5.3, resultados da aplicação da arquitetura. Observa-se que a captura do sinais é feita através de eletrodos de superfície, estão conectados na placa que faz a aquisição, depois os sinais serão filtrados e posteriormente processados no Arduino para o envio dos dados para o computador. A codificação para o processamento no Arduino está no Apêndice.



Figura 5.6: Projeto em funcionamento. Fonte: Autora

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO

6.1 – Conclusões

O uso de tecnologias para a reabilitação de pessoas com deficiência motora ou lesão têm sido um dos principais assuntos de discussão na área da saúde. Os fisioterapeuta fundamentam-se em objetivos e requisitos para o desenvolvimento de implementação de jogos virtuais que proporcionam um tratamento auxiliar aos exercícios regulares, devem adicionar ludicidade e dinamismo ao tratamento.

Neste trabalho, foi proposto uma arquitetura que a partir dos sinais mioelétrico irá interagir com jogo virtual já instalado no computador e que o sensor de músculo irá representar alguma seta do teclado. Conclui-se que o sistema descrito atingiu os objetivos gerais propostos, foi possível observar a interação com o *game*, através da representação dos botões presentes na programação do Arduino.

Os objetivos específicos foram alcançados, a filtragem dos sinais, obtendo uma faixa de frequência satisfatória, adquirindo uma atenuação dos componentes de frequência e ruído. A escolha do amplificador contribuiu para o cancelamento do sinal de modo comum, que são os sinais indesejados detectados em ambos eletrodos, pois contém um CMRR de 80dB.

A performance do filtro pôde ser analisada no osciloscópio digital, tendo resultados visualmente melhorados, devido ao uso do filtro de Butterworth. Com essa características a resposta de frequência é plana na banda de passagem, não havendo ondulações e se aproxima de zero na banda de corte.

A programação para o Arduino da representação das teclas é simples para facilitar o envio das informações, assim tendo um processamento mais eficaz no momento da interação com o jogo virtual e possibilitando o paciente executar os movimentos de força em qualquer membro, de acordo com a lesão que contiver.

Com o uso dos jogos virtuais tem-se a possibilidade de melhorar o tratamento da reabilitação fisioterapêutica através da diversão que eles propõe, além de apresentar uma motivação a mais para os pacientes infantis, tornando as sessões mais agradáveis.

Foi possível observar o seu baixo custo, acessível a pessoas carentes, fácil transporte e assim como a sua utilização, sendo possível o paciente utilizar em casa, de acordo com as orientações de um profissional da saúde.

6.2 – Sugestões para Trabalhos Futuros

Durante a execução do projetos, várias outras ideias surgiram como continuação do trabalho, tais como:

- a) Construção de eletrodos sem fio, com isso possibilitaria o paciente executar mais movimentos durante o jogo. O sistema enviaria os dados dos sinais via *wireless*, para o Arduino e com isso ele processaria os dados, enviando tal como o projeto desenvolvido para se comunicar com o jogo virtual. Observando que necessitaria de novos tipos de filtros, senão irá interferir nos resultados.
- b) Jogos voltados a exercícios específicos, pois cada paciente possui uma patologia diferente, mas que está envolvido em grupo mais amplo para aquela lesão, então poderia desenvolver jogos para cada lesão mais comum, facilitando a integração dos exercícios já executados manualmente aos serem desenvolvidos nos jogos.
- c) Com relação ao circuito que faz a aquisição do sinal, melhorias podem ser realizadas também. O utilizado foi produzido artesanalmente tendo a possibilidade de capturar ruídos também, porém se fosse produzida industrialmente, os ruídos seriam bem menores, assim melhorando o sinal capturado.

REFERÊNCIAS

- ALBUQUERQUE, E. C.; SCALABRIN, E. E. O uso do computador em programas de reabilitação neuropsicológico. *Psicologia Argumento*, Paraná, v. 25, n. 50, 2007.
- ANDRADE, N. A. Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos de superfície para a utilização no controle de próteses motoras ativas. *Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica*, 2007.
- BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. D. *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography*. 5ª. ed. [S.l.]: [s.n.], 1985.
- BEKKER, T. M.; EGGEN, B. H. Designing for children's physical play. *CHI '08 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, 2008. 2871-2876.
- BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. *Dispositivos Eletrônicos e de Teoria de Circuitos*. 8ª. ed. São Paulo: Prentice Hall, 2004.
- COSTA, A. Q.; BETTI, M. Mídias e jogos: do virtual para uma experiência corporal educativa. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, Campinas, v. 27, n. 2, p. 165-178, Janeiro 2006.
- DELSYS. Neuromuscular Research Center. Site da Delsys, 2002. Disponível em: <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials_Technical%20Notes.html>. Acesso em: Setembro 2013.
- FRITZ-WALTER, Z.; JONES, S.; TJONDRONEGORO, D. Detecting gesture force peaks for intuitive interaction. *Proceedings of the 5th Australasian Conference on Interactive Entertainment*. Austrália: [s.n.]. 2008. p. 475-483.
- GARDINER, M. D. *Manual de Terapia por Exercícios*. 4ª Edição. ed. [S.l.]: Santos, v. I, 1995.
- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. *Development of recommendations for SEMG*. 5ª. ed. [S.l.]: [s.n.], v. 10, 2000.
- HUANG, J.-D. *Kinerehab: a kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities*. Kinerehab: a kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities. Nova York: [s.n.]. 2011. p. 319-320.
- LEDER, R. S. et al. Nintendo Wii Remote for Computer Simulated Arm and Wrist Therapy in Stroke Survivors with Upper Extremity Hemiparesis. *Proceedings of Virtual Rehabilitation*, Vancouver, p. 74-80, 2008.
- LUCA, C. D. *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition*. [S.l.]: [s.n.], 2003.
- LYNCH, D. et al. Continuous passive motion improves shoulder joint integrity following stroke, 2005.
- MALVINO, A.; BATES, D. J. *Eletrônica*. 7ª. ed. São Paulo: McGraw-Hill, v. 2, 2007.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Instrumentação em Eletromiografia. Escola de Educação Física e Esporte, São Paulo, p. 1-29, 2006.

MCROBERTS, M. Arduino Básico. São Paulo: Novatec, v. I, 2011.

MORITANI, T.; STEGEMAN, D.; MERLETTI, R. Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Generation. In: _____ Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. 1ª. ed. USA: John Wiley & Sons, 2004. Cap. 1.

MULLER, F. F.; GIBBS, M. R.; VETERE, F. Taxonomy of Exertion Games. Proceedings of OZCHI, Australasian Computer Human Interaction Conference. Austrália: [s.n.]. 2008. p. 263-266.

ORTOLAN, R. L. Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação. Tese (mestrado), 2002.

PARIZKOVA, J.; CHIN, M. Obesity prevention and health promotion during early periods of growth and development. Journal of Exercise Science and Fitness, v. 1, n. 1, p. 1-14, 2003.

PATEL, V. L. et al. Cognitive and learning sciences in biomedical and health instructional design: a review with lessons for biomedical informatics education. J. Biomed, p. 176-197, 2009.

PERANI, L.; BRESSAN, R. T. Wii will rock you: Nintendo Wii e as relações entre interatividade e corpo nos videogames. VI Simpósio Brasileiro de Jogos para Computador e Entretenimento Digital. São Leopoldo: [s.n.]. 2007.

PERTENCE, A. Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos. 6ª. ed. [S.l.]: Bookman, 2007.

PIAGET, J. A Formação do Símbolo na Criança: imitação, jogo e sonho. Rio de Janeiro: Zanar, 1978.

PIEROZAN, C.; BRANCHER, J. A importância do jogo educativo e suas vantagens no processo Ensino e Aprendizagem. Congresso Nacional de Ambientes Hiperfídia para Aprendizagem. [S.l.]: [s.n.]. 2004.

RIZZI, L.; HAYDT, R. C. Atividades lúdicas na educação da criança. 6ª. ed. [S.l.]: Ática, 1997.

SINCLAR, J.; HINGSTON, P.; MASEK, M. Considerations for the design of exergames. Proceedings of the 5th international conference on Computer graphics and interactive techniques. [S.l.]: [s.n.]. 2007. p. 289-296.

TEIXEIRA, I. C. et al. Proposta de gamificação dos sinais mioelétricos aplicados na reabilitação fisioterapêutica em pacientes com dificuldades em executar movimentos em membros superiores ou inferiores. Centro Universitário de Brasília - UniCEUB, Brasília, 2012.

VAGHETTI, C. A. O.; BOTELHO, S. S. C. Ambientes virtuais de aprendizagem na educação física: uma revisão sobre a utilização de Exergames. Ciências & Cognição, v. 15, p. 76-88, 2010.

APÊNDICE A – CÓDIGO FONTE DA PROGRAMAÇÃO DO ARDUINO COM UM CIRCUITO CONDICIONADOR

```

#include "WProgram.h"
#include "EMGSensor.h"

/*****
Controlador de Músculo Arduino
Envia os controles do jogo para o computador

Projeto Final - Ingrid Teixeira
*****/

uint8_t buf[8] = { 0 }; /* Keyboard report buffer
void setup();
void loop();

/*****
Valores do Teclado
*****/

const int UP = 82;

/*****
Definir os valores dos sensores
args:
- pino = numero do pino analógico
- valorGanho value = valor min ADC pra indicar o
sensor ativado
*****/
EMGSensor lBicep(0, 300); //Biceps esquerdo
void setup(){
    Serial.begin(9600);
    delay(200);
}
void loop(){
    /*****
    OBTENDO O VALOR DO SENSOR
    *****/
    lBicep.update();

    /*****
    Função dos Botões
    *****/

    if(lBicep.acionar()){
        buf[2] = UP;
    }else{
        buf[2] = 0;
    }
    /*****
    Envia para o computador
    *****/
    Serial.write(buf, 8); // Envia os valores do botões "pressionados"
    delay(100);
}

```

APÊNDICE B – CÓDIGO FONTE DA PROGRAMAÇÃO DO ARDUINO COM DOIS CIRCUITOS CONDICIONADORES

```

#include "WProgram.h"
#include "EMGSensor.h"
/*****
Controlador de Músculo Arduino
Envia os controles do jogo para o computador

Projeto Final - Ingrid Teixeira
*****/
uint8_t buf[8] = { 0 }; /* Keyboard report buffer */
void setup();
void loop();
boolean acionarUp = false;
/*****
Valores do Teclado
*****/
const int RIGHT = 79;
const int LEFT = 80;
const int DOWN = 81;
const int UP = 82;
/*****
Definir os valores dos sensores
args:
- pino = numero do pino analógico
- valorGanho value = valor min ADC pra indicar o
sensor ativado
*****/
EMGSensor rBicep(0, 300); //Biceps direito
EMGSensor lBicep(1, 300); //Biceps esquerdo

void setup(){
  Serial.begin(9600);
  delay(200);
}

void loop(){
  /*****
OBTENDO OS VALORES DOS SENSORES
*****/
  rBicep.update();
  lBicep.update();

  /*****
VERIFICA A COMBINAÇÃO DOS BOTÕES
*****/
  if( rBicep.acionar() && lBicep.acionar()){
    acionarUp = true;
  }else{
    acionarUp = false;
  }
}

```

```

/*****
Função dos Botões
*****/
if(!acionarUp){
    if(lBicep.acionar() &&!rBicep.acionar()){
        buf[2] = LEFT;
    }else
        if(!lBicep.acionar() && rBicep.acionar()){
            buf[2] = RIGHT;
        }else{
            buf[2] = 0;
        }
}
else
{
    if(acionarUp){
        buf[3] = UP;
    }else{
        buf[3] = 0;
    }
}
/*****
Envia para o computador
*****/
Serial.write(buf, 8); // Envia os valores do botões "pressionados"
delay(100);
}

```

**APÊNDICE C – ARTIGO PUBLICADO NO 12º CONGRESSO NACIONAL DE
INICIAÇÃO CIENTÍFICA (CONIC-SEMESP)**

Proposta de gamificação dos sinais mioelétricos aplicados na reabilitação fisioterapêutica em pacientes com dificuldades em executar movimentos em membros superiores ou inferiores

Ingred C. Teixeira¹, Tomás S. Godoi¹, Samantha C. Limonge¹, Matheus Assis¹

¹Departamento de Engenharia da Computação
UniCEUB, Centro Universitário de Brasília
SEPN 707/907 Asa Norte, CEP 70790-075, Brasília, DF (Brasil)

Resumo. Este artigo apresenta um sistema de condicionamento para a coleta e análise de sinais Eletromiográficos (EMG), através de medições dos sinais nervosos, que surgem com a produção de esforços musculares e que são quantizados através de games em fases, conforme o exercício recomendado pelo fisioterapeuta. A gamificação dos sinais mioelétricos visa melhorar o desempenho na reabilitação de membros superiores ou inferiores, oferecendo um feedback motivacional ao paciente, através de desafios moldados em etapas. O sistema proposto é composto por um hardware, o amplificador de eletromiografia, um software analisador de sinais e o desenvolvimento de vários games conforme as necessidades do paciente. As medições dos sinais mioelétricos e sua tratativa são executadas pelo software analisador, peça fundamental para o funcionamento adequado dos games conforme os exercícios atribuídos pelo profissional de fisioterapia.

Palavras-chave

Gamificação, prótese, sinais mioelétricos, reabilitação fisioterapêutica, movimentos.

1. Introdução

Eletromiografia é uma técnica que se propõe a estudar os fenômenos bioelétricos que ocorrem no corpo humano dentro das membranas celulares na musculatura humana e em todo o sistema nervoso. O espectro de frequências dos sinais mioelétricos estendem-se de 10Hz a 500Hz para a maioria dos eletrodos de superfície, para fins cinesiológicos que é o alvo desse trabalho. No cérebro humano, há uma grande quantidade de atividade neural que nos define como somos e o que fazemos. O amplificador de eletromiografia é utilizado mediante o uso de instrumentos eletrônicos que disponibilizam informações relacionadas à resposta captada por um determinado esforço muscular [1].

Nesse contexto, torna-se importante obter o sinal elétrico produzido pelo esforço muscular, utilizando um amplificador de eletromiografia, que amplifica o sinal captado e um software processa os sinais e apresenta em tela sua amplitude e sons gerados pela atividade muscular. Após o sinal captado, amplificado e analisado, um software com o sinal captado e o paciente efetua os exercícios necessários a sua reabilitação, recebendo um feedback através do game conforme a recomendação do terapeuta, que acompanha e avalia o sinal captado. O EMG é a base para captar os sinais, sendo bastante útil em procedimentos de fisioterapia e outros campos de pesquisa, e consegue obter informações sobre a atividade elétrica do músculo que é induzido, assim podemos efetuar o processamento e a gamificação dos sinais [2].

Antes do surgimento do amplificador de EMG, clínicos confiavam apenas em seu “tato” ou na inspeção visual para diagnosticar os músculos que estavam sendo analisados durante a excitação. Com o amplificador de Eletromiografia, software de processamento e o game, teremos mais objetividade e exatidão no diagnóstico e auxílio na recuperação de pacientes que apresentem lesões em membros superiores ou inferiores. Nesse cenário, torna-se mais fácil os clínicos e terapeutas obterem um resultado melhor da situação do músculo analisado, e assim auxiliar o paciente em sua recuperação [3].

O eletromiógrafo proposto (hardware) para captura dos sinais será desenvolvido com amplificador operacional diferencial e filtros baseado na família TLC274CN e os softwares para processamento de

sinais e gamificação são desenvolvidos em linguagem de programação Java. Os games desenvolvidos são elaborados para exercícios de reabilitação que envolve força e controle dos membros superiores ou inferiores. Vamos aplicar nesse trabalho o conceito de gamificação, que consiste em usar estrutura e dinâmica encontrada em jogos para motivar e aprimorar os pacientes em reabilitação fisioterapêutica em membros superiores ou inferiores [4].

2. Metodologia

Coletar, analisar e processar os sinais mioelétricos é de suma importância para o desenvolvimento do trabalho proposto, pois após as tratativas de sinais, o conceito da gamificação é aplicado, permitindo ao paciente em recuperação fisioterapêutica efetuar exercícios com auxílio de games que estimulem sua recuperação. Nesse cenário, como metodologia para desenvolvimento do trabalho proposto, o sistema é dividido nas seguintes etapas:

- A primeira etapa é formada pelo estudo e captação dos sinais mioelétricos do músculo analisado, com utilização de eletrodos de superfície. Os eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico.
- A segunda etapa é embasada no desenvolvimento de um circuito condicionador, que é constituído por filtros e amplificadores operacionais diferenciais responsáveis pela filtragem e amplificação do sinal de atividade muscular. Nessa fase, os sinais coletados do músculo em análise serão filtrados na faixa de 10Hz a 500Hz e após esse processo serão amplificados como base em amplificadores operacionais de alta sensibilidade, especificamente o operacional da família TLC274CN;
- A terceira etapa consiste no desenvolvimento de um software baseado em linguagem Java, capaz de receber os sinais coletados pelo EMG, processar matematicamente, apresentar sua forma de onda na tela do computador e apresentar de forma audível o ruído gerado pelo músculo em análise. O software prevê também mecanismos que permite mensurar a intensidade da força exercida pelo músculo e possibilidade de eliminar ruído fora da faixa de 10Hz a 500Hz do sinal EMG;

- Na quarta etapa o conceito da gamificação é aplicado para o desenvolvimento de jogos (games) que vão interagir com os sinais coletados pelo EMG e processados pelo software analisador de sinais. Por enquanto, estamos usando o Unity, que permite o desenvolvimento dos scripts dos jogos em linguagem C, Javascript, e para o protótipo inicial apresentamos dois jogos que são referentes a exercícios de força recomendados por fisioterapeuta;
- Por fim, a quinta etapa consiste em realizar testes no hardware do EMG e testes de interação dos games com o EMG e validação dos testes. Complementando a metodologia utilizamos o simulador de circuitos Proteus [5], multímetro digital, Eletrodos de superfície e computador para auxiliar os testes.

3. Desenvolvimento

Para desenvolver o sistema proposto é necessário analisar como os sinais eletromiográficos no corpo são transmitidos e a partir desse conhecimento desenvolver o protótipo para captação e amplificação das atividades musculares. Após o hardware EMG desenvolvido é possível projetar os softwares para análise e geração de games de interação com o paciente. Os formatos de onda EMG são processados por um amplificador diferencial com base no amplificador operacional TLC274CN de alta sensibilidade, impedância e ganho.

1. Sinais Eletromiográficos

São sinais mioelétricos gerados pelas contrações de nervos e músculos. Esses sinais apresentam tensões em níveis muito baixos, tipicamente variando entre $100\mu\text{V}$ a 2mV , com alta impedância e propensos a altos níveis de interferência de sinal e ruído [6]. O sinal EMG (eletromiográfico) pode ser definido pela equação 1:

$$EMG(t) = \sum_{j=1}^N SPAUM(t) + n(t) \quad (1)$$

Onde: SPAUM – série de potenciais de ação da unidade motora de 10Hz a 500Hz; $n(t)$ – Ruído, t - é o tempo de amostra.

O software que é desenvolvido para processar o sinal EMG da equação 1 realiza uma operação matemática

com o sinal, que é a transformada de Wavelet. A transformada de Wavelet decompõe uma função definida no domínio do tempo em outra função, definida no domínio do tempo e no domínio da frequência. Ela é indicada para processamento de sinais mioelétricos e que não entraremos em detalhes nesse trabalho e apresentaremos o software com essa funcionalidade embutida.

2. Desenvolvimento do circuito condicionar de sinais mioelétricos

Os sinais Eletromiográficos são captados através dos eletrodos de superfície, que são dispositivos transdutores de sinais. Os sinais captados pelos

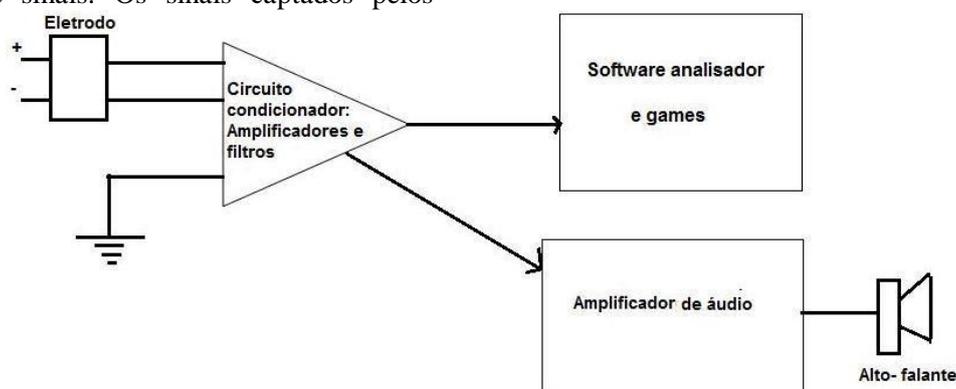


Fig. 1. Diagrama em blocos do sistema proposto

O sinal captado pelo eletrodo é aplicado em um circuito amplificador diferencial com filtros na faixa de 10Hz a 500Hz, faixa dos sinais EMG [7]. Depois de amplificados, são enviados para o software analisador e amplificador de áudio. O software analisador é responsável por exibir na tela do computador a forma de onda do sinal EMG capturado no músculo em estudo e também apresenta funções de filtragem, mediações de intensidade força e tela personalizada que possibilita ao profissional de fisioterapia fazer diagnósticos em membros superiores ou inferiores. A tela do software para geração do game é apresentado apenas para o paciente em outro computador, no entanto, quem seleciona o game é o terapeuta e sua escolha é função do exercício. O circuito condicionador é projetado

eletrodos de superfície precisam ser amplificados devido a sua amplitude ser muito baixa. Os ruídos provenientes dos batimentos cardíacos, aparelhos eletrônicos podem provocar interferências no circuito condicionador.

Nesse cenário, é necessário desenvolver filtros de sinais na faixa de 10Hz e 500 Hz em conjunto com amplificadores diferenciais e amplificadores de áudio, esse nos permite ouvir a atividade muscular. A figura 1 abaixo apresenta o diagrama em blocos do circuito condicionador com amplificador de áudio e filtros.

baseado no amplificador operacional TLC274CN, que possui alta impedância e ganho. A filtragem do sinal ocorre na faixa de 10Hz a 500Hz. O amplificador diferencial com os filtros RC na entrada que tem a função de eliminar os ruídos de atividades provindas dos outros músculos, os sinais cardíacos e outros tipos de interferências eletromagnéticas deixando passar apenas os sinais de EMG do músculo analisado (figura 2). O filtro de RC pode ser obtido através da equação 2.

$$f = \frac{1}{2\pi * R * C} \quad (2)$$

Onde: f - é a frequência de corte, R - Resistência em ohms (Ω), Capacitância em Faraday.

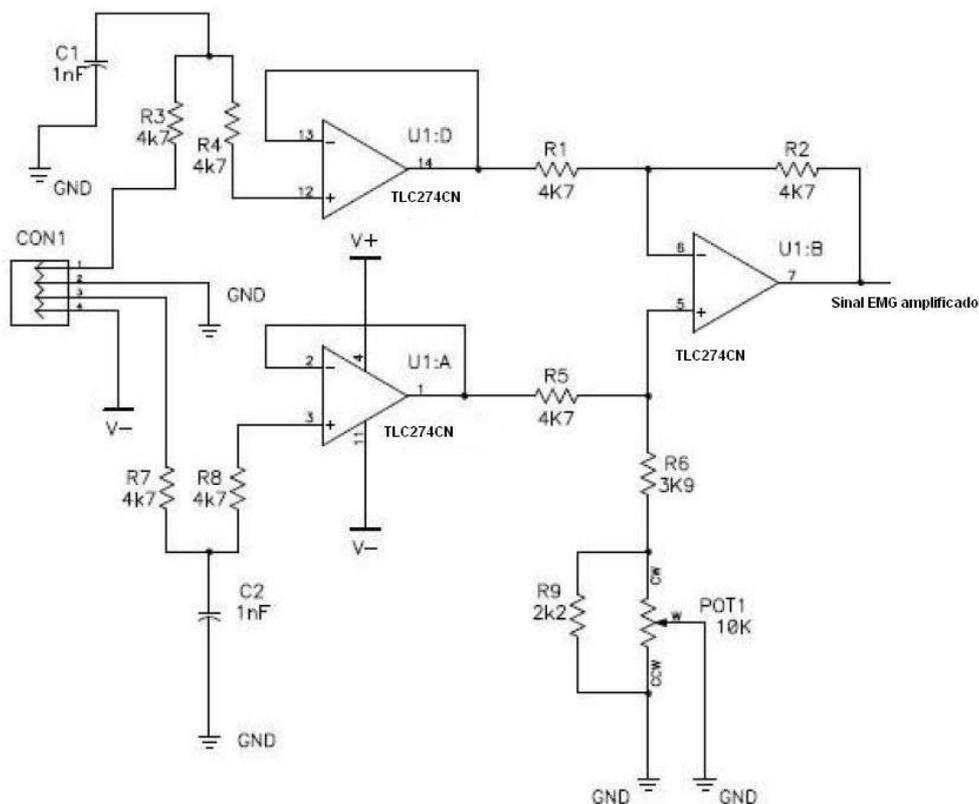


Fig. 2. Circuito condicionador

A figura 3 apresenta o projeto do amplificador de áudio, cuja função é amplificar o ruído da atividade muscular. O projeto desse módulo é utilizado um chip TDA7052B, onde as funções de amplificação

são integradas. Os capacitores e resistores externos são indicados pelo fabricante para filtragem de ruídos externos [8], [9].

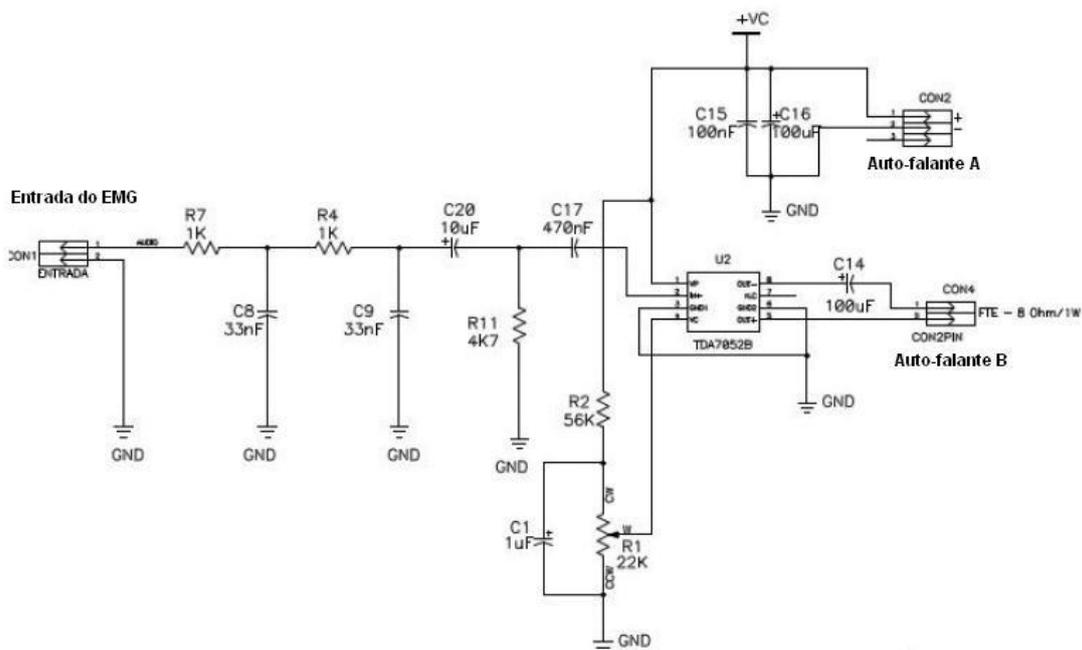


Fig. 3. Amplificador de áudio

3. Projeto do software analisador e games

O software analisador é desenvolvido em linguagem Java e apresenta a função de processador de sinais, que são enviados pelo circuito condicionador e capturados pelo software. Ele apresenta os resultados em uma tela de computador, com funções de medição

de força, gravação dos sinais, reprodução, filtragem dos sinais e o processamento é feito via transformada de Wavelet. A figura 4 abaixo apresenta uma tela do software processando um determinado sinal EMG capturado pelo circuito condicionador em um membro superior.

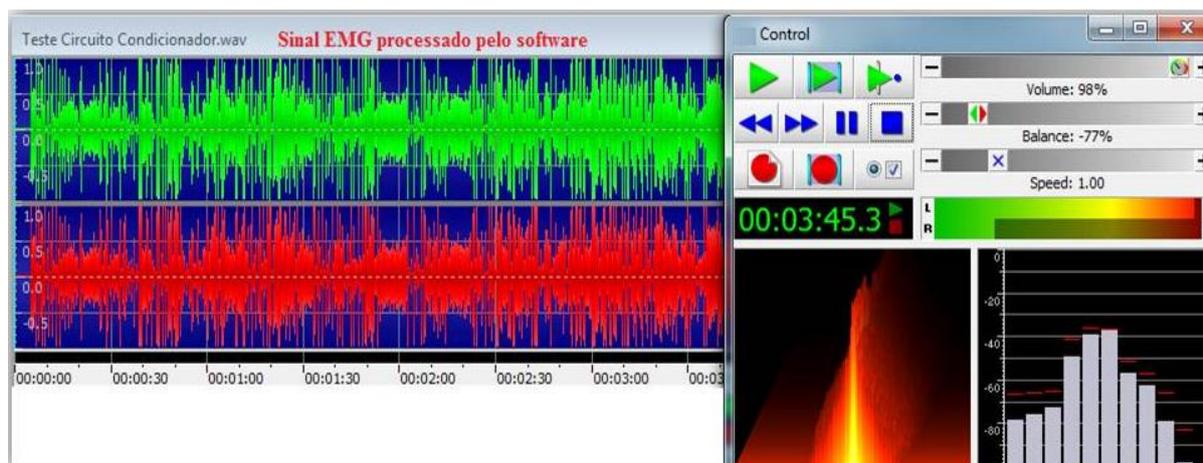


Fig. 4. Tela de um sinal EMG processado pelo software desenvolvido

O sinal EMG capturado e processado pelo software é enviado para o game, que conforme o movimento do paciente opera o game especificado pelo terapeuta.

Os games são desenvolvidos na plataforma Unity, utilizando o suporte nativo a captura de sinal de microfone para capturar o sinal mioelétrico amplificado. O sinal então é utilizado como controlador do jogo e o sinal EMG capturado pelo circuito condicionador é analisado pelo terapeuta.

No primeiro game de corrida, o esforço do paciente é traduzido na velocidade do personagem, que no primeiro protótipo é representado por uma bola branca competindo com uma vermelha que é acelerada por uma força constante. A figura 5 apresenta a tela do jogo de corrida.

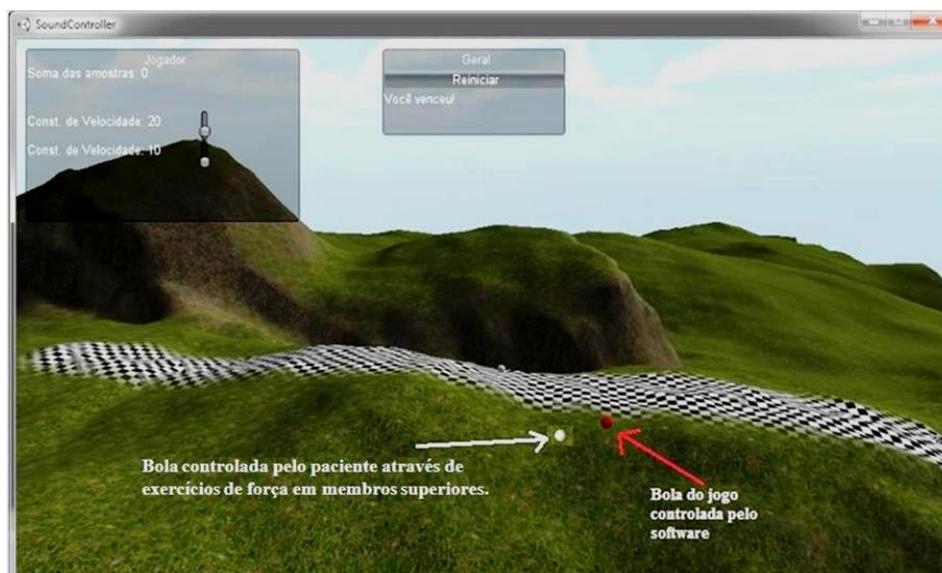


Fig. 5. Jogo de corrida para exercícios de força em membros em recuperação

A dificuldade do jogo é definida pela distância e relevo do terreno do cenário escolhido e por parâmetros configurados pelo terapeuta, como a sensibilidade da captura, limiar de ativação do controlador e velocidade do oponente. No segundo jogo, que simula uma cobrança de pênalti em um jogo de futebol, o esforço do paciente define a força do chute e deve ser concentrado em um tempo limitado. Os parâmetros controlados pelo terapeuta incluem a velocidade de movimento do goleiro, que no protótipo é representado por uma parede, o tempo disponível para o paciente encher a barra de força do chute, a quantidade de cobranças de pênalti realizadas, a sensibilidade da captura e limiar de ativação do controlador.

4. Resultado

O protótipo apresenta resultados satisfatórios, no entanto, ainda encontra-se fase de ajustes finais e desenvolvimento. O sistema já é capaz de captar o sinal mioelétrico, processar via software, interagir com o game de corrida. Testes em membros superiores foram realizados e obtivemos boa resposta no quesito qualidade do sinal, processamento e interação com o game. A figura 6 apresenta o protótipo pronto e em teste em um membro superior (braço) e com sua interação com o game.

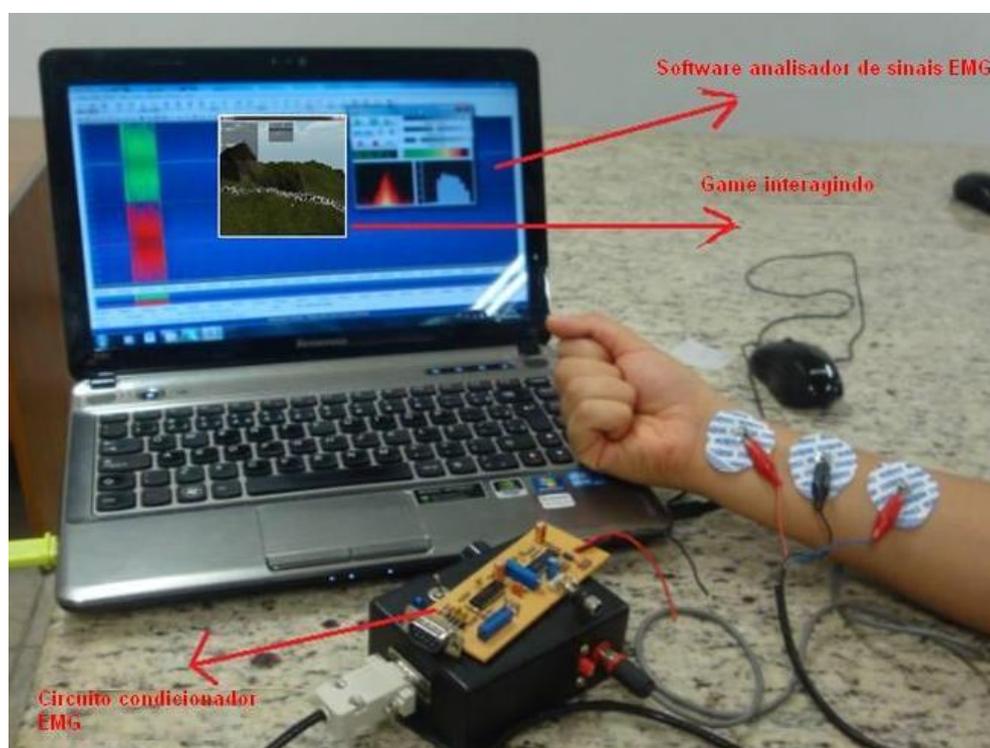


Fig. 6. Protótipo do sistema em teste de membro superior

5. Conclusões

Com a aquisição do sinal mioelétrico, que é amplificado, filtrado e processado pelo software, a resposta medida atende as expectativas esperadas e também permitiu boa interação com o game. O fisioterapeuta pode com o auxílio do protótipo, estudar e analisar o comportamento de uma musculatura qualquer em pacientes em reabilitação ou não. Por outro lado, o paciente obtém um feedback de sua recuperação através do game motivando sua reabilitação. A obtenção do sinal mioelétrico depende muito de cada paciente, pois alguns possuem sinais Eletromiográficos (EMG) mais forte que outros em seu organismo. No entanto, o circuito condicionador projetado apresenta ganho ajustável, compensando as perdas que ocorrem de pessoa para pessoa

Referências

- [1] N. A. Andrade, *Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais eletromiográficos de superfície para a utilização no controle de próteses motoras ativas*, Brasília, 2007.
- [2] A. C. Amadio e R. C. Araujo, “Análise biomecânica da ativação das porções superficiais do músculo,” *Revista Brasileira de Fisioterapia*, vol. I, pp. 13-20, 1996.
- [3] C. J. De Luca, "Delsys," 2002. [Online]. Available: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf. [Accessed 12 Abril 2013].
- [4] K. M. Kapp, *The gamification of learning and instruction: game-based methods and strategies for training and education*, Pfeiffer, 2012.
- [5] “Labcenter electronics - Proteus,” Labcenter electronics, 2013. [Online]. Available: <http://www.labcenter.com/>. [Acesso em Abril 2013].
- [6] A. C. D. Ricciotti, *Utilização de wavelets no processamento de sinais EMG*, Uberlândia, 2006.
- [7] S. B. O'Sullivan e T. J. Schmitz, *Fisioterapia - Avaliação e Tratamento*, São Paulo: Manole, 2008.
- [8] “NXP Semiconductors,” 15 Agosto 1997. [Online]. Available: http://www.nxp.com/documents/data_sheet/TDA7052B.pdf. [Acesso em Novembro 2012].
- [9] A. P. Júnior, *Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos*, Bookman, 2003.

ANEXO A – DATASHEET DO ARDUINO UNO

Technical Specification

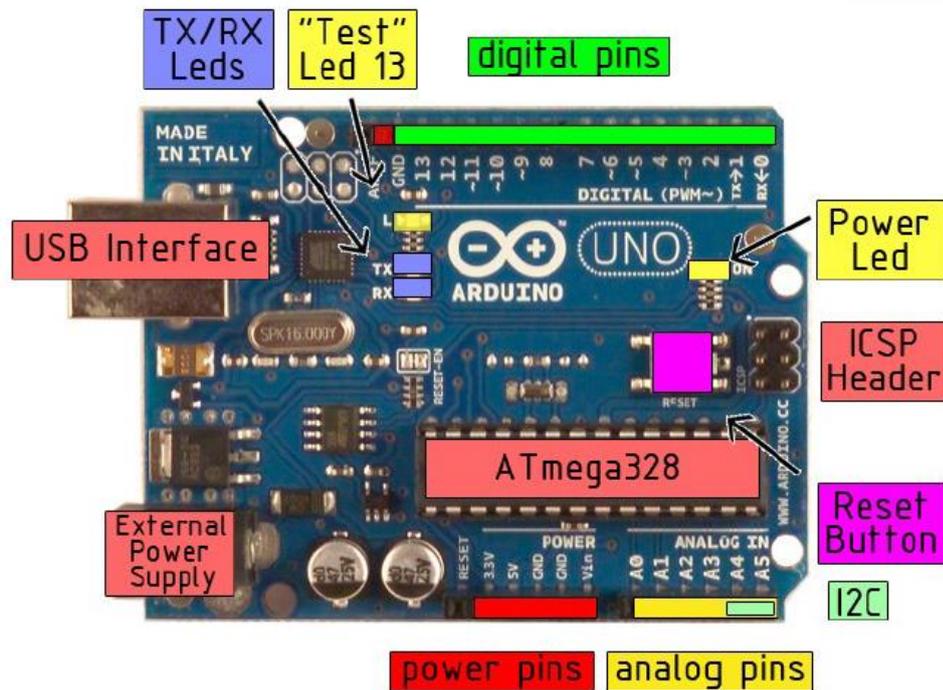


EAGLE files: [arduino-duemilanove-uno-design.zip](#) Schematic: [arduino-uno-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

the board



radiospares

RADIONICS



Power

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

Memory

The Atmega328 has 32 KB of flash memory for storing code (of which 0,5 KB is used for the bootloader); It has also 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- **Serial: 0 (RX) and 1 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip .
- **External Interrupts: 2 and 3.** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- **SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK).** These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language.
- **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.



radiospares

RADIONICS



The Uno has 6 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the [analogReference\(\)](#) function. Additionally, some pins have specialized functionality:

- **I²C: 4 (SDA) and 5 (SCL).** Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#).

There are a couple of other pins on the board:

- **AREF.** Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).
- **Reset.** Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

See also the [mapping between Arduino pins and Atmega328 ports](#).

Communication

The Arduino Uno has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provides UART TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An ATmega8U2 on the board channels this serial communication over USB and appears as a virtual com port to software on the computer. The '8U2 firmware uses the standard USB COM drivers, and no external driver is needed. However, on Windows, an *.inf file is required..

The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the USB-to-serial chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Uno's digital pins.

The ATmega328 also support I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the [documentation](#) for details. To use the SPI communication, please see the ATmega328 datasheet.

Programming

The Arduino Uno can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Uno w/ ATmega328" from the **Tools > Board** menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega328 on the Arduino Uno comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega8U2 firmware source code is available . The ATmega8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2. You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader).



radiospares

RADIONICS



Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Uno is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega328 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Uno is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Uno. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Uno contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics

The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.



radiospares

RADIONICS



How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

Linux Install

Windows Install

Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>
Arduino-0017>Examples>
Digital>Blink**

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

In **Tools>Board** select

Now you have to go to **Tools>SerialPort** and select the right serial port, the one arduino is attached to.

```

Blink | Arduino 0017
File Edit Sketch Tools Help
Blink$
int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13

// The setup() method runs once, when the sketch starts

void setup() {
  // initialize the digital pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

// the loop() method runs over and over again,
// as long as the Arduino has power

void loop()
{
  digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
  delay(1000); // wait for a second
  digitalWrite(ledPin, LOW); // set the LED off
  delay(1000); // wait for a second
}
  
```



Done compiling.

Press Compile button
(to check for errors)



Upload



TX RX Flashing



Blinking Led!

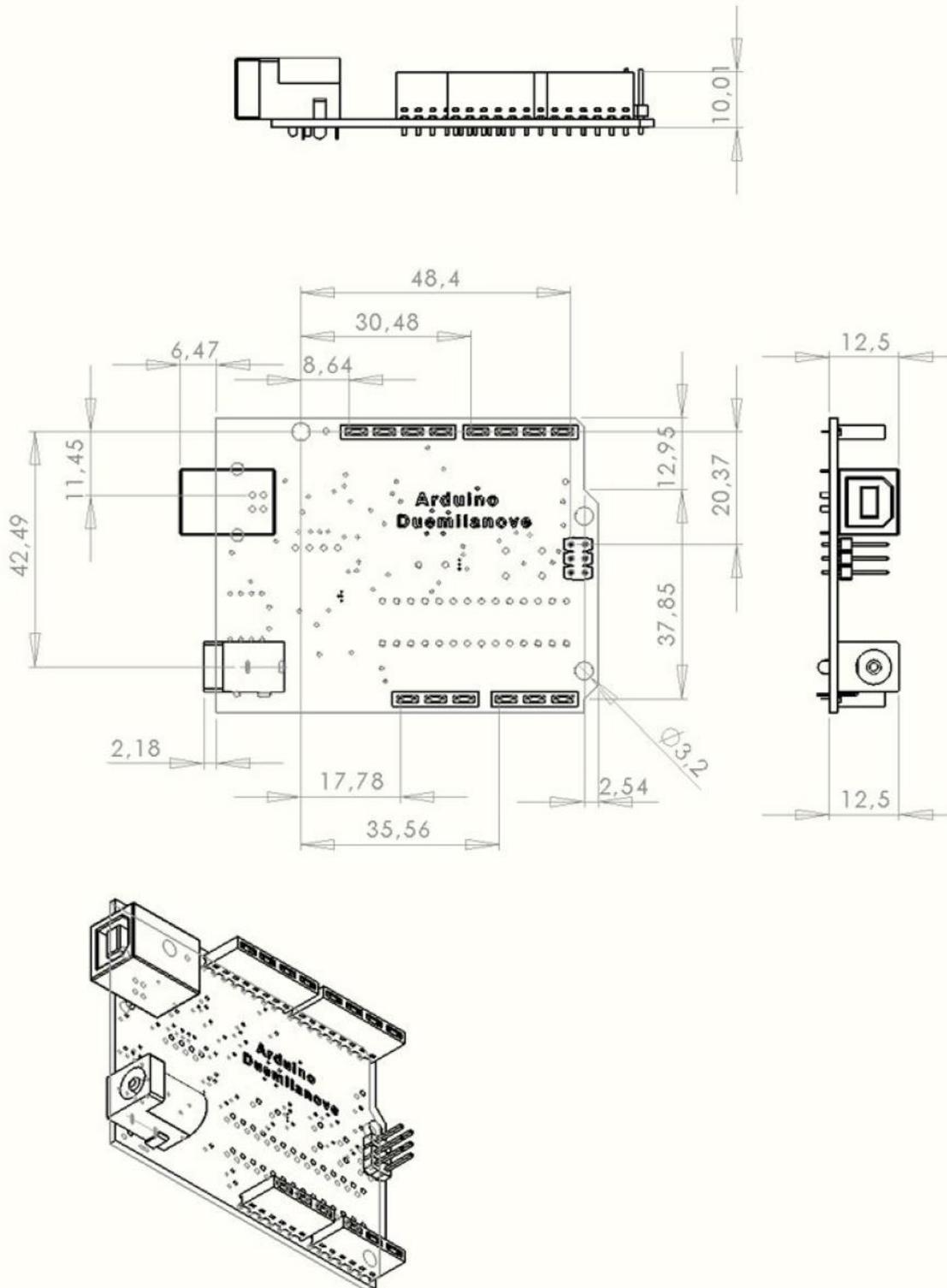


radiospares

RADIONICS



Dimensioned Drawing



radiospares

RADIONICS

