

TEKBAND – Desenvolvendo um dispositivo autônomo de eletroestimulação

Italo Amaral de Oliveira¹, Jadson Marliere de Oliveira², Wagner Junior Vieira³

Orientador(a): Fabiola Caruso⁴

1. Metrocamp - Acadêmico Devry Brasil - Fisioterapia, italoamaraldeoliveira@gmail.com
2. Metrocamp - Devry Brasil - Acadêmico Engenharia de computação, jds.eng@hotmail.com
3. Metrocamp - Devry Brasil - Acadêmico Engenharia de computação, junior.wagner.vieira@gmail.com
4. Metrocamp - Devry Brasil - Docente Fisioterapia, fcaruso@metrocamp.edu.br

Resumo

Na época atual a evolução e criação de equipamentos voltados a saúde atingiram um nível considerável, seja com o barateamento e avanço de tecnologias específicas na área de computação, hardwares e softwares, a globalização intensa e propagação de informações relacionadas. A grande demanda por equipamentos mais acessíveis na área terapêutica e com maior independência de um operador, justifica a procura por aprimorar sistemas já existentes ou inovar com novas ideias. A partir disso foi desenvolvido o Tekband® um sistema de eletroestimulação autônomo, capaz de auxiliar o movimento voluntário, afim de aumentar a qualidade funcional e execução motora de qualquer individuo. Neste projeto associamos a eletroestimulação a eletromiografia, com base em um conceito chamado Brain Computer Interface. Para a comunicação entre esses dois processos citados, entrada, aquisição do sinal (eletromiografia) e a saída (eletroestimulação) utilizamos o microcontrolador Arduino® Uno, possibilitando a sua programação e controle de acordo a nossa necessidade. O objetivo é Desenvolver um protótipo de eletroestimulação funcional autônoma, de baixo custo, dinâmico possibilitando diversas aplicações. O trabalho e composto basicamente em três etapas, sendo elas: A) Coleta de dados relativos ao funcionamento da contração muscular, conversão de correntes elétricas em correntes biológicas, parâmetros necessários para concepção do aparelho e suas aplicabilidades. B) desenvolvimento dos layouts, diagramas e possíveis modelos, busca por componentes compatíveis ao projeto e montagem final do protótipo. C) Testes em laboratório do aparelho. Após diversos ensaios, chegamos ao modelo final de placa que consegue captar sinais musculares e emitir sinais para estimulação.

Palavras chaves: Eletroestimulação, Bandagem, FES, Eletromiografia, Fisioterapia, Arduino

1. Introdução

Há mais de 200 anos atrás *Luigi Aloisio Galvani*, medico, físico, biólogo e filosofo italiano, descreveu que um músculo poderia ser estimulado eletricamente, seguindo o seu trajeto nervoso (WANG et al., 2010).

De acordo com Agne (2011), o termo eletroestimulação refere-se a emissão de impulsos elétricos gerados por equipamentos, apresentando características fisiológicas semelhantes aos sinais elétricos gerados pelo sistema nervoso, que levam a contração muscular.

Para se promover uma eletroestimulação efetiva diversos fatores são levados em consideração desde a modulação da corrente até a técnica de aplicação. A modulação da corrente.

envolve fatores como largura do pulso, frequência e intensidade; em relação a técnica de aplicação leva-se em conta fatores como região anatômica, impedância do tecido, tipo de eletrodo e duração do estímulo (SANTOS et al.,2016).

O Tekband® foi desenvolvido com base na interface cérebro-computador (BCI - Brain Computer Interface) um tipo de sistema eletrônico capaz de detectar e interpretar os impulsos nervosos gerados pelo sistema nervoso, e com isso produzir uma resposta. As interfaces cérebro computador podem se apresentar de diferentes formas como, por exemplo: dispositivo para movimentar uma cadeira de rodas, ou auxiliar alguma função (ortese), e até mesmo substituir uma função (neuroprótese) (COSSIO et al., 2011).

A tecnologia BCI objetiva estabelecer uma conexão rápida entre o cérebro e dispositivos externos, promovendo assim um controle rápido e intuitivo para determinadas tecnologias assistivas, desenvolvidas para a reabilitação de indivíduos que possuem déficits motores e sensoriais. Promovendo feedback em tempo real, assim também induzindo o SNC a neuroplasticidade (HUMMEL, FRIEDHELM, 2014; WANG et al., 2010).

Vale ressaltar que a integridade neural tem importante relevância nesse processo, pois para uma eletroestimulação efetiva é de extrema importância que o trajeto do nervo esteja íntegro; Em casos que esta integridade esteja alterada existe a necessidade de se utilizar parâmetros diferentes quanto a Reobase e Cronaxia, e mesmo assim estar ciente que o músculo desnervado sofrera uma serie de alterações fisiológicas, bioquímicas e também articulares (ASHLEY et al., 2005).

Com base na tecnologia BCI, foi desenvolvido um sistema de eletroestimulação funcional baseado em eletromiografia (FES-EMG), onde é possível gerar correntes elétricas que promovem a contração muscular, através de estímulos elétricos captados do próprio tecido, como mostra a figura 1. (COLOGNI et al., 2013).

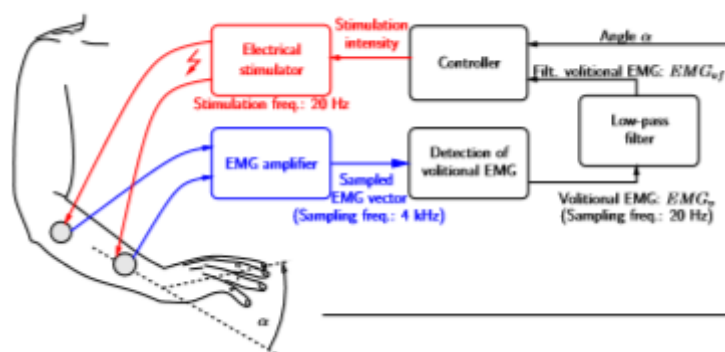


Figura 1 - Modelo experimental

O Tekband® foi desenvolvido através do Arduino, que é uma plataforma Open Hardware desenvolvida em 2005 na França por 5 pesquisadores. A ideia inicial era desenvolver uma plataforma funcional, barata, fácil de programar e que fosse acessível a qualquer pessoa interessada em desenvolver um hardware microcontrolado com software embarcado, não sendo mais necessário assim um profissional da área (BARRETT, 2013).

Estimulação elétrica funcional em inglês FES (Functional Electrical Stimulation), faz referência ao uso de impulsos elétricos que promovem contrações musculares. Um parâmetro importante para a produção dos efeitos biológicos esperados é a modulação da frequência, que é medida em HERTZ que representa quantos pulsos por segundo são gerados (AGNE, 2011).

Outras correntes além do FES podem ser utilizadas para se alcançar efeitos excito-motores, por exemplo o TENS (Estimulação Elétrica Transcutânea) é uma delas que além de promover a contração muscular, tem capacidade de promover analgesia assim se tornando um dos aparelhos mais utilizados em clínicas. (MORGAN, 2010)

A Eletromiografia é usada para diagnóstico de funcionamento do moto neurônio inferior, para realizar o exame é necessário uma máquina que grava os impulsos elétricos por meio de eletrodos, que podem ser aplicados de duas maneiras, sendo uma invasiva (mais precisa) onde um eletrodo em forma de agulha é inserido no músculo ou nervo periférico para verificar a sua condutividade, e outra não invasiva, onde os eletrodos são colocados sob a pele, porém os resultados são menos precisos, pois não é possível testar cada músculo isoladamente, assim trabalhando as cadeias musculares (IDE et al., 2012).

Em geral os eletrodos são constituídos de materiais como prata, ouro, aço inoxidável, platina e outros. Após a aquisição de um sinal pelo eletrodo, ocorre o processo de amplificação do sinal analógico, que é convertido em um sinal digital e passa por um filtro (software) a fim de interpretar o sinal em frequências entre 20 a 300Hz. Os sinais elétricos gerados por um músculo são de baixa amplitude, cerca de 250 microvolts, o que dificulta a sua captação, devido a presença ruídos e impedância dos tecidos (FIGUEROA et al., 2016).

De acordo com o nível da frequência aplicada para o FES os efeitos podem variar, como descrito por Agne (2011) frequências de 2 e 10Hz favorecem aquecimento muscular, 30 e 40Hz estimulam fibras tônicas, 80 e 100Hz estimulam fibras fásicas e 110 e 150Hz promovem potencialização muscular.

Da mesma forma, algumas outras técnicas se destinam ao aumento de estímulo sensorio-motor, uma delas, a bandagem elástica funcional, um tipo de tecido elástico adesivo que é aplicado diretamente sobre a pele, por estímulo tegumentar, gera estimulação mecânica, que é transferida a tecidos mais profundo ativando mecanorreceptores, alterando a função muscular e aumentando a força (KASE et al., 2003).

A bandagem elástica funcional pode promover estímulos que promovem redução da dor, melhoram a flexibilidade, alinhamento postural e equilíbrio. Aumentando a capacidade funcional, atua aumentando reduzindo tensão muscular, ou seja, provendo força e estabilidade ao músculo ou aliviando espasmos e contraturas e também melhorando a propriocepção e coordenação (CABREIRA, COELHO, QUEMELO, 2014).

No momento presente existem 2 equipamentos principais que são mais comumente encontrados no mercado na área de fisioterapia, entretanto são específicos para cada aplicação. Por exemplo, o equipamento para aplicação da técnica FES, Corrente russa e TENS , promovem a contração muscular ou estímulo para estimular a neuroplasticidade, aumentar a força ou retirar de dores. Os equipamentos de eletromiografia também trabalham isoladamente apenas captando sinais elétricos.

Partindo dessa premissa, surge a ideia de elaborar um sistema de eletroestimulação associado a bandagem elástica funcional, que consiga processar a informação neural do músculo e também possa gerar estimulação elétrica musculotegumentar tornando-se uma via de resposta efetiva para diversas patologias e desequilíbrios neuromusculares.

2. Metodologia

Esse projeto tem como intuito a construção de um aparelho de eletroestimulação autônoma FES/EMG, o projeto foi denominado como Tekband[®], para a fixação dos eletrodos utilizaremos a bandagem elástica funcional, assim favorecendo uma conexão segura entre a pele e os eletrodos e também potencializando os efeitos da eletroestimulação, devido as outras características que a bandagem possui, já descritas anteriormente.

O projeto Tekband[®] é desenvolvido com duas tecnologias principais o arduíno e a linguagem C. O arduíno UNO utilizado no projeto é um hardware utilizado para aplicações em sistemas autônomos, no qual temos como requisitos simplicidade, baixo poder de processamento para aplicações muito robustas e bom custo benefício.

2.1 Entrada do equipamento

O dispositivo de EMG para entrada de dados foi utilizado o Shield EKG-EMG (figura 1) que recebe os impulsos elétricos do eletrodo e converte enviando para as entradas específicas do arduíno. Este Shield open source hardware é produzido pela OLIMEX para aplicações de eletrocardiografia e eletromiografia. Ele converte um sinal analógico diferencial captado dos músculos. O sinal analógico é discretizado através de um processador digital integrado na placa.



Figura 2 - Shield EKG-EMG

Para o desenvolvimento desse projeto, foi necessário um padrão de comunicação eficiente, com um método de comunicação já implementado, com alta confiabilidade, custo reduzido do componente e que

tivesse o menor consumo possível (para aumentar a duração da bateria do equipamento). Com todas essas informações em mãos, pesquisamos as tecnologias disponíveis atualmente no mercado e optamos por utilizar a tecnologia bluetooth que já é padrão no mercado de smartphones e notebooks. Dentre as principais vantagens do uso do bluetooth podemos citar o baixo consumo e a disponibilidade em praticamente 80% dos hardwares disponíveis em nossos equipamentos. A placa escolhida para o nosso projeto foi a HC06 – Fabricada pela empresa JY-MCU.

Essa placa em questão, possui apenas 4 conectores que foram utilizados no nosso projeto: 2 vias para a alimentação (VCC e GND); TXD – via responsável pela transmissão das informações; RXD – via responsável pelo recebimento das informações;

A alimentação do módulo de bluetooth deve ser feita com 3.3v, porém nossa placa já vem implementada em um adaptador com regulador de tensão embutido, o que nos permite utilizar a mesma tensão do restante do equipamento (5V).

Outra característica muito importante a ser observada é o nível de tensão da comunicação do módulo bluetooth, pois nosso microcontrolador, trabalha internamente a 5V e a placa de bluetooth trabalha com 3.3V. Neste caso utilizamos um divisor de tensão para igualar a tensão dos dois equipamentos.

Toda a comunicação criada entre o módulo bluetooth e o smartfone no qual ele for conectado será baseado em uma porta virtual serial, ou seja, todo o texto enviado pelo celular por essa porta serial será recebido diretamente pelo microcontrolador e vice versa. Todo o tratamento de erros, garantia de entrega de pacotes e reenvio é gerenciado automaticamente pelo HC06, abstraindo a parte de tratativa de erros de comunicação no nosso projeto.

Para as configurações do bluetooth foram utilizados os comandos AT padrão (comandos AT são utilizados pela área de telecomunicações em geral, para configuração de módulos de GPS, GPRS, 3G, Bluetooth e afins), utilizamos o nome "TEKBAND", a senha "1234" e um baudrate de 9600 bps.

O uso do bluetooth não restringe a comunicação do nosso equipamento a smartphones de uma determinada marca, porém a placa que decidimos utilizar possui algumas restrições em sua utilização em equipamentos da Apple® por conta de políticas relacionadas a segurança, por conta desse detalhe, decidimos optar pelo desenvolvimento de nossa aplicação para controle do equipamento apenas para os equipamentos baseados em Android®.

Durante o desenvolvimento do método de leitura de eletromiografia do nosso dispositivo, cogitamos a possibilidade de vários projetos diferentes baseados em amplificadores operacionais. Em várias etapas do desenvolvimento do projeto de entrada cometemos alguns erros principalmente em relação a escala e decidimos optar pela utilização de um componente muito conhecido da área Biomédica o INA 128 (Texas Instruments), (figura 3). Esse componente em questão é utilizado em projetos de eletromiografia, eletroencefalografia e eletrocardiografia. Optamos por construir nossa própria placa, baseada no circuito mínimo do componente INA 128 (figura 4).

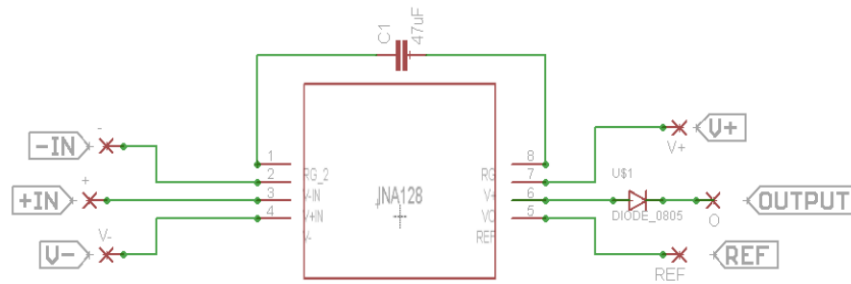


Figura 3 - Diagrama INA 128

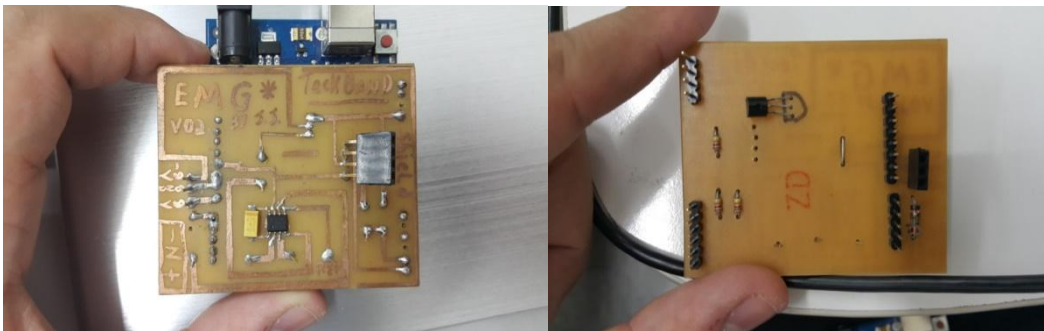


Figura 4 – Circuito de entrada

A nossa placa possui apenas os componentes mínimos para o funcionamento do circuito do INA 128: Regulador de tensão de $-5V$; capacitor de tântalo de $47\mu F$; diodo (apenas para proteção de inversão da tensão); conectores para os eletrodos; conectores para a alimentação da placa.

O INA 128 é um componente extremamente complexo e possui 3 amplificadores operacionais internamente, porem sua utilização pode ser muito simplificada para uso em projetos mais simples. A alimentação do componente deve ser feita por uma tensão positiva e negativa (no nosso projeto utilizamos $-5V$ e $+5V$) e a tensão de sua saída varia conforme a alimentação do componente.

O componente possui entrada para 3 eletrodos, 1 deles é utilizado como referência neutra e deve ser colocado em uma parte do corpo com ponto de contato direto em um osso, os outros 2 eletrodos devem ser posicionados com aproximadamente 1 cm de distancia um do outro próximos a um ponto de inervação.

Para energizar o circuito foi utilizado um hardware StepUp que eleva a tensão de entrada DC a bateria 3v conectadas ao sistema para o padrão do de funcionamento do sistema que é de 5v.

2.2 Saída do equipamento

Para o circuito de saída foi produzida uma placa (figura 6) responsável por estimular o músculo em parâmetros definidos pelo operador do equipamento, foi utilizado um módulo conversor digital analógico MCP4725 DAC I2C (figura 5), que possui tensão de alimentação $2,7-5,5V$, resolução máxima de 12-bits,

possui EEPROM interna para armazenar configurações e funciona via interface I2C. Através da programação de um algoritmo este módulo é responsável por gerar uma onda senoidal em uma intensidade de 1 a 10 e uma frequência que varia entre 10-150Hz . Os valores referentes à intensidade de saída desse componente estão dentro do range de 0 a 5,5v. Foi estabelecido no projeto que o MCP4725 irá produzir uma onda característica de 32 bits de resolução e no intervalo de amplitude de sinal dentro da faixa de operação da saída do módulo.

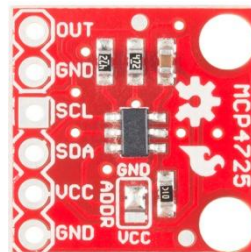


Figura 5 - Módulo MCP4725

Utilizou-se um circuito com transistor TIP120 com carga na base e alimentação com uma pilha 1,5V C/2 duracell, que capta o sinal de saída do MCP4725 pela base do transistor e aumenta a corrente de saída do MCP.

Para elevar a tensão optou-se por um transformador MAXXI 6v-110v/220v, 200mA. O Transformador recebe o sinal com frequência e intensidade específicas e irá aumentar a diferença de potencial entre os eletrodos em um delta de aproximadamente 120V e reduzir a corrente para que essa esteja abaixo de 50mA. A frequência deverá trabalhar entre 10Hz e 150Hz.

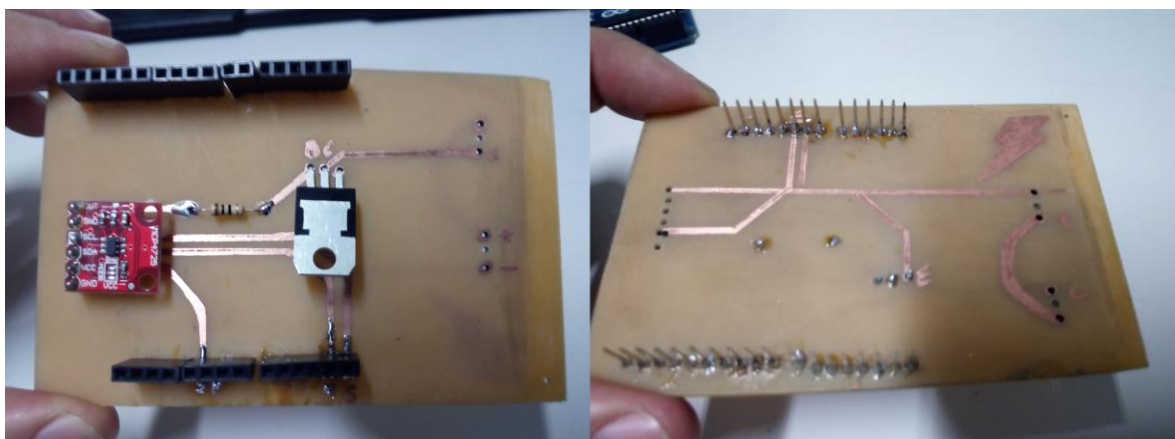


Figura 6 - Circuito de saída

1.3 Gerenciamento do equipamento

Pensando na usabilidade para melhor visualização das modificações feitas e gerenciamento do operador do equipamento, foi utilizado um painel OLED de 0,96 polegadas, que possui 128x64 pixels e dimensões 30 x 27mm. O dispositivo utiliza comunicação I2C através de um chip controlador SSD1306. O OLED possui luz própria não necessitando de backlight, o que o torna uma opção econômica para reduzir o gasto de energia. Este visor foi adicionado para mostrar dados referentes a intensidade e frequência de operação do equipamento.

Atualmente a facilidade no acesso e operabilidade do equipamento é um dos requisitos fundamentais para um dispositivo, logo foi implementado um programa android para smartphones utilizando a plataforma web do MIT, App Inventor 2. No aplicativo android o usuário, de preferência o profissional da área de fisioterapia que possui o conhecimento da fisiologia muscular, poderá operar o dispositivo com mobilidade e alcance da tecnologia bluetooth. Segue o diagrama de casos de uso (Figura 7) que descreve sucintamente a forma de operação do aplicativo.

O aplicativo foi projetado de modo que todo processamento referente ao estímulo elétrico e recebimento de sinal EMG seja de responsabilidade do microcontrolador para o recebimento do módulo Bluetooth HC06. O programa android foi formulado como uma forma de interface que envia os atributos específicos decididos pelo operador e possui ajustes para o envio de dados.

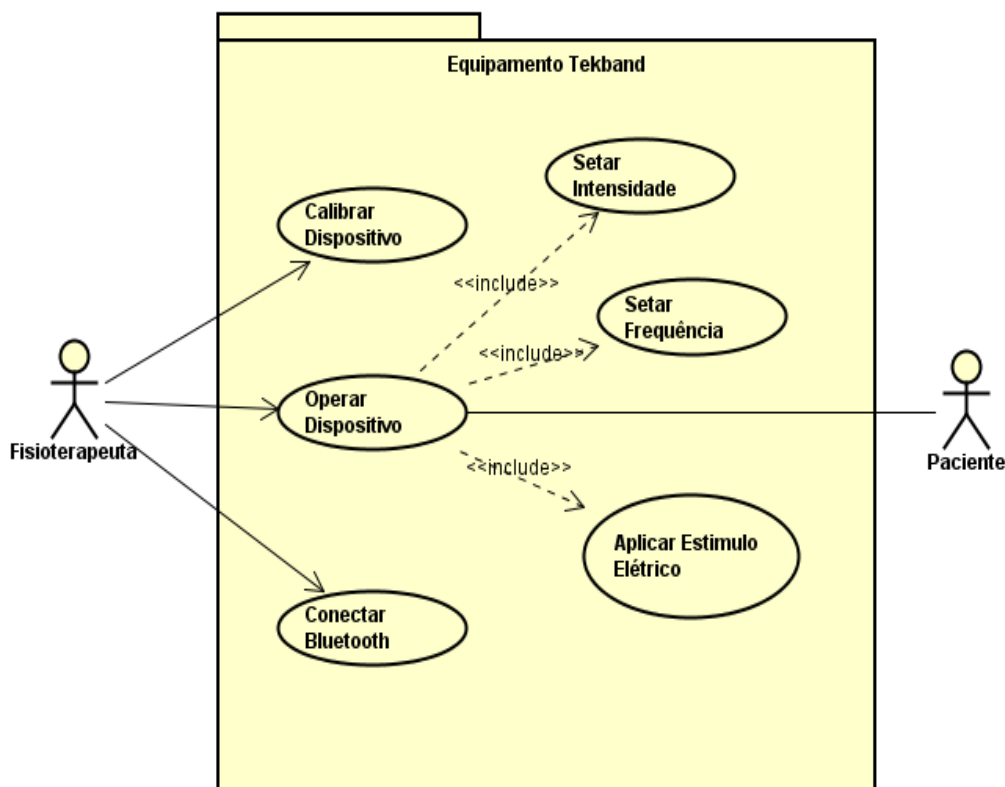


Figura 7 - Diagrama de Caso de uso Aplicativo

3. Resultados

Diversos imprevistos ocorreram durante o projeto. Foi necessário aprender o funcionamento dos dispositivos já existentes no mercado para concretização da idéia de se produzir um protótipo de um equipamento de eletroterapia, além de buscar novas tecnologias do mercado para suprir as necessidades do projeto. Inicialmente temos o fator no qual o ruído nos equipamentos e falta de blindagem eletromagnética dificultou o avanço do projeto em diversas etapas. A busca de alternativas para conseguir desenvolver um protótipo BCI com uma interface de boa usabilidade pensando no usuário, trabalhando com a eletromiografia associada a ideia dos dispositivos FES foi complexa.

O circuito cujo objetivo seria receber os dados dos impulsos elétricos do músculo apresentou diversos problemas. Não possuía nenhum estágio de filtragem por hardware, isto é, toda filtragem deveria ser feita através do microcontrolador via software. A nossa solução de aterramento não era suficiente para evitar interferências eletromagnética e nossos cabos não eram blindados. Diante de todas essas dificuldades decidimos optar por uma solução pronta para a aquisição de dados. Assim foi utilizado o Shield EKG-EMG (figura 8) para receber os dados. As vantagens da utilização deste é a abstração da entrada de dados que facilita a utilização da tecnologia de eletromiografia. Enfim, conseguimos receber os estímulos elétricos do músculo.

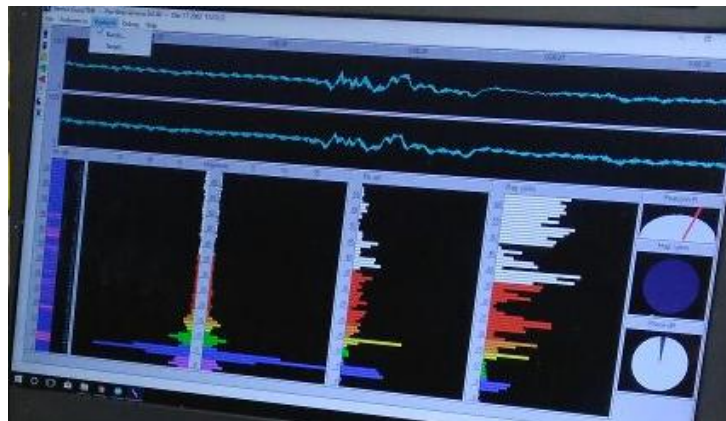


Figura 8 - Software captando sinais do músculo

Outro desafio foi a construção do circuito de saída. Inicialmente surgiram diversas opções para elaboração deste, como um processador digital analógico e circuitos com descargas capacitivas, entretanto descartadas devido a alta complexidade. Com o uso do módulo DAC MCP4725 I2C, conseguimos gerar um sinal senoidal que é utilizado no circuito de saída. Para gerar as frequências específicas houveram alguns problemas pois mesmo definindo uma equação característica para o módulo MCP, o microcontrolador não conseguia processar as informações por falta de recursos. A solução encontrada foi desenvolver uma equação que correlacione a frequência e a função delay (atraso) utilizada no algoritmo do arduíno. Com isso foram extraídos 43 pontos práticos do osciloscópio para formulação da equação base (gráfico 1) do tipo função potência.

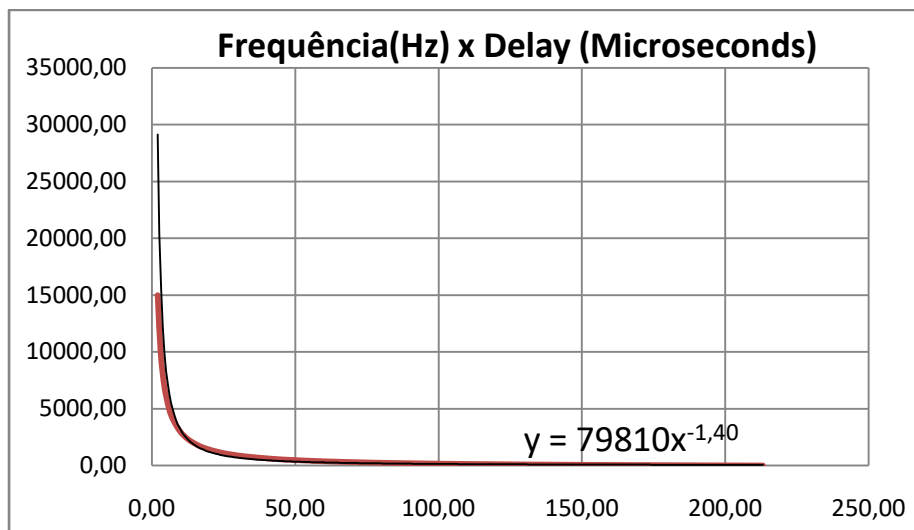


Gráfico 1- Frequência x Delay

Utilizamos um gráfico de dispersão e traçamos a linha de tendência teórica que possui semelhança a equação real, entretanto houve um erro nos valores prático na saída do MCP4725 (Quadro 1), após a aplicação da curva teórica no algoritmo.

validação			
Freq. Teórica	Freq. Pratica	Erro	Erro
5,00	3,64	-1,36	1,36
1,00	9,35	8,35	8,35
20,00	23,05	3,05	3,05
30,00	37,56	7,56	7,56
40,00	51,67	11,67	11,67
50,00	65,11	15,11	15,11
60,00	77,23	17,23	17,23
70,00	88,20	18,20	18,20
80,00	98,00	18,00	18,00
90,00	106,80	16,80	16,80
100,00	114,48	14,48	14,48
110,00	122,04	12,04	12,04
120,00	128,37	8,37	8,37
130,00	133,84	3,84	3,84
140,00	146,50	0,00	0,00
150,00	146,50	-3,50	3,50
Erro médio			9,97

Quadro 1- Erro relativo a frequência

Para primeira regulagem da saída do equipamento MCP4725, utilizamos um gráfico de 32 pontos, para representar 10 comprimentos de onda diferentes com 32bits de resolução na saída do módulo que varia sua amplitude real de 0 a 5,50v, que possui como base a escala de 0 a 4095 para modificar a posição de cada ponto na senóide.

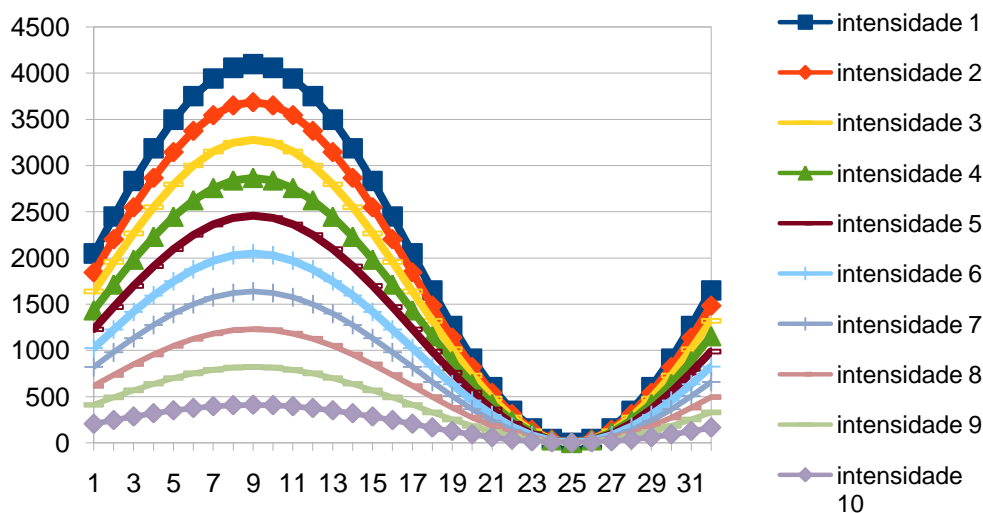


Gráfico 2- Intensidades de comprimentos de onda

Os quadros a seguir representam a validação das intensidades em relação a voltagem pratica de saída do MCP4725, em duas frequências teóricas distintas 100 Hz (Quadro 2) e 30 Hz respectivamente (Quadro 3). Nota-se que o teste feito em ambas frequências o nível de tensão tem pouca variação de uma frequência para a outra.

Teórica		Prática		
Freq.(Hz)	Intensidade	Freq.(Hz)	Voltagem (V)	erro freq.
100	1	114,48	0,53848	14,48
100	2	114,48	1,07	14,48
100	3	114,48	1,54	14,48
100	4	114,44	2,1	14,44
100	5	114,48	2,61	14,48
100	6	114,46	3,09	14,46
100	7	114,44	3,56	14,44
100	8	114,48	4,28	14,48
100	9	114,44	4,67	14,44
100	10	114,23	5,23	14,23
Média		114,44		14,44

Quadro 2 - Frequência de 100Hz

Teórica		Prática		
Freq.(Hz)	Intensidade	Freq.(Hz)	Voltagem (V)	erro freq.
30	1	37,57	0,54648	7,57
30	2	37,57	1,07	7,57
30	3	37,57	1,54	7,57
30	4	37,55	2,18	7,55
30	5	37,57	2,61	7,57
30	6	37,53	3,09	7,53
30	7	37,57	3,56	7,57
30	8	37,56	4,04	7,56
30	9	37,55	4,75	7,55
30	10	37,57	5,31	7,57
Média		37,56		7,56

Quadro 3 - Frequência de 30Hz

Após exaustivos testes, verificou-se que a fonte de alimentação de 1,5V utilizada no circuito de saída, juntamente com o transformador, apresentavam ondas em níveis de tensão que não respondiam por serem muito baixas e não polarizavam a passagem Base-Emissor do transistor e outras ficavam muito altas excedendo a variação de tensão desejada, assim fizemos um novo range de 10 intensidades (Gráfico 3) que se situam entre a intensidade 3 e intensidade 5, as quais são representadas no gráfico a seguir.

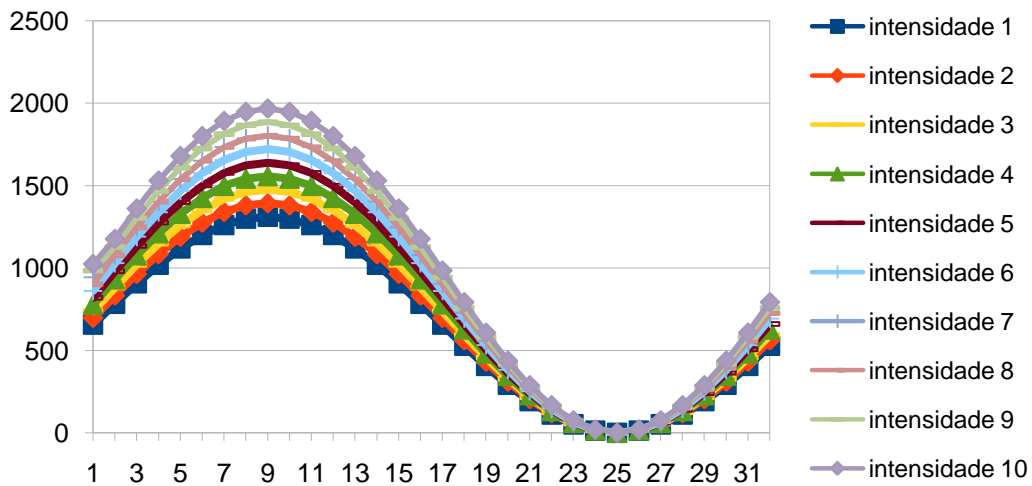


Gráfico 3 – 10 novos níveis de intensidade

O resultado final da onda após os ajustes foi uma onda com acréscimo de amplitude com baixa corrente. Verificasse que foi criado um valor negativo de amplitude no sinal negativo. O sinal amplificado sofreu uma deformação devido à passagem no transformador (figura 9) e devido à onda senoidal gerada pelo nosso módulo MCP4725 ser essencialmente positiva.

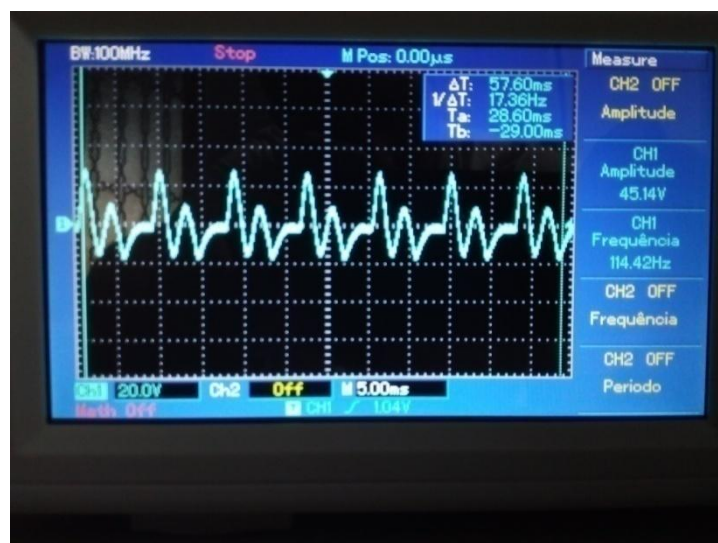


Figura 9 - Sinal de saída após o transformador

Verificamos que cada ponto de conexão do equipamento dos cabos e soldas eram passíveis de gerar ruídos quando validamos os valores de saída do equipamento (Quadro 4) e que a tensão obtida para saída do equipamento foi similar aos equipamentos de eletroestimulação utilizando a técnica FES. Nota-se ainda que em algumas intensidades baixas (Quadro 4), o equipamento não respondeu devido a baixa tensão de saída do módulo MCP4725.

teórica		Prática		Erro frequência
Frequência(Hz)	Intensidade	Frequência(Hz)	Voltagem (V)	
-	-	-	-	-
-	-	-	-	-
100	3	114,46	23,36	14,46
100	4	114,46	51,48	14,46
100	5	114,46	57,02	14,46
100	6	114,46	60,78	14,46
100	7	114,42	68,9	14,42
100	8	114,46	73,66	14,46
100	9	114,42	74,45	14,42
100	10	114,47	74,45	14,47

Quadro 4 - Tensões de saída para os eletrodos

4. Conclusão:

No momento atual verifica-se no mercado diversos equipamentos de eletroestimulação, porém poucos apresentam características semelhantes ao modelo proposto, isto é, atuando captando sinais e também estimulando o sistema musculo-tegmentar, além de possuir um ótimo custo benefício.

Em síntese foi desenvolvido um equipamento de eletroestimulação com custo benefício, que é capaz de receber o sinal eletromiografico captado através da contração muscular e assim promover uma corrente elétrica, com uma intensidade de 1 a 10 estabelecidas no projeto, isto é, estimular usando um sinal de alta amplitude (tensão) variando de aproximadamente 20V a 80V , baixa corrente e frequência de 10 a 150Hz.

Poderia ter sido usado uma bateria com tensão maior aumentar o ganho da saída no circuito, entretanto foram testadas diversas fontes de energia para o circuito de saída, pilhas 1,5V, baterias 4,1V e 9V. Todavia opção que mais se mostrou estável ao equipamento foi a pilha de 1,5V.

A bandagem elástica funcional possui uma sinergia junto aos eletrodos de saída. Esta aumenta a condução por isolar o tegumento do indivíduo. Foram utilizados apenas nas etapas finais e verificou-se um aumento na intensidade do estímulo.

Ocorreram alguns problemas como a incerteza do valor de frequência, devido a fatores externos, erros de equipamentos, componentes e o fator de diferença entre a teoria e prática quando se aplica gráficos e projeções estabelecidos teoricamente na prática.

Implementações futuras do projeto seriam a melhora do algoritmo realizando testes para minimizar o erro do equipamento e utilizar um hardware com um poder de processamento maior como uma Orange Pi ou Raspberry Pi que são computadores com muitas interfaces e recursos, os quais poderiam gerar mais possibilidades pelos recursos existentes nesses hardwares, entretanto o custo do equipamento poderia aumentar.

Outro ponto a ser melhorado é o aplicativo, por exemplo, programar um banco de dados para registrar os estímulos realizados pelo equipamento, criando um histórico para cada indivíduo. Esta melhoria poderia facilitar o acompanhamento de cada indivíduo, aumentando a precisão do avanço clínico conforme o desenvolver do tratamento.

5. Agradecimentos:

Agradecemos em primeiro lugar a Deus por dar a oportunidade de desenvolver, aprender e criar algo que agregue valor a sociedade, aos nossos pais, aos professores que se mostraram de prontidão e aos técnicos do laboratório.

6. Referências:

AGNE, J.E. *Eu sei eletroterapia*. 3rd ed. Andreoli 2012.

ASHLEY, Z., et al. **Determination of the Chronaxie and Rheobase of Denervated Limb Muscles in Conscious Rabbits.** *Artificial Organs*, 29(3), 2005. pp.212-215.

BARRETT, F.S. **Arduino Microcontroller Processing for Everyone! Third Edition.** *A Publication in the Morgan & Claypool Publishers series Synthesis lectures on digital circuits and systems*. 2013.

CABREIRA, T.S., COELHO, K.H.V.; QUEMELO, P.R.V. **Kinesio Taping effect on postural balance in the elderly.** *XV International forum on quality of life and health*, Curitiba (PR), Brasil, 2013.

COLOGNI, A.L. et al. **Automatic adjustment of electromyography-based FES Control.** *Research from the University of Bergamo, Department of Engineering*, Dalmine (BG), Italy, 2013.

COSSIO, E. G. et al. **Interfaz cerebro computador basada en P300 para la comunicación alternativa: estudio de caso en dos adolescentes en situación de discapacidad motora.** *Fac. Ing. Univ. Antioquia* N.º 60 pp. 9-19. Sep., 2011.

FIGUEROA, J. et al. **SEMG Signal Acquisition System for Muscle Fatigue Detection.** *Mex. Ing. Bioméd* vol.37 n.1 Mexico jan./apr. 2016.

HUMMEL, Fanny Quandt And Friedhelm C. **The influence of functional electrical stimulation on hand motor recovery in stroke patients: a review.** *Exp Transl Stroke Med.* 2014 Aug 21;6:9.

IDE, B. N. et al. **Eletromiografia de superfície - Aplicações na fisiologia do exercício.** *Acta Brasileira do Movimento Humano* – v.2, 2012.

KASE K., WALLIS J., KASE T. *Clinical therapeutic applications of the Kinesio Taping Method.* Kinesio Taping Association. Albuquerque, NM 2003.

SANTOS, E.L.et al. **Artificial motor control for electrically stimulated upper limbs of plegic or paretic people.** *Res. Biomed. Eng.* vol.32 no.2, p. 199-211, 2016.

WANG, W. et al. **Neural Interface technology for rehabilitation: Exploiting and promoting neuroplasticity.** *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2010.