

Tekband Foward – Aprimoramento do equipamento Tekband

Jadson Marliere de Oliveira¹, Orientador: Eduardo Nunes²

1. Jadson Marliere de Oliveira – Wyden Brasil, Engenharia Elétrica, jds.eng@hotmail.com

2. Eduardo Nunes – Wyden Brasil, Docente Engenharia Elétrica, email_aluno_2@hotmail.com

Resumo

O projeto Tekband Foward foi desenvolvido com o intuito de aprimorar o projeto Tekband desenvolvido em 2017, projeto colaborativo aberto que possibilitou a união da estimulação funcional e a eletromiografia junto a um hardware com custo baixo e acessível, para torná-lo mais moderno e eficiente. Os principais pontos abordados são a mudança de hardware que será usado agora um esp32 no lugar de um ATmega328 e o shield EKG-EMG. Foi também implementado um novo código em C, feito na plataforma arduino, para otimizar o funcionamento do aparelho. Foi também priorizado a questão de proteções contra interferências no hardware, fato que trouxe diversos problemas no projeto anterior do Tekband. Soma-se a isso buscou-se a produção de uma nova versão de aplicativo android para comunicação com o aparelho para aprimorar a experiência de usuário com seu objetivo final que é a eletroestimulação junto a eletromiografia.

PALAVRAS-CHAVE: *estimulação funcional, FES, eletromiografia, IOT, esp32.*

1. Introdução

1.1 Motivação e Justificativa

O projeto Tekband Foward ascende como um projeto indeclinável devido a necessidade de equipamentos na fisioterapia com maior eficiência e custo benefício. Muitas pessoas ainda de baixa renda com problemas articulares ou biomecânicos devido a problemas musculares, como fadiga muscular devido ao ócio da vida moderna, acidentes que causam lesões praticamente irreversíveis em membros, envelhecimento que inevitavelmente trás consigo o decréscimo de musculatura e atrofia que também poderiam ser minimizados com uma vida saudável de exercícios e alimentação correta, porém são hábitos por muito tempo foi deixado para o segundo plano. A Eletromiografia é uma técnica na fisioterapia em que o profissional da área utiliza um equipamento para colher dados sobre a atividade elétrica de um músculo específico de um paciente

A estimulação funcional é um recurso da fisioterapia que tem sua essência na exposição da musculatura alvo a impulsos elétricos buscando benefícios.

A bandagem funcional vem como um incremento para o projeto. Além de seus benefícios originais de manter a postura do músculo e promover a manutenção de movimentos com menor esforço, na estimulação funcional proposta ela isola o eletrodo onde é posicionado, diminuindo a possibilidade de erros de leitura causada por objetos que toquem o eletrodo ou o deslocamento do próprio eletrodo que está conectado a saída de impulsos elétricos do equipamento.

O foco principal do projeto é desenvolver o sistema de eletroestimulação FES resolvendo os problemas da versão anterior Tekband, como problemas de interferência e atualizar o hardware para uma opção mais eficiente e com melhor custo benefício. A eletromiografia surge como uma implementação futura para este tipo de hardware.

2. Referencial teórico

2.1 Eletroestimulação

Há mais de 200 anos atrás *Luigi Aloisio Galvani*, médico, físico, biólogo e filósofo 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).

De acordo com Agne (2011), a eletroestimulação provém alterações tanto em nível celular quanto muscular, dentre os efeitos encontrados estão: Em nível celular - alteração da permeabilidade de membrana, fribrinogênese, osteogênese, microcirculação arterial, venosa e linfática, atividade enzimática volume da concentração mitocondrial. Em nível muscular - Facilita a recuperação a fadiga pós esforço. Incrementa as modalidades de força tais como, força máxima, força veloz, força resistência, força elástica, aumenta a resistência aeróbica, favorece o aumento da massa mitocondrial, levando a hipertrofia muscular, altera a tipologia das fibras musculares assim como a sua elasticidade.

Da mesma forma, algumas outras técnicas se destinam ao aumento de estímulo sensório-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).

Através da eletroestimulação é possível induzir o aumento do transporte de glicose para dentro das fibras musculares do Tipo IIb, que é 50% menor em relação as fibras do tipo IIa, através da proteína Glut4, que tem a sua síntese aumentada durante a eletroestimulação (ROY, JÓHANNSSON, BONEN, MARETTE., 1997).

2.2 Interface Cérebro computador

O Tekband® inicial 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). Logo, o Tekband Foward deverá manter a mesma base BCI, utilizando como fundamento a interface de detecção e interpretação de impulsos nervosos.

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 série 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 1.1 (COLOGNI et al., 2013).

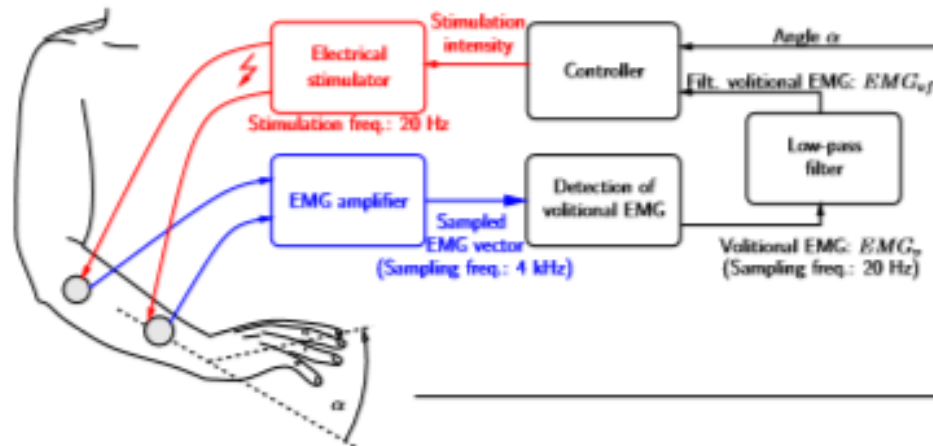


Figura 1.1 - Modelo de tecnologia BCI com eletromiografia FES-EMG

2.3 Estimulação funcional

Estimulação elétrica funcional em inglês FES (Functional Electrical Stimulation), faz referencia 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 clinicas. (MORGAN, 2010)

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, conforme figura 1.2.

Frequência	2 - 10 Hz	30 - 40 Hz	80 - 100 Hz	110 - 150 Hz
Foco	Aquecimento muscular	Fibras tônicas	Fibras Fásicas	Potencializacão Muscular

Figura 1.2 - Diagrama de frequências e função de estímulo.

A estimulação elétrica funcional promove uma estimulação constante sobre os neurônios, promovendo uma reorganização cortical e conferindo ao indivíduo novas habilidades motoras, favorecendo o processo de reabilitação através da neuroplasticidade (HUMMEL, FRIEDHELM, 2014).

Através de uma corrente de média frequência (2500Hz), um pesquisador soviético chamado Yakov Kots descreveu que seria possível aumentar a contração voluntária máxima em até 40% através do seu regime de eletroestimulação, criando assim a chamada corrente russa ou corrente de kots que foi aplicada ao treino dos atletas olímpicos da Rússia (BORGES, SOUZA, OLIVEIRA, EVANGELISTA, 2007).

Em lesões de coluna cervical a nível vertebral C3 (tetraplegia alta), ocorre um comprometimento do nervo frênico responsável por inervar o diafragma principal músculo inspiratória, uma falha nesse sistema pode induzir a sérios problemas sendo necessário induzir o paciente ao suporte ventilatório, com a estimulação elétrica é possível realizar disparos rítmicos de potencial de ação, de forma similar ao nervo frênico. (RAGNARSSON, 2007).

2.4 Eletromiografia

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).

O grande desafio de conseguir fazer uma eletromiografia com eletrodos de superfície com maior excelência e valores mais precisos pode ser buscado utilizando formas de isolar interferências e utilizando o conhecimento de profissionais da área para focalizar músculos específicos em determinadas regiões do corpo onde a resistência da pele já é bem conhecida. O objetivo é conseguir retirar o máximo de aproveitamento do biopotencial presente na pele, compreendendo a magnitude verdadeira do potencial elétrico proveniente do músculo, e as impedâncias no meio, como a do eletrodo, pele e gel, figura 1.3.

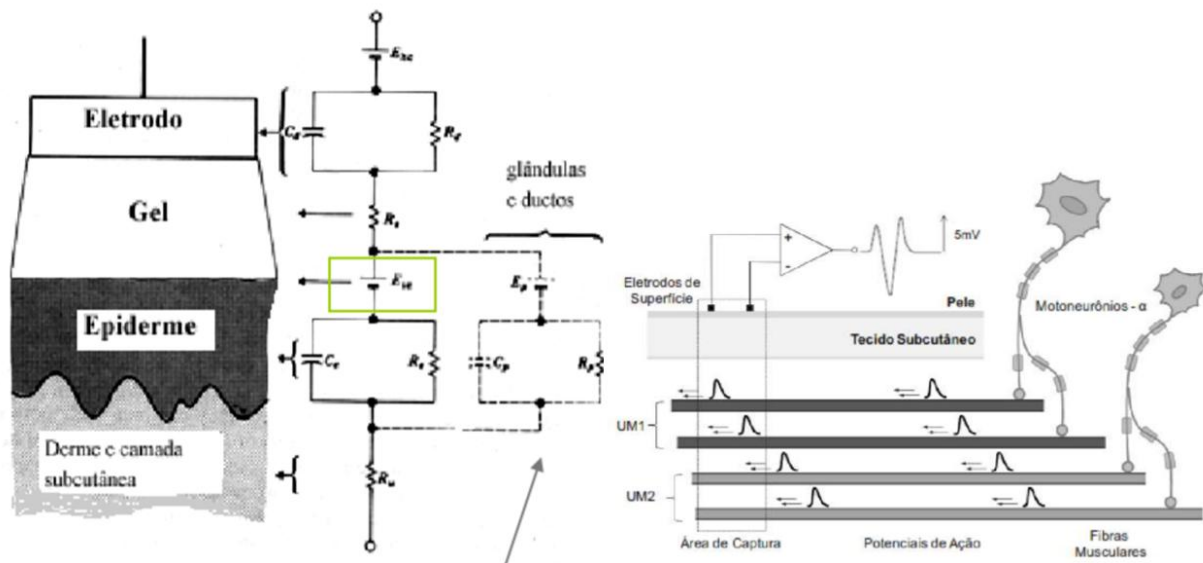


Figura 1.3 - interfaces eletrodo/eletrolito e eletrolito/pele

2.5 Eletrodos

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 musculo 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).

Existem diversos tipos de eletrodos podendo ser eles invasivos de agulha ou de superfície, composto de polímeros e ou metais, buscando aumento da condução do sinal elétrico. A maior parte dos eletrodos de superfície utilizados são de gel e compostos por AgCl, um corpo plástico e um metal de condução (figura 1.4). Eles descartáveis devido à vida útil do material e a rotatividade de pessoas que fazem tratamentos com os fisioterapeutas e exames com os médicos.

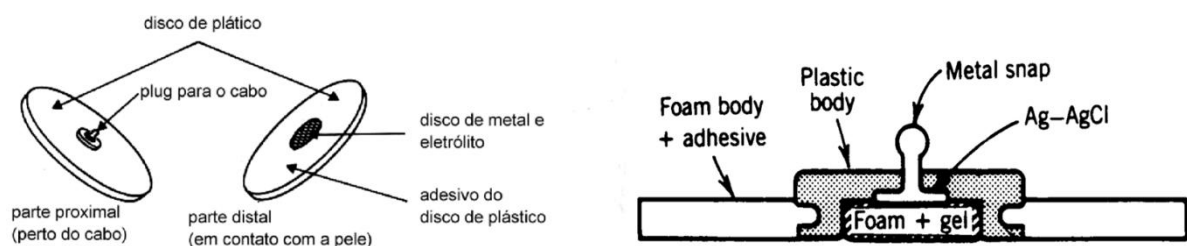


Figura 1.4 – Construção de um eletrodo Descartável de AgCl.

2.6 Bandagem elástica Funcional

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 musculo ou aliviando espasmos e contraturas e também melhorando a propriocepção e coordenação (CABREIRA, COELHO, QUEMELO, 2014).

Aplicação da bandagem é muito utilizado em casos de entorse de articulações e lesões traumáticas de ligamentos. Um exemplo é a aplicação da bandagem no tornozelo, após uma entorse por inversão, figura 1.5.



Figura 1.5 – Bandagem aplicada a tornozelo

2.7 ESP32 – Hardware (Core)

O ESP32 é um microcontrolador de baixo custo e baixo consumo de energia sucessor da linha ESP8266 desenvolvido por uma empresa chinesa com sede em Xangai chamada Espressif Sistemas, utilizando tecnologia de fabricação de 40nm. Sua capacidade dual core de processamento trás grande vantagens em aplicações, possui mais memória RAM, além de já possuir embarcado sistema de comunicação Bluetooth e trabalhar em uma frequência 2 vezes maior que o antecessor, como mostra a figura 1.6.(VERSÕES ESP)

Especificações	ESP8266	ESP32
MCU	xtensa® single 32-bit 1106	xtensa® dual-core 32-bit 1x6 600 DMIPS
802.11 b/g/n Wi-Fi	HT20	HT40
Bluetooth	Não	Bluetooth 4.2 Le
Frequência	80 MHz	160 MHz
SRAM	160 Kbytes	512 Kbytes
Flash	SPI Flash, 16 Mbytes	SPI Flash, 16 Mbytes
GPIO	17	36
Hardware/ Software PWM	Não/ 8 canais	1 / 16 canais
SPI/ I2C/I2S/UART	2/1/2/2	4/2/2/2
ADC	10-bit	12-bit
CAN	Não	1
Interface Ethernet Mac	Não	1
Sensor Capacitivo	Não	Sim
Sensor de Temperatura	Não	Sim
Temperatura de Trabalho	-40 °C a 125 °C	-40 °C a 125 °C

Figura 1.6 - Comparação entre hardwares

3. Metodologia

3.1 Implementação do Tekband Foward

Quando iniciamos a implementação da nova versão do equipamento, olhamos para o funcionamento do novo equipamento de forma macro, para entendermos o que deve ser realizado e quais os desafios que serão encontrados, Figura 2.1

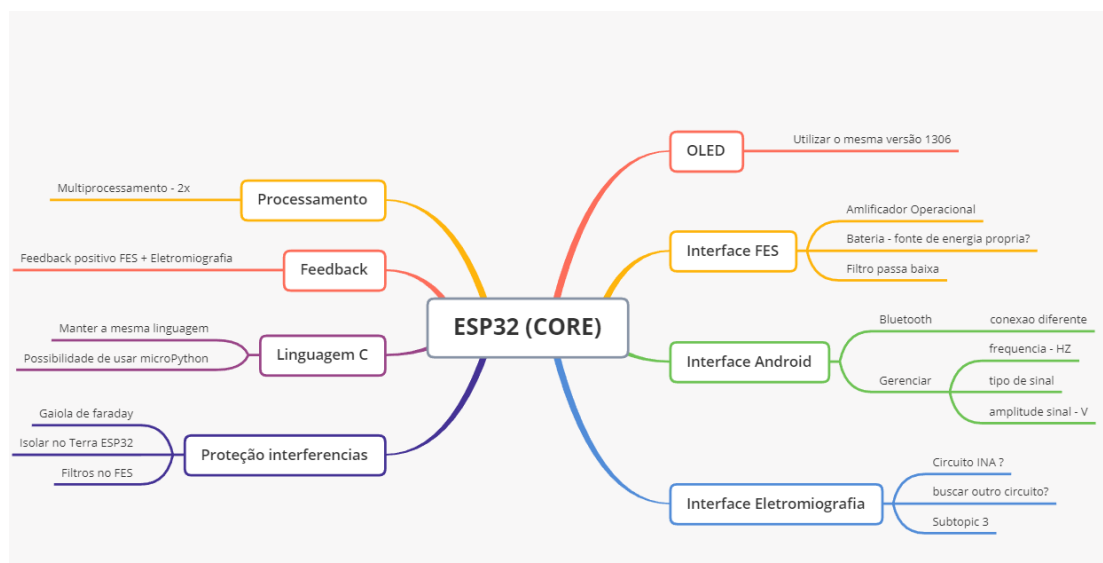


Figura 2.1 – Mapa mental Macro sobre a atualização do equipamento.

3.2 Metodologia de projeto escolhida

Optamos por usar a metodologia SCRUM como base de progresso de nosso projeto, isto é, através da prototipação do equipamento, segundo figura 2.2. A cada versão nova gerada, uma nova função foi implementada buscando ampliar a utilização do equipamento rumo à implementação de todas as funcionalidades previstas.

	FASE1	FASE2	FASE3	FASE4	FASE5	FASE6
Artigo	Resumo, Introducao, Agradecimentos	Referencial Teorico	Metodologia	Metodologia	Resultados	Metodologia, Resultados
Implementação Teórica	Equipamento com codigo inicial gerando a onda senoidal	teste de interface básica no prototipo	Amplificação e ajuste de sinal	Tratamento de ruidos	Acoplamento de caixa e outras interfaces	Ajustes Finais
Versão	V0.0	V0.1	V1.1	V1.2	V2.2	V2.3
	Onda senoidal bruta	Oled	Filtros e amplificação do sinal	Aplicativo	Proteção eletromagnética e Aplicativo	Ajustes e tratamento de problemas não solucionados
	100%	80%	60%	80%	100%	80%
Implementação Prática	<ul style="list-style-type: none"> > onda senoidal basica funcional > codigo simples em C > teste em osciloscopio > pesquisa de bibliotecas 	<ul style="list-style-type: none"> > Revisão de codigo > interface primária > adaptação de oled 	<ul style="list-style-type: none"> > Revisão código > Ajuste de Frequência > Inicio Filtro passa baixa > pesquisa de tecnologias e soluções para amplificação de 	<ul style="list-style-type: none"> > Revisão codigo > Filtro passa baixa implementado > verificação de aplicativo > interferencias do Oled no circuito 	<ul style="list-style-type: none"> > Verificação acabamento do equipamento final > implemntação da gaiola de Faraday no Aparelho > Verificação de regulagem de frequência no equipamento 	<ul style="list-style-type: none"> > Revisão de código e comentários > Verificação de intensidade do equipamento > Dependencias para o circuito > Testes de interfaces e acoplamento do aparelho final

Figura 2.2 – protótipos do equipamento seguindo metodologia SCRUM.

Ao decorrer da prototipação e avanço do projeto, foram mudas algumas prioridades, ou adicionados novas metas que poderiam melhorar o desempenho do avanço do projeto.

3.3 Esp32

O Hardware core que escolhemos para o novo Tekband foi o ESP32, que possui maior capacidade de processamento e também melhor custo benefício. Hoje, encontrasse este hardware no Brasil por 39,90 reais contra 45,45 reais do arduino uno versão mais básica (pesquisa feita (18/10/2020 no Mercado Livre Brasil), que possui um processamento menor e de maiores dimensões físicas.

Foi utilizada para gerar a onda senoidal a saída analógica D25(GPIO25 – DAC1), possui a saída máxima de 3.3V, segundo a capacidade do microcontrolador, vide figura 2.3.

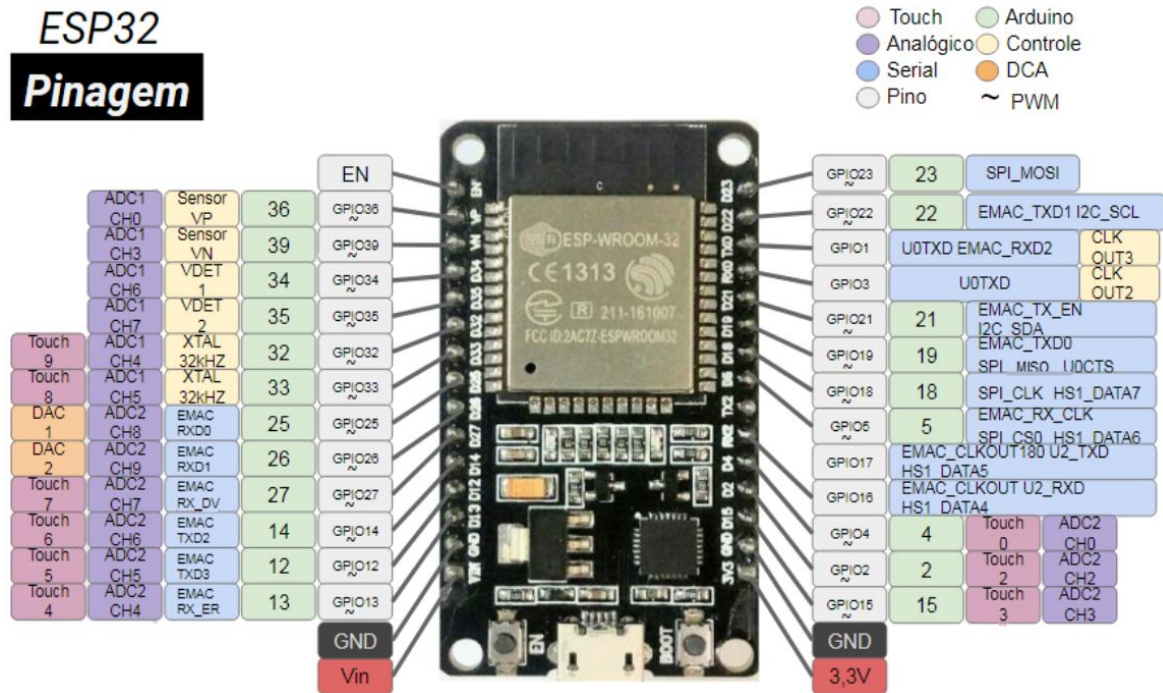


Figura 2.3 – Pinagem ESP32

3.4 Oled SSD1306

Para uma interface mais facilitada do usuário que estiver operando foi adicionado um display Oled SSD1306. Este módulo display led que trabalha através de um chip controlador que utiliza o protocolo I2C de barramento, onde é possível que vários módulos de sensores por exemplo trabalhem conjuntamente no mesmo barramento. Isso porque a comunicação esta fortemente ligada aos endereços de memória e temporização de sinais emitidos pela tecnologia I2C. (BARRAMENTOS I2C)

Esta Interface trás consigo facilidade em sua implementação com o ESP32(figura 2.4), custo benefício atraente, e já possui biblioteca para implementação em linguagem C. O modulo possui 0.96 polegadas, e 128x64 pixels, dimensões 30x27mm. (I2C OLED SSD1306)

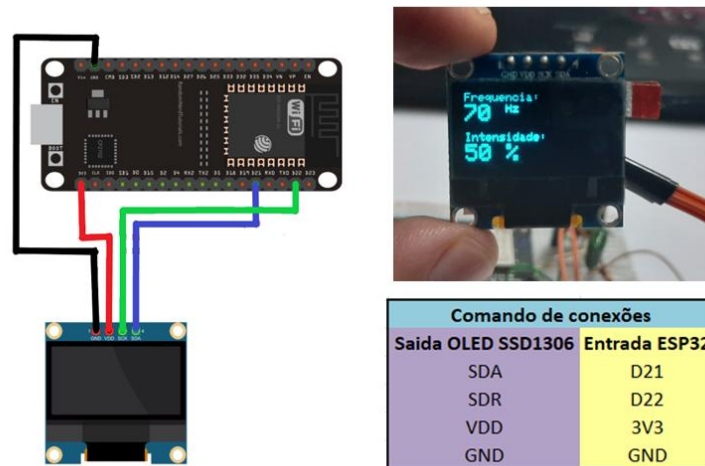


Figura 2.4 – Montagem dos pinos do Oled SSD1306 no ESP32.

3.5 Interfaces

Para a interface de saída do sinal que fará a eletroestimulação foi previsto um cabo mono com blindagem analógica (O mesmo utilizado para sons) e um eletrodo de superfície AgCl descartável, básico de bom custo benefício com boa resposta. Para o acoplamento do cabo foi feito uma interface P2 que se liga a saída do equipamento figura 2.5.



Figura 2.5 – cabo com garra, interface P2, e eletrodo AgCl

A bandagem elástica funcional corroborar para neutralizar interferências que possam ocorrer, além de possuir suas finalidades biomecânicas na terapia de fisioterapia. Logo, a bandagem é utilizada juntamente com o eletrodo após o posicionamento no braço no lugar ideal, figura 2.6.



Figura 2.6 – Aplicação da bandana elástica junto ao eletrodo.

Se aplicada corretamente a bandagem elástica pode evitar o eletrodo sair da posição inicial e tensionar o músculo se também for a necessidade do profissional de fisioterapia.

3.6 Proteção e acabamento do aparelho

Para confecção do acabamento final onde o circuito ficará, utilizamos polímero acrílico preto 8cm x 8,5cm x 15,5cm. Por dentro do equipamento foi feita uma gaiola de Faraday. (G. FARADAY)

com uma malha de alumínio, utilizada normalmente em aplicações de jardinagem, figura 2.7, para proteger o equipamento de induções eletromagnéticas. A gaiola de Faraday foi aterrada no GND do ESP32 para manter tudo no mesmo potencial de aterramento.



Figura 2.7 – acabamento final com gaiola de Faraday de alumínio

3.7 Fluxo de Funcionamento da estimulação FES e Circuito proposto

Abaixo temos o esquema de fluxo único, figura 3.1, de como deve funcionar o equipamento do modulo de estimulação funcional de forma sucinta e clara. O objetivo é poder fazer ajustes nas características da onda emitida no final, sem ser necessário interromper este fluxo de saída, já que estamos executando em 2 núcleos distintos.

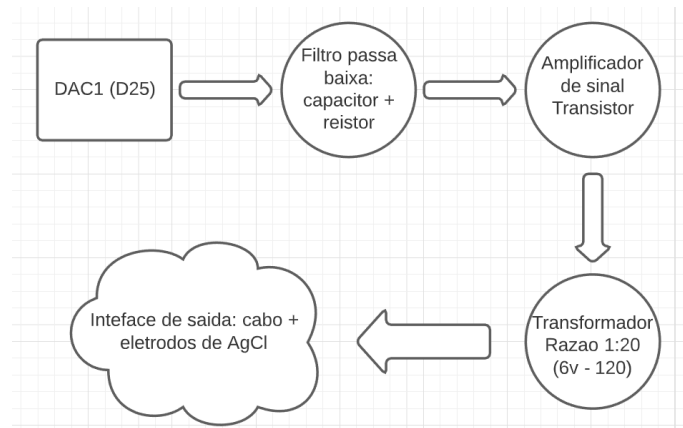


Figura 3.1 – Fluxo unidirecional do sistema de estimulação.

O Sinal deve sair do ESP32 gerando uma onda analógica através do DAC1 (D25) de 8 bits, em uma frequência definida no programa escrito em linguagem C.(DAC ESP32) Logo após, o sinal devera passar por um filtro passa baixa, calculado para frequência de corte de aproximadamente $F_c = 160\text{Hz}$. (FILTRO P. BAIXA)

Após esse procedimento será necessário amplificar o sinal analógico gerado pelo equipamento, segundo a figura 3.2.

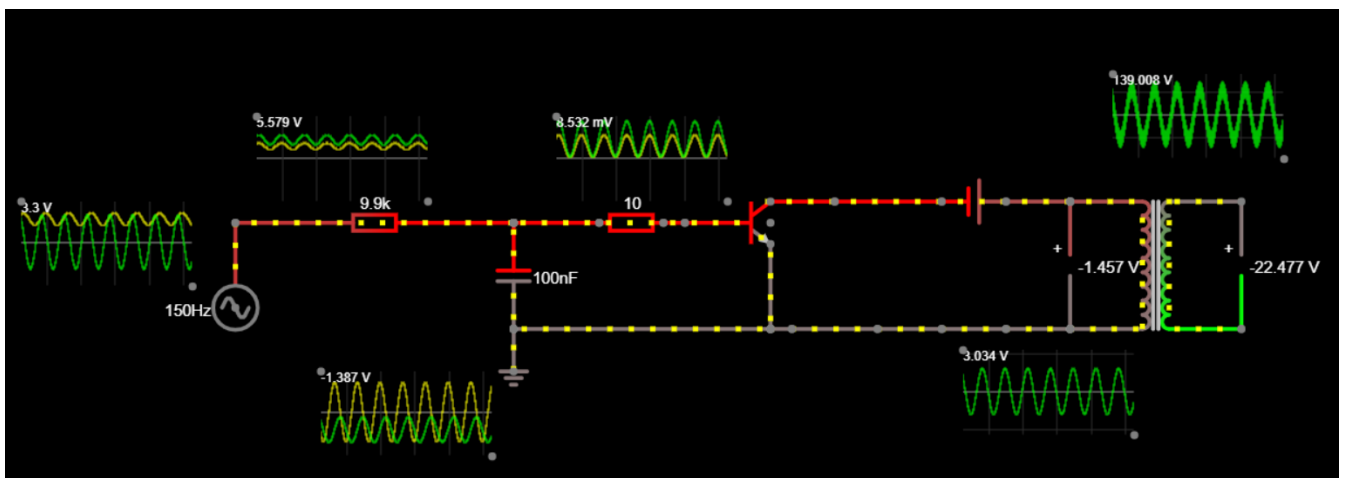


Figura 3.2 – Circuito proposto com filtro passa baixa para amplificação de sinal

O valores utilizados para encontrar a frequência de corte do filtro, foi o prático do resistor. Foi utilizado um capacitor de poliéster de 100nF e resistor de cerâmica de 9,86k Ohms. Segundo a fórmula, figura 3.3, a frequência de corte foi de 159,15Hz.

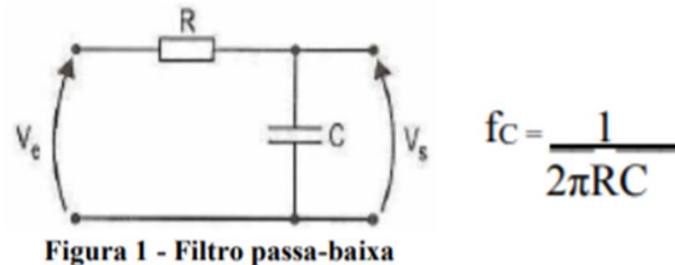


Figura 3.3 – Filtro passa baixa e frequência de corte

3.8 Programação e Fluxo de processamento

A linguagem utilizada para programar o ESP 32 foi a linguagem C, que é robusta e já bem conhecida, com diversas bibliotecas para implementação de módulos e sensores se necessário. O diferencial na programação deste projeto é que conseguimos fazer um ótimo uso do processamento de hardware, utilizando os dois núcleos de processamento, figura 3.4, deixando o processamento principal para o gerador de função senoidal, enquanto o outro core ficou responsável por processar outras funções como o display led e outras funções. (COD. MULTHTREAD)

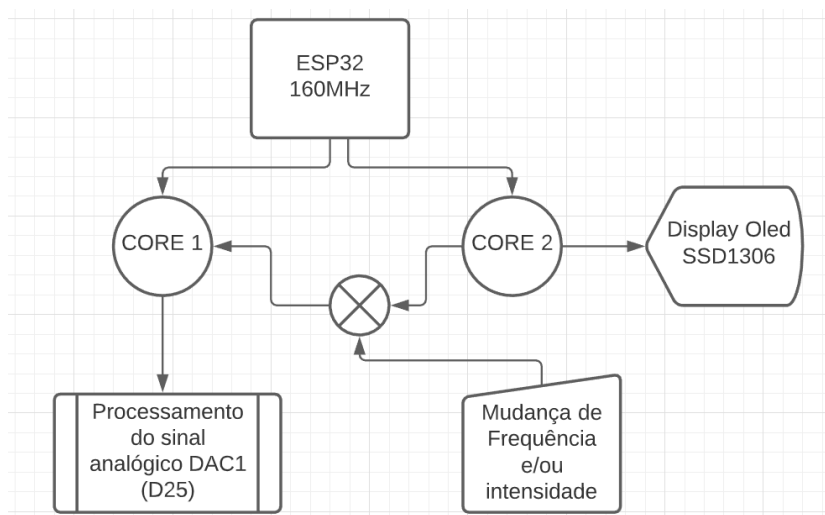


Figura 3.4 – Fluxo de processamento

4. Resultados e discussão

Após testes exaustivos no circuito, o primeiro protótipo composto pelo hardware core e o filtro passa baixa se comportou bem aos primeiros testes, figura 3.5, formando uma onda senoidal, com Frequência de corte perto dos 160Hz, o que foi bem sucedido, pois a faixa que necessitamos para trabalhar com o FES esta dentro dessa Faixa 0 – 150Hz.

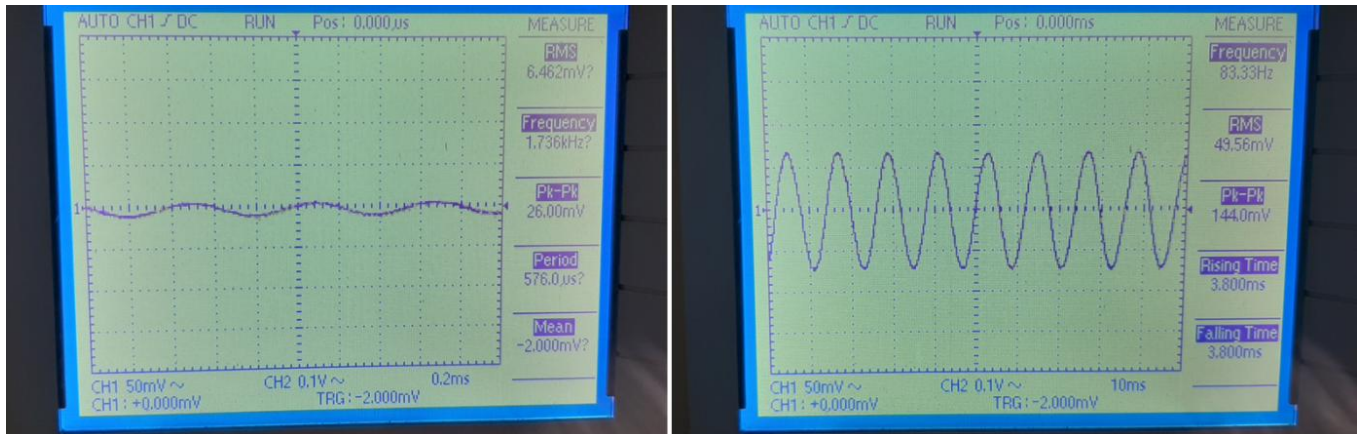


Figura 3.5 – Osciloscópio mostra o funcionamento da frequência de corte.

Em relação à configuração de frequência fizemos a uma análise e descobrimos que a melhor forma de fazer isso é utilizando a função *delayMicroseconds()*, logo após a execução da função *dacWrite()* que envia o pulso para a saída do DAC1(D25) do ESP32. Capturamos 86 leituras (figura 3.6) do osciloscópio para poder calcular uma função Delay x Frequência prática (figura 3.7), pois o tempo de frequência da saída do equipamento esta intimamente ligada com a frequência de clock do processador do ESP32, 160MHz, além de possuir os atrasos referente a própria programação, como atribuição de variáveis e funções condicionais, mesmo que tenhamos utilizado apenas um core do ESP32 para esta função específica.

Digital Oscilloscope MO-110D 150MHz									
delayMicroseconds (atraso) x Frequencia Prática									
5-5	10-10	20-20	40-40	80-80	160-160	320-320	640-640	1200-1200	
atraso	Hz	atraso	Hz	atraso	Hz	atraso	Hz	atraso	Hz
128	151,00	228	88,02	318	63,10	868	22,93	3988	4,76
129	149,00	233	86,50	328	62,18	948	21,18	4628	4,09
130	148,00	238	84,70	338	60,53	1028	19,68	5268	3,70
133	141,20	243	83,00	348	59,00	1108	18,38	5908	3,40
138	136,60	248	81,40	358	57,30	1108	17,24	6548	3,04
143	132,20	253	79,80	368	55,50	1268	15,33	7188	2,64
148	128,80	258	78,61	378	54,34	1428	13,81	8388	2,33
153	125,00	263	76,90	388	53,19	1588	12,62	9588	2,05
158	121,90	268	75,90	408	50,51	1748	11,52	10788	1,83
163	118,40	273	74,50	428	48,70	2068	9,22	11988	1,68
168	115,20	278	73,31	448	48,70	2388	8,14	13188	1,51
173	112,10	283	72,00	468	43,80	2708	7,28		
178	109,60	288	71,20	488	42,37	3028	6,57		
183	106,80	293	70,00	508	40,33	3348	6,02		
188	104,60	298	68,87	528	39,03				
193	102,00	303	67,70	548	37,87				
198	99,60	308	66,50	588	34,24				
203	97,65			628	32,05				
208	95,70			668	30,60				
213	92,15			708	29,07				
218	91,90			748	27,70				
223	89,90			788	26,04				

Figura 3.6 – Leituras realizadas

Esta equação do tipo potência que obtemos através do Excel, conforme figura g, foi aplicada ao algoritmo em C, para podermos configurar a frequência de saída sempre que for necessário.

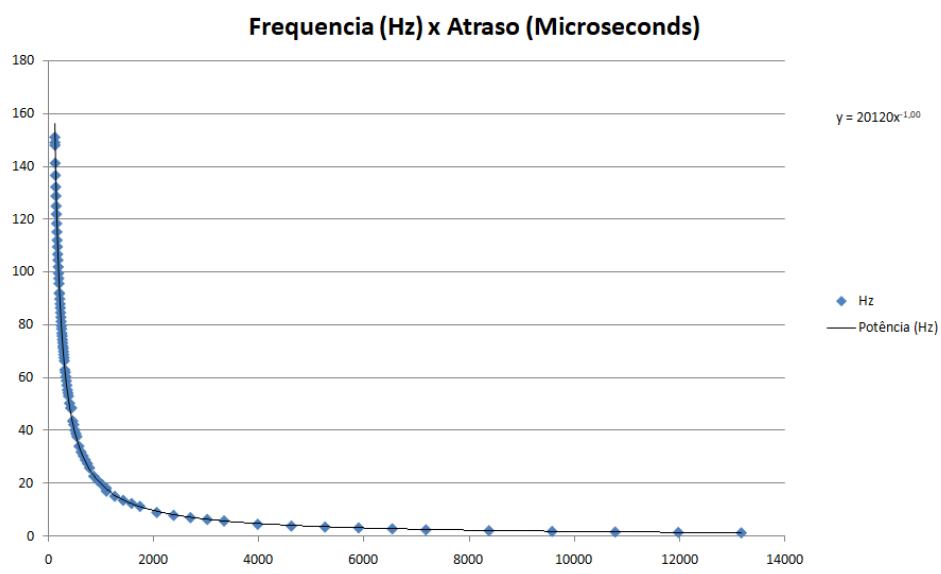


Tabela 3.7 - Função potência descoberta

Após a alteração no algoritmo fizemos 25 leituras para verificar o desvio padrão e desvio médio, que estávamos obtendo utilizando a função descoberta, tabela 3.8.

Frequencia Teorica x Prática			
Hz Teórico	Hz Prático	Erro	Erro
1	0	sem leitura	
2	2,2	0,2	0,2
3	3,28	0,28	0,28
4	4,38	0,38	0,38
5	5,49	0,49	0,49
6	6,57	0,57	0,57
7	7,69	0,69	0,69
8	8,77	0,77	0,77
9	9,8	0,8	0,8
10	10,86	0,86	0,86
20	21,73	1,73	1,73
30	33,3	3,3	3,3
40	42,37	2,37	2,37
50	52,9	2,9	2,9
60	62,5	2,5	2,5
70	73,53	3,53	3,53
80	83,3	3,3	3,3
90	92,59	2,59	2,59
100	101,1	1,1	1,1
110	109,8	-0,2	0,2
120	120,4	0,4	0,4
130	128,2	-1,8	1,8
140	136,9	-3,1	3,1
150	145,8	-4,2	4,2
Devio padrão		1,941536	1,654783
Devio médio		1,366881	

Tabela 3.8 – Frequencias teóricas x frequencias praticas

Enfim, conseguimos alguns avanços sobre a versão anterior do Tekband de 2017 e algumas outras funcionalidades foram deixadas para implementação futura, segundo a figura 3.9. O Oled utilizado foi o mesmo da versão anterior, entretanto tivemos que mudar a implementação de código no hardware core. Tivemos alguns problemas para a amplificação do sinal do DAC1, que se mostrou com uma tensão muito baixa 50mV.

	Tekband 2017	Tekband Forward v2.3
Hardware	Arduino Uno	ESP32
Processamento	monothread	dual-thread
Tratamento de Interferencias	NDA	Filtro passa baixa + Gaiola de Faraday
Interface OLED I2C	SIM	SIM
Eletromiografia	NDA - Shield EKG-EMG Interferencias	NDA - não implementado
Gerador de ondas analogicas	Módulo MCP4725	DAC interno ESP 32
Transformador	MAXXI 6v-110v/220v, 200mA	Dependência
Transistor	TIP120	Dependência
Aplicativo smartphone	MIT - App Inventor 2	Atualizar versão do App anterior e implementar
Interface saída	Saida p2 com cabo blindado mono	Saida p2 com cabo blindado mono
Eletrodo	Eletrodo de superficie descartavel - AgCl	Eletrodo de superficie descartavel - AgCl

Figura 3.9 – Comparação entre versão antiga e versão nova implementada.

5. Conclusão

Em síntese, atingimos nosso objetivo de implementar a parte do módulo da estimulação funcional. Conseguimos implementar um código dual core no ESP32, evitando gargalo no processamento do sinal. Outro fator que foi muito bem solucionado foi parte das interferências eletromagnéticas com a implementação do filtro de passa baixa, retirando frequências altas maiores que 160Hz e da gaiola de Faraday na caixa do equipamento, que é capaz de isolar de influências eletromagnéticas externas.

O diferencial na programação deste projeto é que conseguimos utilizar todo o poder computacional do hardware separando o processamento em duas partes, a parte crítica ficou em um core e a outra parte foi processada no segundo core, o que possibilitou menos problemas de falta de processamento e gargalo na hora do funcionamento do equipamento. Um outro ponto positivo foi a ampliação da visão do projeto oferecendo mais atenção nas interfaces de saída, fator que no primeiro projeto Tekband não foi tão valorizado.

Parte do circuito da estimulação funcional não mudou muito de configuração, no caso do uso de transformador e do transistor TIP120, exceto pela adequação para o acoplamento do filtro passa baixa. Em relação à amplificação do sinal senoidal digital após o filtro passa baixa tivemos problemas para amplifica-

lo antes de entrar no transistor. A Tensão que entra na base do transistor deve ser maior que 0,7V para poder funcionar. Pensamos em diversas soluções algumas frustradas como amplificador operacional.

Enfim, conseguimos atingir uma boa parte de nossos objetivos de atualização para um novo hardware.

Trabalhos futuros

- Criação de um sistema de eletromiografia com feedback, retroalimentando a necessidade da eletroestimulação no músculo alvo.
- Criação de um banco de dados de pacientes para o aplicativo, que deixaria gravado dados fundamentais para análise do fisioterapeuta como: paciente, duração da sessão, intensidade utilizada do equipamento, erros e log do equipamento
- Desenvolvimento de um algoritmo de aprendizado de máquina que se alimentaria dos dados obtidos em cada uso do aparelho, melhorando a operação do equipamento e minimizando erros de operação.

Agradecimentos

Sobre a mão do inesperado e incalculável do vírus da Covid -19 que nos pegou despreparados, agradecemos em primeiro lugar não ser vítimas desse vírus e 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. Em especial, agradecemos ao docente coordenador do projeto, Eduardo Nunes que se dispôs a emprestar equipamentos que possuía para análises do projeto.

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.

BARRAMENTO I2C. **Comunicação entre dispositivos e módulos.** Disponível em <<https://www.newtoncbraga.com.br/index.php/microcontrolador/143-tecnologia/12085-conheca-o-barramento-i2c-mic098>> Acesso em 21 de Novembro de 2020.

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.

COD. MULTHTREAD. **Como separar o processamento em linguagem C em 2 cores usando o ESP32.** Disponível em <<https://randomnerdtutorials.com/esp32-dual-core-arduino-ide/>> Acesso dia 23 de Novembro de 2020.

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.

DAC ESP32. **Programação do ESP32 para funcionamento da saída analógica na função sine wave.** Disponível em <<https://www.xtronical.com/basics/audio/dacs-on-esp32/>> Acesso em 21 de Novembro de 2020.

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

FILTRO P. BAIXA. **Funcionamento do filtro passa baixa e cálculo de frequência de corte.** Disponível em <<http://www.profelectro.info/calculadora-de-filtros-rc-online-passa-alto-e-passa-baixo/>> Acesso em 15 de novembro de 2020.

G. FARADAY. **Funcionamento e aplicação da Gaiola de Faraday.** Disponível em <<https://www.sabereletrica.com.br/protecao-por-gaiola-de-faraday/>> Acesso em 20 de Novembro de 2020.

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.

I2C OLED SSD1306. **Conexão IC2 e módulo Oled SSD1306.** Disponível em <<https://randomnerdtutorials.com/esp32-i2c-communication-arduino-ide/>> Acesso em 12 de Novembro de 2020.

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

VERSÕES ESP. **Diferença entre a versão atual e antecessora do microcontrolador ESP** Disponível em <<https://www.curtocircuito.com.br/blog/conhecendo-esp32>> Acesso em 02 de Outubro de 2020

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

Apêndice

A seguir temos uma lista de links no qual foi retirado softwares e ferramentas utilizadas para confecção do projeto.

- **Links para software e ou plataforma para produção dos circuitos e imagens:**

<https://www.xmind.net/xmind2020/>

<https://www.arduino.cc/en/software>

<http://falstad.com/circuit/>

https://www.canva.com/pt_br/

- **Link do código do equipamento:**

https://github.com/s0yer/Tekband_Foward

- **Link das bibliotecas utilizadas no código:**

<https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32/api-reference/system/freertos.html>

<https://www.freertos.org/a00125.html>

- **Links de documentações dos componentes :**

<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1179101/ESPRESSIF/ESP-WROOM-32.html>

<https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf>