

Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Curso de Engenharia Eletrônica

**Desenvolvimento de dispositivo Sequencial  
numérico e Eletromiograma para auxílio no estudo  
sobre o impacto do sono no aprendizado e  
coordenação motora**

Autor: Ramy da Silva Alcantara  
Orientador: Dr. Adson Ferreira da Rocha

**Brasília, DF  
2015**



**Ramy da Silva Alcantara**

Desenvolvimento de um dispositivo Sequencial numérico e Eletromiograma para auxílio no estudo sobre o impacto do sono no aprendizado e coordenação motora

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenheiro Eletrônico.

Orientador: Dr. Adson Ferreira da Rocha

**Brasília, DF  
2015**

## CIP – Catalogação Internacional da Publicação\*

Silva Alcantara , Ramy.

**Desenvolvimento de um dispositivo Sequencial numérico e Eletromiograma para auxílio no estudo sobre o impacto do sono no aprendizado e coordenação motora** Ramy da Silva Alcantara  
Brasília: UnB, 2015. 41 p. : il. ; 29,5 cm.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília Faculdade do Gama,  
Brasília, 2014. Orientação: Adson Ferreira da Rocha

1. Eletromiografia. 2. EMT. 3. Tratamento de Sinais I. da Rocha, Adson  
Ferreira. II. Dr.

CDU Classificação



Desenvolvimento de um dispositivo Sequencial numérico e Eletromiograma para auxílio no estudo sobre o impacto do sono no aprendizado e coordenação motora

**Ramy da Silva Alcantara**

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 30/06/2015 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada

---

**Prof. Dr.: Adson Ferreira da Rocha, UnB/ FGA**  
Orientador

---

**Prof. Dr.: Cristiano Jacques Miosso R. Mendes, UnB/ FGA**  
Membro Convidado

---

**Prof. Dr.: Fabiano Araújo Soares, UnB/ FGA** Membro  
Convidado

Brasília, DF  
2015

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço à Deus, por me capacidade e fortalecer, e me abençoar com grandes oportunidades. Compartilho minha gratidão com minha família, pelas minhas (nossas) conquistas e pelo apoio incondicional. Sou grato pelos professores que ao longo dessa caminhada me auxiliou a crescer como engenheiro e cidadão.

Ao professor Adson Ferreira, meu orientador, pelo apoio, conselhos, encorajamentos, pela inspiração como engenheiro, e por acreditar no meu potencial.

*“Todo trabalho árduo traz proveito,  
meras palavras, porém, levam à penúria.”  
Prov. 14:23*

## RESUMO

Com o desenvolvimento de técnicas de processamento e captação de sinais, a engenharia tornou-se uma grande ferramenta no estudo e intervenção em determinados setores médicos. Entre esses setores temos o da neurologia, um setor que apesar de antiga, apresenta várias questões ainda sem resposta. Uma dessas questões é em relação ao impacto da privação de sono sobre o organismo, em especial sobre a coordenação motora e o aprendizado. Esse trabalho foi desenvolvido com o intuito de auxiliar o estudo elaborado pela residente em neurologista Talyta Grippe, no Hospital de Base em Brasília, como tese de seu mestrado. Assim foi apresentada a dificuldade em captar sinais da mão, como resposta a um pulso de um estimulador magnético transcraniano . Além de ter-se um dispositivo que pudesse ser usado para estudo do poder de concentração e coordenação motora antes e depois de um indivíduo ser privado de sono. Deste modo desenvolveu-se um eletromiograma que pudesse captar e processar esse sinal e fornecer uma saída de fácil leitura e ainda um sequenciador numérico para o segundo estudo.

**Palavras-chave:** eletromiograma . EMT. Tratamento de sinal. Bitalino.

## **ABSTRACT**

With the development of processing techniques and picking up signals, engineering has become a great tool in the study and intervention in certain medical sectors. Among these sectors we have of Neurology, an industry that although old, has several questions still unanswered. One such issue is about the impact of sleep deprivation on the body, especially on motor coordination and learning. This work was developed with the help of order in this study developed by the resident neurologist Talyta Grippe, in the Base Hospital in Brasilia, as his masters thesis. Thus it was presented the difficulty in capturing hand signals in response to a pulse of a transcranial magnetic stimulator. In addition to having a device which could be used to study the power of concentration and coordination before and after a subject is deprived of sleep. Thus developed an electromyogram that could capture and process this signal and provide an easy to read output and also a numerical sequencer for the second study.

**Keywords:** Eletromiography. EMT. Signal processing. Bitalino.

## **Lista de ilustrações**

**Aucune entrée de table d'illustration n'a été trouvée.**

## SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>15</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>17</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>18</b>
<b>Lista de ilustrações</b> .....	<b>19</b>
<b>SUMÁRIO</b> .....	<b>20</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>21</b>
1.1 OBJETIVO.....	22
1.1.1 OBJETIVO GERAL.....	22
1.1.2 OBJETIVO ESPECIFICO.....	23
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRAFICA</b> .....	<b>23</b>
2.1 ELETROMIOGRAMA.....	23
2.2 ESTIMULAÇÃO MAGNETICA TRANSCRANIANA (EMT).....	28
2.2.1 APARELHO DE ESTIMULAÇÃO.....	32
2.3 TRATAMENTO DE SINAIS.....	37
2.3.1 ANÁLISE EM TEMPO-FREQUÊNCIA.....	38
2.3.2 ROOT MEAN SQUARE (RMS).....	39
2.4 FILTROS.....	41
2.5 TIPOS DE FILTROS:.....	42
<b>3 Materiais e Métodos</b> .....	<b>44</b>
3.1 ELETROMIOGRAFO:.....	44
3.1.1 MATERIAIS.....	46
3.2 MICROCONTROLADOR E SOFTWARE.....	52
<b>4 Resultados e Discursão</b> .....	<b>53</b>
4.1 SEQUENCIADOR NUMÉRICO.....	53
4.1.1 Descrição do Sistema.....	53
4.1.2 Montagem.....	56
4.2 AQUISIÇÃO DO SINAL.....	58
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	<b>63</b>
<b>Referências</b> .....	<b>64</b>
<b>6 Anexo</b> .....	<b>67</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Devido a troca iônica gerada por potenciais de ação propagados pela membrana celular de fibras musculares na realização de uma contração muscular, nós podemos usar um sinal elétrico resultante desse processo, à essa técnica se dá o nome de eletromiografia[1].

Com a eletromiografia , vários estudos poderiam ser feitos já que seria possível mensurar o sinal emitido pelo musculo, de modo que poder-se-ia induzi-lo ou estimula-lo e captar o sinal e a amplitude de sua resposta. Com isso a neurologia viu um grande potencial em usar tais conhecimentos no auxílio do estudo do cérebro humano. Permitiu ao desenvolvimento do primeiro estimulador magnética transcraniana(EMT) em 1985, por Barker, Jalinous e Freeston.[16]

No início da década de 80, Merton e Morton, construíram um estimulador elétrico de alta voltagem , com o objetivo de estimular os músculos com estimulação direta. Assim ampliaram a aplicação dessa técnica para outras partes do corpo. Projetando um dispositivo que pudesse estimular áreas motoras do cérebro humano, de modo não invasivo[17].

Assim desenvolveu-se técnicas que através do couro cabeludo, pudessem enviar estímulos e capta-los por eletromiografia em outros músculos isso permitiu o mapeamento de muitas partes do cérebro, bem como no auxílio de do seu entendimento.

Ao passar do tempo a técnica foi sendo aperfeiçoada e novos aparelhos de estimulação magnética transcraniana ( figura 1). Constituido pelo aparelho fixo e uma bobina móvel. A parte fixa do EMT é a responsável por emitir o pulso e a bobina em contato com o couro cabeludo é responsável pela transmissão do pulso magnético[25].

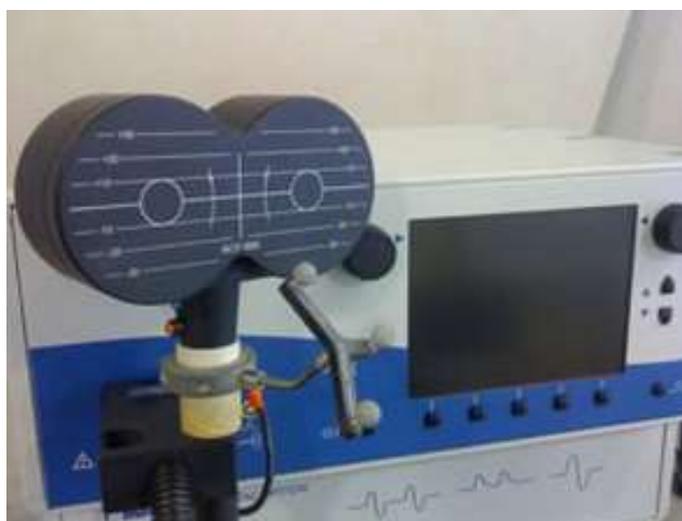


Figura 1-Estimulador Magnético Transcraniano

O funcionamento do Estimulador Magnético Transcraniano ocorre com a ativação do pulso magnético e esse pulso ao ser recebido pelo cérebro é tornado em corrente elétrica(Figura 2)[24].

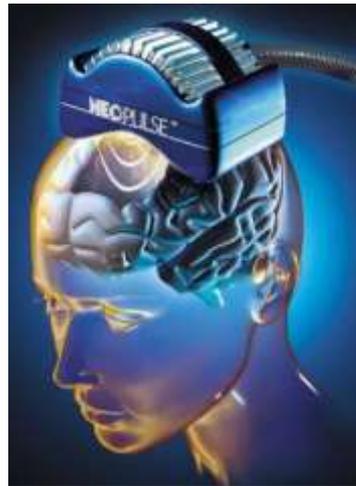


Figura 2- Pulso do EMT

Essa corrente elétrica gera uma despolarização das células motoras corticais como por exemplo, o que gera a estimulação da via motora descendente. Logo após é recebida uma resposta motora ao estímulo dado. O que permite a captura e análise do sinal[20].

EMT  $\implies$  Corrente Elétrica  $\implies$  Despolarização  $\implies$  Estimulo  $\implies$  Resposta

## 1.1 OBJETIVO

### 1.1.1 OBJETIVO GERAL

O presente trabalho tem por objetivo usar técnicas de captação e processamento de sinais, bem como a microeletrônica no desenvolvimento de dispositivos para o auxílio no estudo do impacto do sono na concentração e coordenação motora, em cooperação com a mestrandia Talyta Grippe, residente em neurologia no hospital de base.

### 1.1.2 OBJETIVO ESPECIFICO

O objetivo desse trabalho é desenvolver dois dispositivos, utilizando-se os conhecimentos adquirido ao longo da graduação, como ferramenta no auxílio do estudo do impacto do sono na concentração e coordenação motora. Assim desenvolveu-se dois dispositivos, o Eletromiograma e o Sequenciador. No Eletromiograma é utilizado a placa de aquisição Bitalina e o Arduino com Display possibilita a captação de sinais da mão proveniente do pulso de um EMT. Para melhor análise e resultado foi desenvolvido um sequenciador numérico para aquisição de sequências numéricas digitadas por indivíduos com o sono “em dia” e indivíduos privados de sono.

## **2 REVISÃO BIBLIOGRAFICA**

### 2.1 ELETROMIOGRAMA

O eletromiograma é o estudo da função muscular baseada na análise de sinais eletromiográfico (EMG), Figura 2, que são atividades elétricas geradas por músculos durante contrações voluntárias, involuntárias ou estimulada[2].

A análise eletromiográfica depende da saúde do musculo, em um musculo saudável, estão presentes muitas inervações, as quais são praticamente aleatórias e as fibras musculares

fornecidas por um moto neurônio formam uma unidade motora. O tamanho do potencial de ação, extraído da superfície muscular, e o tamanho da força serão proporcionais ao número de fibras da unidade motora contraída[3].

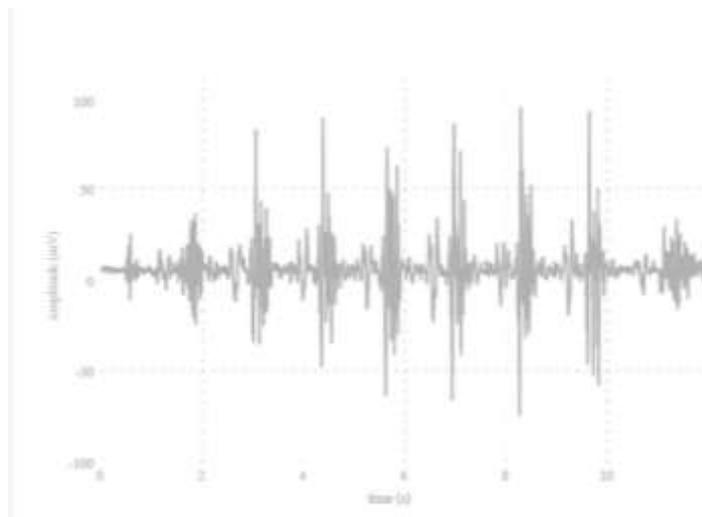


Figura 3-Exemplo de Sinal EMG

Os sinais de EMG são muito úteis e possuem diversas aplicações, como na identificação de traumatismos, e nas descrições das funções de vários músculos em atividades específicas.

Os sinais de EMGs possuem uma grande complexidade, pois são afetados pelas propriedades fisiológicas dos músculos, pelo controle do sistema nervoso periféricos, e pelas características dos instrumentos de medição. A amplitude do potencial de ação depende do diâmetro da fibra muscular, bem como da distância entre as fibras musculares ativas e do posicionamento, geometria e das propriedades dos eletrodos[4]. Assim o sinal representa a corrente gerada pelo fluxo iônico através da membrana das fibras musculares que se propaga pelos tecidos até chegar ao eletrodo de detecção. Deste modo percebemos a complexidade do sinal EMG.

Com o intuito de identificar as interferências sofridas por um sinal EMG, pode-se dividi-las em três: causais, intermediário e fatores deterministas.

Os fatores causadores são aqueles que têm um efeito de base ou elementar no sinal. Estes são divididos em dois grupos: extrínsecos e intrínsecos[4]. Os fatores causais extrínsecos são aqueles associados com a estrutura de eléctrodo e a sua colocação sobre a superfície da pele do músculo. Sendo , então:

- A configuração do eléctrodo

1- A área e a forma das superfícies dos eléctrodos de detecção que determinam o número de unidades motoras ativas que são detectados em virtude do número de fibras musculares na sua vizinhança;

2- A distância entre as superfícies dos eléctrodos de detecção que determina a largura de banda da configuração do eléctrodo diferencial;

- A localização do eléctrodo em relação aos pontos motores no músculo e a junção miotendínea que influencia as características de amplitude e frequência do sinal detectado.
- A localização do eléctrodo sobre a superfície do músculo em relação à borda lateral do músculo, que determina a quantidade de diafonia possível que pode ser detectada pelo eléctrodo;
  - A orientação das superfícies de detecção no que diz respeito às fibras musculares que afeta o valor da medida da velocidade de condução do potencial de ação e, conseqüentemente, afetando a frequência do sinal e a amplitude;

Os fatores causadores intrínsecos são as características fisiológicas, anatómicas e bioquímicas do músculo. Ao contrário dos fatores extrínsecos, que não pode ser controlado devido às limitações do conhecimento e da tecnologia atual. Eles incluem:

- O número de unidades motoras ativas em qualquer altura da contração que contribui para a amplitude do sinal detectado;
- A composição do tipo de fibra do músculo que determina a variação do pH do fluido intersticial do músculo durante uma contração;
- O fluxo sanguíneo no músculo que determina a velocidade a que os metabolitos são removidos durante a contração;
- O diâmetro da fibra influencia que a amplitude e velocidade de condução dos potenciais de ação que constituem o sinal de;
- A profundidade e a localização das fibras ativas dentro do músculo em relação às superfícies do eléctrodo de detecção esta relação determina a filtragem espacial, e, conseqüentemente, as características de amplitude e frequência, de o sinal detectado;
- A quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eléctrodo que afecta a filtragem espacial do sinal;
- Fatores que ainda não foram identificados, tais como o comprimento da zona de despolarização e os fluxos iónicos através da membrana, etc Nesta categoria, que têm

também incluído as características de queima de unidades motoras (que incluem o comportamento de as taxas de disparo das unidades motoras e qualquer interação entre as taxas de disparo, como a sincronização de disparos das unidades motoras) e a unidade do motor se contorcer.

Os fatores intermédios que representa fenómenos físicos e fisiológicos que são influenciados por um ou mais dos fatores causativos, e por sua vez, influencia os fatores determinísticos. Estes incluem:

- A passagem de banda de filtragem: aspectos do eléctrodo que é uma característica inerente de uma configuração de eléctrodo diferencial;
- O volume do eléctrodo de detecção que determina o número e peso dos potenciais de ação das unidades motoras que compõem o sinal de;
- Sobreposição do potencial de ação no sinal EMG detectado que influencia as características de amplitude e frequência do sinal;
- Crosstalk de músculos próximos que contamina o sinal e pode induzir em erro de interpretação da informação no sinal;
- A velocidade de condução dos potenciais de ação que se propagam ao longo da membrana de fibra celular; a velocidade de condução afeta as características de amplitude e frequência do sinal;
- A efeito de filtragem espacial devido à posição relativa do eléctrodo e as fibras musculares ativas.

Por possuir uma natureza estocástica o sinal EMG pode ser representado, aproximadamente, por uma função Gaussiana. Onde sua amplitude pode variar de 0 a 6 mV(pp) . Entre a faixa 0 e 500Hz encontra-se a maior parte da energia útil do sinal, com a energia dominante entre 50 a 150 Hz [5]. Quando temos que duas ou mais unidades motoras descarregam ao mesmo instante, o potencial detectado é a soma algébrica dos potenciais individuais dessas unidades motora, sendo conhecida como onda sobreposta, Figura 4.

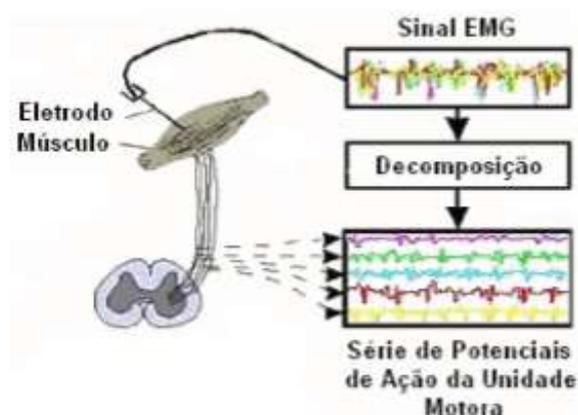


Figura 4- Decomposição de Sinal EMG

Quando se realiza a decomposição do sinal EMG, as ondas sobrepostas precisam ser separadas em seus potenciais de Ação das Unidades Motoras (PAUMs) constituintes. A quantidade de ondas sobrepostas, depende também do nível de contração durante a detecção do sinal e o tipo de eletrodo e filtro utilizado.

Existem dois tipos de Eletromiografia[6]:

- Superfície: que utiliza eletrodos de superfície para aquisição do sinal;
- Profundidade que utiliza eletrodos de agulhas contato direto com o tecido muscular.

Temos que o método mais usado é o primeiro por não se tratar de um método invasivo.

Normalmente o sinal muscular quando medido com eletrodos de superfície apresenta amplitudes de até 5mV e de até 10mV com eletrodos de agulha. A banda de frequência do sinal muscular se encontra, geralmente, entre 0Hz e 1kHz [7].

Uma técnica para eliminar grande parte da interferência comum aos dois eletrodos é realizando a aquisição diferencial do sinal. Utilizando-se um eletrodo ativo e um de referência ou então com dois eletrodos. Para a captação dos sinais são usados os sensores, assim os sensores podem ser classificados de acordo com a grandeza que medem. Existem sensores de pressão, luminosidade, movimento, entre outros. Os sensores que transformam um tipo de energia em outro são chamados de transdutores[8]. Uma outra forma clássica de classificar os sensores é quanto à excitação.

Sensores do tipo ativos requerem uma fonte externa de excitação para que funcionem e sensores passivos não. Temos que o sinal que sai da grande parte dos sensores é relativamente pequeno, sendo necessário tratar esta saída antes que se possa processar o sinal através de um circuito analógico ou digital[9]. Estes circuitos são chamados de condicionadores de sinais e são específicos para cada tipo de sinal e sensor. Um tipo de sensor

existente é o eletrodo, geralmente feito de prata (Ag/AgCl), pode ser de superfície ou em forma de agulha, figura 5.

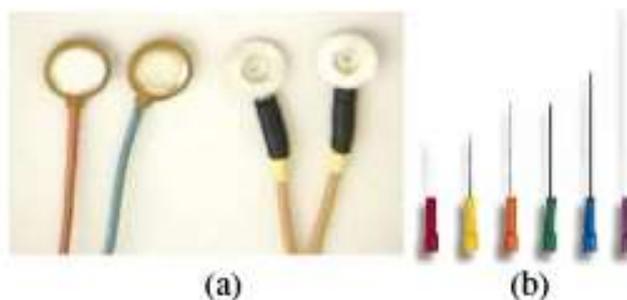


Figura 5- a) Eletrodos de superfície; b) Eletrodos invasivos

O eletrodo é usado em aparelhos de eletromiografia, eletroencefalograma e eletrocardiograma para medir os sinais elétricos dos músculos, cérebro e coração [10]. É um sensor passivo e não se trata de um transdutor, pois o sinal de entrada é elétrico e o sinal de saída também, não há transformação.

Normalmente no caso dos eletrodos de superfície, aplica-se uma substância no local onde o eletrodo será fixado para diminuir a impedância da pele, permitindo maior circulação de corrente elétrica e melhorando a captação do sinal.

## 2.2 ESTIMULAÇÃO MAGNETICA TRANSCRANIANA (EMT)

A estimulação magnética transcraniana (EMT), é um método relativamente novo, introduzido à aproximadamente 35 anos, desde então tem sido usado como uma ferramenta sofisticada em neurociência. Uma das grandes vantagens desse método é o fato de ser não-invasivo e que associado a outras técnicas tem apresentado bons resultados para o estudo do cérebro humano. [16]

Em 1980, foi construído um estimulador elétrico de alta voltagem, por Merton e Morton, onde o intuito era estimular músculos, assim eles foram capazes de ativar músculos de forma direto, o que na época era possível apenas por estimulação dos ramos nervosos.[25] Deste modo decidiram expandir a aplicação dessa técnica para várias partes do corpo, desenvolvendo um dispositivo que pudesse estimular áreas motoras do cérebro humano, de forma não invasiva, através do couro cabeludo intacto, recebendo o nome de estimulação elétrica transcraniana (EET), na tentativa de obter energia elétrica sobre o escalpo e o crânio

sem a dor de uma estimulação elétrica percutânea direta. Inicialmente começou-se o estímulo através do cortex motor, com um breve choque elétrico de alta tensão, com o objetivo de produzir uma resposta muscular relativamente sincrônica, o potencial evocado motor(PEM)[17].

Inicialmente a EMT começou apresentar efeitos colaterais, como dores, por conta da ativação de fibras, gerando dor no escalpo. Porém a técnica começou a ser desenvolvida e aperfeiçoada e aproximadamente meia década depois do primeiro experimento EMT, a técnica foi aperfeiçoada, e foi possível estimular o nervo e cérebro, usando estimulação magnética ou estimulação magnética transcraniana (EMT) ,Figura 6, com muito pouca ou nenhuma dor[19]. Deste modo a estimulação magnética transcraniana (EMT) foi inicialmente descrita por Anthony Barker em 1985, como um método não invasivo, indolor e relativamente simples[18].

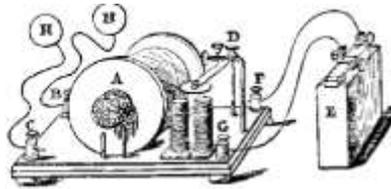
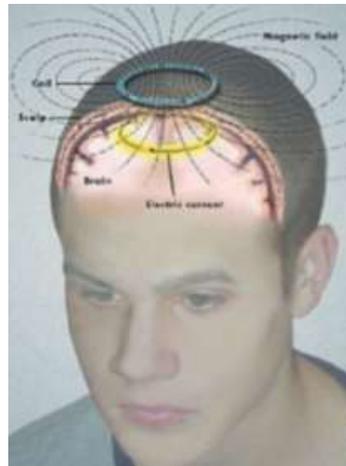


Figura 6 – Primeiro EM

O potencial da EMT de efetuar a despolarização dos neurônios (figura 7) depende da “função de ativação”, que gera um fluxo da corrente transmembrana e que matematicamente pode ser descrita como a derivação espacial do campo elétrico sobre o nervo. Assim a estimulação irá se localizar no ponto que a derivação espacial do campo elétrico é máxima (figura8) [18]. Para a situação do nervo em uma posição de inclinação, a situação é um pouco diferente: embora a fibra se incline pelo campo elétrico induzido, a corrente vai continuar em linha reta e irá ultrapassar a fibra através da membrana. A derivação espacial do campo elétrico ao longo do nervo é crítica, causando uma curvatura no ponto preferencial de estimulação. Deste modo essas características fazem com que a EMT diferencie-se da EET de várias formas. O pico de força do campo magnético é dependente da magnitude da corrente e do número de voltas de fios de cobre presentes na bobina. O operador pode controlar a intensidade do estímulo alterando a intensidade da corrente que flui pela bobina, modificando deste modo a magnitude do campo magnético induzido e do campo elétrico induzido secundariamente.[20]



**Figura 7** – Modelo de Neurônio Motor

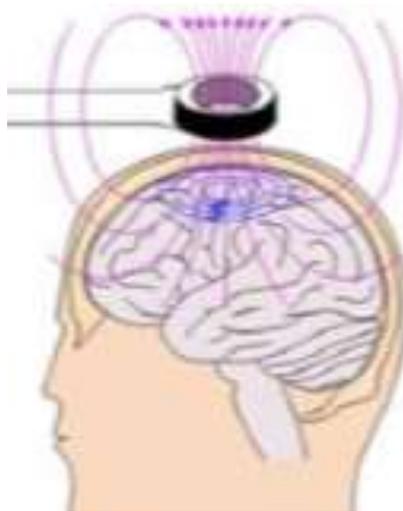


**Figura 8** – Simulação do da atuação do campo magnético

Para se fazer a estimulação magnética transcraniana (EMT), utiliza-se um dispositivo que produz um campo eletromagnético (2 tesla), sendo conduzido por uma bobina(Figura 9). Assim esse campo eletromagnético atravessa o crânio estimulando uma área cortical próxima (figura 10), isso acontece, pois o campo eletromagnético gera uma indução de cargas elétricas no parênquima cerebral, obedecendo a lei de Faraday quando a indução[21].



**Figura 9** – Aparelhos de estimulação magnética



**Figura 10** – Propagação da onda no cérebro

Temos que o efeito obtido com o uso da EMT é proporcionado pelo fato do campo elétrico despolarizar o neurônio, gerando assim um fluxo de cargas através da membrana neuronal excitável, e não ao campo magnético induzido. Podemos assim dizer que a EMT é um estímulo elétrico, porém com o benefício de não necessitar o uso de eletrodos, que precisem ser aderido na pele de forma invasiva ou superficial, o que pode ser um incômodo em alguns momentos[22].

Percebendo-se a variedade de aplicações da EMT, começou-se a investigar com que velocidade ocorria a condução nervosa e o potencial evocado motor, com o intuito de identificar patologias neurológicas. Assim calibrando-se assim os parâmetros de estimulação,

a EMT pode ser usada com o objetivo de inibir ou excitar o cérebro, o que permite um mapeamento das funcionalidades de regiões corticais e a criação de lesões virtuais. Intervindo nos aspectos fisiológicos do cérebro, como funções visuais, motor, linguagem e sendo atualmente uma ferramenta terapêutica com o intuito de auxiliar na neuroreabilitação.[19]

### 2.2.1 APARELHO DE ESTIMULAÇÃO

O EMT é composto por uma unidade fixa e uma móvel (Figura 11). A unidade fixa é composta por:

- Capacitores de armazenamento;
- Alternando de carga ;
- Circuito par modelar a forma do pulso e a recuperação de energia;
- Painel de Controle

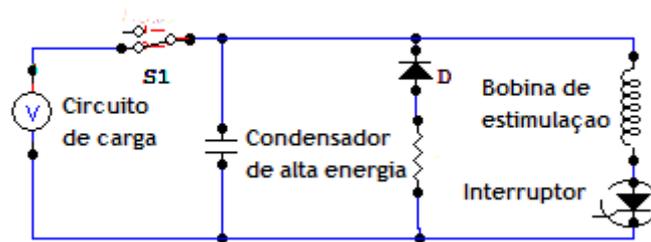


Figura 11 – Diagrama esquemática simplificado de um estimulador de pulso único

A parte móvel é composta por uma bobina e o cabo que à conecta a outra parte do sistema(fixa). Seu funcionamento é dado pelo carregamento do capacitor. Ocorre uma variação na intensidade desse campo magnético, que por sua vez gera uma contracorrente elétrica paralela, conhecida como corrente de Eddy. Sendo essa capaz de atingir o parênquima cerebral uma profundidade de 1,5 a 3,0 cm[23]. A grande vantagem é a alta resistência elétrica do couro cabelo e do osso do crânio, assim permite que corrente elétrica que flui, seja pequena o que diminui o desconforto que poderia ser gerado se uma alta corrente passa-se, gerando a excitação de terminações nociceptivas. [21]

A bobina usada pode ser de vários modelos: circular, coplanares, H entre outras. Uma das maiores diferenças entre elas é a área e a profundidade que se deseja atuar e intervir. A bobina circular (Figura 12-a)[24] é dotada de uma menor precisão, pois estimula uma área maior. As bobinas coplanares(Figura12-b), em formato de oito, são mais precisas, o que permitem uma atuação mais focal no encéfalo, o que a torna a mais usada, sendo muito útil no

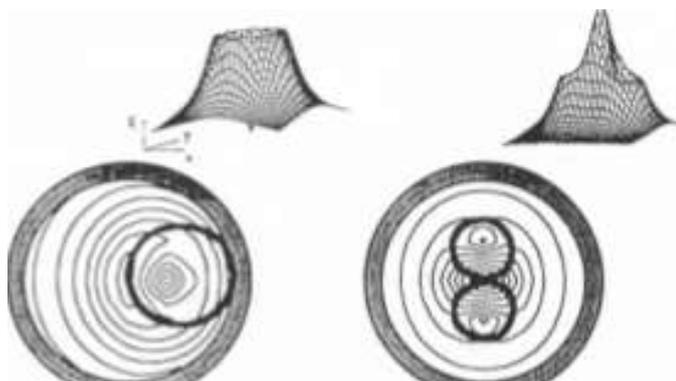
uso terapêutico. Uma outra bobina usada é a H em forma de cone, o que permite aumentar a profundidade da estimulação.[23]



**Figura 12 – (a) Bobina Circular**



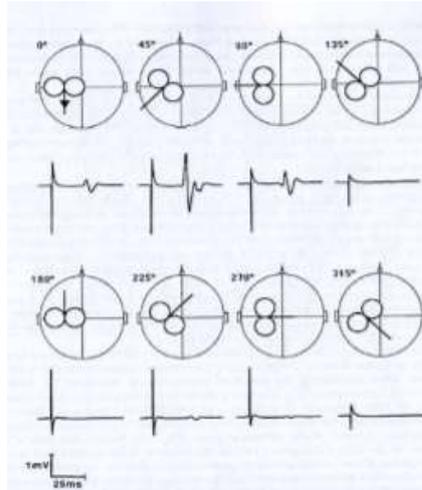
**Figura 12 – (b) Bobina coplanar, oito**



**Figura 13 – Áreas de atuação das bobinas circular e coplanar**

Entre os fatores que influenciam na despolarização neuronal e desencadeamento de potencial de ação de membrana, gerando potenciais excitatórios neuronais pós-sinápticos seguidos por inibitórios pós-sinápticos é:

-Orientação da bobina; Figura 14[24]

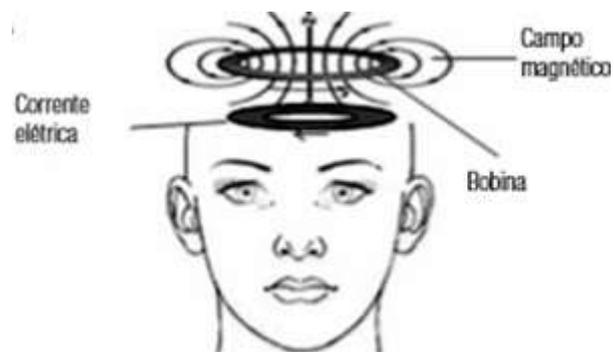


**Figura 14** – Resposta a diferentes impulsos

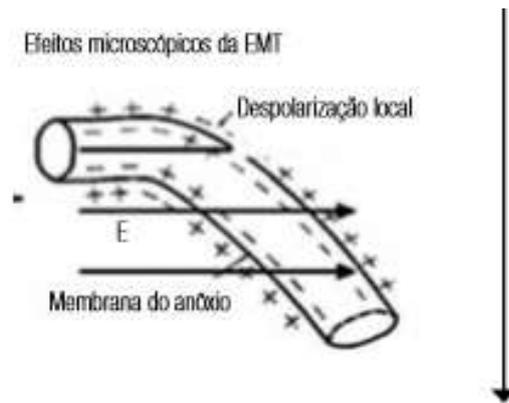
-Intensidade do estímulo.

As durações dos potenciais variam em 1ms (excitatório pós-sináptico) e 100 ms (inibitório pós-sináptico). Induzindo a períodos refratários de atividades, impedindo o ritmo oscilatório e o padrão de distribuição normal das redes neurais. [22]

Existem os efeitos micro e macroscópicos dos potenciais. Onde além do efeito focal, há também efeitos a distância mediados pela ligação entre regiões de um mesmo circuito cerebral.[25]



**Figura 15** – (A) Campo magnético induzindo contracorrente elétrica (corrente de Eddy) e seus efeitos micro



**Figura 16 – (B) Efeito Macroscópicos**

Atualmente várias são as técnicas de EMT, utilizadas sendo elas: Pulsos únicos ou repetitivos.

-Pulso único (EMT-p): é muito usado, consiste em um número de pulsos com intervalo variáveis de alguns segundos, essa duração normalmente é determinada pelo operador. Há também o (EMT-pp) que gera dois pulsos consecutivos com intervalos de poucos ms entre eles. Muitos recorrentes para diagnósticos.

-EMT Repetitiva (EMT-r): São emitidos vários pulsos seguidos conforme a frequência desejada. Sendo abaixo de 1Hz baixa frequência, que diminui a excitabilidade neural e inibe a atividade cortical e maior que 1Hz alta frequência, que aumenta a excitabilidade neural e consequentemente o estímulo da atividade cortical. [21]

Existe também uma técnica muito pouco usada que é a theta burst, que tem como princípio estimular com sequência de três estímulos consecutivos de 50Hz a cada 200ms. [20]

#### EMT-p

Normalmente utilizada com o intuito de mapear o córtex motor e realizar o estudo do tempo de condução motora central e a cronometria das relações causais do cérebro-comportamento. Podendo fornecer medidas de facilitação e inibição intracortical, bem como estudo de interações corticocorticais.

Tratando-se de EMT-pp, temos que pode ser aplicada a análise de conectividade corticocortical e as suas interações. Fornecendo medidas de projeção cortiço-espinhal, medida de inibição cortical e facilitação e estimulação cerebral, avaliar os circuitos de inibição corticocortical ou excitação. [16]

Quando se trata de EMT necessita-se conhecer quatro principais parâmetros : Potencial evocado motor (PEM), Período Silente (PS), Limiar Motor(LM) e Tempo de Condução Motora Central (TCMC).

**Potencial evocado motor(PEM):** É a representação da ativação de fibras musculares das unidades motoras estimuladas no hemisfério contralateral. A EMT-p é gerada com o posicionamento da bobina em topografia do giro pré-central, gerando um estímulo na área motora primária que percorre o trato corticoespinal (TCE) até a fibra muscular contralateral ao hemisfério estimulado, gerando a contração dela, que pode ser captada por meio de eletroneuromiografia por eletrodos superficiais[20]. Tratando-se de condução córtico-motora, cinco a seis registros de PEM consecutivos são considerados suficientes. Contudo, esse valor foi estimado arbitrariamente[16]. A estimulação deve ser feita bilateralmente em músculos homônimos (direita e esquerda), simultaneamente ou não. A amplitude e a latência do PEM podem variar com a mesma intensidade do estímulo, dependendo do estado de relaxamento do músculo-alvo. Esse fenômeno denomina-se facilitação. A interpretação da PEM é feita, principalmente, pela análise da razão entre PEM e a resposta motora (M) referente ao potencial de ação muscular registrado pela eletromiografia[24].

**Período silente (PS):** Esse período é reproduzido quando há aplicação de estímulo transcraniano durante o período de contração voluntária do músculo efetor, o que ocorre posteriormente ao PEM. Acredita-se que o PS se relaciona a fenômenos de inibição cortical.

**Limiar Motor (LM):** Esse limiar está relacionado a amplitude emitida, sendo referida como à menor intensidade de estímulo capaz de gerar um PEM com amplitudes mínimas de 50  $\mu$ V(músculo em repouso) e 200  $\mu$ V(músculo contraído), após pelo menos cinco dentre 10 pulsos magnéticos administrados.

**Tempo de condução motora central (TCMC):** Está relacionado ao tempo que leva à condução do impulso nervoso do cortex ao músculo- alvo captador(cortex-músculo). O valor de TCMC é estimado pela subtração da latência total do PEM pelo tempo de condução periférica motora (TCPM). Esse tempo de condução motora central seria o tempo de saída do estímulo pelas raízes espinhais até sua chegada ao músculo-alvo. O cálculo de mensura da TCMP, pode ser calculado mais usualmente por dois métodos: Estimulação magnética dirigida sob a porção cervical ou lombar da coluna (para membros superiores ou inferiores,

respectivamente) e realização de um estímulo elétrico sob o nervo mediano no punho e fibular profundo no nível da cabeça da fíbula.

Estimulação magnética dirigida sob a porção cervical ou lombar da coluna : Pode ser obtido pela seguinte formula  $TCMC = PEM - TCP - 0,5$  ms. Essa equação fornece o intervalo sináptico central.

Realização de um estímulo elétrico sob o nervo mediano no punho e fíbula profundo no nível da cabeça da fíbula: Temos segundo a fórmula  $(F + M-1)/2$ . O quociente 2 é necessário a fim de considerar de uma só vez o percurso antidrômico e ortodrômico da onda F [20]. Onde:

F indica a menor latência em milissegundos de uma série de 10 ondas F;

M é a latência da onda M em ms e 1 ms corresponde ao atraso central estimado de F, no momento de sua chegada ao moto neurônio por via antidrômica.

### 2.3 TRATAMENTO DE SINAIS

Quando se trabalha com a aquisição de dados, é fundamental saber se o sinal que se deseja captar, corresponde à realidade ou está sofrendo interferência de alguma outra fonte. Infelizmente não se pode realizar medidas sem sofrer a influência de ruídos[7]. No caso da aquisição de biosinais, esses ruídos ou são provenientes da interferência de outras fibras musculares, ou são por conta do ruído entre a conexão do eletrodo e da pele, ou do cabo. Enfim, várias são as fontes que geram ruídos.

Apesar da presença de ruídos nas medições, isso não preocupa pelo fato de existir atualmente várias técnicas matemáticas e físicas para o tratamento de sinais. Utilizando filtros e técnica que permitem a separação do ruído e do sinal desejado.

As técnicas clássicas de processamento de sinais apresentam duas alternativas a respeito da representação do mesmo, com o intuito de através delas se conhecerem as especificidades que o caracterizam. Assim temos a representação no domínio do Tempo e no domínio da Frequência[11].

Quanto a representação temporal  $s(t)$ , indica de que forma a amplitude do sinal varia com o tempo. A representação no domínio das frequências (referida muitas vezes como análise espectral)  $S(f)$ , permite verificar a existência de diferentes componentes de frequência no sinal, bem como obter informação sobre a magnitude desses componentes

Estas duas representações relacionam-se através da transformada de Fourier (FT) definida por 2.1:

$$S(f) = \mathcal{F}\{s(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (2.1)$$

ou pela transformada inversa de Fourier (IFT), definida por 2.2.2:

$$s(t) = \mathcal{F}^{-1}\{S(f)\} = \int_{-\infty}^{\infty} S(f)e^{i2\pi ft} df. \quad (2.2)$$

Essa equação 2.2 indica que o sinal pode ser obtido pela soma de exponenciais complexas com diferentes frequências, cujas amplitudes são os valores S obtidos por 2.2.

A representação espectral clássica do sinal é obtida pelo quadrado da amplitude da transformada de Fourier  $|S(f)|^2$ , e permite reter informações sobre outras características do sinal a que a representação temporal é alheia.

### 2.3.1 ANÁLISE EM TEMPO-FREQUÊNCIA

Há alguns anos o processamento de sinais deparava-se com uma situação paradoxal. Se por um lado as propriedades estruturais dos sinais apresentam variação temporal, as metodologias clássicas de processamento tinham sido desenvolvidas para processos estacionários. As técnicas de análise em tempo-frequência emergiram como novo paradigma na teoria do processamento de sinal e podem ser introduzidas sob diferentes perspectivas, tendo por base, além da teoria dos sinais, mecânica quântica e até a teoria dos operadores pseudo-diferenciais.

A abordagem mais simplista para se obter uma representação em tempo-frequência passa pelo cálculo das suas localizações médias. Para tal consideremos um sinal com energia finita definida por 2.3,

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |s(t)|^2 dt. \quad (2.3)$$

Podemos definir o tempo médio por 2.4,

$$\tau = \frac{1}{E} \int_{-\infty}^{\infty} t |s(t)|^2 dt$$

(2.4)

e a frequência média por 2.5,

$$\varphi = \frac{1}{E} \int_{-\infty}^{\infty} f |S(f)|^2 df \quad (2.5)$$

2

e associar a cada uma destas variáveis um domínio, respectivamente T e F. A representação em tempo-frequência deste sinal de energia pode descrever-se no domínio  $T \times F$ . Este tipo de representações possuem um limite inferior para o produto  $T \times F$ , consequência do uso da transformada de Fourier (2.2) do sinal. O princípio de incerteza expresso na desigualdade anterior é também referido na literatura como desigualdade de Heisenberg-Gabor. Existem vários métodos para se obterem representações em tempo-frequência[11].

### 2.3.2 ROOT MEAN SQUARE (RMS)

Uma das técnicas que avalia o nível de atividade do sinal EMG é conhecida como root mean square-RMS. Essa forma de processamento não necessita de retificação pois a amplitude do sinal EMG é elevada ao quadrado, conforme a equação 2.6,

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2.6)$$

Associando ao RMS a um intervalo de tempo determinado constitui o RMS móvel, importante para observar as alterações do sinal EMG em função do tempo[12]. A janela típica para o RMS móvel é de 100 a 200 ms, que se correlaciona com o tempo de resposta muscular:

- Sinais maiores que 50% CVM- janela de 0.25 a 0.5 segundo.
- Sinais menores que 50% CVM-janela de 1 a 2 segundos.

#### 2.3.2.1 NORMALIZAÇÃO

As características da amplitude e frequência do sinal EMG de superfície são sensíveis a fatores intrínsecos (tipo de fibra muscular, profundidade, diâmetro) e extrínsecos

(localização, distância entre os eletrodos). Portanto a amplitude do sinal EMG não pode ser analisado diretamente[12].

Para se analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz necessário a utilização de técnicas de normalização[10]. Porém, existe diversas formas de normalizar a amplitude do sinal EMG:

- Contração Voluntária Máxima Isométrica(CVMI)
- Pico Máximo do Sinal EMG;
- Valor Médio do Sinal EMG;
- Valor Fixo do sinal EMG;

A outra questão diz respeito a forma como o sinal EMG é tratado. No domínio do tempo, dois parâmetros são comumente utilizados: o (rms) Valor-root-mean quadrado e o valor médio corrigido. Ambos são apropriados e fornecer medições úteis da amplitude do sinal. Para os sinais de EMG detectados durante as contrações voluntariamente, o valor eficaz pode ser mais apropriado, pois representa a potência do sinal e, portanto, tem um claro significado físico. Por outro lado, o valor médio retificado é uma medida da área sob o sinal e, portanto, não tem um significado físico específico.

Para a aquisição de sinais EMG, existem algumas recomendações quanto a especificações e padrões a serem usados[13]:

- Configuração de Eletrodos Diferencial :
  - Superfícies de detecção, constituídos por duas barras paralelas: a cada 1,0 cm de comprimento, 1-2 mm de largura, 1,0 centímetros de distância
  - Largura de banda de 20 - 500 Hz com um roll-off, pelo menos, 12 dB / oitava
  - Índice de rejeição de modo comum > 80 dB
  - Ruído <2 UV rms (20-400 Hz)
  - Impedância de entrada > 100 Mohms
- Coloque o eléctrodo na linha média do ventre muscular, entre a junção e a zona de inervação mais próxima, com a superfície de detecção orientada perpendicularmente ao comprimento das fibras de musculatura. Use a estimulação elétrica ou superfície de mapeamento elétrica para localizar as zonas de inervação.
- Use o valor eficaz do sinal para medir a amplitude do sinal EMG voluntariamente provocada.

## 2.4 FILTROS

Os filtros eletrônicos constituem um tipo de circuito muito importante em sistemas de comunicação e instrumentação. Os filtros separam sinais desejados de sinais indesejados, bloqueando sinais de interferência, fortalecem sinais de voz e vídeo, e alteram sinais para outras evoluções[12].

Um filtro tem o poder de selecionar a banda de passagens de um sinal e sua amplitude, dependendo do interferência do filtro ele pode ser passivo ou ativo[14].

- Filtros passivos:

Funcionam bem em altas frequências, em aplicações de baixa frequência( cc até 100 kHz), as suas características não são ideais e não podem ser produzidos em circuitos integrados, não possui ganho em potência e são relativamente difíceis de sintonizar.

- Filtros ativos:

São compatíveis com as técnicas de fabrico de circuitos integrados, e são úteis para frequência abaixo de 1MHz, tem ganho em potência e são fáceis de sintonizar.

Transmissão de um Filtro

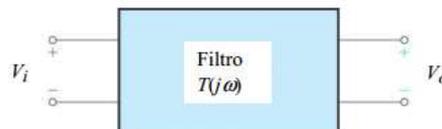


Figura 17- Modelo de transmissão de um filtro

A função de transferência do filtro é dada por 2.7,

$$T(j\omega) = \frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} \quad \text{- função complexa} \quad (2.7)$$

A transmissão de um filtro é representada em termos do seu modulo e fase por 2.8,

$$T(j\omega) = |T(j\omega)|e^{j\phi(\omega)} \quad (2.8)$$

A resposta de amplitude é a curva de  $|T|$  em função da frequência  $\omega$ , a resposta de fase é a curva de  $\phi$  em função da frequência  $\omega$ ,

A amplitude de transmissão é geralmente expressa em decibéis pela função ganho 2.9,

$$G(\omega) = 20 \log |T(j\omega)| \quad (\text{dB}) \quad (2.9)$$

Ou, alternativamente, pela função atenuação 2.10,

$$A(\omega) = -20 \log |T(j\omega)| \quad (\text{dB}) \quad (2.10)$$

Para saber a ordem de um filtro n, fazemos:

- Filtro passivo:  $n = n^\circ$  de bobines +  $n^\circ$  de condensadores
- Filtro activo:  $n = n^\circ$  de circuitos RC

## 2.5 TIPOS DE FILTROS:

- Filtro Passa-baixos:



Figura 18- Filtro Passa baixo

- Banda passante ou de passagem ( $|T|=1$ , atenuação  $A=0$ )
- Banda cortante ou banda de rejeição ( $|T|=1$ , atenuação  $A=$  )
- Transição vertical
- $f_c$  = frequência de corte = frequência de transição
- $f = \frac{\omega}{2\pi}$

- Filtro Passa-Banda

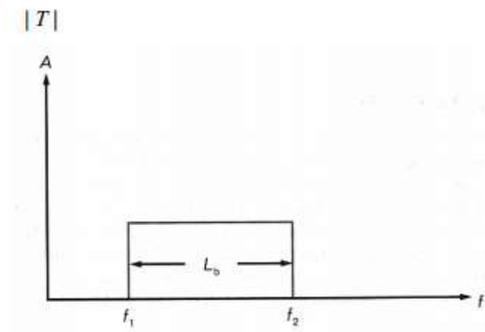


Figura 19- Filtro Passa-banda

- Banda passante ou de passagem ( $|T| = 1$ , atenuação  $A=0$ )
- Banda cortante ou banda de rejeição ( $|T| = 0$ , atenuação  $A= \infty$ )
- 2 Transições vertical
- $F1$  = frequência de corte inferior
- $F2$  = frequência de corte superior
- Largura de banda:  $L_b = f_2 - f_1$
- Frequência de centro:  $f_0 = \sqrt{f_1 f_2}$

- Filtro Passa-tudo

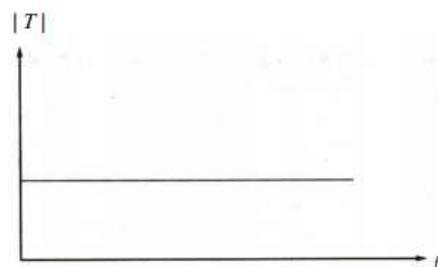


Figura 20- Filtro Passa-tudo

Este filtro é útil quando se quer produzir um determinado desfasamento no sinal a filtrar sem variar a sua amplitude.

### 3 Materiais e Métodos

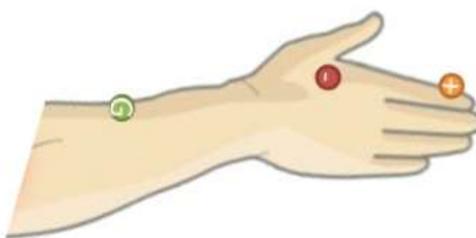
Com o objetivo de auxiliar no setor biomédico, e dar uma finalidade prática aos sinais captados e tratados. Propõe-se desenvolver dois dispositivos com o intuito de auxiliar na captação de sinais da mão, seu tratamento e reprodução e de um dispositivo que possa ser usado para captar sequência numérica de pacientes em um determinado período e condição fornecendo certo parâmetro que auxiliem na análise desejada.

A proposta é auxiliar na análise neurológica do impacto da ausência do sono na coordenação motora e no aprendizado. Assim propõem-se inicialmente analisar uma certa quantidade de pessoas que serão submetidas a sete dias de sono normal, e captados certos parâmetros e logo depois privar esse mesmo grupo de uma noite de sono e realizar a captação novamente desses sinais. A obtenção dos resultados será analisada pela Doutora Talyta Grippe, residente no Hospital de Base, servindo como base para defesa do seu mestrado.

Inicialmente foi proposto o desenvolvimento de dois dispositivos: um de eletromiografia para captação dos sinais da mão, tratamento e outro para captação de sequência numérica fornecendo no fim parâmetros determinados.

#### 3.1 ELETROMIOGRAFO:

O sinal que se deseja captar é o fornecido pela articulação interfalangeana distal, articulação presente na mão. Deste modo os eletrodos usados serão de superfície, posicionados conforme a figura 21[24].

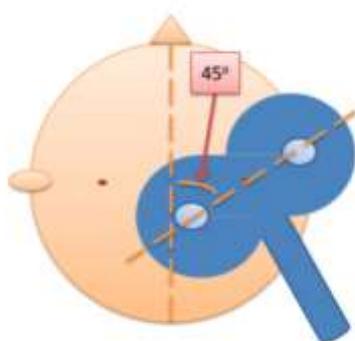


**Figura 21** – Ponto de fixação dos eletrodos, positivo, negativo e terra.

Deste modo o sinal a ser captado é o resultante de um estímulo fornecido por um estimulador magnético transcraniano (EMT), que induz uma corrente que proporcionará um

movimento involuntario na articulação interfalangeana distal. E a amplitude desse movimento que se deseja captar.

Porem para que o estímulo seja captado na articulação interfalangeana distal, a posição da bobina do EMT, desse ser posicionada a  $45^\circ$ , angulo relativo a linha sagital, com seu ponto no centro da bobina figura 22. Assim o operador regula a intensidade do pulso no modulo fixo(figura 23), e com a bobina posicionada, é realizado o disparo do pulso. A potencia do EMT é ajustada até fornecer 1mVpp na articulação interfalangeana distal. Os pulsos devem ser dados no intervalo mínimo de 7s. Ao ser realizado os disparos escolhe-se o “melhor de 5”,ou seja o mais próximo de 1mV pico à pico[25].



**Figura 22** – Posição da Bobina



**Figura 23** – Modulo fixo no Estimulador Magnetico Transcraniano

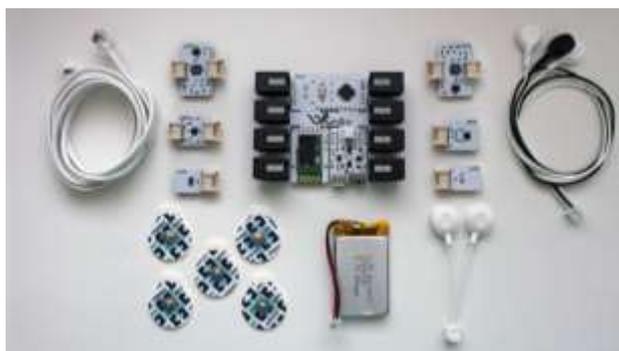
A coleta do sinal é realizado por eletrodos de superficie, por eletromiografia, logo apos esse sinal é enviado para a placa Bitalina, convertido de analogico para digital, assim ele pode ir para o computador e processado pelo software OpenSignals, porem por questao de mobilidade sera acoplado a saida do bitalino um microcontrolador que mostrarà em um display o sinal processado junto a sua amplitude pico a pico.

### 3.1.1 MATERIAIS

Para o eletromiografo será usado a placa de aquisição de sinais Bitalina, hardware desenvolvido pela empresa biosignalsplux. Entre as várias placas oferecida pela empresa, tem-se na Bitalino, uma placa de baixo custo, otimizada, versátil e escalável para a aquisição de biosinais e transmissão sem fio em tempo real e de fácil modelamento quando ao design da placa, o que facilita sua adequação a qualquer dispositivo (por ser leve e ter um tamanho reduzido), atendendo de forma satisfatória o estudo aqui pretendido. Apesar de apresentar vários sensores será usado no entanto somente o sensor de Eletromiografia para o projeto.

A placa pretendida para a aquisição de sinais é o modelo plugged kit, por possuir entradas /saídas RJ22. A placa Bitalino é composta pelos seguintes componentes[15]:

- Hardware(MCU, Bluetooth,Power)
- Sensores: ECG, EMG, EDA, Acelerômetro, Light , Led
- 1x3 eletrodo para EMG/ECG
- 1x3 eletrodo para EDA
- 5 fixadores eletrolíticos
- 1 bateria Li-Po 320mAh
- 1 cabo de 1 metro com terminais RJ22



**Figura 24** – Plugged Kit, bitalino e acessórios

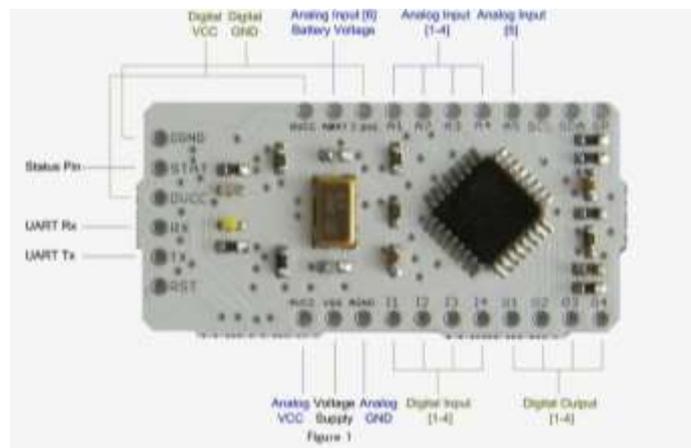
A placa Bitalino possui as seguintes especificações técnica:

- Taxa de amostragem: Configurável para 1, 10, 100 ou 1000Hz

- Portas analógicas: 4 entradas (10-bit) + 2 entradas (6-bit)
- Portas digitais: 4 entradas (1-bit) + 4 saídas (1-bit)
- Transmissão: II Bluetooth v2.0 (alcance de 10m)
- Sensores: EMG, ECG, EDA, Acelerômetro, Light
- Atuadores: LED
- Peso: 30g
- Tamanho: 100x60mm

### 3.1.1.1 MICRO-CONTROLADOR(MCU)

O bloco de unidades do Micro-controlador(MCU) que converte os sinais analógicos provenientes dos sensores em um formato digital é a ATMEL 328p ad 1409(Arduino), especializada para esse tipo de aplicação. Segue abaixo a pinagem adotada no Bitalino, conforme figura 25.



**Figura 25** – Ponto de fixação dos eletrodos, positivo, negativo e terra.

### 3.1.1.2 POWER

O bloco de gerenciamento de energia fornece energia para todos os outros blocos do Bitalino com uma tensão de 3.7V. Este módulo também tem um carregador integrado que controla o carregamento da bateria. O carregamento é feito quando o dispositivo está desligado, ligando uma fonte de alimentação pela porta Micro-USB. Este bloco também fornece acesso a sinais de controle, a pinagem pode ser visto na Figura 11.

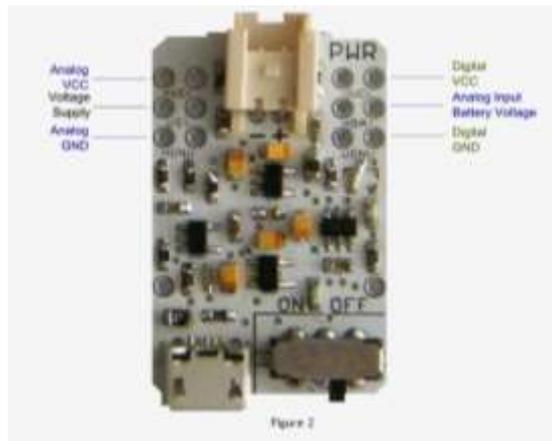


Figura 26 – Placa da fonte de alimentação do bitalino

### 3.1.1.3 SENSOR EMG

Para esse estudo era usado um sensor para adquirir o eletromiografia (EMG), com medições usando eletrodos de superfície bipolares (além de um fio terra), e monitora a ativação muscular. Abaixo segue a especificação técnica do EMG e a pinagem pode ser visto na Figura 27.

- Princípio: Diferença de tensão
- Eletrodos: 3
- Largura de Banda: 10-400Hz
- Impedancia de entrada: 100G ohm @ 3pF
- CMRR: 110dB

- Gama: 0-3,3mV
- Ganho: 1000



**Figura 27** – Sensor EMG

Os sinais capturados pelos sensores são amplificados, filtrados, e convertido de analógico para digital, e depois será enviado para um microcontrolador e mostrado no display.

#### 3.1.1.4 ELETRODOS

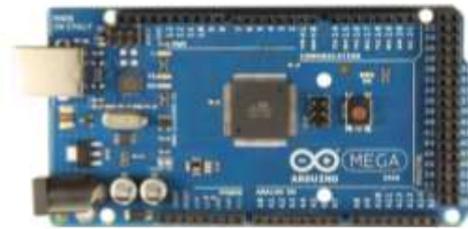
Os Eletrodos que serão usados são eletrodos de superfície descartáveis, com gel e adesivo, apesar de possuir uma superfície de captura muito grande, capturando muitas vezes atividades elétricas de outros músculos, o que prejudica a reprodução real do musculo. No entanto para a atividade pretendida esse tipo de influência não acarreta um problema[15].



**Figura 28** – Superfície descartável de eletrodos

### 3.1.1.5 MICROCONTROLADOR

Existem vários tipos e modelos de controladores. O proposto para a realização desse trabalho foi a plataforma de desenvolvimento Arduino, com microcontrolador externo (Figura 29).



**Figura 29** – Arduino Mega 2560- Utilizada para processar e mostrar o sinal no Display

### 3.1.1.6 SEQUENCIADOR NUMÉRICO

Junto ao eletromiograma há também a necessidade de desenvolver um dispositivo, onde possa ser inicialmente introduzido uma sequência numérica desejada, para que o indivíduo(participante da análise)possa realizar o experimento em dois momentos: depois de dormir sete noites normais e depois de uma noite privado de sono.

O Dispositivo precisa atender os seguintes requisitos:

-Receber uma sequência inicial(sequencia padrão, que poderar ser mudada conforme a vontade do operador do dispositivo);

-Escolha Tempo de duração do experimento em minutos;

-Durante o tempo escolhido para a realização do experimento, o indivíduo digitará constantemente a sequencia padrão;

-Ao termino do tempo escolhido, será apresentado no display:

- Quantidade de vezes que a sequencia foi digitada;

- Quantidade de erros e acertos;
- Quantas vezes foram digitadas erradas o primeiro numero, o segundo até o ultimo numero;
- Fornecer o tempo médio, gasto para introduzir cada sequencia;
- Possibilidade de reiniciar e introduzir nova sequencia.

Esse dispositivo tem por intuito comparar o desempenho de uma pessoa após uma semana de sono normal e após ser privada de sono. Auxiliando na análise de que a privação de sono afeta o desempenho muscular e o aprendizado.

O dispositivo será composto de quatro partes: teclado, microcontrolador( Arduino), Software e Display.

#### 3.1.1.7 TECLADO

O teclado a ser usado será um modelo matricial, com transmissão em paralelo, que será processada pelo Arduino. O teclado tem a finalidade de receber a sequência numérica.

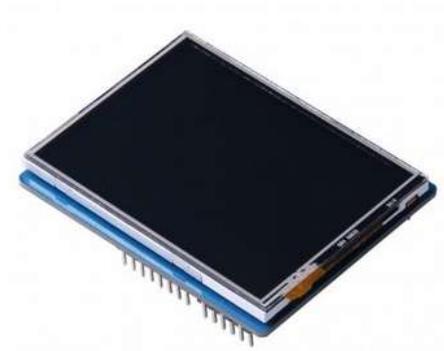
Figura 30.[26]



**Figura 30** – Teclado Matricial

### 3.1.1.8 DISPLAY

Pretende-se usar o display da Adafruit de 1.8" display TFT LCD "diagonal com resolução de 128x160, (262.144) de cor de 18 bits. Sua alimentação é compatível com a do arduino, usando-se 3.3V ou 5V lógica. Suas dimensões totais são : 1,35 "x 2,2" x 0.25 "(34 mm x 56 milímetros x 6,5 milímetros) [26].



**Figura 31** – Display LCD

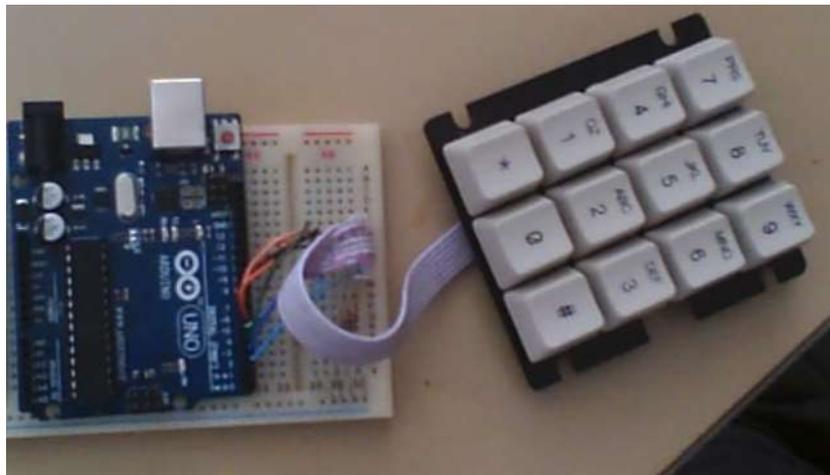
## 3.2 MICROCONTROLADOR E SOFTWARE

O microcontrolador a ser usado será do mesmo modelo do usado junto ao eletromiograma Arduino Mega 2560, Figura 29. A programação foi feita em linguagem C e depois adaptada para o Arduino, pelo fato da programação do Arduino ser muito próxima a linguagem c.

## 4 Resultados e Discursão

### 4.1 SEQUENCIADOR NUMÉRICO

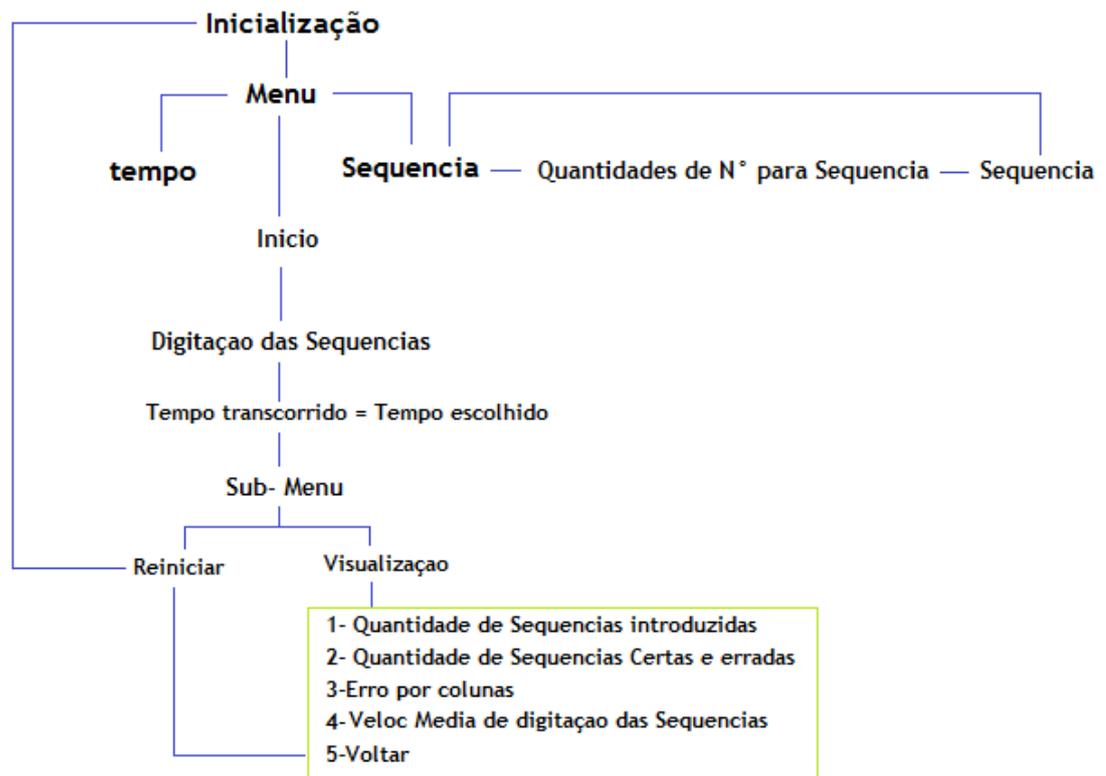
O sequenciador numerido, tem por objetivo auxiliar, na coleta de informações para análise da coordenação motora e concentração do individuo, antes e depois de ser privado do sono . Onde o individuo tera que digitar uma senha sistematicamente durante um periodo de tempo escolhido previamente. O prototipo do dispositivo pode ser visto na figura 32.



**Figura 32** – Prototipo do Sequenciador Numerico

#### 4.1.1 Descrição do Sistema

O Sequenciador numerico é composto por um teclado matricial paralelo, um microcontrolador e um display para visualização dos dados. O principio de funcionamento do sequenciador pode ser visualizado na figura 40.



**Figura 33** – Diagrama de funcionamento do Sequenciador Numérico

O teclado Matricial é constituído de 4 linhas e 3 colunas, onde a ativação de um botão, faz com que uma linha entre em curto-circuito com uma coluna, identificando-se assim a posição na matriz e seus valores correspondente



Figura 34 – Funcionamento do teclado matricial

Temos que o examinador liga o dispositivo e no menu inicial, pode-se escolher o tempo em minutos que deseja para a duração do experimento. Após pode-se escolher o menu sequencia, onde devesse escolher o numero de digitos que terá a sequencia(ex: 57486 , terá 5 digitos), se o valor introduzido for não positivo ou igual a zero, será enviado um aviso de erro e a solicitação da introdução de um valor dentro do intervalo desejado(mesma regra para a escolha do tempo). Logo após validado a quantidade de digito, podesse escolher a sequencia numerica que se deseja ter como padrao(essa sequencia fica armazenada até o programa ser reiniciado, de modo que caso deseja-se usar a mesma senha para outro individuo ela estara armazenada, caso não, é necessario ir ao menu e modificar, ou reiniciar o sistema e introduzir uma nova sequencia), essa sequencia deverá ter um numero de digitos iguais ao escolhido anteriormente, caso contrario será emitido um erro, solicitando a introdução da quantidade de digitos escolhido.

Após escolhida a sequencia, o experimento pode ser iniciado. O individuo devera repetir a sequencia o mais rapido possivel. Assim o sistema entende que se o numero de digitos da sequencia for n, após ter digitado n digitos, será considerado um sequencia , não podendo ser corrigida sequencias erradas(por fazer parte da analise do experimento). Caso seja apertado dois botoes ao mesmo tempo o sistema entende que os dois serao computados,

sendo o primeiro aquele que mecanicamente for ativado primeiro(caso em que aparentemente se aperta dois botoes ao mesmo tempo). Depois de transcorrido o tempo escolhido para a duração do experimento o sistema encerrará e a ultima sequencia só será considerada se completa, caso contrario sera ignorada.

Logo apos encerrado o experimento, o operador podera escolher se deseja verificar o resultado ou ignora e começar um novo experimento. Caso deseje ignorar, os dados serao perdidos, tendo em vista que nao à no dispositivo memoria de armazenamento. Caso seja escolhido a visualizaçao os dados poderao ser acessados pelo sub-menu, e estarao disponiveis até que se reinicie ou desligue o sistema.

#### 4.1.2 Montagem

Para se fazer a estrutura do dispositivo, foram cortadas duas folhas de acrílico, e realizado os acabamentos devidos para que uma servisse de base e a outra para cobrir o circuito.



Figura 37- Folhas de Acrílico

Todas as conexões e apoios foram feitos com parafusos, onde o acrílico foi rosqueado para afixação. Pela natureza, temporânea do projeto, decidiu-se por fazer um dispositivo, pre-moldado, onde a manutenção se torna rápida e a reutilização dos componentes, facilmente acessadas.



Figura 38 - Fixação do Arduino



Figura 39- Estrutura do Sequenciador

O sequenciador numerico, foi programado em linguagem c, atraves do arduino. Onde o codigo pode ser visto no anexo 1. Cumprindo assim a rotina apresentada na figura 40, com o diagrama de funcionalidades.



Figura 40- Sequenciador Numérico

#### 4.2 AQUISIÇÃO DO SINAL

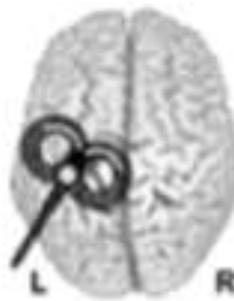
Inicialmente para se realizar a aquisição usou-se a placa Bitalina, e os dados eram enviados para o computador por Bluetooth e analisadas pelo software OpenSignals, para saber o comportamento inicial do sinal.

Assim os eletrodos foram posicionados, e o OpenSignals configurado em uma frequência de 1kHz e utilizado os quatros canais para a aquisição. Figura 41.

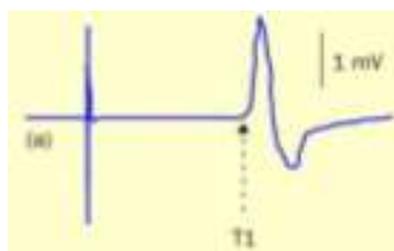


**Figura 41** – Interface do OpenSignals , plataforma de aquisição do Bitalino

O EMT foi inicialmente calibrado para uma intensidade de 3(em uma escala de 9), foram realizado vários disparos, com a bobina posicionada na cabeça, para encontrar a posição craniana que estimulava a articulação interfalangeana distal figura 42. O Sinal que se desejava obter segundo é mostrado da figura 43, onde temos o ruído do pulso e o sinal em atraso em relação ao ruído[25].



**Figura 42** - Posicionamento da Bobina na cabeça



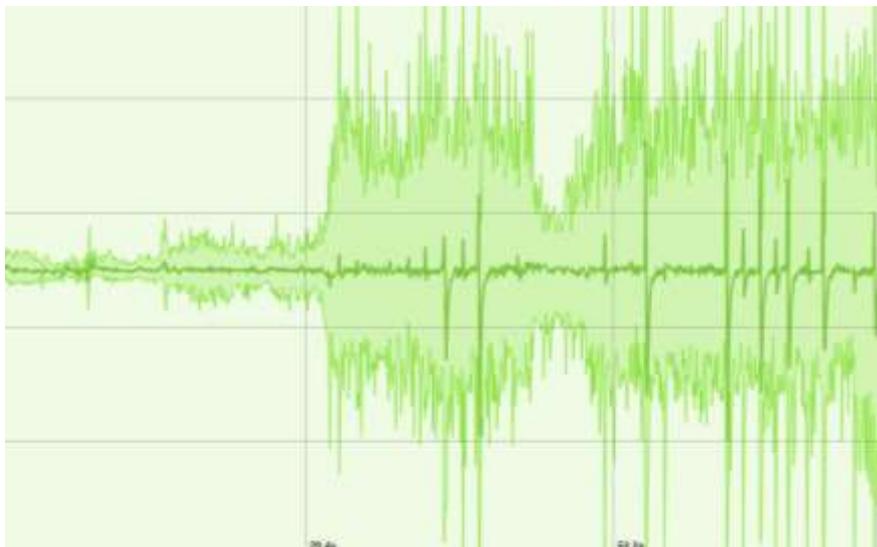
**Figura 43** – Resposta da articulação interfalangeana distal à um pulso do EMT

A captação do sinal foi feita com o EMT, presente na sala do sono no terceiro andar do Hospital Universitario(HuB). A primeira sequencia de pulso obtidas é mostrada segundo a figura 44. A aquisição foi de 1min 17s, onde o sinal principal esta representado internamente, proveniente do possivel mal aterramento do equipamento onde a diferença entre o terra e o neutro é  $> 2\%$ , nao interferindo no sinal eletromiografico, esses ruidos eram por volta de 2,99V. No entanto há outros ruido presentes no sinal, provenientes da bobina. Mesmo o pulso nao sendo ativado so a presença da bobina era suficiente para gerar o ruido no sinal



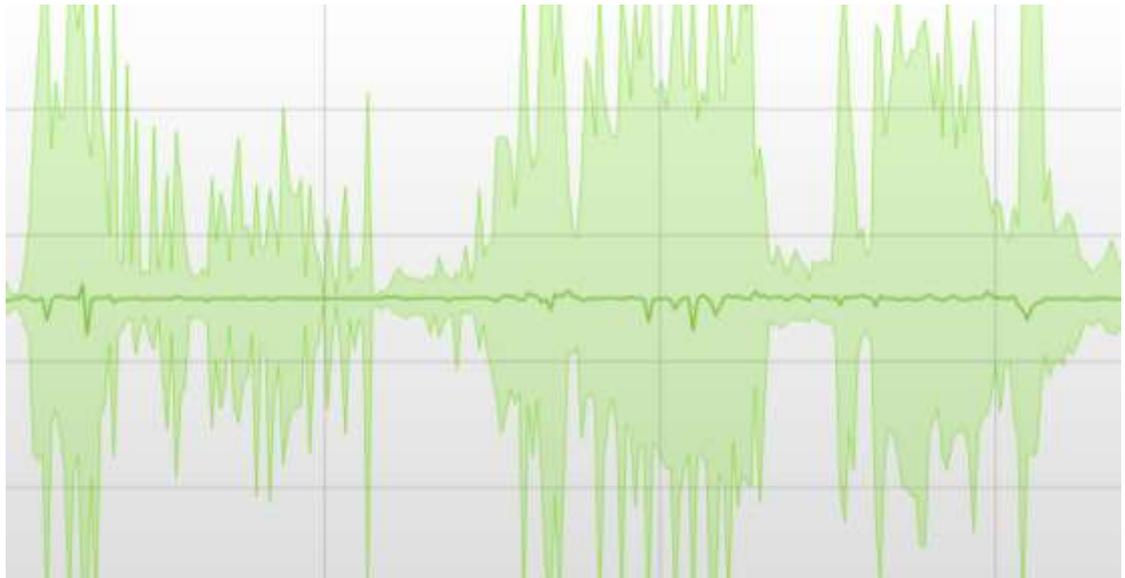
**Figura 44** – Sinal captado pelos eletrodos

Logo apos foi sugerido, o aterramento da pessoa que recebia o EMT, obtemos assim conforme a figura 45, um sinal mais ruidoso.



**Figura 45** - Sinal com aterramento

Logo apos foi entrelaçado os cabos do sensor eletromiografico, para diminuir as interferencias provenientes do EMT. Assim obteve-se um sinal(figura 46) com menos ruido que os anteriores.



**Figura 46** – Sinal Eletromiografico com os cabos entrelaçados

Na figura 47 temos o mesmo sinal da figura 46 separado nos quatro pulsos. Podemos perceber que o primeiro sinal pode ser visto com melhor qualidade, apos os cabos serem entrelaçados, assim temos o ruido e o sinal proximo de 1mV no primeiro pulso, porem no segundo o ruido se cruza com o sinal, assim como no terceiro e quarto, onde os sinais nao puderam ser captado como esperado. [22].



**Figura 47** – Sinal com os pulsos marcados

O Sinal pretendido não foi obtido de forma satisfatória, pela grande quantidade de ruídos presentes. Foram usados alguns métodos, como o entrelaçamento de cabos para atenuar as interferências. Porém o ruído persistia.

Decidiu-se trocar o sensor EMG(Bitalino), por um que viesse blindado. Porém como o aparelho só esteve disponível para uso na semana do término desse trabalho. Não foi possível realizar a implementação ao tempo.

Assim foi proposto dar continuidade na elaboração desse projeto mesmo após o fim desse trabalho.

## 5 CONCLUSÃO

O presente trabalho de conclusão de curso teve como objetivo o desenvolvimento de dois dispositivos que pudessem ser usados como ferramentas para o estudo do impacto do sono no aprendizado e desenvolvimento motor, desenvolvido pela mestrande Talyta Grippe residente em neurologia no Hospital de Base, como tese de seu mestrado.

Assim estudou-se inicialmente os sinais eletromiográficos, e seus métodos de captação. Junto a isso estudou-se também sobre o estimulador magnético Transcraniano, seus efeitos e métodos de captação através da eletromiografia, quando se fornece um pulso magnético. Percebeu-se a dificuldade do uso da eletromiografia, pois os eletrodos usados são os de superfície, que normalmente são muito sensíveis a ruídos. Assim com a aproximação da bobina para a emissão do pulso magnético, notava-se um ruído presente, e após a emissão do pulso o ruído aumentava, disporcendo significativamente o sinal. Assim optou-se por usar-se vários métodos com o intuito de minimizar os ruídos, sendo o mais eficiente o entrelaçamento dos cabos. Porém o ruído mesmo que com baixa intensidade, continuou presente.

Foi desenvolvido um sequenciador numérico, para a obtenção de parâmetros que auxiliam na análise da concentração e desenvolvimento motor, através da obtenção e estudo dos resultados fornecidos por esse sequenciador. Assim usou-se um teclado, um display e um arduino, para o desenvolvimento do dispositivo, com programação em linguagem C, e depois adaptada a linguagem do arduino, pelo fato dessas serem muito próximas.

## Referências

- [1] C. J. De Luca et al, “Decomposition and analysis of intramuscular electromyographic signals”. J Physiol, 1982
- [2] P, DAVID. N, MICHAEL, Design and Development of Medical Electronic Instrumentation: A practical Perspective of the Design, Construction, and Test of Medical Devices, 2005.
- [3] BASMAJIAN, J. V. & DE LUCA, C. J. Muscles Alive – Their Functions Revealed by Electromyography. 5th Edition, Wiliams & Wilkins , 1985
- [4] R,C, ARAUJO. M, DUARTE. A,C, AMADIO. Estudo sobre a variabilidade do sinal eletromiografico intra e inter individuos surante contração isométrica. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1996
- [5] A. Tiago, Decomposição de Sinais Eletromiográficos de Superfície Misturados Linearmente Utilizando Análise de Componentes Independentes, Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Campinas 2012
- [6] F. Arthur, G. Fernanda, S. Júlio, Aspectos Metodológicos da Eletromiografia de Superfície: Considerações SOBRE OS SINAIS E Processamentos Para Estudo da Função Neuromuscular, Rev. Bras. Cienc. Esporte, Campinas, v. 31, n. 2, p. 11-30, janeiro 2010
- [7] DE LUCA C. J., ADAM A., WOTIZ R., GILMORE L. D.& NAWAB S. H. Decomposition of Surface EMG Signals. J. Neurophysiol 96, 2006
- [8] COBBOLD, R. S. C, John Wiley & Sons, Transducer for Biomedical Measurements, 1974
- [9] C, LUCAS, C, J, Surface electromyography : detection and redording 2002
- [10] A. O. Andrade, “Decomposition and analysis of electromyographic signals”, Thesis for the PhD in the field of Biomedical Engineering, at the University of Reading, School of Systems Engineering, Department of Cybernetics, England.
- [11] Challis & Kitney, Biomedical Signal Processing (Time-domain methods) , Tutorial paper, Med. & Biol. & Comput., 1990.
- [12] A, BURDEN. R, BARTLETT. Normalisation of EMG amplitude en evaluation and comparison of old and newmethods. 1999

[13] C. J. De Luca. "Surface Electromyography: Detection and recording". [www.delsys.com/emg.shtml](http://www.delsys.com/emg.shtml), Neuromuscular Research Center and Biomedical Engineering Dept. and Neurology Dept., Boston University, Delsys Inc., 1996.

[14] Metin Akay, Biomedical Signal Processing – Academic Press – 1994.

[15] Flux- Wireless Biosignals, OpenSignals User Manual-Bitalino, Version 1.3.1, May. 2014

[16] 2.Pinelli P. Applicative neural sequence criteria. From theoretical principles to practical applications: terminology and comments. *Funct Neurol* 2008;23:2543

[17] 1.Barker AT, Jalinous R, Freeston IL. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet* 1985;1:1106-7. [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(85\)92413-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(85)92413-4)

[18] Fregni F, Boggio PS, Brunoni AR. Neuromodulação terapêutica: princípios e avanços da estimulação cerebral não invasiva em neurologia reabilitação, psiquiatria. São Paulo: Sarvier; 2012

[19] Groppa S, Oliviero A, Eisen A, et al. A practical guide to diagnostic transcranial magnetic stimulation: report of an IFCN committee. *Clin Neurophysiol.* 2012;123(5):858-82.

[20] Estimulação magnética transcraniana: aplicações na reabilitação de Acidente Vascular Cerebral. Transcranial magnetic stimulation: applications for Stroke rehabilitation. Sergio Machado<sup>1</sup>, Bruna Velasques<sup>2</sup>, Flávia Paes<sup>3</sup>, Marlo Cunha<sup>4</sup>, Luis Basile<sup>5</sup>, Henning Budde<sup>6</sup>, Maurício Cagy<sup>7</sup>, Roberto Piedade<sup>8</sup>, Pedro Ribeiro

[21] Rossi S, Hallett M, Rossini PM, et al.; Safety of EMT Consensus Group. Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clin Neurophysiol.* 2009;120(12):2008-39

[22] *Rev Bras Neurol.* 49(1):20-31, 2013. O que é estimulação magnética transcraniana? What is transcranial magnetic stimulation? Vanessa Teixeira Müller<sup>1</sup>, Pâmela Passos dos Santos<sup>2</sup>, Thiago Carnaval<sup>2</sup>, Marleide da Mota Gomes<sup>3</sup>, Felipe Fregni<sup>4</sup>

[23] Pascual-Leone A, Tormos-Muñoz JM. Estimulación magnética transcranial: fundamentos y potencial de la modulación de redes neurales específicas. *Rev Neurol.* 2008;46(Supl 1):S3-10.

[24] NEUROFISIOLOGIA NEUROFISIOLOGIA ELECTROMIOGRAFIA  
ELECTROMIOGRAFIA POTENCIAIS EVOCADOS POTENCIAIS EVOCADOS Isabel  
Conceição Lab. EMG/PE, Fac. Med. Lisboa, HSM

[25] Valero-Cabré A, Pascual-Leone A, Coubard OA. Transcranial magnetic  
stimulation (EMT) in basic and clinical neuroscience research. Rev Neurol Paris.  
2011;167(4):291-316.

[26] Site da empresa HuInfinito, Pesquisad ano dia 21 de junho de 2015, [http://www.  
huinfinito.com.br/](http://www.huinfinito.com.br/).

## 6 Anexo

Codigo do sequenciador

```

m tempo : ");
}

if(avanca_menu)
{

    if(apertou)
    {
        tempo = valor;
        if(tempo>0) {
            avanca_menu = 0;
            Serial.print("Tempo digitado = ");
            Serial.println(tempo, DEC);
            avanca_num = 1;}
        valor = 0;
        tft.setTextWrap(false);
        tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
        tft.setCursor(0, 30);
        tft.setTextColor(ST7735_RED);
        tft.setTextSize(1);
        tft.print("Tempo Escolhido = ");
        tft.setTextColor(ST7735_BLUE);
        tft.setTextSize(2);
        tft.print(tempo,DEC);
        delay(1000);
    }
}

if(avanca_num)
{
    avanca_num = 0;
    Serial.println("Numero de Digitos: ");
    avanca_dig_num = 1;
    tft.setTextWrap(false);
    tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
    tft.setCursor(0, 30);
    tft.setTextColor(ST7735_RED);
    tft.setTextSize(1);
    tft.println("Numero de Digitos: ");
}

if(avanca_dig_num)
{
    if(apertou)
    {

```

```

    num_dig = valor;
    if(num_dig>0) {
        avanca_dig_num = 0;
        avanca_seq = 1;
        Serial.print("Numero digitado = ");
        Serial.println(num_dig, DEC);}
    valor = 0;
    tft.setTextWrap(false);
    tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
    tft.setCursor(0, 30);
    tft.setTextColor(ST7735_RED);
    tft.setTextSize(1);
    tft.println("Numero digitado = ");
    tft.println(num_dig);
    delay(1000);

}
}

if(avanca_seq)
{
    avanca_seq = 0;
    Serial.println("Digite a sequencia de numeros: ");
    avanca_dig_seq = 1;
    tft.setTextWrap(false);
    tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
    tft.setCursor(0, 30);
    tft.setTextColor(ST7735_RED);
    tft.setTextSize(1);
    tft.println("Digite a sequencia: ");
    delay(50);
}

if(avanca_dig_seq)
{
    if(apertou)
    {
        apertou = 0;
        i++;
        if(i>1)
        {
            buff_seq[i-2] = valor;
            Serial.print("buff_seq[");
            Serial.print(i-2, DEC);
            Serial.print("] = ");
            Serial.println(buff_seq[i-2], DEC);
            //tft.setTextWrap(false);
            // tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
            tft.setCursor(0, 50);
            tft.setTextColor(ST7735_BLUE);

```

```

tft.setTextSize(1);
tft.println("Sequencia: ");
tft.setCursor(15*(i-2), 70);
tft.setTextColor(ST7735_YELLOW);
tft.setTextSize(2);
tft.print(buff_seq[i-2],DEC);

    }
}
if(i == num_dig+1){ i = 0; avanca_dig_seq = 0; Serial.println("ACABOU
PREENCHIMENTO SEQUENCIA:"); menu_flag_2 = 1; menu2();}
}
}

void menu2()
{
    if(menu_flag_2)
    {
        menu_flag_2 = 0;
        Serial.println("(1) - Comecar ");
        Serial.println("(2) - Voltar ao menu ");
        avanca_menu2 = 1;
        delay(100);
    }

    if(avanca_menu2)
    {
        if(apertou)
        {
            switch(valor)
            {
                case 1:
                    avanca_menu2 = 0; comeca_contagem = 1; time = tempo*600;
                    break;

                case 2:
                    avanca_menu2 = 0; menu = 1; menu1();
                    break;

                default:
                    avanca_menu2 = 0; menu_flag_2 = 1; menu2();
                    break;
            }
        }
    }
}

void setup()
{

```

```

//Função para a tela
tft.initR(INITR_BLACKTAB);

Rotina_Teclado.onRun(teclado);
Rotina_Teclado.setInterval(20);

Cronometro.onRun(tempo_ensaio);
Cronometro.setInterval(100);

cpu.add(&Rotina_Teclado);
cpu.add(&Cronometro);

Serial.begin(9600);

pinMode(4, OUTPUT);
pinMode(3, OUTPUT);
pinMode(2, OUTPUT);

pinMode(8, INPUT),
pinMode(7, INPUT);
pinMode(6, INPUT);
pinMode(5, INPUT);

  menu = 1;
}

void loop()
{
  cpu.run();
//  Rotina_Teclado.run();
  menu1();
  menu2();
  tempo_ensaio();
  delay(5);
}

void tempo_ensaio()
{
  if(comeca_contagem)
  {
    time--;
    if(time == 0) {time = 1; comeca_contagem = 0; Serial.print("ACABOU O
TEMPO!!!");}
  }
}

void teclado()
{
  digitalWrite(4, HIGH);

```

```
digitalWrite(3, LOW);
digitalWrite(2, LOW);
```

```
if((digitalRead(8))&&(!EAnt7)) {EAtual7 = 1; valor = 7;}
else EAtual7 = 0;
delay(1);
```

```
if((digitalRead(7))&&(!EAnt4)) {EAtual4 = 1; valor = 4;}
else EAtual4 = 0;
delay(1);
```

```
if((digitalRead(6))&&(!EAnt1)) {EAtual1 = 1; valor = 1;}
else EAtual1 = 0;
delay(1);
```

```
if((digitalRead(5))&&(!EAntast)) {EAtualast = 1; valor = 11;}
else EAtualast = 0;
delay(1);
```

```
EAnt7 = digitalRead(8);
EAnt4 = digitalRead(7);
EAnt1 = digitalRead(6);
EAntast = digitalRead(5);
```

```
////////////////////////////////////
```

```
digitalWrite(4, LOW);
digitalWrite(3, HIGH);
digitalWrite(2, LOW);
```

```
if((digitalRead(8))&&(!EAnt8)) {EAtual8 = 1; valor = 8;}
else EAtual8 = 0;
delay(1);
```

```
if((digitalRead(7))&&(!EAnt5)) {EAtual5 = 1; valor = 5;}
else EAtual5 = 0;
delay(1);
```

```
if((digitalRead(6))&&(!EAnt2)) {EAtual2 = 1; valor = 2;}
else EAtual2 = 0;
delay(1);
```

```
if((digitalRead(5))&&(!EAnt0)) {EAtual0 = 1; valor = 12;}
else EAtualast = 0;
delay(1);
```

```
EAnt8 = digitalRead(8);
EAnt5 = digitalRead(7);
EAnt2 = digitalRead(6);
EAnt0 = digitalRead(5);
```

```
////////////////////////////////////
```

```
digitalWrite(4, LOW);
digitalWrite(3, LOW);
digitalWrite(2, HIGH);
```

```
if((digitalRead(8))&&(!EAnt9)) {EAtual9 = 1; valor = 9;}
else EAtual9 = 0;
delay(1);
```

```
if((digitalRead(7))&&(!EAnt6)) {EAtual6 = 1; valor = 6;}
else {EAtual6 = 0;}
delay(1);
```

```
if((digitalRead(6))&&(!EAnt3)) {EAtual3 = 1; valor = 3;}
else EAtual3 = 0;
delay(1);
```

```
if((digitalRead(5))&&(!EAntasc)) {EAtualasc = 1; valor = 12;}
else EAtualasc = 0;
delay(1);
```

```
EAnt9 = digitalRead(8);
EAnt6 = digitalRead(7);
EAnt3 = digitalRead(6);
EAntasc = digitalRead(5);
```

```
if((EAtual0)||(EAtual1)||(EAtual2)||(EAtual3)||(EAtual4)||(EAtual5)||(EAtual6)||(EAtual7)||(E
Atual8)||(EAtual9))  apertou = 1;
else apertou = 0;
////////////////////////////////////
}
```