CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI

LUCAS MALASSISE ARGENTIM

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO CLÍNICA DA NEUROTIM: uma neuroprótese ativada por EMG

São Bernardo do Campo

2019

LUCAS MALASSISE ARGENTIM

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO CLÍNICA DA NEUROTIM: uma neuroprótese ativada por EMG

Dissertação de Mestrado, apresentada ao Centro Universitário FEI para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Orientado pela Profa. Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro.

São Bernardo do Campo

2019

Argentim, Lucas Malassise.
Desenvolvimento e avaliação clínica da Neurotim: uma neuroprótese ativada por EMG / Lucas Malassise Argentim. São Bernardo do Campo, 2018.
71 f. : il.

Dissertação - Centro Universitário FEI.
Orientadora: Prof.ª Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro.

1. reabilitação. 2. neuroprótese. 3. EENM. 4. sEMG. I. Castro, Maria Claudia Ferrari de , orient. II. Título.

Elaborada pelo sistema de geração automática de ficha catalográfica da FEI com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

centro universitário FEI

APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÃO
ATA DA BANCA EXAMINADORA

Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Elétrica

Mestrado

PGE-10

Aluno: Lucas Malassise Argentim **Matrícula:** 116116-5

Título do Trabalho: Desenvolvimento e avaliação clínica de neurotim: uma neuroprótese ativada por EMG.

Área de Concentração: Processamento de Sinais e Imagens

Orientador: Profª Drª Maria Claudia Ferrari de Castro

Data da realização da defesa: 12/12/2018

ORIGINAL ASSINADA

Avaliação da Banca Examinadora:

São Bernardo do Campo, / / .

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA	
Profª Drª Maria Claudia Ferrari de Castro	Ass.:
Prof. Dr. Plinio Thomaz Aquino Junior	Ass.:
Profª. Drª. Julia Maria D'Andréa Greve	Ass.:

A Banca Julgadora acima-assinada atribuiu ao aluno o seguinte resultado:

APROVADO ☒ REPROVADO ☐

VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

APROVO A VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO EM QUE FORAM INCLUÍDAS AS RECOMENDAÇÕES DA BANCA EXAMINADORA

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

Prof. Dr. Carlos Eduardo Thomaz

À todos os verdadeiros amigos, familiares e pacientes que me inspiram e me acompanham nessa jornada.

AGRADECIMENTOS

Ao Centro Universtiráio FEI e todo seu corpo docente, além da direção e administração que me proporcionaram as condições necessárias para que eu alcançasse meus objetivos. À minha orientadora Profa. Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro, especialmente por todo o tempo, carinho e paciência que dedicou, nas mais diversas tarefas, disposta a me ajudar durante o processo de realização deste trabalho. À minha família, por todo o apoio e amor que me deram, e continuam dando, em todos os momentos. À meu avô, o Grande Chefe, que cumpriu sua missão neste plano enquanto eu ainda estava nesta jornada de pesquisa, sempre entusiasmado com cada resultado, cada progresso. Tenho certeza que ele está celebrando o sucesso junto comigo. À Fernanda Raia Kaltenbach, pela amizade verdadeira e apoio nos momentos mais difíceis. À todos os pacientes que foram voluntários, os quais abriram mão do seu tempo em prol da pesquisa científica. À todos os funcionários da Rede Lucy Montoro, por toda sua atenção, hospitalidade e disposição em passar os ensinamentos provenientes de muitos anos de experiência atuando com excelência na área da saúde. À todos que contribuíram, e continuam contribuindo para a realização deste trabalho, seja de maneira direta ou indireta, os meus mais sinceros e profundos agradecimentos, nada disso seria possível sem todos vocês!

“Our greatest weakness lies in giving up. The most certain way to succeed is always to try just one more time.”

Thomas Edison

RESUMO

Acidente Vascular Encefálico (AVE) consiste em um deficit neurológico, que ocorre quando há uma falta de fluxo sanguíneo adequado em uma determinada região do encéfalo. Como consequência, é comum observar a espasticidade e uma hipertonia muscular, causada pela mudança no controle da musculatura esquelética. Como exemplo, o padrão flexor do cotovelo, punho e dedos é uma condição comumente observada nesses indivíduos, o que impossibilita a execução de tarefas diárias comuns, que usam a combinação de movimentos dessas articulações, como pentear o cabelo, escovar os dentes, etc.

Este trabalho descreve o desenvolvimento e a avaliação clínica da Neurostim, uma plataforma composta por uma neuroprótese ativada por biopotenciais, capturados através de Eletromiografia de Superfície (sEMG), em pacientes frequentadores de clínica de reabilitação, com hemiparesia ocasionada por Acidente Vascular Encefálico (AVE), e duas plataformas de controle, para diferentes perfis de usuários; profissionais de saúde (Interface Web) e usuários da neuroprótese (aplicativo para *smartphone*).

A neuroprótese foi desenvolvida para ser utilizada no antebraço, proporcionando conforto ao paciente durante o processo de reabilitação, o qual costuma ser um processo lento e progressivo (podendo estender-se por anos). Por esse motivo, atualmente, há uma forte tendência em expandir o ambiente clínico até o ambiente domiciliar, e a internet pode ser usada, por profissionais de saúde, como meio para se fazer um acompanhamento detalhado de interação com os pacientes, remotamente.

O dispositivo possui conexão via *bluetooth* com *smartphone* para que parâmetros de configuração possam ser enviados e estatísticas sobre a utilização possam ser capturadas e acompanhadas remotamente por profissionais da saúde. O aparelho foi equipado com eletrodos de superfície responsáveis pela captura dos sinais de sEMG e também pela Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM). Ambas as técnicas já são amplamente conhecidas e extensamente utilizadas no tratamento fisioterápico.

A Neurostim mostrou ser uma plataforma sólida no ambiente clínico onde foi avaliada. Todas as expectativas da proposta foram atendidas, uma vez que os usuários puderam operá-la com sucesso, seja do ponto de vista do paciente ou do profissional da saúde. O projeto da neuroprótese foi versátil o suficiente permitindo ao usuário sentir-se confortável em usá-la como um elemento fisioterapêutico no centro de reabilitação, deixando clara a intenção de expandir o uso para uma forma funcional fora da clínica, para ajudar na execução de tarefas diárias que

não são mais possíveis por conta da incapacidade motora. De maneira análoga, a possibilidade de configurar e monitorar a utilização remotamente, permitiu que os profissionais da saúde pudessem continuamente adequar a estratégia mais apropriada para cada paciente, visto que o quadro evolutivo de cada um difere em diversos aspectos.

Dadas as contribuições que uma neuroprótese de baixo custo pode trazer, espera-se que esse dispositivo torne-se um item de uso contínuo, fora das atividades de reabilitação, sendo incorporado ao dia a dia dos pacientes até que seu uso seja dispensável.

Palavras-chave: reabilitação. neuroprótese. EENM

ABSTRACT

Stroke consists of a neurological deficit, which occurs when there is a lack of adequate blood flow in a particular region of the brain. As a consequence, it is common to observe spasticity and a muscular hypertonia, caused by a change in the control of the skeletal muscles. As an example, the flexor pattern of the elbow, wrist and fingers is a common condition observed in these individuals, which makes it impossible to perform ordinary daily tasks, which use the combination of movements of these joints, such as combing hair, brushing teeth, etc.

This work describes the development and clinical evaluation of Neurostim, a platform composed of a biopotential-activated neuroprosthesis, captured by Surface Electromyography (sEMG), in patients with hemiparesis caused by stroke, and two control platforms for different user profiles; health professionals (Web Interface) and neuroprosthesis users (smartphone application).

The neuroprosthesis was developed to be used in the forearm, providing comfort to the patient during the rehabilitation process, which is usually a slow and progressive process (and may extend for years). For this reason, there is now a strong tendency to expand the clinical environment to patient's home, and the internet can be used by health professionals as a means to remotely follow-up on patient interaction.

The device has a Bluetooth connection to the smartphone so that configuration parameters can be sent and statistics of usage can be captured and monitored remotely by health professionals. The device was equipped with surface electrodes responsible for capturing the sEMG signals and also for the Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES). Both techniques are widely known and used in physiotherapeutic treatment.

The Neurostim proved to be a solid platform in the clinical environment where it was evaluated. All the expectations of the proposal were met, once the users could operate it successfully, either from the patients' perspective or the health professionals' perspective. The neuroprosthesis design was versatile enough to allow the user to feel comfortable using it as a physiotherapeutic element in the rehabilitation center, making clear the intention to expand the use to a functional form outside of the clinic, to assist in the execution of daily tasks that are no longer possible by account of the motor incapacity.

Given the contributions that a low-cost neuroprosthesis can provide, it is expected that the device will become an item of continuous use outside of rehabilitation activities, and being incorporated into patients' daily lives until their use is dispensable.

Keywords: rehabilitation. neuroprosthesis. NMES

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14
2 OBJETIVOS 16
3 ESTADO DA ARTE 17
4 ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO 21
5 ELETROMIOGRAFIA 24
6 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR - EENM 28
7 METODOLOGIA 32
7.1 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE 32
7.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR 33
7.3 MICROCONTROLADOR 34
7.4 APLICATIVO 36
7.5 INTERFACE WEB 37
7.6 VOLUNTÁRIOS 38
7.7 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS 39
7.8 DADOS EXPERIMENTAIS COLETADOS 41
7.9 RISCOS 42
8 RESULTADOS 43
9 DISCUSSÃO 56
10 CONCLUSÕES 60
REFERÊNCIAS 61
APÊNDICE A – Lista de materiais 66
APÊNDICE B – Esquemático Neurostim 69
APÊNDICE C – Layout PCI Neurostim 72

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Bioness H200 Wireless 19
Figura 2 – NeuroMove 20
Figura 3 – Ilustração do rompimento de um vaso sanguíneo. 21
Figura 4 – Ilustração da formação de trombos em artérias. 22
Figura 5 – Caracterização típica do sinal de sEMG. 25
Figura 6 – Evolução do Eletromiógrafo (a) Analógico (b) Digital 27
Figura 7 – Ilustração da unidade motora 28
Figura 8 – Relação entre amplitude e largura de pulsos necessários para promover excitação neural 29
Figura 9 – Exemplo de posicionamento de eletrodos de superfície para estimulação da musculatura posterior do antebraço 30
Figura 10 – Potencial de ação sendo propagado 31
Figura 11 – Visão geral dos principais componentes da Neurostim, ilustrando a interação entre os mesmos. 32
Figura 12 – MyoWare Muscle Sensor - Advancer Technologies 33
Figura 13 – Diagrama de blocos da Neurostim 34
Figura 14 – Adafruit Feather 32u4 Bluefruit 35
Figura 15 – Diagrama de atividades do aplicativo 37
Figura 16 – Movimento de extensão do punho e dedos 38
Quadro 1 – Características dos pacientes 44
Quadro 2 – Características dos Terapeutas Ocupacionais 44
Figura 17 – Interface Web, ilustrando a tela de autenticação de usuário. 45
Figura 18 – Interface Web, ilustrando a listagem de pacientes para o usuário autenticado, juntamente com as demais ferramentas de gerenciamento de cadastro. 45
Figura 19 – Interface Web, ilustrando a tela com informações relevantes de cadastro e utilização da neuroprótese do paciente selecionado. 46
Figura 20 – Interface Web, ilustrando a tela com informações da agenda de parâmetros para um paciente. 46
Figura 21 – Neuroprótese, ilustrando a montagem e posicionamento durante uma sessão de utilização 47
Figura 22 – Aplicativo, ilustrando a tela de login 48

Figura 23 – Aplicativo, ilustrando a *home page* sem dados (23a), e com dados (23b) de utilizações passadas. 49
Figura 24 – Aplicativo, ilustrando a lista de dispositivos para pareamento (24a), e agenda de parametrização de uso para o usuário (24b). 50
Figura 25 – Aplicativo, ilustrando os dados durante uma sessão de utilização da neuroprótese. 50
Figura 26 – Interface Web, ilustrando os dados de uma sessão de utilização da neuroprótese 51
Quadro 3 – Itens presentes no questionário de avaliação 52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resultados do questionário pré teste para pacientes, ao final da primeira sessão 53
Tabela 2 – Resultados do questionário pré teste para Terapeutas Ocupacionais, ao final da primeira sessão 53
Tabela 3 – Resultados do questionário pós teste para pacientes, ao final da décima sessão 55
Tabela 4 – Resultados do questionário pós teste para Terapeutas Ocupacionais, ao final da décima sessão 55

1 INTRODUÇÃO

As técnicas para reabilitação de indivíduos com deficiência motora decorrente de Acidente Vascular Encefálico (AVE), popularmente conhecido como derrame, são amplamente exploradas pela comunidade clínica e científica, uma vez que esta condição leva a óbito cerca de 6 milhões de cidadãos, mundialmente, por ano, e é responsável por 40% das aposentadorias precoces (MALTA; MORAIS NETO; SILVA JUNIOR, 2011). Até o ano de 2014, o Ministério da Saúde investiu cerca de 437 milhões de reais na assistência de vítimas de AVE. Estima-se que em todo o mundo, anualmente, 17 milhões de quadros de AVE irão afetar pessoas, causando mudanças imediatas e devastadoras, tanto em suas vidas como das pessoas mais próximas a elas (HCFMRP-USP, 2017).

O AVE consiste em um deficit neurológico, que ocorre quando há a falta de suprimento sanguíneo adequado, em uma determinada área encefálica, seja por obstrução (isquêmico, cerca de 85% dos casos) ou rompimento (hemorrágico) de vasos sanguíneos. Fatores associados à ocorrência de um AVE incluem hábitos como dieta inadequada, sedentarismo, tabagismo e o próprio envelhecimento natural de um indivíduo. Como consequência, observam-se sequelas motoras decorrentes da morte de células cerebrais em áreas responsáveis por uma tarefa específica (AHLSIÖ et al., 1984).

Uma resultante comumente observada após o AVE é a espasticidade. Trata-se de uma alteração causada no controle da musculatura esquelética, ocasionada por um desequilíbrio dos sinais provenientes do Sistema Nervoso Central para as terminações nervosas dos músculos. Como consequência, observa-se uma hipertonia (aumento anormal do tônus muscular e da redução da sua capacidade de estiramento) que impossibilita a ativação voluntária para a execução de movimentos. Como exemplo, o padrão flexor do cotovelo, punho e dedos é uma condição comumente observada nesses indivíduos, o que impossibilita a realização de tarefas comuns do cotidiano, que utilizam-se da movimentação dessas articulações, de maneira independente ou conjunta, como pentear o cabelo, escovar os dentes, digitar no teclado de um computador, etc. Analogamente, é comum observar sequelas relacionadas a capacidade de comunicação, seja no momento de se expressar ou mesmo compreender (SARNO; LEVITA, 1979).

A utilização de órteses têm por objetivo principal controlar e amenizar os efeitos das possíveis sequelas motoras decorrentes de um AVE. Elas proporcionam um melhor alinhamento biomecânico, evitando deformidades e preservando a amplitude de movimento e alinhamento articular, respeitando as características anatômicas de cada usuário, para então mantê-los o mais funcional possível (MCKEE; RIVARD, 2004).

Encontram-se inúmeros relatos de que a perda de independência está diretamente associada a sanidade mental dessas pessoas, ou seja, nota-se uma diminuição considerável no nível de qualidade de vida cognitiva ou emocional, a qual pode tornar-se um quadro de depressão em um curto período de tempo. Essa condição certamente influencia, de maneira considerável, o processo de reabilitação, uma vez que pacientes em tratamento podem perder o interesse pelos programas nos quais estão inseridos (ROBINSON; PRICE, 1982; LENZI; ALTIERI; MAESTRINI, 2008; POHJASVAARA et al., 2002).

Felizmente, com o constante avanço das tecnologias e pesquisas no ramo da reabilitação de pacientes portadores de disfunções motoras, é possível minimizar os impactos causados pelo AVE e maximizar os resultados durante o processo de reabilitação, para que cada vez mais rápido os indivíduos retomem suas atividades regulares e sua independência funcional.

2 OBJETIVOS

Feitas as considerações anteriores, o objetivo deste trabalho é desenvolver e avaliar a Neurostim, uma neuroprótese e suas interfaces, em locais destinados à reabilitação clínica de pacientes vítimas de AVE. Para isso, são empregadas tecnologias que permitem a captura de biopotenciais e a aplicação de Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) de maneira simples e efetiva. O protótipo deve ser capaz de detectar, através de Eletromiografia de Superfície (sEMG), as intenções de extensão de punho e dedos realizadas pelo indivíduo e auxiliá-lo a concluir estes movimentos através da EENM. Os parâmetros de ativação, intensidade de corrente da estimulação e modo de utilização devem ser configuráveis, para cada pessoa, através de um aplicativo instalado em um *smartphone*. O envio de informações de utilização pelo paciente, para um banco de dados na nuvem, deve permitir que o profissional da saúde acompanhe a utilização do dispositivo e retorne informações para o paciente, ambos remotamente via internet, de forma a permitir uma futura expansão de uso para fora do ambiente clínico.

O sistema deve ser avaliado por ambos os perfis de usuário; profissional da saúde e usuário da neuroprótese. Com isso, melhorias e ajustes podem ser feitos a fim de tornar o sistema, como um todo, praticável para os fins de reabilitação ao qual foi destinado.

3 ESTADO DA ARTE

Inúmeras aplicações estão sendo desenvolvidas para auxiliar pacientes em seus processos de reabilitação. Diante de uma enorme gama de trabalhos apresentados na literatura, podemos citar alguns notáveis que utilizam-se dos conceitos de modelagem e design adaptativo baseados em personas (DOBKIN, 2007), estimulação elétrica neuromuscular (KRALJ; AMOVIC; STANIC, 1993; HARA, 2008; LIN; YAN, 2011), realidade aumentada (TRIPONYUWASIN; WONGSAWAT, 2014; HENDERSON; KORNER-BITENSKY; LEVIN, 2007; BOIAN et al., 2002; CAMEIRÃO et al., 2011), etc.

Pacientes diagnosticados com disfunções motoras por conta de AVEs possuem algumas características cognitivas comuns, entretanto podemos lidar com diferentes portes físicos, crenças, familiaridade com tecnologia, etc. Por isso, as novas tecnologias devem levar em consideração os fatores mencionados para que novos dispositivos se adéquem às necessidades individuais de cada paciente.

Em Dobkin (2007), os pesquisadores discutem os efeitos das interfaces cérebro-computador em processos de reabilitação. Em um âmbito geral, esses dispositivos buscam reduzir esforços físicos durante o tratamento e aumentar a atividade cognitiva do paciente. A neuroplasticidade torna-se o foco dos estudos, uma vez que pacientes, nas mais diversas condições de capacidade motora e cognitiva, estão sendo utilizados para estudo dessas interfaces. O desafio, certamente, torna-se maior quando o candidato não possui movimento algum ou mesmo não consegue se comunicar verbalmente, o que implica em um *design* versátil o suficiente para atender toda essa gama de possibilidades de usuários.

O uso de realidade aumentada com o intuito de desenvolver a neuroplasticidade dos pacientes em recuperação está sendo explorado em trabalhos como o de Triponyuwasin e Wongsawat (2014). Os autores utilizaram a leitura de sinais de eletroencefalografia (EEG) para alimentar um sistema de realidade aumentada, processando e classificando o movimento, de acordo com as características das ondas obtidas (intenção de movimentação da perna ou braço afetado). Outros trabalhos como Henderson, Korner-Bitensky e Levin (2007), Boian et al. (2002) e Cameirão et al. (2011) também demonstram aplicações similares e seus efeitos positivos no processo de aceleração dos resultados na reabilitação.

Em Morales et al. (2011), os autores mostram a importância da tecnologia pneumática sendo utilizada em técnicas de reabilitação. Neste trabalho, é possível observar a relevância e eficácia de programas de reabilitação que promovem o movimento voluntário do paciente em conjunto com dispositivos mecânicos que auxiliam na execução dos mesmos. Aplicações

similares podem ser encontradas em trabalhos como Wolbrecht et al. (2006), Koeneman et al. (2004) e Allington et al. (2011).

Iniciativas que combinam as duas vertentes citadas acima podem ser observadas em trabalhos como o de Guidali et al. (2011), onde um ambiente virtual de realidade aumentada foi desenvolvido para que pacientes possam treinar e executar tarefas do dia a dia através de um braço robótico. O intuito é fazer com que o paciente tenha realimentação visual de suas ações voluntárias, ainda que comprometidas, de tarefas que esse normalmente realizaria em sua rotina. A grande vantagem de usar dispositivos eletromecânicos nos programas é a capacidade de medição de parâmetros do paciente, como alcance, força, extensão, etc. Esses dados são de extrema importância para monitorar a qualidade e eficácia do programa ao qual o paciente está sendo submetido.

Adicionalmente, uma forte tendência em expandir o ambiente clínico para o tratamento de indivíduos pode ser notada nos últimos anos (PIRON et al., 2004; PIRON et al., 2009; KOCH et al., 2001). A literatura descreve trabalhos como Zhang, Hu e Zhou (2008), onde a internet permite que profissionais da saúde possam fazer um acompanhamento detalhado e interagir com seus pacientes remotamente de suas casas. Em Buick et al. (2016), foram montadas 10 estações de trabalho nas casas de pacientes que sofreram AVE, com o intuito de fazer uma intervenção visual (na forma de 10 jogos diferentes) em seus exercícios terapêuticos, orientados por um treinador remotamente. O trabalho provou que há ganhos expressivos nas funções motoras dos pacientes quando o estímulo visual é combinado com a EENM.

A EENM é uma técnica amplamente explorada no âmbito de técnicas para reabilitação de indivíduos com disfunções motoras. Ao longo dos anos, trabalhos como Kralj, Amovic e Stanic (1993), Hara (2008) e Lin e Yan (2011) demonstraram a eficácia desta técnica para sequelas motoras provenientes de um AVE. Esta vem sendo combinada continuamente com outras propostas para maximizar a efetividade nos programas de reabilitação e reduzir o tempo necessário para restabelecer a condição normal dos pacientes.

Em Shin et al. (2008), o estudo apresentado teve como objetivo verificar a influência da EENM ativada por biopotenciais, capturados através de sEMG, no processo de reabilitação de pacientes que tiveram AVE. Foram selecionados 14 pacientes, e alocados, randomicamente, em 2 grupos, dos quais em um seria aplicada a EENM ativada por sEMG (grupo A) e o outro seguiria o processo de reabilitação convencional com EENM passiva (grupo B). O dispositivo escolhido para ser utilizado no trabalho foi o Walking Man II EMG FES 3000 [Cybermedic, Coreia do Sul]. O aparelho é capaz de realizar ambas as funções de estimulação e captação dos

sinais de sEMG. Este foi posicionado sobre o músculo extensor dos dedos, ajustado e parametrizado para cada paciente, de acordo com suas características motoras individuais. A proposta consistiu em realizar por 10 semanas, sessões de 30 minutos, duas vezes ao dia, cinco vezes por semana. Para ter-se uma base da evolução dos pacientes, em ambos os grupos, exames de Ressonância Magnética Funcional (RMF) foram realizados antes e após o término do estudo, bem como testes funcionais, para medir a aptidão motora de cada paciente, também foram realizados. Ao final do ciclo, pôde-se concluir que o grupo A obteve melhoria significativa em todos os testes funcionais, ressaltando que a ativação cortical foi deslocada do cortex sensoriomotor ipsilateral para o contralateral. Este fenômeno não pôde ser notado nos pacientes do grupo B, ainda que os mesmos tenham atingido melhorias (menos notáveis quando comparadas ao grupo A) nos testes funcionais. O estudo certamente contribuiu para a continuidade no desenvolvimento de técnicas que facilitam a plasticidade cerebral, onde o poder de adaptação estrutural do sistema nervoso permite a reabilitação de indivíduos após incidentes como AVEs. Outros estudos comprovam que, tal prática não apenas promove a recuperação funcional, mas também estimula o processo de neurogênese, ou seja, a sequência de eventos que leva à formação do sistema nervoso após eventos traumáticos que o possam ter danificado (JONES et al., 1999; KEMPERMANN; PRAAG; GAGE, 2000).

Em Hara (2008), o autor cita os diversos benefícios da EENM iniciada por estímulos de sEMG em diversas configurações, evidenciando os efeitos positivos dessa modalidade de reabilitação.

Baseados nessa vertente de pesquisa, o único dispositivo encontrado no mercado que possui a capacidade de realizar estimulação elétrica para reabilitação de movimentos da mão, voltado para o uso cotidiano, é o Bioness H200 Wireless [Bioness, EUA], ilustrado na figura 1.

Figura 1 – Bioness H200 Wireless

Fonte: Bioness Inc. (2017)

O aparelho consiste em uma órtese leve e com *design* anatômico sofisticado, que se comunica com uma unidade de controle sem a necessidade de fios. A órtese mantém o punho fixo em uma posição funcional e aplica estímulos elétricos, através de 5 eletrodos, que promovem a flexão ou extensão dos dedos, de acordo com a intenção de movimento do usuário, baseando-se na atividade muscular do usuário por sEMG. Por esse motivo, esse sistema pode ser chamado de uma neuroprótese. O aparelho pode ser adquirido nos Estados Unidos, mediante prescrição médica, por USD $7900,00. De fato, o acesso a esse tipo de dispositivo, referência para tratamento dessa condição pós AVE, é para poucos.

Figura 2 – NeuroMove

Fonte: Zynex NeuroDiagnostics (2018)

Outra opção comercialmente disponível é o NeuroMove (ZYNEX NEURODIAGNOSTICS, 2018), ilustrado na figura 2. O NeuroMove é um dispositivo que utiliza sEMG para disparar a EENM. O dispositivo é dotado de 3 eletrodos de superfície auto aderentes e reutilizáveis, sendo um eletrodo referencial sobre uma região óssea e 2 eletrodos ativos sobre o músculo alvo. O papel dos eletrodos é detectar sinais de sEMG no músculo alvo e estimulá-lo. Um controlador dentro do dispositivo avalia a intensidade de atividade presente no músculo e determina se a contração muscular do paciente atende ou excede um limite pré-definido. Se o paciente atinge o limiar, o NeuroMove ativa o músculo com ondas bifásicas, com larguras de pulso variando de 50 a 400 μs. Seu formato sugere que o uso do dispositivo seja feito em uma bancada, o que não o torna uma plataforma móvel, adequada para auxílio em atividades do cotidiano.

É importante ressaltar que, conceitualmente, os dispositivos apresentados são baseados na mesma teoria sobre EENM, associado a uma órtese ou ativado por sEMG. Contudo, as plataformas diferem em aspectos de mobilidade, modo de operação e utilização. Nenhuma delas possui uma interface com agentes externos para que as informações de utilização, ou mesmo, parâmetros de configuração, possam ser extraídos ou alterados remotamente, como proposto na plataforma Neurostim.

4 ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

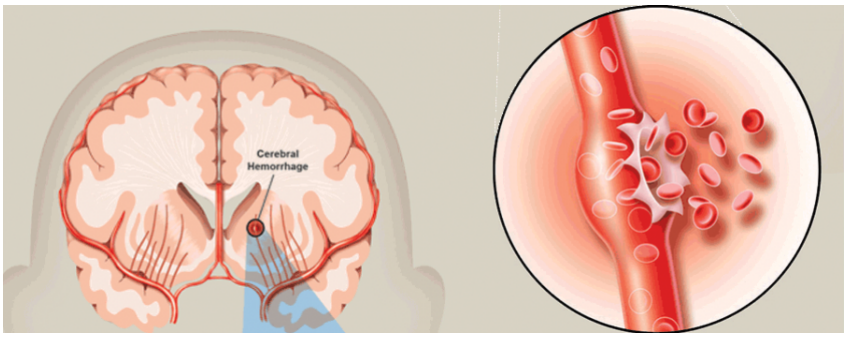
O Acidente Vascular Encefálico (AVE), popularmente conhecido como derrame, ocorre quando o fluxo sanguíneo, para uma determinada região do encéfalo, é interrompido. Durante o evento, as células são privadas de suprimento de nutrientes e oxigênio, dando início ao processo degenerativo das mesmas. Quando as células morrem, as habilidades correspondentes a área afetada são perdidas (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2017[c]).

Os danos causados pelo AVE são diretamente proporcionais às suas dimensões e a região onde ocorrem. Nos casos menos agressivos, é comum observar problemas como fraqueza temporária dos músculos de membros como pernas e braços. Em situações mais severas, é possível que o indivíduo fique permanentemente paralisado de um lado do corpo (lado oposto à lesão, conhecido como contralateral) ou mesmo perca a capacidade de comunicação (expressão e interpretação). Com o tratamento adequando é possível se recuperar completamente de um AVE, contudo, mais de dois terços dos sobreviventes terão algum tipo de sequela e ou incapacidade (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2017[c]).

Existem dois tipos de AVE; o hemorrágico e o isquêmico.

Um AVE hemorrágico ocorre quando há o rompimento de um aneurisma encefálico, que caracteriza-se por uma dilatação anormal de uma artéria ou vaso sanguíneo. Com o rompimento, o sangue despejado cria um inchaço e consequente aumento de pressão intracraniana, lesando suas células e tecidos (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2017[a]). A figura 3 ilustra o rompimento de um vaso sanguíneo.

Figura 3 – Ilustração do rompimento de um vaso sanguíneo.

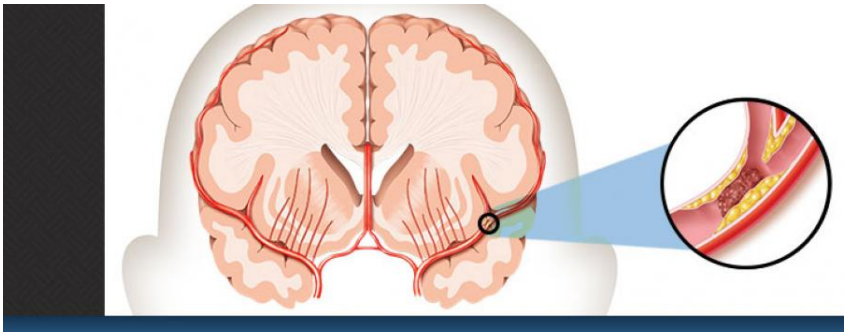


Fonte: National Stroke Association (2017[a])

O AVE hemorrágico é menos comum, sendo responsável por 15% dos acidentes registrados, mas são responsáveis por cerca de 40% das mortes dele decorrentes (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2017[c]).

Já o AVE isquêmico ocorre quando há a obstrução, por um coágulo, de vias que transportam sangue para o encéfalo. Esse fenômeno pode acontecer de duas maneiras; devido a alguma embolia ou trombose. Em um AVE embólico, um coágulo sanguíneo viaja para o encéfalo, podendo atingir vasos sanguíneos pequenos o suficiente para bloquear seu fluxo. Cerca de 15% dos casos ocorrem em pessoas com fibrilação atrial, caracterizada por manter uma frequência cardíaca irregular, prejudicando a circulação de sangue pelo corpo e, consequentemente, favorecendo o aparecimento de coágulos (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2017[c]). No AVE trombótico, o acidente é causado por um coágulo sanguíneo que se forma dentro de uma das artérias que fornecem sangue ao encéfalo. Esse quadro é comumente observado em indivíduos que possuem níveis de colesterol elevados (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2017[c]). A figura 4 ilustra a formação de trombos.

Figura 4 – Ilustração da formação de trombos em artérias.



Fonte: National Stroke Association (2017[b])

A pressão arterial elevada é o fator de risco mais relevante para este tipo de AVE. Os derrames isquêmicos representam em torno de 85% de todas as ocorrências registradas (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2017[c]).

As causas do AVE podem estar associadas a fatores genéticos, médicos ou mesmo estilo de vida. Abaixo algumas das causas mais comuns que favorecem a ocorrência do evento, segundo National Stroke Association (2017[c]):

a) dieta e nutrição inadequadas;
b) sedentarismo;
c) consumo excessivo de bebidas alcoólicas e tabaco;
d) pressão arterial elevada;
e) diabetes;
f) problemas relacionados a circulação sanguínea;
g) idade;

h) histórico familiar;

i) entre outros.

Com o envelhecimento da população, estima-se que 48,9 milhões de pessoas sejam enquadradas na faixa etária de idosos (acima de 65 anos de idade) até 2050 (IBGE, 2017). A população não somente será mais velha, mas também racial e etnicamente mais diversa, aumentando significativamente os fatores de risco para a ocorrência de AVEs (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2017[c]). É importante que os devidos cuidados sejam tomados para prevenção, controle e gerenciamento desses eventos.

5 ELETROMIOGRAFIA

A menor unidade funcional para que se possa descrever o controle neural das atividades de contração muscular é chamado de unidade motora. Está é composta pelo corpo celular e dendritos, diversas ramificações de seu axônio, e finalmente as fibras musculares que a integram (KONRAD, 2005).

O controle neural é responsável por excitar as fibras musculares. Este fenômeno pode ser ilustrado através da modelagem baseada em uma membrana semi-permeável, nas quais as propriedades elétricas são influenciadas de acordo com um equilíbrio de íons entre o interior e o exterior das células musculares. Esta permeabilidade de íons resulta em um potencial de repouso na membrana das fibras (variando entre aproximadamente -80 a -90 mV). Este fenômeno é regulado por uma bomba iônica, carregando negativamente o interior das células musculares, e consequentemente gerando uma diferença de potencial em relação ao seu exterior (KONRAD, 2005).

Durante a ativação de um neurônio motor alfa, a qual pode ser induzida pelo sistema nervoso central, ou mesmo por reações de reflexo, observa-se a propagação da excitação ao longo do nervo motor. Com a liberação de de substâncias transmissoras nas placas motoras, é possível observar a formação de um potencial de placa terminal na fibra muscular inervada por esta unidade motora. Neste momento, as propriedades de difusão da membrana da fibra muscular são momentaneamente alteradas, e íons de sódio carregados positivamente (Na+) migram do exterior para o interior da membrana. Este processo resulta na despolarização da membrana, a qual é imediatamente revertida pela troca de íons inversa dentro do mecanismo funcional da bomba iônica, a repolarização (KONRAD, 2005).

Ao atingir um determinado nível de limiar dentro do influxo de íons de sódio, a despolarização da membrana ocasiona a mudança abrupta no potencial de -80 mV para +30 mV. Este surto elétrico monopolar é prontamente restaurado pela fase de repolarização. Iniciando a partir do fim da placa motora, o potencial de ação espalha-se ao longo do fibras musculares, em ambas as direções, e para dentro das fibras através de um sistema tubular. Essa excitação resulta na liberação de íons de cálcio no meio intracelular. O processo químico, conhecido como acoplamento mecânico, promove um encurtamento dos elementos contráteis da célula muscular (KONRAD, 2005).

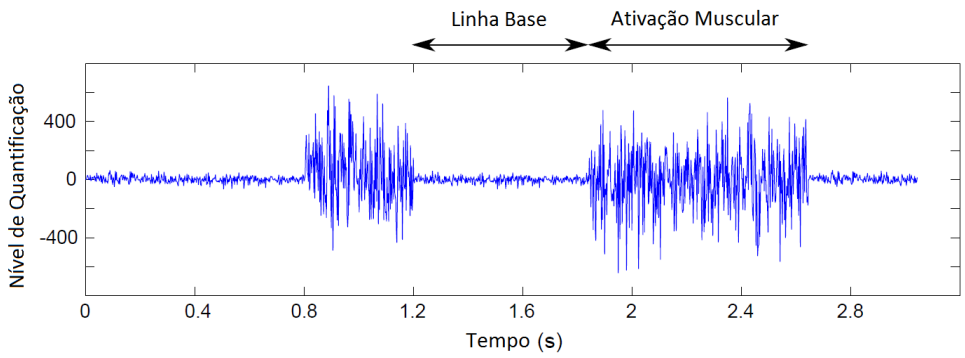
Com isso, pode-se afirmar que o sinal EMG é resultante dos potenciais de ação na membrana das fibras musculares ocasionados pelos processos de despolarização e repolarização (KONRAD, 2005).

O ciclo de despolarização e repolarização resulta em uma onda de despolarização, também identificado como dipolo elétrico, que percorre a superfície das fibras muscular. Comumente, a configuração utilizada para a captura deste sinal, consiste na utilização de eletrodos bipolares e amplificadores diferenciais. Como uma unidade motora é composta por inúmeras fibras musculares, o par de eletrodos captura a magnitude de todas as fibras inervadas dentro dessa unidade motora. Estas medições somam um potencial de ação da unidade motora (PAUM), que varia suas características dependendo da orientação da fibra em relação ao local no qual o eletrodo foi posicionado. Consequentemente, todos os potenciais de ação das unidades motoras ativadas sob o local de atuação do eletrodo são superpostos, e podem ser observados como um sinal bipolar com distribuição simétrica de amplitudes negativas e positivas com valor médio igual a zero (KONRAD, 2005).

Os dois fenômenos mais relevantes que influenciam a magnitude e a densidade do sinal de EMG são o recrutamento de PAUMs e a frequência de disparo. Estas são as principais variáveis que controlam o processo de contração da musculatura. A pele humana e seus tecidos conjuntivos atuam como um filtro passa baixa no sinal original de contração. Por esse motivo, a frequência de disparo e amplitudes observadas através dos eletrodos e amplificador não apresentam as características originais desse sinal (KONRAD, 2005).

Um sinal desprovido de processamento e filtros que representa a detecção dos PAUMs sobrepostos é chamado de sinal EMG bruto, ilustrado na figura 5.

Figura 5 – Caracterização típica do sinal de sEMG.



Fonte: Autor adaptado de PlayRobots Ltd. (2017)

No estado de relaxamento muscular, é possível observar uma linha base EMG, relativamente livre de ruído. O nível de ruído da linha base no sinal bruto de EMG pode ser influenciado por inúmeros fatores, dentre eles, os mais relevantes são:

a) qualidade do amplificador EMG utilizado;

b) ruído produzido por elementos no ambiente;

c) qualidade da condição de detecção.

Assumindo um desempenho de amplificador de alta qualidade e uma preparação adequada da pele para a fixação dos eletrodos, o ruído médio da linha base não deve ser superior à margem de 3 a 5 mV. A observação da qualidade da linha base é um ponto de verificação crucial para validar as condições adequadas de medição dos sinais de EMG (KONRAD, 2005).

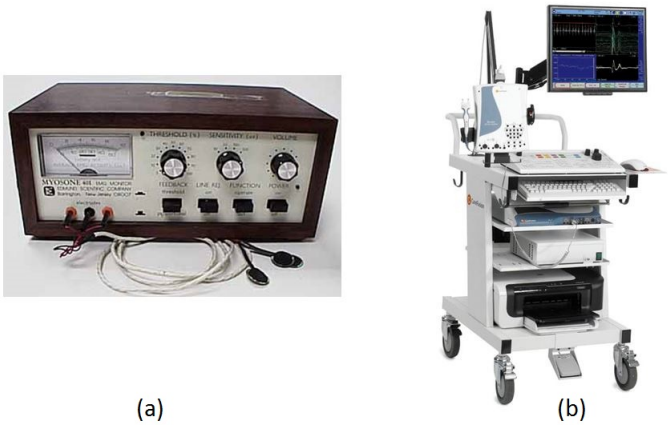
O músculo sadio, quando em estado relaxado, não apresenta atividade de EMG significativa. Quando em atividade, as amplitudes dos sinais de EMG crus podem variar entre +/- 5000 mV, com maior parte do conteúdo no espectro variando entre 6 e 500 Hz, concentrando a maior parte da potência de frequência entre 20 e 150 Hz (KONRAD, 2005).

Este registro permite a investigação de quais músculos estão envolvidos durante a execução de uma determinada atividade, podendo ser empregado na operação de dispositivos de tecnologia assistiva, clinicamente na avaliação de patologias neuromusculares, em jogos eletrônicos e diversas outras interfaces homem máquina.

O dispositivo responsável pela captura desses sinais de ativação muscular é o Eletromiógrafo. Essencialmente, sua estrutura consiste em amplificar drasticamente os sinais de baixa potência, provenientes dos eletrodos posicionados sobre a musculatura a ser observada, e filtrar os sinais gerados à partir das mais diversas fontes de ruído (como lâmpadas, eletrônicos, alta impedância devido a má fixação dos eletrodos, etc). Ao longo dos anos, a evolução desses dispositivos consiste não somente na precisão, mas na maneira a qual os resultados da análise são apresentados e armazenados (anteriormente através de papel e indicadores analógicos, sendo estes substituídos por monitores e armazenamento em mídia digital), como ilustrado na figura 6.

A análise do sinal de sEMG pode revelar inúmeras informações sobre o grupo muscular observado. É possível obter informações sobre a biomecânica de um membro ou mesmo a capacidade de ativação muscular de um indivíduo. Disfunções motoras podem apresentar traços característicos que, quando detectados, influenciam eventualmente nas decisões tomadas por profissionais da saúde em um programa de reabilitação, por exemplo. Para tal, o aprimoramento de técnicas de reconhecimento de padrões em sinais de sEMG são de suma importância para que se possa distinguir e classificar características peculiares de cada sinal obtido. No âmbito de classificadores, podemos citar técnicas como: Análise Discriminante Linear (LDA) (YOUNG et al., 2013; TKACH; HUANG; KUIKEN, 2010), Máquinas de Vetores de Suporte (SVM) (LORRAIN; JIANG; FARINA, 2011; LEON et al., 2011), Redes Neurais Artificiais (ANN)

Figura 6 – Evolução do Eletromiógrafo (a) Analógico (b) Digital



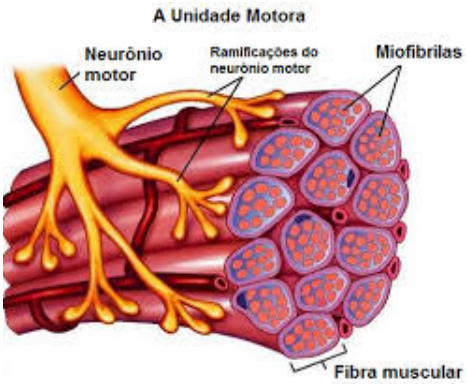
Fonte: Autor adaptado de (a) W1TP Telegraph & Scientific Instrument Museums (2017) e (b) Natus Medical Incorporated (2017)

(AMSUSS et al., 2014), entre outros. A decomposição do sinal de sEMG não tratado também pode revelar características individuais das Unidades Motoras que compõe o músculo, e para isso algumas técnicas são apresentadas na literatura (DE LUCA et al., 2006).

6 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR - EENM

A EENM consiste em aplicar pulsos elétricos nas terminações nervosas para que haja uma contração involuntária de um determinado músculo ou grupo de músculos. Esses estímulos são responsáveis pelo processo de despolarização do nervo motor, ocasionando uma resposta sincronizada entre todas as unidades motoras da musculatura que está sendo estimulada, como ilustrado na figura 7. Tais contrações refletem em ações como extensão, flexão ou mesmo rotação de membros nos quais estão ligados. Clinicamente, seu objetivo é aprimorar a qualidade de resposta voluntária para realizar movimentos em indivíduos que, eventualmente, tenham essa habilidade prejudicada, seja por decorrência de um AVE ou mesmo lesões medulares com a restauração artificial de padrões de movimentos (DUARTE; VIEIRA, 2011).

Figura 7 – Ilustração da unidade motora



Fonte: Borges (2014)

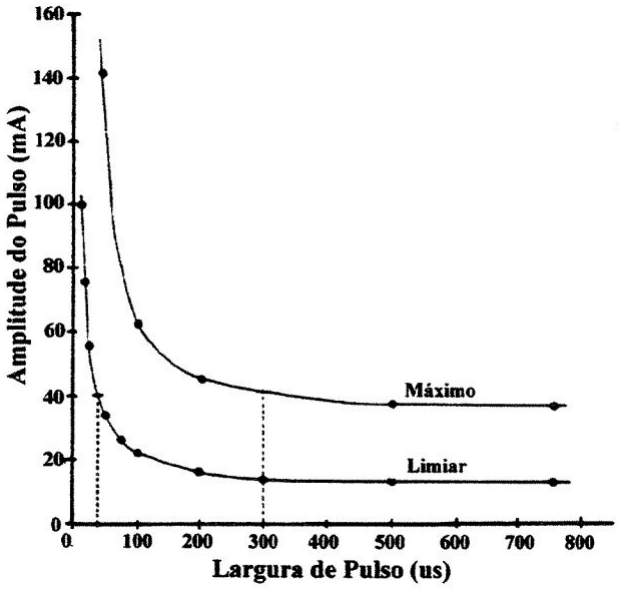
Para poder se obter a movimentação de um membro com disfunções motoras, é preciso submeter a musculatura à uma sequência de estímulos com duração e frequência específicos. Esses atributos estão diretamente relacionados com os efeitos de intensidade de contração e fadiga do tecido muscular em questão. A sequência de estímulos é denominada trem de pulsos. Os formatos de onda comumente utilizados são retangulares, com tempos de subida e descida suficientemente rápidos para que não ocorra acomodação das fibras nervosas, impedindo uma resposta ao estímulo elétrico, com intensidade, supostamente regular, para induzir um movimento. Entretanto, cada aplicação da estimulação elétrica requer parâmetros específicos para o dado fim terapêutico ao qual está sendo aplicada (DUARTE; VIEIRA, 2011).

Os estímulos elétricos são transferidos para a musculatura através de eletrodos de superfície. A corrente elétrica será enviada para as unidades motoras que estão sob a área ocupada pelos mesmos. Todas as unidades que possuírem um limiar de ativação inferior ao estímulo

aplicado, serão acionadas simultaneamente, produzindo a contração das fibras musculares e consequentemente, o movimento (DUARTE; VIEIRA, 2011).

A relação entre amplitude de estímulo e largura de pulso, para atingir o limiar da excitação neural, pode ser observada no gráfico da figura 8, parâmetros estes utilizados para o dimensionamento dos componentes responsáveis pela geração do estímulo elétrico. É importante ressaltar também o efeito de fadiga ocasionado pelas rotinas de estimulação, a qual pode ocorrer precocemente caso os estímulos sejam demasiadamente fortes ou de alta frequência (BRODERICK; BREEN; ÓLAIGHIN, 2008).

Figura 8 – Relação entre amplitude e largura de pulsos necessários para promover excitação neural



Fonte: Autor adaptado de (BENTON, 1981)

Premissas:

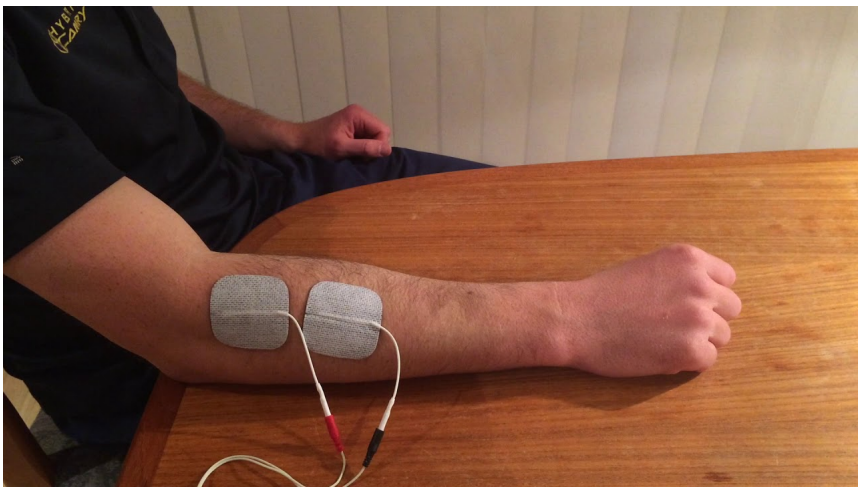
a) o posicionamento dos eletrodos deve ser feito de maneira a manter-se em contato consistente e uniforme com a pele;
b) os eletrodos não devem ser capazes de impedir uma movimentação apropriada da região que estão aplicados.

A seleção dos eletrodos quanto ao tamanho, tipo e geometria se baseia em fatores como dimensão do músculo a ser estimulado, local de aplicação dos eletrodos, técnica empregada e até mesmo fatores fisiológicos de um paciente, como alergia à certos materiais. Comumente, observa-se a escolha por aplicação conjunta de dois eletrodos, formando um bipolo. Essa configuração permite que a sensação do estímulo ocorra de maneira mais sutil, uma vez que a

densidade de corrente será distribuída de maneira uniforme entre os eletrodos (DUARTE; VIEIRA, 2011).

É importante ressaltar que a musculatura contém uma quantidade elevada de fluídos portadores de íons livres, o que a torna um material com boas propriedades de condução elétrica. Dessa maneira, a condução dos estímulos ocorre de maneira longitudinal, ao longo da orientação das fibras musculares. Essa característica implica em um estímulo superficial quando os eletrodos estão localizados muito próximos. Recomenda-se posicioná-los com uma certa distância para que a estimulação atinga áreas mais profundas do músculo e promova a contração de um número maior de unidades motoras simultaneamente, como ilustrado na figura 9 (DUARTE; VIEIRA, 2011).

Figura 9 – Exemplo de posicionamento de eletrodos de superfície para estimulação da musculatura posterior do antebraço



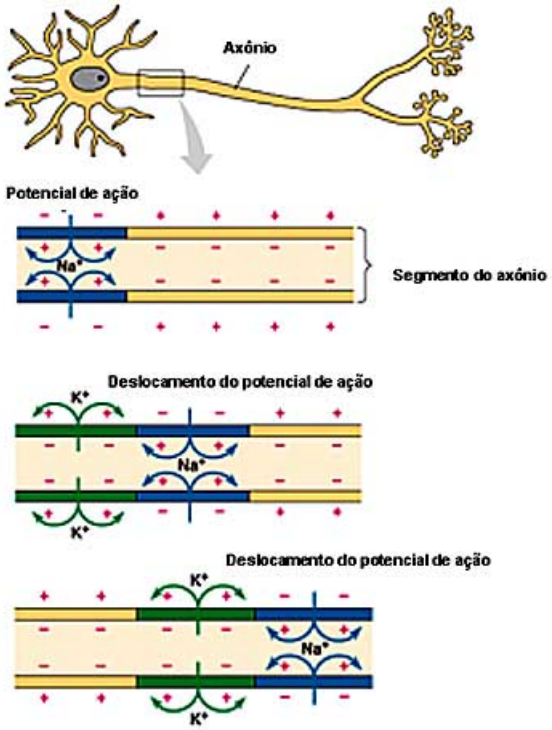
Fonte: Autor adaptado de Chalmers (2018)

Sob a ótica da contração muscular, o polo negativo (também conhecido como cátodo) é o eletrodo ativo, uma vez que este consegue promover a despolarização das membranas celulares com maior facilidade. Este é responsável por doar elétrons. De maneira análoga, o eletrodo positivo, (também conhecido como ânodo) é o eletrodo passivo, responsável pela recepção de elétrons decorrentes da aplicação do estímulo. Convencionalmente, as cores para representar a polaridade dos eletrodos são preto e vermelho, para os eletrodos negativo e positivo, respectivamente (DUARTE; VIEIRA, 2011).

No ânodo, os íons positivos (cátions) extracelulares serão repelidos em direção à membrana celular, enquanto os intracelulares irão afastar-se dela. Já no cátodo, ocorrerá uma atração dos cátions extracelulares, afastando-se da membrana celular, ao passo em que os cátions intra-

celulares se dirigirão à membrana celular. Com os ânions, o fenômeno é reverso. O exterior da membrana celular ficará eletricamente negativo e o interior positivo, o que propicia a despolarização da membrana, como ilustrado na figura 10.

Figura 10 – Potencial de ação sendo propagado



Fonte: Virtuous Tecnologia Educaional (2017)

Contudo, para um estímulo bipolar, ocorre a inversão de polaridade para que não haja queimadura eletroquímica. Ou seja, após decorrer um tempo do pulso negativo, propiciando à despolarização e propagação do sinal, a polaridade se inverte e a corrente injetada é capturada novamente (DUARTE; VIEIRA, 2011).

7 METODOLOGIA

A figura 11 ilustra, de maneira geral, a visão completa da plataforma Neurostim e seus componentes.

Figura 11 – Visão geral dos principais componentes da Neurostim, ilustrando a interação entre os mesmos.

Fonte: Autor

O desenvolvimento da Neurostim baseou-se na integração de alguns módulos apresentados a seguir. Ao final de cada sessão, é fornecida uma breve explicação de como o item tornou-se parte do protótipo.

A escolha dos componentes levou em consideração não somente aspectos técnicos, mas prioritariamente dispositivos com custo e tamanho reduzidos para que, ao final da montagem, a plataforma possa ser reproduzida com facilidade e baixo investimento financeiro. Essas características vão de encontro ao objetivo que a plataforma possa ser, após a fase de reabilitação clínica, integrada ao cotidiano do usuário, para monitoração remota.

7.1 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

O dispositivo escolhido para captar os sinais de sEMG foi o MyoWare Muscle Sensor, fabricado pela Advancer Technologies, ilustrado na Figura 12

Algumas características desse dispositivo são:

a) alimentação simples, de 2,9 V a 5,7 V DC;
b) proteção contra inversão de polarização na alimentação;
c) modos de saída selecionável (RMS ou Bruto);
d) ganho do amplificador ajustável;
e) pinagem disponível para utilização de eletrodos externos.

Figura 12 – MyoWare Muscle Sensor - Advancer Technologies

Fonte: Advancer Technologies, LLC (2017)

O MyoWare tem sido utilizado em diversas aplicações que requerem o monitoramento da atividade muscular (LCC, 2018). Seu design compacto e vestível, associado com a disponibilidade de comunicação serial para o envio de informações, torna seu uso muito intuitivo proporcionando excelentes resultados (LCC, 2018).

Em sua essência, o MyoWare possui amplificador de ganho variável, capaz de realizar o aumento da intensidade do sinal, capturado pelos eletrodos de superfície, para níveis mensuráveis, associado com uma cadeia de filtros (passa alta 20Hz, notch 60 Hz) para eliminar possíveis ruídos inseridos no sistema. A informação é disponibilizada no pino de saída; o sinal é apresentado com um offset de Vmax/2 e variando entre +/- Vmax/2, onde Vmax é igual à tensão de alimentação do circuito. Esses valores podem ser facilmente capturados por um conversor analógico digital, comumente presente nos microcontroladores.

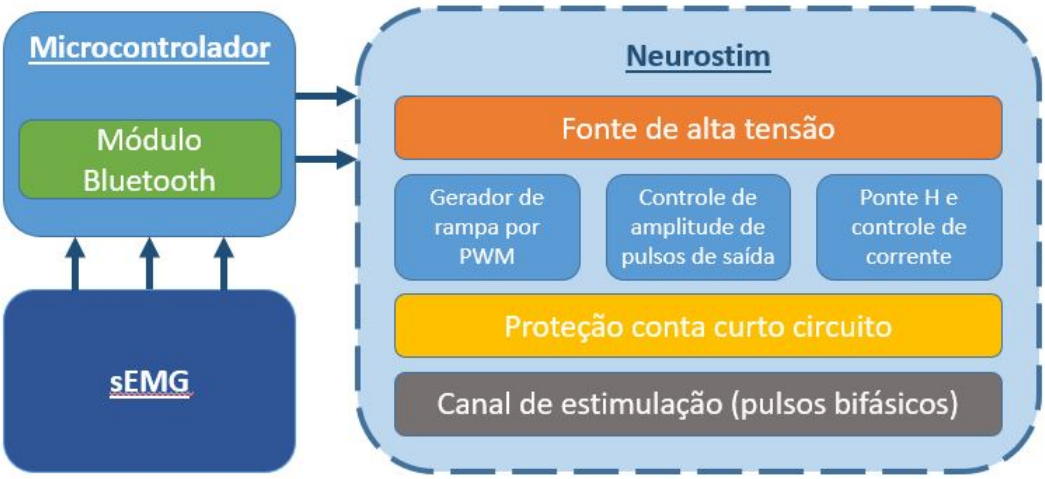
O valor deste componente vai de encontro à proposta deste projeto de obter um dispositivo acessível.

7.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

Para este trabalho, uma adaptação do dispositivo apresentado em Barelli et al. (2016) foi desenvolvida. O projeto consistiu em desenvolver um circuito eletrônico configurável nos moldes de um *shield* para Arduíno, com dois canais de EENM, o que significa que é possível gerar, de maneira independente, estímulos para 2 pares de eletrodos distintos. Esta oportunidade proporcionou uma integração colaborativa importante entre dois trabalhos que foram realizados dentro da instituição de ensino. Essa escolha foi tomada levando em consideração o desenvolvimento e melhoria contínua dos estudos conduzidos pela faculdade.

A figura 13 ilustra a topologia adaptada à ser utilizada neste projeto.

Figura 13 – Diagrama de blocos da Neurostim



Fonte: Autor

Em sua essência, o circuito utilizado segue a mesma topologia de Barelli et al. (2016), adaptada para um layout reduzido com apenas um canal de estimulação. Como relatado em Castro (2000), a frequência e largura de pulso estão diretamente relacionados à qualidade da contração obtida. Com isso, o estimulador é capaz de gerar pulsos bifásicos, com largura de 300 μs ou 600 μs e frequência de 20 Hz. Comandado por microcontrolador (figura 13), esses parâmetros podem ser alterados via aplicativo (descrito na sessão ”Aplicativo” a seguir), fazendo com que as necessidades individuais para cada quadro clínico possam ser atendidas. O circuito possui proteção contra curto circuitos e fonte de alta tensão própria, responsável por elevar a tensão da bateria para 40 V contínuos.

A amplitude dos pulsos de saída do canal de estimulação é controlada por um sinal de modulação por largura de pulso (conhecido como *Pulse Width Modulation*, ou simplesmente PWM). O controle de corrente é feito através do regulador de baixa queda direta, conhecido como *Low Drop Out* (LDO). O regulador possui um resistor de baixo valor (ordem de 10 Ω, para não drenar potência significativa do sistema) usado para extrair uma amostra de corrente elétrica atual do sistema.

7.3 MICROCONTROLADOR

A plataforma escolhida para este projeto é o Adafruit Feather 32u4 Bluefruit visualizado na figura 14 (ADAFRUIT INDUSTRIES, 2017).

A placa possui um processador ATmega32u4 com as seguintes características:

a) clock de 8 Mhz;
b) regulador de voltagem 3.3V com corrente máxima de saída de 500 mA;
c) suporte USB nativo (bootloader e debugger serial);
d) 20 pinos General Purpose Input Output (GPIO);
e) comunicação serial, I2C e SPI;
f) 8 pinos de Pulse Width Modulation (PWM);
g) 10 entradas analógicas;
h) carregador de baterias de Lítio Polímero (LiPo) de 100mA embutido.

Figura 14 – Adafruit Feather 32u4 Bluefruit

Fonte: Adafruit Industries (2017)

Já integrado com o microcontrolador, a placa possui um módulo Bluetooth Nordic nRF51822, permitindo que dados sejam enviados e recebidos para dispositivos compatíveis com essa tecnologia.

O microcontrolador é encarregado de processar as informações provenientes do circuito de sEMG, identificando a tentativa de movimento através de um determinado limiar de ativação muscular e excitando o circuito de estimulação. Desta maneira, é possível desvincular-se dos processos convencionais de estimulação passiva e introduzir maior dinamismo nas atividades de reabilitação.

O valor deste componente vai de encontro à proposta deste projeto de obter um dispositivo acessível.

7.4 APLICATIVO

O desenvolvimento de um aplicativo para a operação da neuroprótese e transmissão de dados é um grande diferencial do projeto. A comunicação via *bluetooth* permite que cada usuário configure a neuroprótese de maneira singular, atendendo individualmente suas necessidades, de acordo com o grau de deficiência motora e sensibilidade ao estímulo elétrico.

Para a personalização de sistemas computacionais, é necessária a identificação dos aspectos mais representativos dos usuários, capturando relações entre itens de acordo com a preferência individual. Este processo é bastante utilizado para que os desenvolvedores possam gerenciar de maneira direcionada o desenvolvimento de uma nova aplicação, criando uma experiência de utilização otimizada, baseada no modelo de usuário que o utilizador eventualmente será enquadrado (FISCHER, 2001). De maneira genérica, uma boa modelagem deve ser capaz de capturar aspectos comportamentais de interações passadas com o sistema, podendo se adaptar mediante variações de utilização.

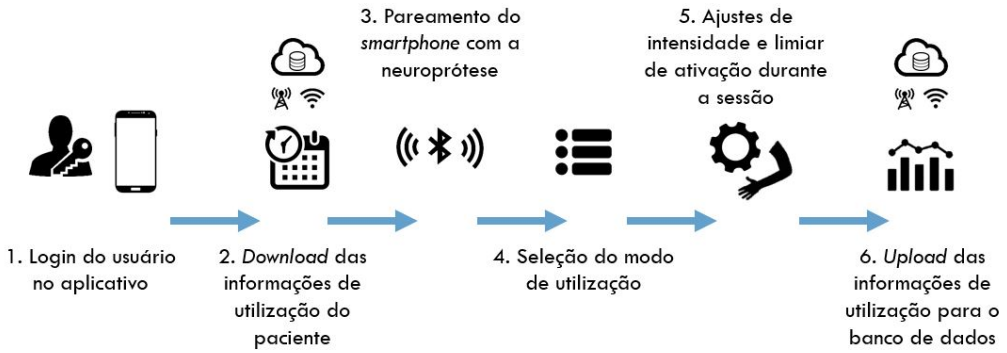
Ao vestir a neuroprótese e executar o aplicativo, o sistema faz o *donwnload* dos parâmetros de utilização configurados pelo profissional da saúde, como intensidade do estímulo elétrico e limiar de ativação (os quais poderão ser reajustados pelo próprio usuário durante a sessão para obter o máximo conforto e eficiência). A efetividade da comunicação com o usuário é chave para a aceitação do dispositivo, uma vez que a proposta de aplicar estímulos elétricos diretamente em uma pessoa, usualmente causa sentimentos de medo e desconfiança.

A aplicação também é responsável por mostrar informações em tempo real da neuroprótese, como atividade muscular, link de conexão bluetooth (a qual pode ser afetada de acordo com a distância da neuroprótese em relação ao smartphone), aviso de estimulação em andamento, entre outros.

A transmissão de informações de utilização, para uma base de dados na nuvem, permite que os profissionais da saúde monitorem, remotamente, o progresso feito pelo paciente. Eventuais ajustes e instruções podem ser enviados diretamente ao aplicativo, para que o usuário da neuroprótese tenha acompanhamento contínuo, durante o processo de reabilitação fora do ambiente clínico. O envio dos dados é feito através de sinais Wi-fi, ou diretamente da rede de dados do *smartphone* (quando disponível). Em caso de ausência de conexão com a internet, o aplicativo salvará as informações localmente, até que o envio possa ser concluído com sucesso.

A figura 15 ilustra o fluxo de atividades proposto no aplicativo.

Figura 15 – Diagrama de atividades do aplicativo



Fonte: Autor

7.5 INTERFACE WEB

A interface web para o profissional da saúde foi desenvolvida em HTML5, PHP e JavaScript. Essa interface é um canal de comunicação bidirecional com a neuroprótese, fornecendo as informações necessárias para configurar seu uso, bem como um instrumento de interação entre os dados do usuário e o profissional da saúde.

Ao sincronizar os dados das neuropróteses capturados dos respectivos *smartphones* dos pacientes, o profissional da saúde pode buscar as informações do histórico de uso do dispositivo, para que a análise de progressão do ponto de vista clínico possa ser feita, e executar remotamente os ajustes necessários, uma vez que os dados são armazenados em um banco de dados MySQL, na nuvem.

A interface web pode exibir uma grande quantidade de informações em um formato gráfico, simplificando a compreensão dos dados, mas também fornecendo informações detalhadas conforme necessário para o profissional da saúde. Também possui ferramentas para indicar, automaticamente ao profissional da saúde, se a sessão agendada foi executada de acordo com os parâmetros previamente definidos, tornando mais fácil avaliar o progresso e prever as próximas sessões de cada paciente.

Dentre as funcionalidades da interface web, pode-se citar:

a) cadastrar pacientes;
b) editar informações dos pacientes cadastrados;
c) definir uma agenda de parâmetros de utilização para cada usuário;
d) visualizar informações de utilização de cada usuário (incluindo as alterações que foram feitas manualmente no aplicativo);

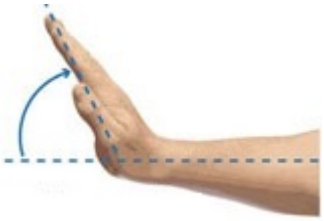
e) visualizar as alterações de parâmetros que foram feitas pelo profissional da saúde, para cada usuário;
f) exportar dados para arquivos locais;
g) imprimir dados com formatação adequada, no formato de relatório.

7.6 VOLUNTÁRIOS

Este estudo, avaliação clínica do sistema desenvolvido, destina-se a pacientes com quadros de hemiparesia espástica, ocasionando enrijecimento juntamente ao enfraquecimento da musculatura. É importante ressaltar que o AVE é apenas um dos vários possíveis causadores de hemiparesia. Apesar do escopo deste estudo limitar-se a pacientes neste quadro em decorrência do AVE, a teoria indica que a plataforma Neurostim poderia ser aplicada em pacientes com quadros similares, decorrente de diferentes causas raízes.

A neuroprótese tem como propósito auxiliar o paciente a concluir o movimento de extensão de punho e dedos, como ilustrado na figura 16, função motora que foi prejudicada após o AVE.

Figura 16 – Movimento de extensão do punho e dedos



Fonte: Autor adaptado de Wikidot (2017)

Deste modo, foram selecionados 4 voluntários, conforme disponibilidade de pacientes, que atenderam aos critérios de inclusão, em acompanhamento por 2 Terapeutas Ocupacionais, no programa de reabilitação do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IMREA-HCFMUSP), Rede Lucy Montoro – unidade Vila Mariana.

A seleção dos voluntários foi feita pelo médico fisiatra do IMREA, especializado no tratamento do AVE e/ou reabilitação das sequelas motoras, dentre o grupo de pacientes da rotina de sua clínica médica no ambulatório de lesões encefálicas do IMREA. A equipe de terapia ocupacional auxiliou na verificação dos critérios de inclusão, listados abaixo:

a) mais de 18 anos de idade;
b) ambos os gêneros;
c) diagnóstico clínico e radiológico (Ressonância Magnética e/ou Tomografia Computadorizada) de AVE;
d) presença de hemiparesia direita ou esquerda;
e) pacientes em programa de reabilitação e que já utilizam a estimulação elétrica funcional em grupos musculares para extensão de punho e dedos – membros superiores;
f) pacientes com funções cognitivas preservadas e que já fazem uso de telefone tipo *smartphone* como atividade diária de rotina;
g) outorga por escrito do termo de consentimento livre e esclarecido para participar do estudo.

Os critérios de exclusão são listados a seguir:

a) doenças ósseas pré-existentes, lesões articulares, dores articulares ou deformidades que afetem o membro para a execução dos movimentos de extensão de punho e dedos;
b) instabilidade clínica verificada em avaliação médica;
c) incapacidade de permanecer sentado em cadeira com encosto, durante o período da intervenção (cerca de 60 minutos);
d) outras questões médicas e sociais que a equipe médica julgue ser incompatível com a inclusão do paciente no protocolo.

7.7 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Os procedimentos executados têm por objetivo verificar se as interfaces desenvolvidas são inteligíveis e fáceis de serem utilizadas pelos respectivos perfis de usuário (pacientes e profissional da saúde), atendendo aos objetivos especificados. Além disso, deve-se verificar a adequação da comunicação, e da resposta da neuroprótese aos comandos recebidos. O protocolo foi aprovado pelo comitê de ética de pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - HCFMUSP, sob número 00240918.2.0000.0068.

Os procedimentos foram feitos no ambiente do centro clínico, com o auxílio e participação dos Terapeutas Ocupacionais, que correspondem aos chamados profissionais da saúde.

Foram feitas 10 sessões com cada voluntário, sendo que cada sessão contou com um profissional técnico (avaliador), um profissional da saúde e o usuário da neuroprótese. As sessões foram filmadas, e as tarefas ocorreram de maneira alternada entre profissional da saúde e usuário da neuroprótese, viabilizando a observação pelo profissional técnico.

A primeira sessão foi utilizada para apresentação e familiarização com a neuroprótese e com as interfaces e a partir da segunda sessão as tarefas começaram a ser executadas.

Inicialmente, procedeu-se com a apresentação da pesquisa de avaliação da neuroprótese e suas interfaces de controle. Os objetivos foram apresentados, bem como os procedimentos a serem realizados. Após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, os participantes (profissional da saúde e usuário da neuroprótese) preencheram o formulário pré-teste de caracterização de perfil de usuário, fornecendo algumas características necessárias para que fossem estabelecidas relações e uma análise crítica com os resultados obtidos. Na sequência, cada um dos participantes foi apresentado à sua interface alvo, e à neuroprótese para familiarização.

A partir da segunda sessão, cada um dos participantes iniciou as tarefas listadas abaixo e os dados de configuração da neuroprótese, estabelecidos pelo profissional da saúde, foram transferidos para o *smartphone*, para que o usuário da neuroprótese pudesse ter acesso, para iniciar a sua parte. Dessa forma, a avaliação da resposta da neuroprótese pode ser analisada simultaneamente à avaliação das interfaces. A interface web, a ser avaliada pelo profissional da saúde, foi testada em um PC dotado do software Webex Recorder, que permite a monitoração das atividades realizadas

As tarefas avaliadas na interface web corresponderam a:

a) logar no seu perfil de usuário;
b) cadastrar novos pacientes;
c) editar o cadastro de um paciente;
d) selecionar um paciente cadastrado;
e) acessar e analisar dados do histórico de uso enviados através da nuvem a partir do smartphone;
f) configurar parâmetros da neuroprótese;
g) definir agenda de parametrização;
h) exportar e imprimir relatórios.

Para o usuário da neuroprótese, na plataforma Android, a monitoração das tarefas foi feita através de observação local e com vídeo. Foi avaliado a capacidade de:

a) logar no aplicativo;
b) parear a neuroprótese com o aplicativo para poder efetuar a comunicação e intercâmbio de dados;
c) consultar informações do histórico e da agenda;
d) escolher modo de operação: programa de reabilitação ou modo funcional;
e) alterar configuração de parâmetros;
f) iniciar e parar operação.

Ao final das sessões os usuários preencheram um formulário pós-teste de avaliação das interfaces.

7.8 DADOS EXPERIMENTAIS COLETADOS

A coleta de dados foi executada conforme os protocolos realizados em testes que visam avaliar um sistema interativo a partir de experiências de uso dos seus usuários-alvo. Durante os procedimentos observados, foram registrados dados sobre o desempenho dos participantes na realização das tarefas e suas opiniões e sentimentos decorrentes de suas experiências de uso.

A coleta de dados incluiu o questionário pré-teste (Anexo I), as sessões de observações e o questionário pós-teste (Anexo II).

O software Webex Recorder foi aplicado nesse processo. O software capturou áudio, vídeo, atividade de tela, teclado e mouse durante a sessão de teste, permitindo a observação remota das experiências de interação do usuário e a detecção de problemas de utilização e de satisfação do usuário. Foram levadas em consideração a adequação e facilidade do acesso e preenchimento dos campos da interface. Os mesmos parâmetros foram observados e considerados para a avaliação da interface da neuroprótese. Além disso, também foram coletados: anotações do avaliador, vídeos de interação, registro das teclas digitadas e áudio com os comentários dos participantes.

Nas atividades de interpretação e consolidação, os dados dos participantes foram organizados de modo a evidenciar as relações entre eles.

Adicionalmente, a análise de dados permitiu identificar resultados qualitativos, que justificam a origem dos problemas na interação que prejudicaram o desempenho mensurado. Para cada problema observado, o avaliador analisou todos os dados coletados de modo a interpretar quais características, partes e comportamentos da interface podem tê-lo causado e assim elaborar possíveis explicações sobre o problema. Essas explicações constituem um resultado

qualitativo importante para justificar as recomendações do avaliador no reprojeto da interface e da interação.

7.9 RISCOS

A EENM pode gerar reações na pele, como por exemplo, vermelhidão e pequenas irritações, risco de choques de maior intensidade devido à má utilização do equipamento, dores musculares ou espasmos. Na presença destes sintomas, a utilização deve ser interrompida.

Em função do esforço realizado durante as repetições dos movimentos, pode haver um desconforto devido à fadiga muscular no antebraço e braço. Contudo, como forma de evitar essa condição, propõem-se a interposição de um período de descanso durante as atividades propostas, ou quando o paciente julgar necessário.

A partir da correta execução do procedimento, o paciente está sujeito a riscos mínimos, não havendo nenhuma evidência específica de alguma consequência imediata ou tardia.

8 RESULTADOS

Ao longo dos anos, os projetos desenvolvidos nesta instituição, pelo grupo de Engenharia Biomédica, utilizaram voluntários com plenas capacidades motoras para a realização de experimentos. Ainda que, derivando resultados de grande valia, essa abordagem pode distorcer a real efetividade de métodos e dispositivos quando aplicados em pacientes diagnosticados com real deficiência ou restrições motoras.

Os resultados apresentados mostram que a utilização da neuroprótese ativada por Eletromiografia de Superfície (sEMG) é viável e contribui, para o processo de reabilitação e, consequentemente, na melhora da qualidade de vida de pacientes com as disfunções motoras mencionadas.

A parceria estabelecida com a Rede de Reabilitação Lucy Montoro foi de exímia importância para que os testes clínicos pudessem ser executados com pacientes portadores de deficiências motoras, de acordo com os critérios de inclusão apresentados na proposta de estudo, provendo uma análise mais crítica e fidedigna sobre a real utilização da neuroprótese e suas respectivas interfaces. É importante ressaltar que não só os pacientes, mas também os Terapeutas Ocupacionais fizeram parte deste estudo, mostrando as dificuldades e facilidades encontradas durante a montagem da neuroprótese e utilização das respectivas interfaces a eles destinados.

A coleta de dados foi feita com quatro pacientes em processo de reabilitação na instituição. Inicialmente, tinha-se como meta realizar o estudo com ao menos dez pacientes; contudo, os critérios de inclusão não viabilizaram tal quantia no período que se teve disponível para realização do estudo.

De maneira geral, os pacientes e os profissionais da saúde interagiram facilmente com a proposta apresentada, do ponto de vista de domínio de tecnologia. Certamente, uma das preocupações existentes no início do projeto era com relação a utilização de um *smartphone* para controlar a neuroprótese (por mais que, até o ano de 2016, 77,1% da população de 10 anos ou mais de idade tenha telefone móvel celular para uso pessoal (IBGE, 2016)). Ainda que tenham perfis distintos de idade (fator relevante quando se trata com familiaridade com utilização de certos tipos de tecnologia), tanto a interface web, quanto o aplicativo, não demonstraram ser impraticáveis por conta da plataforma que deveria ser utilizada para poder interagir (computador e *smartphone*, respectivamente).

O quadro 1 elenca as características principais dos pacientes que participaram do estudo.

Quadro 1 – Características dos pacientes

Identificação	Gênero	Idade	Diagnóstico
P1	Feminino	38	Hemiparesia espástica à direita
P2	Feminino	19	Hemiparesia espástica à direita
P3	Masculino	30	Hemiparesia espástica à direita
P4	Masculino	46	Hemiparesia espástica à direita

Fonte: Autor

O quadro 2 elenca as características principais dos Terapeutas Ocupacionais que participaram do estudo, responsáveis pelas atividades regulares do programa de reabilitação dos pacientes acima citados.

Quadro 2 – Características dos Terapeutas Ocupacionais

Identificação	Gênero	Idade
TO1	Feminino	56
TO2	Feminino	35

Fonte: Autor

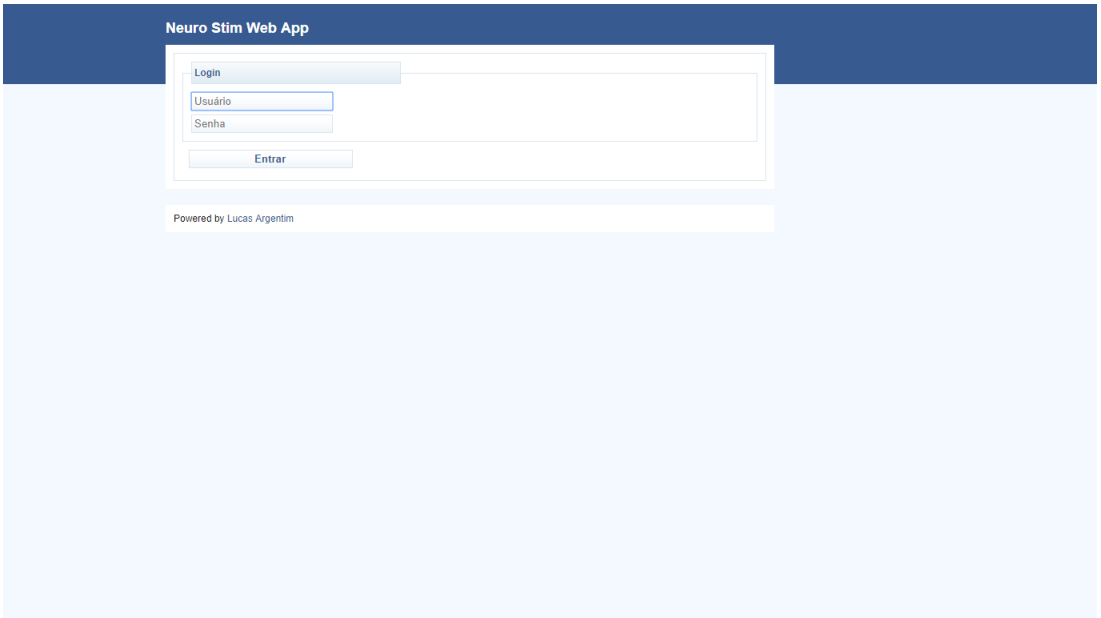
Feitas as considerações acima, as atividades propostas foram avaliadas do ponto de vista de cada componente do projeto, os quais incluem a interface web, neuroprótese e aplicativo.

A figura 17 mostra a tela de login da interface web, destinada ao profissional da saúde. Todos que participaram, receberam credenciais individuais, as quais foram utilizadas para controlar o acesso às informações somente dos seus respectivos pacientes.

Uma vez autenticado, o usuário é direcionado para a página que contém a lista de pacientes sob sua responsabilidade, ilustrada na figura 18, a qual contém informações ocultadas para garantir a integridade e anonimato dos pacientes que participaram deste estudo. Nesta mesma página, é possível adicionar novos pacientes, buscar e editar informações de pacientes já cadastrados, deletar pacientes (recurso desabilitado durante as sessões com pacientes, por motivos de segurança) e exportar a listagem em formato de planilha.

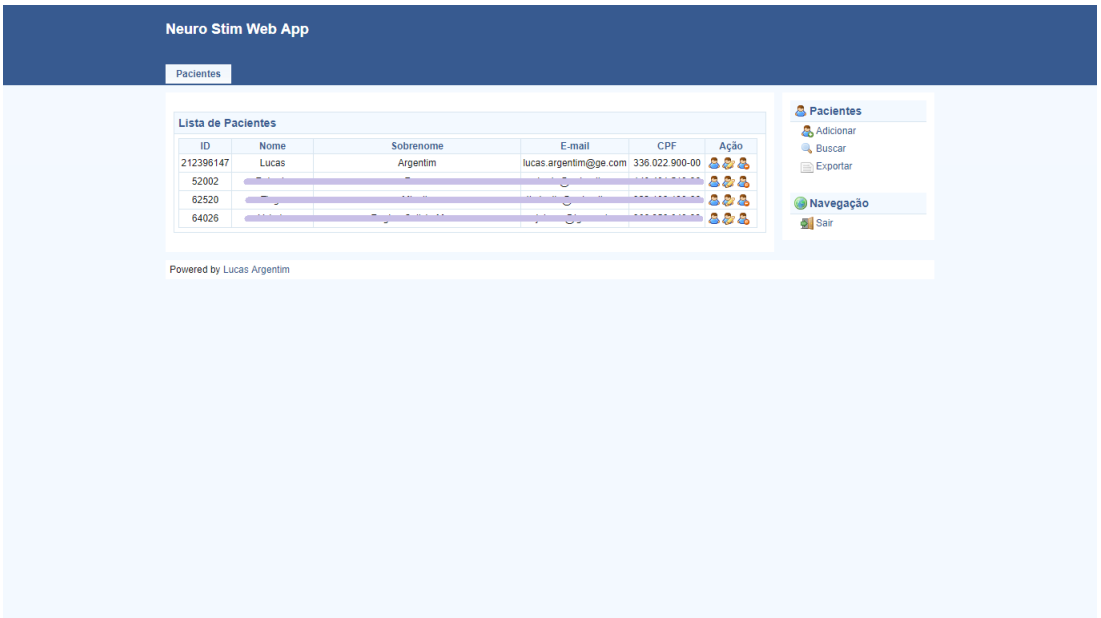
Para cada paciente, a interface mostra uma página dedicada com as respectivas informações de cadastro, procedimentos executados, alterações de parâmetros realizadas por ambos, paciente e profissional da saúde, e também oferece ferramentas para exportação e impressão dos dados mostrados na tela. A figura 19 mostra a tela mencionada.

Figura 17 – Interface Web, ilustrando a tela de autenticação de usuário.



Fonte: Autor

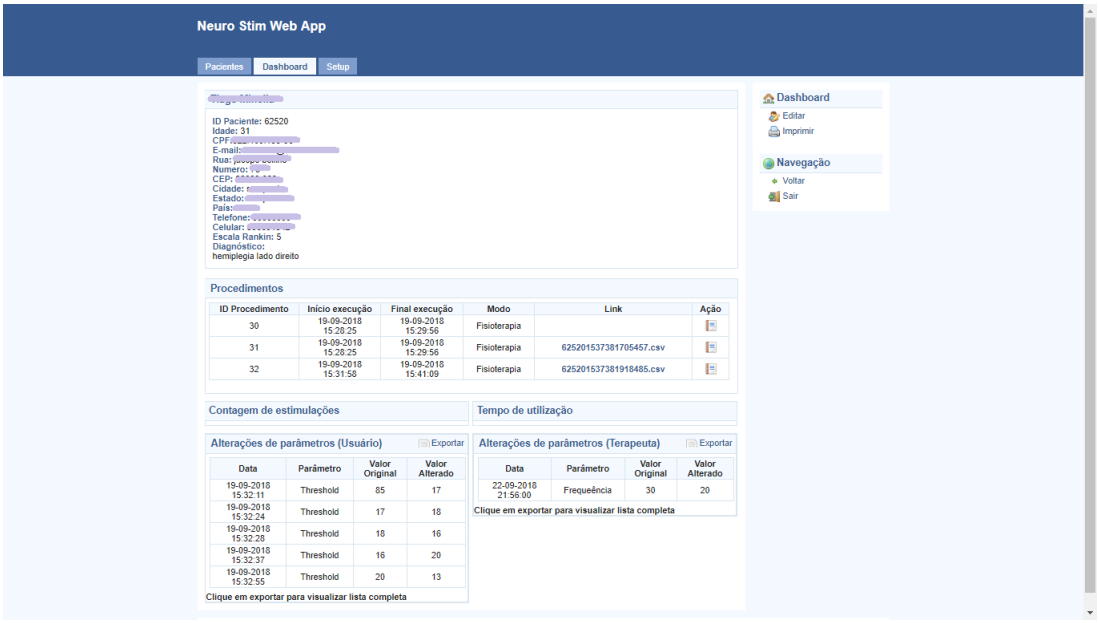
Figura 18 – Interface Web, ilustrando a listagem de pacientes para o usuário autenticado, juntamente com as demais ferramentas de gerenciamento de cadastro.



Fonte: Autor

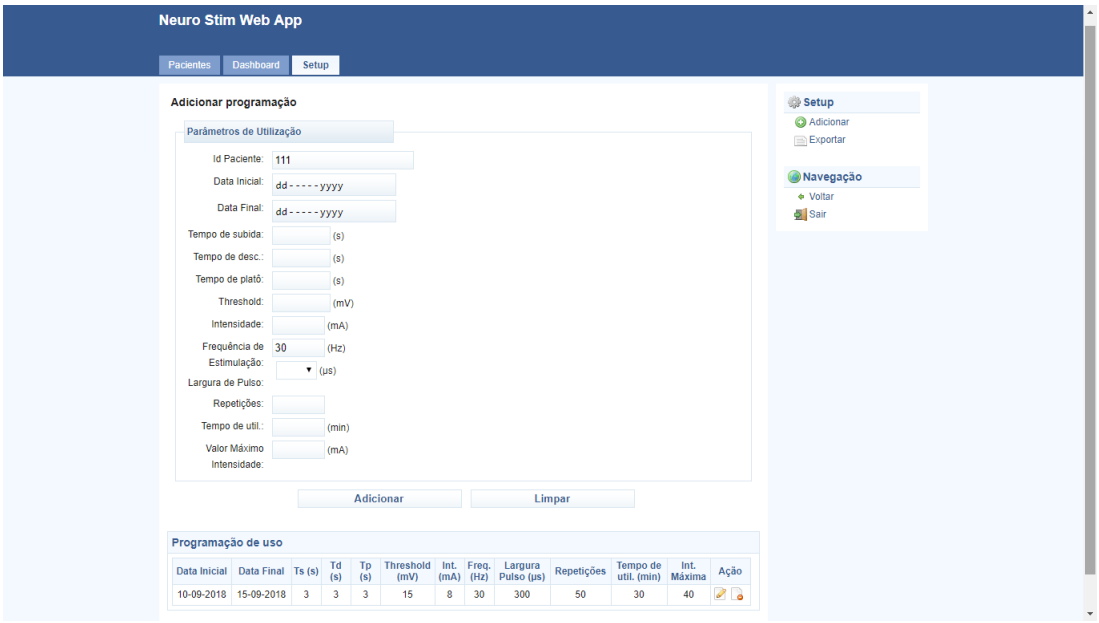
Naturalmente, cada paciente possui sua agenda própria de parametrização, criada e gerenciada pelo profissional da saúde de acordo com as necessidades individuais de cada paciente, controlada por datas de início e fim de vigência. A figura 20 ilustra esta funcionalidade.

Figura 19 – Interface Web, ilustrando a tela com informações relevantes de cadastro e utilização da neuroprótese do paciente selecionado.



Fonte: Autor

Figura 20 – Interface Web, ilustrando a tela com informações da agenda de parâmetros para um paciente.

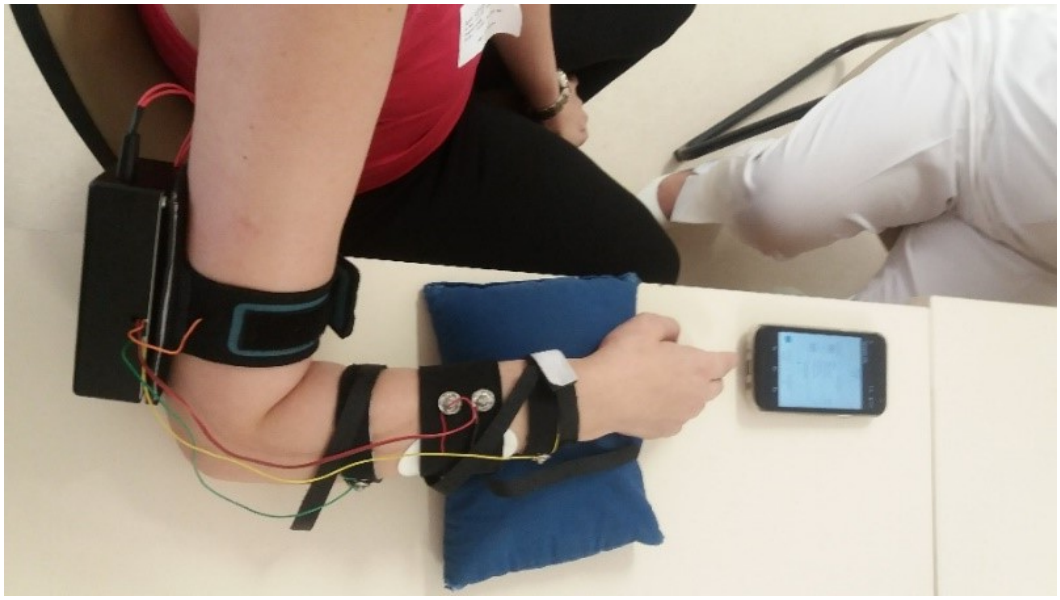


Fonte: Autor

Cada procedimento gera uma página dedicada para mostrar ao profissional da saúde, informações relevantes sobre cada procedimento executado. Para melhor contextualização, esta página será ilustrada mais adiante, com as devidas descrições, na figura 26.

Feitas as devidas configurações na interface web, o profissional da saúde pode direcionar sua atenção ao paciente. A figura 21 mostra a neuroprótese devidamente posicionada no paciente, durante uma sessão de utilização.

Figura 21 – Neuroprótese, ilustrando a montagem e posicionamento durante uma sessão de utilização



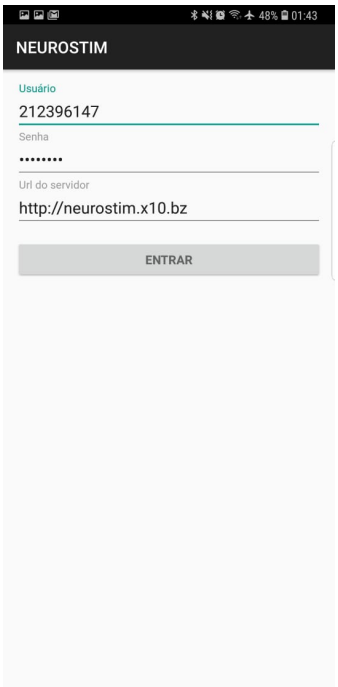
Fonte: Autor

Na foto também pode ser observada a utilização de uma pequena almofada ortopédica. Por conta do padrão flexor do punho e dedos dos pacientes, percebeu-se que o uso da almofada contribuiu para o posicionamento adequado do punho, tornando o início do movimento de extensão mais suave e progressivo, gerando menos espasmos e tentativas de compensação com demais partes do corpo. Adicionalmente, visando o conforto dos pacientes, pode-se notar o posicionamento do mesmo em relação à mesa, de maneira a ficar orientado paralelamente, a fim de obter sustentação completa do antebraço, sem a necessidade de flexionar o ombro em direção à mesa, como aconteceria caso estivesse posicionado perpendicularmente, como de costume. Essa configuração mostrou-se a mais efetiva para todos os pacientes observados neste estudo.

Uma vez devidamente posicionado, o paciente pôde começar a utilizar o aplicativo para realizar as tarefas solicitadas. A primeira delas consiste em autenticar seu usuário, para que se possa adquirir as informações de utilização correspondentes a este paciente. A figura 22 mostra a tela de login do aplicativo, na qual o paciente deve inserir seu número de usuário (correspondente ao mesmo número utilizado pela clínica para identificar os pacientes) e senha. Para dispositivos que contam com a tecnologia de leitura biométrica, esta etapa pode ser concluída

habilitando a leitura da impressão digital do usuário, a fim de realizar o auto preenchimento dos campos solicitados.

Figura 22 – Aplicativo, ilustrando a tela de login



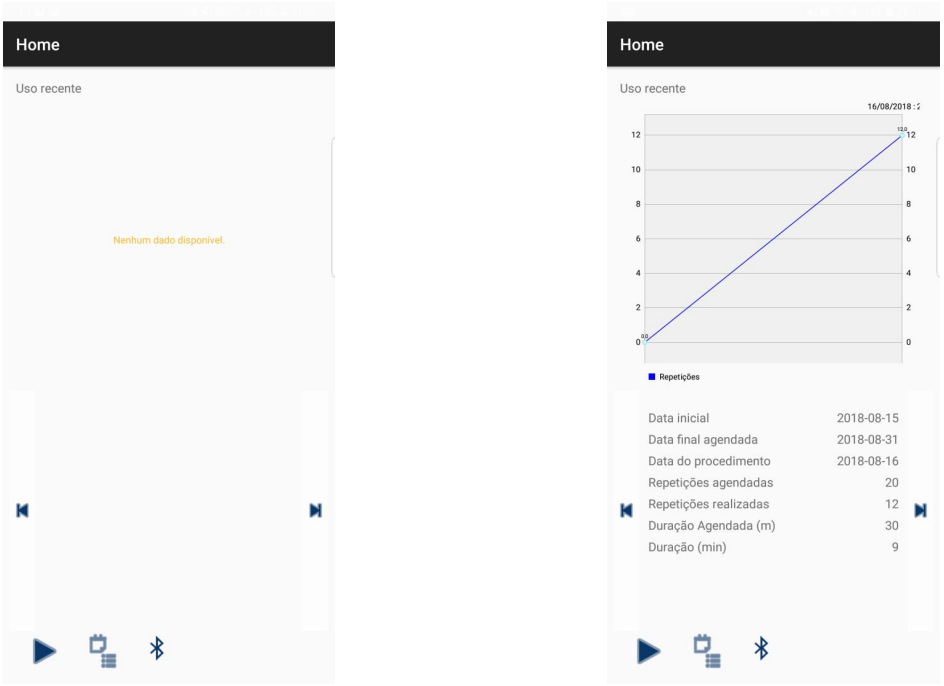
Fonte: Autor

Feito isso, o usuário é levado para a *home page* do aplicativo, ilustrada na figura 23, a qual contém informações de usos passados (se disponível), e os ícones para acessar as demais funcionalidades.

No canto inferior da tela, um dos ícones disponíveis é o do *bluetooth*, no qual ao clicar, o usuário receberá uma lista de dispositivos que estão disponíveis para pareamento, como ilustrado na figura 24a. É necessário realizar este procedimento apenas uma vez, dado que o aplicativo salvará essa informação para usos futuros. Caso o usuário se esqueça de realizar esse procedimento, o aplicativo o notificará que há esta pendência de configuração, levando-o automaticamente para esta mesma tela. Adicionalmente, outro ícone disponível na *home page*, com o símbolo de um calendário, permite que o usuário cheque a programação de uso feita pelo profissional da saúde. As datas que possuem programação são destacadas, e ao clicar em cada uma delas, o usuário pode checar qual foi a parametrização feita para este dia, como ilustrado na figura 24b.

Finalmente, o usuário pode iniciar o procedimento, partindo também da *home page*, utilizando o ícone da seta apontando para a direita. O usuário será questionado sobre qual o modo de utilização desejado, fisioterapia ou funcional, caso este segundo esteja habilitado

Figura 23 – Aplicativo, ilustrando a *home page* sem dados (23a), e com dados (23b) de utilizações passadas.



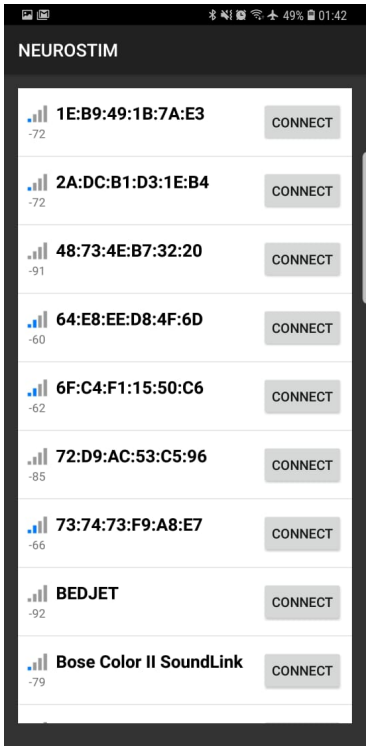
(a) (b)

Fonte: Autor

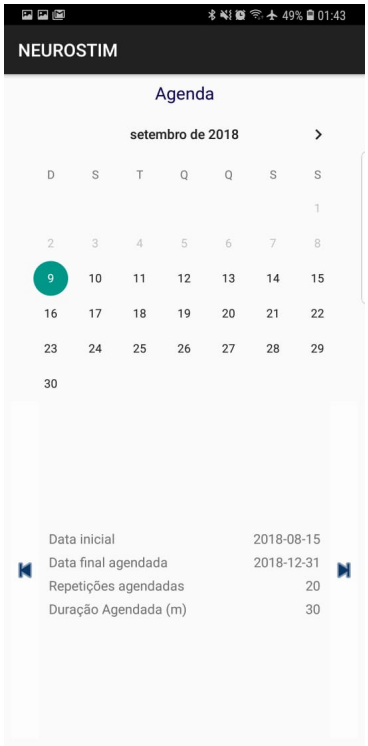
para este paciente. A figura 25a mostra a tela principal do aplicativo, durante uma sessão de utilização, na qual o usuário possui diversas informações sobre a parametrização feita pelo profissional da saúde, valor da atividade muscular em tempo real (convertida para uma escala adimensional de 0 a 100), repetições executadas, tempo decorrido, tempo restante, média entre repetições, sugestão de tempo entre repetições, controle de intensidade de estimulo e limiar de ativação.

No modo fisioterapia, o aplicativo irá encerrar automaticamente a sessão quando o paciente atingir o número de repetições programadas, mesmo que o tempo planejado para a execução das mesmas já tenha se esgotado. O usuário também tem a possibilidade de encerrar a sessão a qualquer momento, caso não esteja se sentindo confortável com o uso da neuroprótese. Em ambos os casos, o aplicativo coleta todas as informações de utilização do dispositivo e envia para o banco de dados na nuvem. Uma vez concluída a transmissão de dados, o profissional da saúde tem acesso a essas informações para que possa analisar os dados e, potencialmente, realizar ajustes para as sessões seguintes. Já no modo funcional, ilustrado na figura 25b, não há limite de tempo ou encerramento automático do procedimento, uma vez que o usuário está livre para utilizar o dispositivo por quanto tempo se sentir apto. Este modo foi criado com o

Figura 24 – Aplicativo, ilustrando a lista de dispositivos para pareamento (24a), e agenda de parametrização de uso para o usuário (24b).



(a)



(b)

Fonte: Autor

Figura 25 – Aplicativo, ilustrando os dados durante uma sessão de utilização da neuroprótese.

(a)

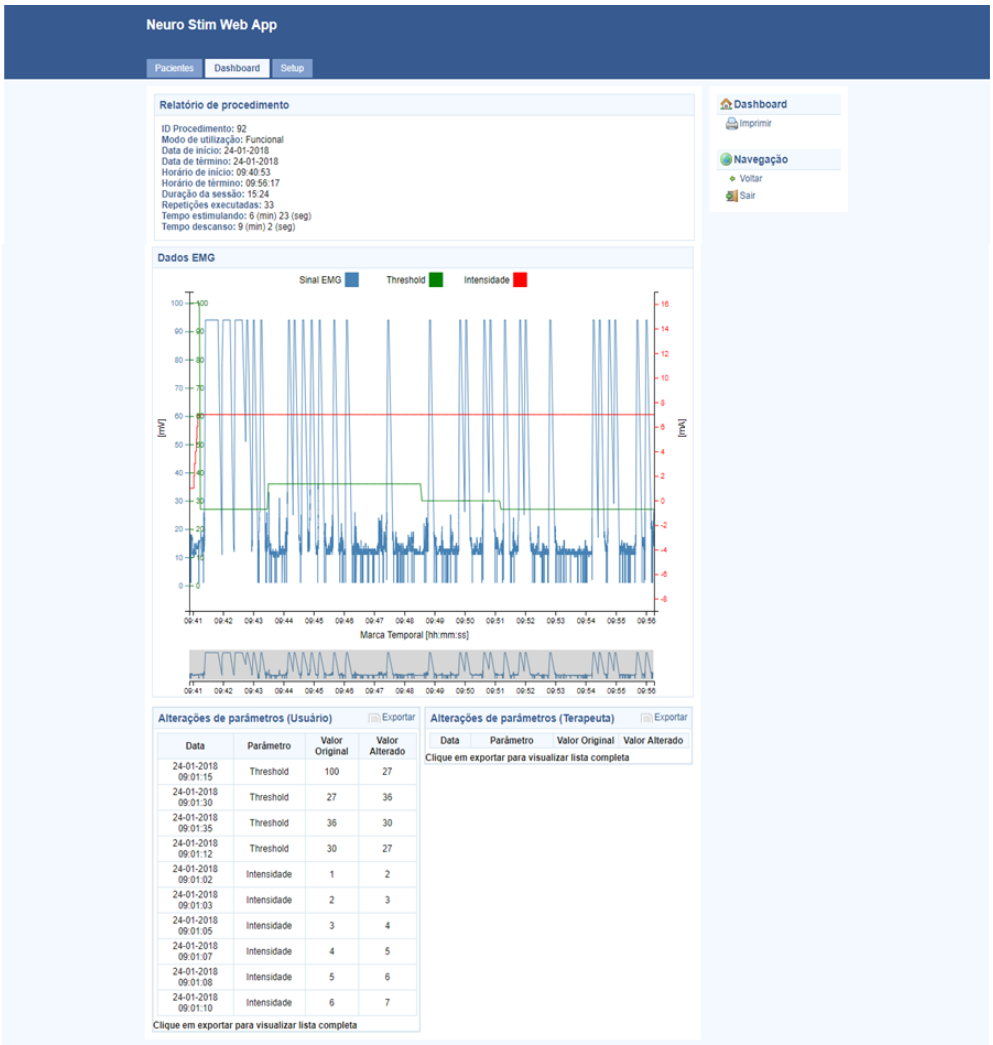
(b)

Fonte: Autor

intuito de que o paciente possa utilizar a neuroprótese para auxiliá-lo com tarefas que necessitem a abertura da mão, uma vez que não estão aptos a realizar por completo esse movimento voluntariamente.

Para ambos os modos de utilização, a figura 26 mostra a tela da interface web, direcionada ao profissional da saúde, que contém os dados de uso de um paciente, recebidos logo após a conclusão de um procedimento. Nesta tela, é possível fazer um comparativo com os resultados obtidos, versus o que foi parametrizado pelo profissional da saúde. As informações sobre atividade muscular são dispostas em um gráfico, juntamente com as alterações em intensidade e limiar de ativação, realizadas pelo paciente durante o procedimento. As tabelas na parte inferior detalham as informações de alteração presentes no gráfico.

Figura 26 – Interface Web, ilustrando os dados de uma sessão de utilização da neuroprótese



Fonte: Autor

Juntamente aos resultados obtidos, o quadro 3 elenca as afirmações que foram feitas para os voluntários, nos questionários de pré e pós avaliação. Estes itens serão referenciados numericamente nas tabelas contendo os resultados, para melhor visualização do conteúdo.

Quadro 3 – Itens presentes no questionário de avaliação

Afirmações
1. Acho que gostaria de usar esse sistema com frequência
2. Achei o sistema desnecessariamente complicado
3. Achei o sistema fácil de usar
4. Acho que seria necessário o apoio de um técnico para poder usar esse sistema
5. As funções desse sistema estavam bem integradas
6. Achei esse sistema muito inconsistente
7. Imagino que a maioria das pessoas aprenderiam a usar esse sistema rapidamente
8. Achei o sistema muito complicado de usar
9. Eu me senti muito confiante com o sistema
10. Eu preciso aprender um monte de coisas antes de continuar usando esse sistema
11. Eu me senti confortável com esse sistema
12. Foi fácil encontrar as informações que eu precisava
13. Eu gostei de usar essa interface
14. A interface do sistema é agradável
15. A organização das informações na tela da interface é clara

Fonte: Autor

A tabela 1 contém os resultados sobre o questionário pré teste, coletados ao término da primeira sessão. Os valores da escala utilizada vão de 1 a 5, onde 1 representa o conceito "discordo plenamente" e 5 representa o conceito "concordo plenamente".

Na consolidação dos dados coletados, o avaliador categorizou os problemas encontrados durante a interação de todos os participantes, descrevendo cada categoria de problema, em que partes da interface ela ocorre e os impactos imediatos na utilização do sistema avaliado. Tanto quanto possível, o avaliador explicou suas hipóteses sobre as possíveis causas de cada classe de problemas com base nas suas interpretações do que ocorreu e forneceu sugestões de melhorias na interface e interação.

De maneira análoga, para avaliar a interface web de controle e montagem da neuroprótese, o mesmo questionário foi aplicado para os Terapeutas Ocupacionais. A intensão consiste em prover uma análise sob uma ótica diferenciada, na qual aspectos técnicos e específicos do exercício da profissão podem influenciar de maneira significativa o resultado esperado. A tabela 2 contém os resultados sobre o questionário pré teste, coletados ao término da primeira sessão.

Tabela 1 – Resultados do questionário pré teste para pacientes, ao final da primeira sessão

Afirmações	P1	P2	P3	P4	Desejado	Média	Desvio padrão	Dif. para Desej. (esperado 0)
1	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00
2	1	2	1	1	1	1.20	0.45	0.20
3	1	4	5	5	5	4.00	1.73	1.00
4	4	2	4	1	1	2.40	1.52	1.40
5	5	4	5	5	5	4.80	0.45	0.20
6	1	2	1	2	1	1.40	0.55	0.40
7	5	4	5	5	5	4.80	0.45	0.20
8	4	2	1	1	1	1.80	1.30	0.80
9	5	5	4	5	5	4.80	0.45	0.20
10	2	2	1	1	1	1.40	0.55	0.40
11	5	5	4	5	5	4.80	0.45	0.20
12	5	4	4	5	5	4.60	0.55	0.40
13	5	4	4	5	5	4.60	0.55	0.40
14	5	4	4	5	5	4.60	0.55	0.40
15	5	4	4	5	5	4.60	0.55	0.40

Fonte: Autor

Tabela 2 – Resultados do questionário pré teste para Terapeutas Ocupacionais, ao final da primeira sessão

Afirmações	TO 1	TO 2	Desejado	Média	Desvio padrão	Dif. para Desej. (esperado 0)
1	4	5	5	4.5	0.5	0.5
2	2	2	1	2	0	1
3	3	4	5	3.5	0.5	1.5
4	3	4	1	3.5	0.5	2.5
5	4	4	5	4	0	1
6	2	2	1	2	0	1
7	4	3	5	3.5	0.5	1.5
8	2	2	1	2	0	1
9	3	3	5	3	0	2
10	2	4	1	3	1	2
11	4	4	5	4	0	1
12	3	3	5	3	0	2
13	3	4	5	3.5	0.5	1.5
14	3	2	5	2.5	0.5	2.5
15	4	2	5	3	1	2

Fonte: Autor

Ao longo das sessões, as filmagens feitas para avaliar o comportamento do usuário ao interagir com os sistemas trouxeram evidências sobre algumas potenciais melhorias. As alterações ocorreram em todos os âmbitos, as quais podemos citar:

a) ajuste de tamanho dos braceletes que fixam os eletrodos junto a pele, para que a diferença na medida circunferencial do antebraço dos pacientes não impedisse a correta fixação;
b) aumento na área desenhada na tela do *smartphone*, facilitando a movimentação de elementos dinâmicos como botões, *sliders*, etc;
c) confirmação de término de procedimento antes do envio de dados ao servidor para evitar que as estimulações possam ocorrer inesperadamente durante a transmissão;
d) ajuste nas escalas dos eixos de valores obtidos pelo EMG e valores escolhidos para o parâmetro de sensibilidade na página web com as informações do procedimento do paciente;
e) solicitação de confirmação para término de procedimento, a fim de evitar a finalização por um toque acidental na tela.

Após as alterações citadas, este mesmo questionário foi repetido ao término da décima sessão, com a finalidade de reavaliar a percepção dos pacientes e terapeutas após o dado período de utilização, eliminando assim os preconceitos que eventualmente possam vir a existir quando se teve o primeiro contato com a neuroprótese e as interfaces. A tabela 3 contém os resultados sobre o questionário pós teste dos pacientes, coletados ao término da décima sessão. Os valores utilizados para pontuar cada item seguem o mesmo racional da pesquisa anterior, onde 1 representa o conceito “discordo plenamente” e 5 representa o conceito “concordo plenamente”.

De maneira análoga, para avaliar a interface web de controle e montagem da neuroprótese pós teste, o mesmo questionário foi aplicado para os Terapeutas Ocupacionais. A tabela 4 contém os resultados sobre o questionário pós teste, coletados ao término da décima sessão.

Tabela 3 – Resultados do questionário pós teste para pacientes, ao final da décima sessão

Afirmações	P1	P2	P3	P4	Desejado	Média	Desvio Padrão	Dif. para Desej. (esperado 0)
1	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00
2	3	1	1	1	1	1.40	0.89	0.40
3	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00
4	5	4	5	1	1	3.20	2.05	2.20
5	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00
6	1	2	3	2	1	1.80	0.84	0.80
7	5	3	5	5	5	4.60	0.89	0.40
8	1	1	1	1	1	1.00	0.00	0.00
9	5	5	4	5	5	4.80	0.45	0.20
10	4	1	1	1	1	1.60	1.34	0.60
11	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00
12	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00
13	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00
14	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00
15	5	5	5	5	5	5.00	0.00	0.00

Fonte: Autor

Tabela 4 – Resultados do questionário pós teste para Terapeutas Ocupacionais, ao final da décima sessão

Afirmações	TO 1	TO 2	Desejado	Média	Desvio padrão	Dif. para Desej. (esperado 0)
1	4	5	5	4.50	0.71	0.50
2	2	2	1	2.00	0.00	1.00
3	4	4	5	4.00	0.00	1.00
4	2	4	1	3.00	1.41	2.00
5	4	4	5	4.00	0.00	1.00
6	2	2	1	2.00	0.00	1.00
7	4	3	5	3.50	0.71	1.50
8	2	2	1	2.00	0.00	1.00
9	4	3	5	3.50	0.71	1.50
10	2	4	1	3.00	1.41	2.00
11	4	4	5	4.00	0.00	1.00
12	4	3	5	3.50	0.71	1.50
13	4	4	5	4.00	0.00	1.00
14	4	2	5	3.00	1.41	2.00
15	4	2	5	3.00	1.41	2.00

Fonte: Autor

9 DISCUSSÃO

De maneira geral, os resultados obtidos após a primeira sessão mostraram um bom grau de satisfação por parte dos pacientes.

A afirmação 4 destacou-se como a mais distante da percepção esperada, ainda que com um desvio padrão elevado, demonstrando opiniões distintas sobre o tema de acordo com cada paciente. A elevada distância para a nota esperada remete-se ao fato de que toda a montagem das partes componentes da neuroprótese foi feita pela Terapeuta Ocupacional responsável pela sessão, bem como todas as instruções que foram dadas para que o paciente pudesse fazer uso do aplicativo. Dessa forma, a percepção dos pacientes foi a de que não conseguiriam fazer o procedimento sem o apoio técnico.

Quanto a complexidade, o paciente P1, primeiro a ser apresentado ao estudo e a frequentar as sessões, foi o único que manifestou, inicialmente, sua opinião sobre o sistema ser complicado de usar (questões 3 e 8). Acredita-se que esta opinião tenha sido consequência da curva de aprendizado, nos aspectos técnicos da exposição pioneira do dispositivo em um paciente, pela qual os responsáveis por este estudo tenham superado, até que os encontros se tornassem mais dinâmicos e com menos intervenções ao longo das sessões.

Já na tabela relativa aos Terapeutas Ocupacionais fica evidente que os desvios padrões obtidos nos resultados são menores, o que nos mostrou uma opinião semelhante na maioria dos itens avaliados. As médias também foram relativamente mais baixas, o que fez com que a conclusão inicial fosse de uma possível execução de melhorias nas interfaces utilizadas pelos Terapeutas Ocupacionais. É importante ressaltar que, por questões adversas de disponibilidade de agendas, a amostra de apenas 2 Terapeutas Ocupacionais podem mascarar a real impressão de um universo maior de potenciais usuários da ferramenta. Contudo, os profissionais voluntários são experientes, e membros de uma instituição referência no tratamento de disfunções motoras.

Após a décima sessão, esperava-se que muitas das premissas para os resultados anteriormente coletados, pudessem justificar os desvios negativos da primeira avaliação, e assim obter impressões mais fidedignas sobre o real sentimento do usuário para com o dispositivo.

Observando os resultados da tabela 3, pode-se notar uma diminuição nos desvios padrão, indicando que há uma convergência com relação a opinião entre os pacientes, e principalmente, uma diminuição da média dos valores apresentados na coluna que contém a diferença das notas atribuídas para o valor desejado, sendo anteriormente de 0.44 pontos e passando para 0.31 pontos. Essa redução no valor médio indica que as notas atribuídas foram mais próximas ao

esperado, demonstrando que a familiaridade com o dispositivo, e os ajustes sugeridos pelos pacientes (comentados mais adiante), afetaram diretamente na avaliação de utilização do sistema.

Entretanto, a afirmação 4 continuou destacando-se como a mais distante da percepção esperada, e com mais pacientes reiterando a impressão de que seria necessário a ajuda de um técnico para utilizar o dispositivo. Quando questionados, a opinião de todos que se manifestaram negativamente, girou em torno de não saberem qual valor escolher para a sensibilidade quando esta deveria ser ajustada, ainda que os valores estejam em uma escala adimensional. Este comportamento confirma que, a presença de uma rotina de auxílio de seleção de sensibilidade, seria uma melhoria importante para versões futuras. Esta rotina no aplicativo deve reproduzir o que os Terapeutas Ocupacionais fizeram para estabelecer o valor inicial da sensibilidade, quando configuraram os valores iniciais da sessão de cada paciente, que constou em:

a) observar o valor da atividade muscular quando estão em repouso;
b) pedir para que os pacientes realizassem o movimento de extensão de punho e dedos;
c) registrar o valor máximo de atividade muscular obtido;
d) estimar qual seria um valor razoável para que a sessão fosse iniciada.

Esta rotina poderia ser acionada a qualquer momento da sessão, auxiliando na recalibração do parâmetro de sensibilidade automaticamente, quando solicitado pelo usuário.

Para a questão 2, nota-se uma melhora de 1 ponto para o paciente P2, convergindo para a mesma opinião dos pacientes P3 e P4, e uma piora de 2 pontos para o paciente P1, que reafirma sua percepção sobre achar o sistema complicado. Quando questionado, o paciente afirma que há implicações técnicas (não soube detalhar precisamente quais aspectos se referia) que o preveniriam de utilizar o sistema, justificando também sua nota para as questões 4 e 10 (piora de 1 e 2 pontos, respectivamente).

Para a questão 6, nota-se uma piora de 2 pontos pelo paciente 3. Quando questionado, esta impressão deve-se ao fato isolado de que o dispositivo deixou de funcionar no início da nona sessão, a qual teve que ser interrompida e posteriormente cancelada, para o que o reparo de um dos conectores da placa controladora pudesse ser executado. Apesar de simples, não foi possível concluir o conserto a tempo para retomar as atividades com o paciente, por falta dos materiais adequados no ambiente clínico. Sem dúvidas, este tipo de evento reflete diretamente na confiabilidade que o paciente possui sobre o dispositivo. As alterações feitas garantiram o pleno funcionamento do dispositivo até o final dos testes clínicos com os demais pacientes.

A percepção dos Terapeutas Ocupacionais também refletiu na diminuição da média dos valores apresentados na coluna que contém a diferença das notas atribuídas para o valor desejado, na tabela 4, anteriormente de 1.53 pontos para 1.33 pontos, acompanhando a melhoria também observada pelos pacientes. Esta alteração foi causada pelo aumento na pontuação atribuída por TO1, uma vez que o TO2 manteve-se imparcial com relação ao questionário pré teste.

É interessante ressaltar que nenhum dos Terapeutas Ocupacionais atribuiu a nota máxima para as afirmações apresentadas. Esse resultado certamente indica que ainda há oportunidades para melhoria, que eventualmente podem ser discutidos conforme a utilização mais frequente do dispositivo, e em mais pacientes da clínica (além daquelas executadas durante o período de testes clínicos, também descritas na sessão de resultados).

Dentre as dificuldades observadas durante as primeiras sessões, pode-se elencar:

a) travar as tiras sem perder o posicionamento correto dos eletrodos, ambos de estimulação e o de referência, ao redor do antebraço e braço dos pacientes, respectivamente;
b) verificar se a neuroprótese encontra-se ligada sem um *feedback* visual;
c) demora no envio de informações de utilização ao servidor quando conectado utilizando a rede móvel da operadora do *smartphone* (sinal fraco dentro da clínica).

Por outro lado, algumas facilidades também foram apontadas pelos pacientes e Terapeutas Ocupacionais:

a) conexão fácil e rápida dos fios que ligam os eletrodos de estimulação à central da neuroprótese;
b) tempo rápido de inicialização do dispositivo até que esteja pronto para o início da utilização;
c) tempo rápido de transmissão e recebimento de dados quando uma rede Wi-fi está disponível para utilização.

A mobilidade apresentada nesta proposta, bem como a disponibilidade de parâmetros disponíveis para serem configurados, se sobressaem quanto ao NeuroMove (ZYNEX NEURODIAGNOSTICS, 2018). A Neurostim possui diversos parâmetros de configuração, descritos na sessão 7.2, os quais podem ser ajustados pelo profissional da saúde remotamente, a qualquer momento.

Com relação ao H200 (BIONESS INC., 2017), o dispositivo desenvolvido nesse estudo possui um valor consideravelmente reduzido. Adicionalmente, a Neurostim ainda é capaz de parametrizar as características do estímulo elétrico, ajustar a sensibilidade de ativação muscular

de acordo com as necessidades individuais de cada paciente, e oferece interfaces de controle que suportam o acompanhamento remoto. Tais funcionalidades não estão presentes em nenhum dispositivo comercialmente disponível de maneira integrada.

Como melhorias futuras, de acordo com os resultados obtidos neste trabalho, pode-se citar uma potencial miniaturização e melhoria no desenho de produto da unidade de controle da neuroprótese, tornando-a mais confortável para utilizar junto ao corpo do paciente e minimizando o aspecto de protótipo que atualmente possui. Os eletrodos ativos descartáveis da sEMG devem ser substituídos por elementos reutilizáveis, eliminando a necessidade de comprar este componente com regularidade para poder utilizar a neuroprótese. O aplicativo de *smartphone* deve ser desenvolvido para outras plataformas de sistemas operacionais disponíveis comercialmente, bem como otimizado para realizar atividades em segundo plano e permitir que o usuário navegue pelo celular sem comprometer as atividades correntes que estão controlando o funcionamento da neuroprótese. Do ponto de vista clínico, foi sugerida a continuação do trabalho em conjunto para observar as alterações ocorridas nas fibras musculares, através de biopsia, a fim de determinar a eficácia do método de reabilitação proposto.

10 CONCLUSÕES

A Neurostim mostrou ser uma plataforma sólida nos âmbitos avaliados. Todas as expectativas da proposta foram atendidas, uma vez que os usuários puderam operá-la com sucesso, seja do ponto de vista do paciente ou do profissional da saúde. É evidente que há espaços para melhorias futuras, as quais foram comentadas na sessão de discussão.

O projeto da neuroprótese foi versátil o suficiente para permitir ao usuário sentir-se confortável em usá-la como um elemento fisioterapêutico no centro de reabilitação, e deixando clara a intenção de expandir o uso para uma forma funcional fora da clínica, para ajudar na execução de tarefas diárias que não são mais possíveis por conta da deficiência motora.

O aplicativo de *smartphone* foi projetado para ser uma interface simples, e que permita ao paciente realizar todas as atividades solicitadas com facilidade, evitando eventuais erros durante os procedimentos de estimulação e evitando comportamentos não esperados.

A interface web também foi desenvolvida para que os profissionais de saúde possam ter informações relevantes sobre o uso da neuroprótese e derivar análises detalhadas, sendo possível realizar eventuais ajustes para maximizar a efetividade do tratamento dos pacientes, remotamente.

As informações coletadas durante as sessões serão levadas em consideração para desenvolver uma versão aprimorada de todo o sistema, esperando que a aceitação máxima do sistema possa ser alcançada para atender a todas as expectativas dos profissionais da saúde e dos pacientes.

Como principal contribuição deste trabalho, a revisão bibliográfica mostrou que, uma iniciativa combinada entre EENM e sEMG aplicado a um dispositivo portátil, com capacidade de enviar e receber dados conectando-se a um aplicativo de *smartphone*, e provendo ferramentas de suporte e acompanhamento remoto para os profissionais da saúde, ainda não havia sido proposta. O pioneirismo deste desenvolvimento certamente estimulará a continuidade no aperfeiçoamento de projeto e desenvolvimento de ferramentas afins.

Dados os benefícios que uma plataforma integrada para reabilitação de baixo custo pode trazer, espera-se que esta plataforma torne-se versátil o suficiente, a ponto de torná-lo um item de uso contínuo, fora das atividades de reabilitação, sendo incorporado ao dia a dia dos pacientes até que seu uso seja dispensável.

REFERÊNCIAS

ADAFRUIT INDUSTRIES. **Adafruit Feather 32u4 Bluefruit LE**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <https://www.adafruit.com/product/2829>. Acesso em: 22 abr. 2017.

ADVANCER TECHNOLOGIES, LLC. **MyoWare Muscle Sensor**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>. Acesso em: 22 abr. 2017.

AHLSIÖ, BRITTON et al. Disablement and quality of life after stroke. **Stroke**, Am Heart Assoc, v. 15, n. 5, p. 886–890, 1984.

ALLINGTON, James et al. Supinator extender (SUE): a pneumatically actuated robot for forearm/wrist rehabilitation after stroke. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE & BIOLOGY SOCIETY, p. 1579–1582.

AMSUSS, Sebastian et al. Self-correcting pattern recognition system of surface EMG signals for upper limb prosthesis control. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 61, n. 4, p. 1167–1176, 2014.

BARELLI, Renato G et al. STIMSHIELD - Shield para Arduíno Uno com dois canais de estimulação elétrica neuromuscular. In: CBEB. XXV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA. [S.l.: s.n.], 2016. p. 412–415.

BENTON, LA. **Functional electrical stimulation: a practical clinical guide**. [S.l.]: Rancho Los amigos Hospital Rehabilitation Engineering Centre, 1981.

BIONESS INC. **H200 Wireless for Hand Paralysis**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.bioness.com/Products/H200%5C_for%5C_Hand%5C_Paralysis.php>. Acesso em: 22 abr. 2017.

BOIAN, Rares et al. Virtual reality-based post-stroke hand rehabilitation. **Studies in health technology and informatics**, IOS Press, p. 64–70, 2002.

BORGES, André. **Blog: Questões de fisioterapia comentadas**. [S.l.: s.n.], 2014. Disponível em: <https://questoesdefisiocomentadas.files.wordpress.com/2014/02/unidade-motora.jpg>. Acesso em: 24 abr. 2017.

BRODERICK, Barry J; BREEN, Paul P; ÓLAIGHIN, Gearóid. Electronic stimulators for surface neural prosthesis. **Journal of Automatic Control**, v. 18, n. 2, p. 25–33, 2008.

BUICK, Alison R et al. Tele-supervised FES-assisted exercise for hemiplegic upper limb. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 24, n. 1, p. 79–87, 2016.

CAMEIRÃO, Mónica et al. Virtual reality based rehabilitation speeds up functional recovery of the upper extremities after stroke: a randomized controlled pilot study in the acute phase of stroke using the rehabilitation gaming system. **Restorative Neurology and Neuroscience**, IOS Press, v. 29, n. 5, p. 287–298, 2011.

CASTRO, Maria Claudia Ferrari de. **Desenvolvimento e aplicação de um sistema para reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados**. 2000. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas.

CHALMERS, Jane. **7 FES electrode placement**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=akGYU9g6JMQ>. Acesso em: 15 maio 2018.

DE LUCA, Carlo J. Surface electromyography: Detection and recording. **DelSys Incorporated**, v. 10, p. 2011, 2002.

DE LUCA, Carlo J et al. Decomposition of surface EMG signals. **Journal of Neurophysiology**, Am Physiological Soc, v. 96, n. 3, p. 1646–1657, 2006.

DOBKIN, Bruce H. Brain–computer interface technology as a tool to augment plasticity and outcomes for neurological rehabilitation. **The Journal of Physiology**, Wiley Online Library, v. 579, n. 3, p. 637–642, 2007.

DUARTE, Armênio Felipe Santos; VIEIRA, Mayla Figueira. **FES - Estimulação Elétrica Funcional**. 2011. Tese (Doutorado) – Universidade Salgado de Oliveira.

DYER, Frank Lewis; MARTIN, Thomas Commerford. **Edison: His Life and Inventions**. [S.l.]: The Floating Press, 2010.

FARRELL, Todd R et al. A comparison of the effects of electrode implantation and targeting on pattern classification accuracy for prosthesis control. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 55, n. 9, p. 2198–2211, 2008.

FISCHER, Gerhard. User modeling in human–computer interaction. **User modeling and user-adapted interaction**, Springer, v. 11, n. 1, p. 65–86, 2001.

GUIDALI, Marco et al. A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Springer, v. 49, n. 10, p. 1213, 2011.

HARA, Yukihiro. Neurorehabilitation with new functional electrical stimulation for hemiparetic upper extremity in stroke patients. **Journal of Nippon Medical School**, The Medical Association of Nippon Medical School, v. 75, n. 1, p. 4–14, 2008.

HCFMRP-USP. **Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a segunda principal causa de morte no Brasil**. [S.l.: s.n.], 2017. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/dbEST/dbEST%5C_summary.html>.

HENDERSON, Amy; KORNER-BITENSKY, Nicol; LEVIN, Mindy. Virtual reality in stroke rehabilitation: a systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery. **Topics in Stroke Rehabilitation**, Taylor & Francis, v. 14, n. 2, p. 52–61, 2007.

IBGE. **Acesso à Internet e à televisão e posse de telefone móvel celular para uso pessoal 2016**. [S.l.: s.n.], 2016. Disponível em: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv101543.pdf>. Acesso em: 8 set. 2018.

IBGE. **Projeção da População**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/projecao_da_populacao/2008/piramide/piramide.shtm>. Acesso em: 22 abr. 2017.

JONES, Theresa A et al. Motor skills training enhances lesion-induced structural plasticity in the motor cortex of adult rats. **Journal of Neuroscience**, Soc Neuroscience, v. 19, n. 22, p. 10153–10163, 1999.

KEMPERMANN, Gerd; PRAAG, Henriette van; GAGE, Fred H. Activity-dependent regulation of neuronal plasticity and self repair. **Progress in Brain Research**, Elsevier, v. 127, p. 35–48, 2000.

KOCH, Lena von et al. Randomized controlled trial of rehabilitation at home after stroke: one-year follow-up of patient outcome, resource use and cost. **Cerebrovascular Diseases**, Karger Publishers, v. 12, n. 2, p. 131–138, 2001.

KOENEMAN, EJ et al. A pneumatic muscle hand therapy device. In: IEEE. IEMBS'04. 26th ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE & BIOLOGY SOCIETY. [S.l.: s.n.], 2004. v. 1, p. 2711–2713.

KONRAD, Peter. The abc of emg. **A practical introduction to kinesiological electromyography**, Noraxon Scottsdale, AZ, v. 1, p. 30–35, 2005.

KRALJ, Alojz; AMOVIC, Recce; STANIC, Uros. Enhancement of hemiplegic patient rehabilitation by means of functional electrical stimulation. **Prosthetics and Orthotics International**, Taylor & Francis, v. 17, n. 2, p. 107–114, 1993.

LCC, Advancer Technologies. **Tutorials**. [S.l.: s.n.], 2018. Disponível em: <http://www.advancertechnologies.com/p/tutorials.html>.

LENZI, Gian Luigi; ALTIERI, Marta; MAESTRINI, Illaria. Post-stroke depression. **Revue Neurologique**, Elsevier, v. 164, n. 10, p. 837–840, 2008.

LEON, Manuel. et al. EMG pattern recognition using Support Vector Machines classifier for myoelectric control purposes. In: PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES – PAHCE. CONFERENCE, WORKSHOPS, AND EXHIBITS. [S.l.: s.n.], 2011.

LIN, Ziling; YAN, Tiebin. Long-term effectiveness of neuromuscular electrical stimulation for promoting motor recovery of the upper extremity after stroke. **Journal of Rehabilitation Medicine**, Medical Journals Limited, v. 43, n. 6, p. 506–510, 2011.

LORRAIN, Thomas; JIANG, Ning; FARINA, Dario. Influence of the training set on the accuracy of surface EMG classification in dynamic contractions for the control of multifunction prostheses. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, BioMed Central, v. 8, n. 1, p. 1, 2011.

MALTA, Deborah Carvalho; MORAIS NETO, Otaliba Libânio de; SILVA JUNIOR, Jarbas Barbosa da. Apresentação do plano de ações estratégicas para o enfrentamento das doenças crônicas não transmissíveis no Brasil, 2011 a 2022. **Epidemiologia e Serviços de Saúde**, Coordenação-Geral de Desenvolvimento da Epidemiologia em Serviços/Secretaria de Vigilância em Saúde/Ministério da Saúde, v. 20, n. 4, p. 425–438, 2011.

MCKEE, Pat; RIVARD, Annette. Orthoses as enablers of occupation: client-centred splinting for better outcomes. **Canadian Journal of Occupational Therapy**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 71, n. 5, p. 306–314, 2004.

MERLETTI, Roberto; PARKER, Philip. **Electromyography : Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications**. First. [S.l.]: Wiley-IEEE Press, 2004.

MORALES, Ricardo et al. Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Springer, v. 49, n. 10, p. 1145, 2011.

NATIONAL STROKE ASSOCIATION. **Hemorrhagic Stroke**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.stroke.org/understand-stroke/what-stroke/hemorrhagic-stroke>. Acesso em: 24 abr. 2017.

_____. **Ischemic Stroke**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.stroke.org/understand-stroke/what-stroke/ischemic-stroke>. Acesso em: 24 abr. 2017.

_____. **Understand Stroke**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.stroke.org/understand-stroke>. Acesso em: 24 abr. 2017.

NATUS MEDICAL INCORPORATED. **Electromyograph with evoked potential / platform / digital Viking**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.medicalexpo.com/prod/natus-medical-incorporated/product-76900-513184.html>. Acesso em: 22 abr. 2017.

PIRON, Lamberto et al. Exercises for paretic upper limb after stroke: a combined virtual-reality and telemedicine approach. **Journal of Rehabilitation Medicine**, Medical Journals Limited, v. 41, n. 12, p. 1016–1020, 2009.

PIRON, Lamberto et al. Motor tele-rehabilitation in post-stroke patients. **Medical Informatics and the Internet in Medicine**, Taylor & Francis, v. 29, n. 2, p. 119–125, 2004.

PLAYROBOTS LTD. **EMG Signal**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.playrobots.co.uk/wp-content/uploads/2014/10/EMG.png>. Acesso em: 22 abr. 2017.

POHJASVAARA, Tarja et al. Post-stroke depression, executive dysfunction and functional outcome. **European Journal of Neurology**, Wiley Online Library, v. 9, n. 3, p. 269–275, 2002.

ROBINSON, Robert G; PRICE, Thomas R. Post-stroke depressive disorders: a follow-up study of 103 patients. **Stroke**, Am Heart Assoc, v. 13, n. 5, p. 635–641, 1982.

SARNO, Martha Taylor; LEVITA, Eric. Recovery in treated aphasia in the first year post-stroke. **Stroke**, Am Heart Assoc, v. 10, n. 6, p. 663–670, 1979.

SHIN, Hwa Kyung et al. Cortical effect and functional recovery by the electromyography-triggered neuromuscular stimulation in chronic stroke patients. **Neuroscience Letters**, Elsevier, v. 442, n. 3, p. 174–179, 2008.

TKACH, Dennis; HUANG, He; KUIKEN, Todd A. Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, BioMed Central, v. 7, n. 1, p. 1, 2010.

TRIPONYUWASIN, Preechapawan; WONGSAWAT, Yodchanan. Brain-computer interface based stroke rehabilitation for hemiplegia. In: IEEE. BMEICON 7th BIOMEDICAL ENGINEERING INTERNATIONAL CONFERENCE. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1–4.

VIRTUOUS TECNOLOGIA EDUCAIONAL. **So Biologia - Fisiologia Animal - Sistema Nervoso**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.sobiologia.com.br/figuras/Fisiologiaanimal/nervoso11.jpg>. Acesso em: 24 abr. 2017.

W1TP TELEGRAPH & SCIENTIFIC INSTRUMENT MUSEUMS. **Old Electromyograph**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://w1tp.com/q_emg3.jpg>. Acesso em: 22 abr. 2017.

WIKIDOT. **Morphopedics - De Quervain's Disease/Tenosynovitis - Anatomy**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://morphopedics.wikidot.com/dequervain-s-disease>. Acesso em: 24 abr. 2017.

WOLBRECHT, Eric T et al. Control of a pneumatic orthosis for upper extremity stroke rehabilitation. In: IEEE. EMBS'06. 28th ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE & BIOLOGY SOCIETY. [S.l.: s.n.], 2006. p. 2687–2693.

YOUNG, Aaron J et al. Classification of simultaneous movements using surface EMG pattern recognition. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 60, n. 5, p. 1250–1258, 2013.

ZHANG, Shumei; HU, Huosheng; ZHOU, Huiyu. An interactive Internet-based system for tracking upper limb motion in home-based rehabilitation. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Springer, v. 46, n. 3, p. 241–249, 2008.

ZYNEX NEURODIAGNOSTICS. **NeuroMove**. [S.l.: s.n.]. Disponível em: <http://www.zynexneuro.com/neuromove/>. Acesso em: 15 jun. 2018.

APÊNDICE A – LISTA DE MATERIAIS

EAW SERVICOS INDUSTRIAIS

==========

File Design Information:

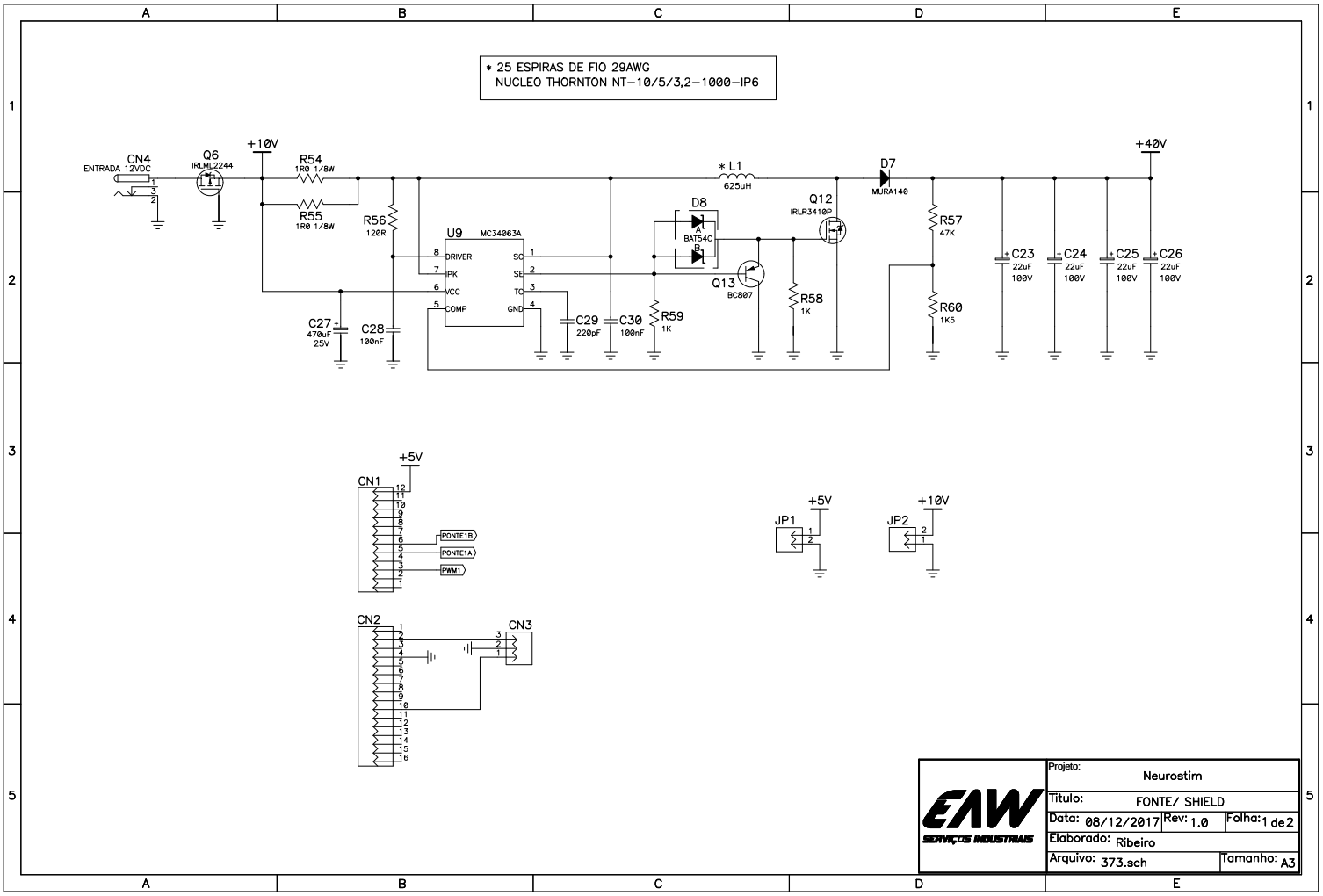
Title: Neurostim
Date: 08/12/2017
Revision: 1.0

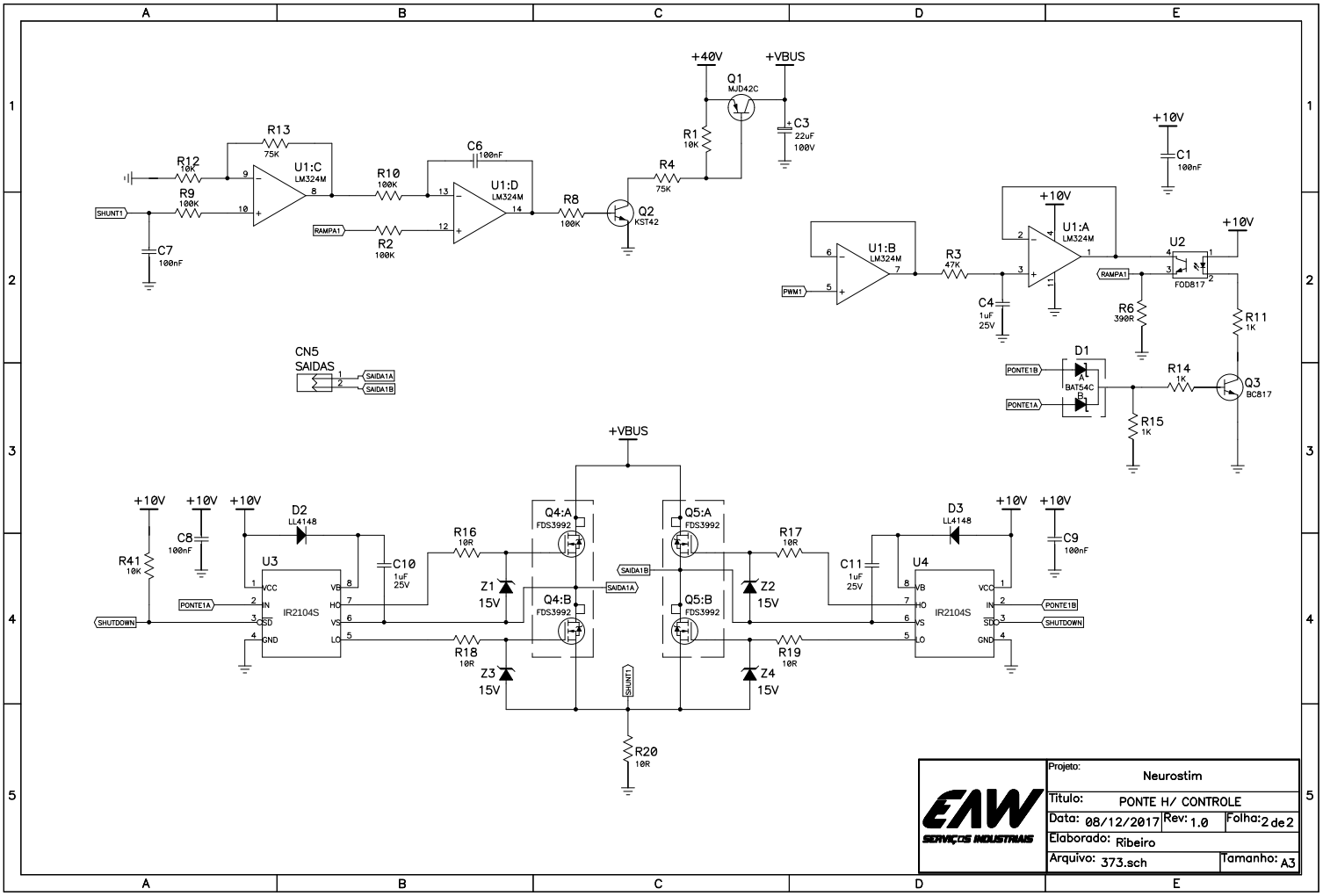
RefDes	ComponentName	PatternName	Value
C1	CAP0805	CC0805	100nF
C3	CAP100RP	CAP100RP	22uF/100V
C4	CAP1206	CC1206	1uF/25V
C6	CAP0805	CC0805	100nF
C7	CAP0805	CC0805	100nF
C8	CAP0805	CC0805	100nF
C9	CAP0805	CC0805	100nF
C10	CAP1206	CC1206	1uF/25V
C11	CAP1206	CC1206	1uF/25V
C23	CAP100RP	CAP100RP	22uF/100V
C24	CAP100RP	CAP100RP	22uF/100V
C25	CAP100RP	CAP100RP	22uF/100V
C26	CAP100RP	CAP100RP	22uF/100V
C27	CAP200	CAP_EL_200	470uF/25V
C28	CAP0805	CC0805	100nF
C29	CAP0805	CC0805	220pF
C30	CAP0805	CC0805	100nF
CN1	IDC_1X12_180	IDC1X12	
CN2	IDC_1X16_180	IDC1X16	
CN3	IDC_1X3_90	HDR1X3H	
CN4	P4_CON	P4	
CN5	SL02_90	ST_02_90_M	STLZ02_5.08
D1	BAT54C	SOT-23(AKA)	BAT54C
D2	LL4148	DO213AA(M_MELF)	LL4148
D3	LL4148	DO213AA(M_MELF)	LL4148
D7	MURA140	SMA	MURA140
D8	BAT54C	SOT-23(AKA)	BAT54C
JP1	IDC_1X2_90	HDR1X2H	
JP2	IDC_1X2_90	HDR1X2H	
L1	INDUTOR	INDUT_PATTERN	625uH
Q1	MJD42C	DPAK	MJD42C
Q2	KST42	SOT-23(BEC)	KST42
Q3	BC817	SOT-23(BEC)	BC817
Q4	FDS3992	SO8	FDS3992
Q5	FDS3992	SO8	FDS3992
Q6	IRLML2244TRP	SOT-23(BEC)	IRLML2244
Q12	IRLR3410P	DPAK	IRLR3410P
Q13	BC807	SOT-23(BEC)	BC807
R1	RES0805	RC0805	10K
R2	RES0805	RC0805	100K
R3	RES0805	RC0805	47K
R4	RES0805	RC0805	75K
R6	RES0805	RC0805	390R
R8	RES0805	RC0805	100K
R9	RES0805	RC0805	100K
R10	RES0805	RC0805	100K
R11	RES0805	RC0805	1K

EAW SERVICOS INDUSTRIAIS

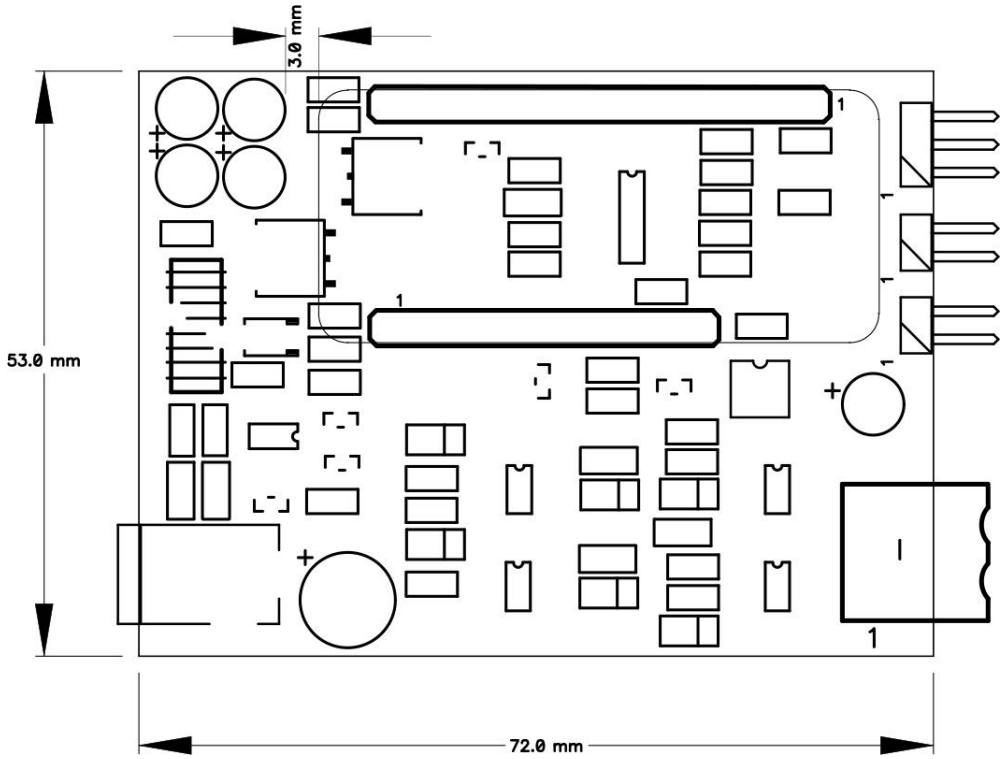
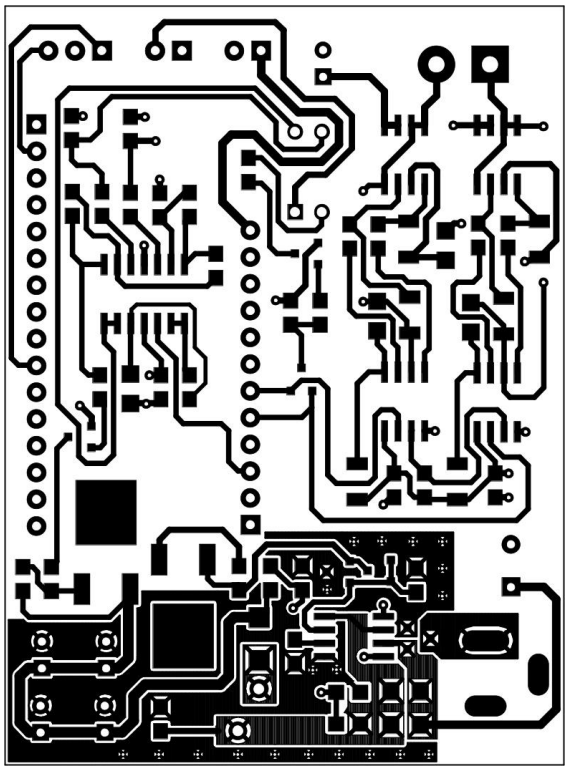
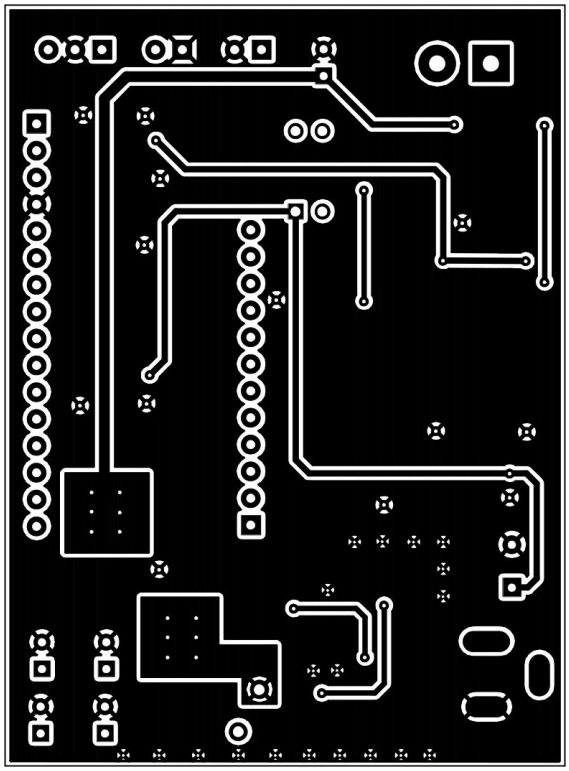
R12	RES0805	RC0805	10K
R13	RES0805	RC0805	75K
R14	RES0805	RC0805	1K
R15	RES0805	RC0805	1K
R16	RES0805	RC0805	10R
R17	RES0805	RC0805	10R
R18	RES0805	RC0805	10R
R19	RES0805	RC0805	10R
R20	RES1206	RR1206	10R-1/8W
R41	RES0805	RC0805	10K
R54	RES1206	RR1206	1R0-1/8W
R55	RES1206	RR1206	1R0-1/8W
R56	RES0805	RC0805	120R
R57	RES0805	RC0805	47K
R58	RES0805	RC0805	1K
R59	RES0805	RC0805	1K
R60	RES0805	RC0805	1K5
U1	LM324M	SO14	LM324M
U2	FOD817	DIP-4	FOD817
U3	IR2104S	SO8	IR2104S
U4	IR2104S	SO8	IR2104S
U9	MC34063A	SO8	MC34063A
Z1	ZENER_MELF	DO213AA(M_MELF)	15V
Z2	ZENER_MELF	DO213AA(M_MELF)	15V
Z3	ZENER_MELF	DO213AA(M_MELF)	15V
Z4	ZENER_MELF	DO213AA(M_MELF)	15V

APÊNDICE B – ESQUEMÁTICO NEUROSTIM


* 25 ESPIRAS DE FIO 29AWG
NUCLEO THORNTON NT-10/5/3,2-1000-IP6
CN4
ENTRADA 12VDC
Q6
IRLML2244
+10V
R54
1R0 1/8W
R55
1R0 1/8W
R56
120R
U9
MC34063A
DRIVER
PK
VCC
COMP
SC
SE
TC
GND
C27
470uF
25V
C28
100nF
C29
220pF
C30
100nF
R59
1K
D8
BAT54C
Q13
BC807
R58
1K
* L1
625uH
Q12
IRLR3410P
D7
MURA140
R57
47K
R60
1K5
C23
22uF
100V
C24
22uF
100V
C25
22uF
100V
C26
22uF
100V
+40V
+5V
CN1
PONTE1B
PONTE1A
PWM1
CN2
CN3
JP1
JP2
+10V
Projeto: Neurostim
Titulo: FONTE/ SHIELD
Data: 08/12/2017
Rev: 1.0
Folha: 1 de 2
Elaborado: Ribeiro
Arquivo: 373.sch
Tamanho: A3
EAW
SERVIÇOS INDUSTRIAIS


+40V
+VBUS
Q1
MJD42C
R1
10K
C3
22uF
100V
R13
75K
R12
10K
U1:C
LM324M
R9
100K
SHUNT1
C7
100nF
R10
100K
C6
100nF
U1:D
LM324M
RAMPA1
R2
100K
R4
75K
R8
100K
Q2
KST42
+10V
C1
100nF
U1:B
LM324M
PWM1
R3
47K
U1:A
LM324M
C4
1uF
25V
U2
FODB17
R6
390R
R11
1K
CN5
SAIDAS
SAIDA1A
SAIDA1B
D1
BAT54C
PONTE1B
PONTE1A
R14
1K
Q3
BC817
R15
1K
+VBUS
+10V
R41
10K
C8
100nF
D2
LL4148
U3
IR2104S
VCC
IN
CSD
GND
VB
HO
VS
LO
C10
1uF
25V
R16
10R
Z1
15V
Q4:A
FDS3992
Q4:B
FDS3992
R18
10R
Z3
15V
Q5:A
FDS3992
Q5:B
FDS3992
Z2
15V
R17
10R
R19
10R
Z4
15V
C11
1uF
25V
D3
LL4148
U4
IR2104S
C9
100nF
SHUTDOWN
SHUNT1
R20
10R
Projeto: Neurostim
Titulo: PONTE H/ CONTROLE
Data: 08/12/2017
Rev: 1.0
Folha: 2 de 2
Elaborado: Ribeiro
Arquivo: 373.sch
Tamanho: A3
EAW
SERVIÇOS INDUSTRIAIS

APÊNDICE C – LAYOUT PCI NEUROSTIM


3.0 mm
53.0 mm
72.0 mm