

UNICESUMAR - CENTRO UNIVERSITÁRIO DE MARINGÁ

CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS TECNOLÓGICAS E AGRÁRIAS CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

TECNOLOGIA ASSISTIVA: ÓRTESE FUNCIONAL PARA PACIENTES DE LESÃO DE PLEXO BRAQUIAL E RETOMADA DE ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIAS

HYGOR VINÍCIUS PEREIRA MARTINS

MARINGÁ – PR

HYGOR VINÍCIUS PEREIRA MARTINS

TECNOLOGIA ASSISTIVA: ÓRTESE FUNCIONAL PARA PACIENTES DE LESÃO DE PLEXO BRAQUIAL E RETOMADA DE ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIAS

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Centro de Ciências Exatas Tecnológicas e Agrárias da UniCesumar – Centro Universitário de Maringá, como requisito parcial para a obtenção do título de bacharel(a) em Engenharia de Controle e Automação, sob a orientação da Prof. Dra. Mariza Akiko Utida e co-orientação do Prof. Ms. Gilson Kanashiro.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Hygor Vinícius Pereira Martins

TECNOLOGIA ASSISTIVA: ÓRTESE FUNCIONAL PARA PACIENTES DE LESÃO DE PLEXO BRAQUIAL E RETOMADA DE ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIAS

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Centro de Ciências Exatas

Tecnológicas e Agrárias da UniCesumar – Centro Universitário de Maringá, como requisito
parcial para a obtenção do título de bacharel(a) em Engenharia de Controle e Automação, sob
a orientação da Prof. Dra. Mariza Akiko Utida e co-orientação do Prof. Ms. Gilson Kanashiro.

	Aprovado em:	de	de
BANCA EXAMINAD	OORA		
Ricardo Andreola - Ui	niCesumar		
ricardo / marcola - Ol	neesuma		
Valmir Tadeu Fernand			
Mariza Akiko Utida -	UniCesumar		

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por escutar meus desabafos e me aconselhar de maneira sábia, mesmo que as vezes eu decidia dar ouvidos à minha teimosia. Você sempre esteve lá.

A Rafaela Rodrigues, por ter me encaminhado à professora Fabiana Nonino enquanto buscava uma perspectiva para esta monografia.

A professora Fabiana e a clínica, que acolheu o projeto de braços abertos e confiou em seu potencial, mesmo quando eu só podia oferecer minhas palavras.

A minha grande amiga e parceira de projetos Fernanda Coppo de Caravalho, que me emprestou seus equipamentos e me ajudou a me concentrar quando tudo parecia tumultuado.

Ao Carlos Pontim, que com seu grande coração fez além do seu alcance para me ajudar quando ninguém mais parecia conseguir.

A Luana Thayse Moreira por disponibilizar ótimas referências bibliográficas que me ajudaram a entender e apreciar ainda mais o mundo da neurofisiologia.

Aos professores e colegas de curso, pois juntos trilhamos uma etapa importante de nossas vidas.

Ao paciente entrevistado, pela concessão de seu tempo, e de informações valiosas para a realização deste estudo.

Também à todos que, com boa intenção, colaboraram para a realização e finalização deste trabalho.

Aos meus orientadores, Mariza Akiko Utida e Gilson Kanashiro, sou eternamente grato por confiarem em minha capacidade e pelo incentivo para ir além e estudar mais para dar maior qualidade à minha monografia.

E, é claro, minha família. Por me apoiarem incondicionalmente durante os anos de faculdade e fazerem além do possível pelo meu bem-estar, também por acreditarem em minha teimosia, mesmo quando não entendiam o quanto era importante eu apresentar algo de que me orgulhasse.

Sou grato pelas incontáveis horas de silêncio enquanto minha mente digeria o conhecimento, pelos suspiros irritados, por quando nada funcionava, ou quando meu cérebro parecia não querer funcionar — pelos momentos mais frustrantes, os momentos que mais me lembro; momentos que são seguidos de intensa felicidade, porque finalmente descobria uma solução.

"Qualquer tecnologia suficientemente avançada é indistinguível da magia"

- Arthur C. Clarke

RESUMO

MARTINS, H. V. P. Tecnologia Assistiva: Órtese Funcional Para Pacientes de Lesão de Plexo Braquial e Retomada de Atividades de Vida Diárias. 2018. 66. Monografia Engenharia de Controle e Automação – UniCesumar, Maringá - PR, 2018.

A monografia descreve o desenvolvimento de um projeto de inovação tecnológica de caráter experimental e transdisciplinar, com base nos campos de Eletrônica (instrumentação médica) e *Biodesign*. O objetivo foi a construção de um protótipo de órtese que pudesse ler a atividade de uma unidade motora específica através de um eletromiograma (EMG) simples, transmitindo à distância comandos para o exoesqueleto da mão, conforme a ativação voluntária de uma unidade muscular escolhida. A patologia escolhida para foco de estudo foi a lesão de plexo braquial, porque afeta uma abrangente faixa etária (especialmente jovens e/ou motociclistas) e também porque a lesão aos nervos do plexo braquial compromete diretamente a realização de ATVDs. A órtese fora composta de um EMG wearable (construído a partir de outros estudos e modelos) que teve seu controle feito pelo microcontrolador ATMEGA328PU e ainda utilizou-se de um transmissor de radiofrequência de 433MHz (MX-FS-03V) para enviar dados de comando. O exoesqueleto também fora controlado por um ATMEGA328PU e contou com um receptor de radiofrequência MX-05V para receber os comandos da órtese e auxiliar o movimento da mão pela atuação do servo motor MG90S 360°. Utilizou-se da ARDUINO IDE para ambas as programações dos microcontroladores. Um primeiro protótipo foi desenvolvido, confirmando a viabilidade da proposta, embora, naturalmente, melhorias se mostrem necessárias para uso diário e comercial. Tendo pontos de intersecção nas áreas de Fisioterapia, Tecnologia e Biologia, o protótipo foi desenvolvido para um grupo de pacientes que precisam retomar suas ATVDs de modo autônomo, sem se sentirem constrangidos no âmbito social.

Palavras-chave: Biosinais. Medula Espinhal. Saúde.

ABSTRACT

This monograph describes the development of an innovative technological project whose character is experimental and transdisciplinary, based on the fields of Electronics (medical instrumentation) and Biodesign. Its objective was the construction of an orthotic prototype that could read the activity of a specific motor unit through a simple electromyogram (EMG), therefore, transmitting control commands to an exoskeleton attached to the patient's hand as long as there were voluntary activation of the muscular unity. The pathology chosen to be the focus of study was the brachial plexus injury, because it affects a wider age range (especially young people and/or motorcyclists), and also, the injured nerves of brachial plexus affects directly on one's activities of daily living (ADLs). The orthosis had a wearable EMG (built according to functioning models and scientific studies) which was controlled by an ATMEGA328PU microcontroller, it also had a 433MHz radiofrequency transmitter (MX-FS-03V) that sent control commands. The exoskeleton, also controlled by an ATMEGA328PU, had a 433MHZ radiofrequency receiver (MX-05V) that used the received commands to control a 360° MG90S servo motor, auxialiting the movements of closing/opening the hand that worn it. Both microcontroller scripting were written on Arduino IDE. Having intersection points in the fields of Physiotherapy, Technology and Biology, the prototype developed confirmed the viability the idea, although some improvements are necessary to daily use or commercial purpose, and focused on a group of patients that would need to return to their ADLs on an autonomous way, without the fear of feeling exposed on social scope.

Keywords: Biosignals. Health. Spinal Cord.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
1.1 PROBLEMA	9
1.2 OBJETIVOS	10
1.2.1 Objetivo geral	
1.2.1 Objetivo específico	10
2 DESENVOLVIMENTO.	
2.1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	
2.2 MATERIAIS E MÉTODOS	
2.3 ELETRODOS E SINAIS BIOELÉTRICOS	
2.4 TRANSMISSOR E RECEPTOR RF	
2.5 ELETROMIOGRAMA	
2.6 MODELAGEM 3D DO EXOESQUELETO	
2.7 ÓRTESE DO TRONCO	41
2.8 CÓDIGO EMG-TRANSMISSOR E EXOESQUELETO-RECEPTOR	42
3 APRESENTAÇÃO DOS DADOS (RESULTADOS)	43
4 ANÁLISE (DISCUSSÃO)	51
CONCLUSÃO	52
REFERÊNCIAS	53
APÊNDICES	56
APÊNDICE A – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS	57
APÊNDICE B – ORÇAMENTO	58
ANEXOS	59
ANEXO A _ TERMO DE CONSENTIMENTO I IVRE E ESCI ARECIDO	

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

O plexo braquial é um conjunto de nervos espinhais responsáveis pelos movimentos e sensibilidade do membro superior do corpo¹, por isso, lesionar esses nervos periféricos compromete gravemente a capacidade de condução nervosa. Consequentemente, há a perda temporária ou permanente das capacidades motoras, visto que os estímulos nervosos não são mais transmitidos (DA SILVA et al, 2010).

A lesão afeta consideravelmente a execução de Atividades de Vida Diárias (ATVDs), especialmente nos casos em que o membro dominante é afetado. A fisioterapia é uma forma de recuperação das funções motoras de tal membro², mas em casos muito extremos (como deformidade da mão), opta-se por treinar o membro não dominante para a realização de ATVDs.

As órteses — diferente das próteses — são utilizadas não para substituir um membro, mas para imobilizá-lo. Viu-se a possibilidade de atribuir mais uma função à ela sem prejudicar sua característica original, como mostram estudos de Menesses et al. (2012) e Santos et al. (2016), onde a criação de um protótipo de órtese funcional pode proporcionar tanto a reabilitação dos músculos, quanto a retomada das ATVDs.

Toda tecnologia é uma inovação cultural, pois emerge de condições culturais particulares, criando novas situações culturais e sociais³ (Escobar, 2002, p.56). Isso fica mais claro quando citamos a influência da impressão 3D na construção das próteses e órteses⁴, pois reduz drasticamente o custo e as torna acessível para muitas pessoas de classe social baixa. Além disso, o processo de adaptação social de crianças debilitadas se torna mais amigável, pois

¹ Tem relações anatômicas especiais com as estruturas móveis do pescoço e do ombro (FLORES, 2006).

² Nicolelis (2016) demonstra em seu artigo que um grupo de pacientes apresentando quadro paraplégico readquiriram a capacidade de mover alguns músculos das pernas de maneira voluntária, além de recuperarem alguns dos sentidos básicos, após realizar uma série de atividades de treino com sistemas controlados por atividade cerebral e um exoesqueleto motorizado.

³ A necessidade intrínseca do ser humano de criar laços com seus semelhantes trouxeram a necessidade de um telefone, não parando por aí os celulares foram inventados, permitindo se comunicar onde quer que o carregasse. Mais atualmente, com o advento da internet, os *smarthphones* surgiram criando novos métodos de comunicação mais interativa entre pessoas. Entre mensagens e aplicativos de encontro, existem também os *memes* e *emoticons*, utilizados sem limites entre comunidades em redes sociais para exprimir significados gerais ou específicos sem necessidade de palavras.

⁴ Openbionics e Alleles Design Prosthesis são exemplos de empresas que criam próteses 3D de baixo custo.

o nível de customização permite que o encaixe se adapte confortavelmente, e o *design* pode ser baseado em uma referência audiovisual ou literária (como heróis de quadrinhos), podendo integrar a criança comodamente no seu grupo social e possivelmente evitar discriminação e preconceito.

Levando em conta todas as premissas acima, o projeto tem o intuito de explorar a área da Biomédica e Fisioterápica em sinergia com a área de atuação do estudante, visando a construção de um protótipo ortótico que possa propor uma aproximação real e impactante no conforto e qualidade de vida de pessoas que necessitem de tal artefato fisiológico.

Destaca-se aqui que o projeto será realizado junto com a clínica de Fisioterapia da UniCesumar, tendo a órtese testada pelos pacientes que se dispuserem a contribuir com o projeto e que concordarem com o termo de consentimento livre e esclarecido, disponível no ANEXO A, ajudando com *feedback* construtivo e qualitativo para atingir os objetivos propostos, elaborados como perguntas de pesquisa.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

É possível e viável a criação de uma órtese funcional que capte sinais bioelétricos musculares e atue no controle do movimento da mão afetada pela lesão de plexo braquial — possibilitando o paciente retornar com suas ATVDs?

1.2.2 Objetivo específico

Pode ser feita de um modo que não cause constrangimento social para o paciente, apropriando-se de tecnologias de transmissão de dados e *design* reducionista?

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A eletromiografia tem suas origens no costume grego de utilizar enguias para tratar de pequenas doenças e mal-estar (como dores de cabeça) com sua eletricidade, no entanto, a mais antiga detecção e aplicação do sinal eletromiográfico só foi apreciada pelo italiano Francesco Redi (1626-1697) em 1666. Ele notou que a eletricidade originava-se do tecido muscular (DE LUCA, 2006).

Décadas depois, houve a disputa entre o médico Luigi Galvani (1737-1798) e o físico Alessandro Volta (1745-1827), ambos italianos. Galvani, em 1971, durante seus experimentos com uma rã dissecada que repousava na mesa do laboratório, próxima a alguns equipamentos elétricos, que ao tocar os nervos internos da perna do animal morto com seu bisturi, ele era capaz de induzir o tecido a se contrair violentamente. Ao observar o fenômeno, ele decidiu desenvolver uma pesquisa para explicá-lo. E então publicou sua descoberta, afirmando existir um tipo de "eletricidade animal", pois quando dissecadas, rãs poderiam produzir contrações durante um longo período de tempo, contanto que seus nervos fossem conectados aos seus músculos por algum tipo de metal (MARTINS, 2000; BROWN, 2007).

Volta, porém, reproduziu o experimento e propôs uma explicação alternativa. Para ele, a corrente elétrica não se originava nos órgãos do animal, mas pelo contato de dois metais diferentes. Isso o levou a produzir um aparato experimental que acabou confirmando sua teoria, refutando a "eletricidade animal" e resultando na primeira pilha voltaica⁵ (KIPNIS, 1987).

Segundo Nicolelis (2011), embora tanto a teoria quanto a prática de Volta tenham se concretizado e contribuído para a imortalização de seu nome, fora provado posteriormente por outros cientistas da época que Galvani também estava correto, pois tanto os músculos quanto o sistema nervoso geravam correntes elétricas durante seu funcionamento. Assim, Galvani não só merece crédito por ter inventado o primeiro artefato neuroprostético capaz de estimular fibras musculares nervosas, mas também, por ter dado início a uma grande revolução científica.

Leopoldo Nobili (1784-1835), um estudioso do Galvanismo, descobriu que era possível — no mais tardar de 1820 — obter contrações da perna de um sapo quando a conexão entre o músculo e o nervo fosse estabelecido, sem a presença de qualquer material metálico.

⁵ Placas finas de metais (geralmente zinco e prata) separados por um disco de material poroso encharcado de água salina. As placas são ligadas por fios metálicos, conduzindo a eletricidade produzida. (MAGNAGHI et al, 2000).

Com isso, Nobili pôde confirmar a observação que Galvani havia feito mais de trinta anos antes, não obstante, descobriu com seu galvanômetro astático⁶ a presença de uma corrente elétrica fluindo do músculo do sapo até os seus nervos. Apesar dos resultados excepcionais, o cientista veio a interpretar esse fenômeno como um efeito termoelétrico das partes do sapo, ao invés de uma demonstração da "eletricidade animal" que, inclusive, ele contestava (BRESADOLA, 2011). Com isso, Nobili foi o primeiro a medir e documentar corrente em um sapo, utilizando um instrumento (LANDMAN, 2004).

Os grandes avanços foram feitos pelo estudioso Carlo Matteucci (1811-1868), que também se interessou pela "eletricidade animal" do sapo de Galvani, após seus estudos com a arraia elétrica⁷. Já familiar com as pesquisas de Galvani e Nobili, ele identificou que a corrente que Nobili havia medido era verdadeiramente biológica e induzida por diferenças de potenciais elétricos entre o corte e a superfície intacta dos nervos e músculos do sapo. Matteucci também apontou que essa corrente não se limitava apenas aos sapos, mas que poderia ser detectada em todos os animais endotérmicos — de "sangue quente" — e foi responsável por construir a pilha biológica (Fig. 1) (MCCOMAS, 2011).

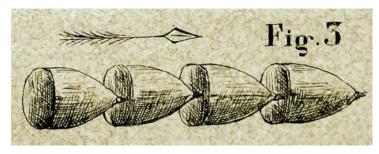


Figura 1 - Pilha biológica de Matteucci

Fonte: PICCOLINO, M.; WADE, N. J (2011).

A pilha consiste em uma série de coxas de sapo cortadas, onde a superfície intacta de uma coxa fica em contato com a superfície cortada da seguinte, também conectado à extremidade dessas pilhas havia um galvanômetro e, conforme aumentava-se o número de coxas, variava o ponteiro do instrumento. No entanto, nota-se que mesmo o contato dos metais

٠

⁶ Aparelho adaptado do galvanômetro de Johann Schweigger por Nobili, que era capaz de ignorar a perturbação produzida pelo campo magnético terrestre (LANDMAN, 2004).

⁷ Caso haja o interesse, recomenda-se o artigo "Carlo Matteucci and the legacy of Luigi Galvani", de M. Bresadola, 2011.

do instrumento de medição com as coxas sendo constante, a corrente medida resultava-se dos músculos cortados (ROQUE, 2015).

Segundo Robert J. Landman (2004), essa foi a primeira constatação clara de uma descarga elétrica associada à contração de músculos.

Também se interessando pelos estudos de Galvani — e nesse caso, também pelos de Matteucci —, Emil Du-Bois Reymond (1818-1896) veio a provar em 1849 que o sinal eletromiográfico poderia ser detectados em músculos humanos durante contrações voluntárias (DE LUCA, 2006), e em 1851 seu experimento resultou no que foi essencialmente o primeiro eletromiograma: um galvanômetro (adaptado por ele) conectado a jarros enchidos por um líquido atuando como eletrodos, capaz de detectar correntes de ação (aquelas que surgem em toda contração muscular) quando o braço é contraído voluntariamente⁸ (FISHMAN; WILKINS, 2011).

Isso nos leva ao primeiro neurofisiologista com o prêmio Nobel, Edgar Douglas Adrian (1889-1977), que mediu com exatidão como informações sensoriais sobre o mundo externo e o corpo são codificados em disparos de eletricidade, sendo transportadas por nervos periféricos para todo o cérebro. Adrian investigou profundamente a natureza desses sinais, descobrindo que a intensidade de um estímulo, seja ele tátil, olfativo, gustativo, visual ou auditivo, é relacionado à frequência dos potenciais de ação transmitidos pelos nervos periféricos (NICOLELIS, 2011).

A glia é responsável por isolar, sustentar e nutrir os neurônios vizinhos, e ainda que existam uma quantidade enorme de neurônios no cérebro humano, as glias o excedem cerca de dez vezes, elas são responsáveis por preencher os espaços vazios entre os neurônios. Mas mesmo que em menor número que as células gliais, os neurônios são importantíssimos, pois estes são responsáveis por perceberem as modificações no ambiente e comunicar outros neurônios (fazendo a transmissão sináptica), comandando as devidas respostas corporais dessas sensações percebidas (BEAR M. et al., 2008).

De acordo com Kandel et al. (2014), as informações conseguem ser transmitidas pelo fato de serem elétrica e quimicamente excitáveis. Essa excitabilidade gera uma corrente através de canais iônicos neuronais pela membrana citoplasmática com uma extrema velocidade (cerca de 100 milhões de íons podem passar por um único canal iônico em 1 segundo). Esse intenso fluxo de corrente provoca rápidas alterações no potencial de membrana, se tornando a base para

_

⁸ Para aqueles que desejam trabalhar com músculos faciais, recomenda-se os estudos de Guillame Duchenne.

o potencial de ação (mecanismo biofísico que permite a passagem de informações dentro dos neurônios e entre eles, no caso da resposta à um estímulo).

Os potenciais de ação podem ser gerados pelos neurônios devido à forte presença de gradientes iônicos ao longo da membrana (sódio Na+ e cloreto Cl- altamente concentrados do lado de fora dela, enquanto potássio K+, é altamente concentrado do lado de dentro). Em repouso, os canais de K+ e Cl- estão abertos e eles determinam o potencial da membrana (entre -50mV à -75mV). Quando ocorre um estimulo, a membrana é despolarizada, se seu nível crítico de despolarização for alcançado, um potencial de ação é gerado. Canais de Na+ ativados por tensão se abrem, dando início à rápida corrente de entrada de Na+ e o rápido aumento do potencial da membrana (+50mV). Em seguida (cerca de 1ms), os canais de Na+ que são inativados em potenciais despolarizados, encurtam a duração da corrente de Na+, fazendo com que o potencial da membrana caia. Ao mesmo tempo, os canais de K+ também são abertos, mas estes são mais lentos que Na+, e sua corrente contribui para a queda do potencial da membrana, pois permanecem mais tempo abertos (KANDEL E. et al, 2014).

A medição da atividade elétrica muscular é denominada eletromiografia (EMG), e devido sua amplitude elétrica pequena, é necessário que seja medida diferencialmente: com dois eletrodos posicionados — no músculo — próximos um ao outro (STEFANI, 2008).

Existem dois tipos principais de eletrodos que são usados para detectar o sinal EMG, sendo eles: eletrodos intracutâneo (agulha)⁹ e de superfície, este último ainda pode ser dividido entre eletrodos passivo e ativo (DE LUCA, 2006).

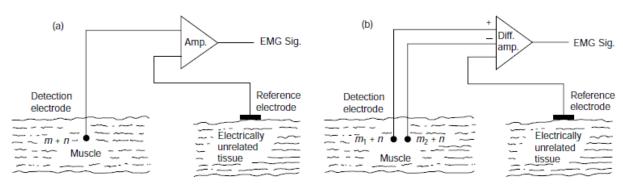
Os eletrodos passivos consistem basicamente de uma superfície de detecção condutiva — comumente utiliza-se um metal — que possa perceber corrente na pele através de uma substância que conecta a pele ao eletrodo. O exemplo mais simples desse tipo de eletrodo passivo consiste em discos de prata que são aderidos à pele por uma interface adesiva. Além disso, há um gel condutivo entre o eletrodo e a pele que aumenta consideravelmente o contato elétrico. Já os eletrodos ativos — também conhecidos como eletrodos "secos" — não necessitam de uma preparação da pele ou gel condutivo, mas, infelizmente, tem um nível maior de ruído que ele mesmo produz, não só isso, mas também não tem confiabilidade a longo prazo, já que suas propriedades dielétricas tendem a mudar conforme sofre erosão do material e quando entra em contato com o suor da pele (DE LUCA, 2006).

_

⁹ Este não será usado no estudo, devido sua aproximação invasiva e desconfortável, e não-praticidade para a aplicação desejada.

Carlo De Luca (2006) ainda comenta sobre as configurações monopolar e bipolar, que afetam a qualidade do sinal em relação aos ruídos. Ele afirma que a configuração monopolar (Fig. 2-a) detecta todo o sinal elétrico na superfície de detecção, incluindo indesejados, que não vem dos músculos de interesse. A configuração bipolar (Fig. 2-b) acaba por eliminar essa característica, devido à adição de outro eletrodo de superfície para detectar dois potenciais no tecido muscular desejado. Desse modo, o amplificador diferencial é alimentado com dois sinais além do de referência, eliminando os componentes do modo comum (os sinais elétricos captados no músculo são diferentes, mas o ruído é igual para ambos).

Figura 2 - Configurações monopolar(a) e bipolar(b) de eletrodos de superfície, onde lê-se m = músculo e n = ruído.



Fonte: DE LUCA, 2006.

Os nervos responsáveis pela sensibilidade e motricidade do membro superior são provenientes da coluna cervical entre C5 e T1, onde C5 e C6 representam o tronco superior, C7 o tronco médio e C8 e T1, o tronco inferior (DA SILVA et al, 2010).

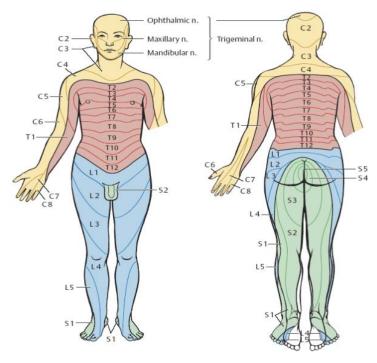


Figura 3 - Mapa de Dermátomos e Miótomos.

Fonte: SCNS (2016)

Segundo Flores (2006), estudos americanos e europeus apontam que, das lesões do sistema nervoso periférico, 10% a 20% envolvem plexo braquial. E dessa estatística, 80% a 90% são devidos a traumas auto/motociclísticos, onde houve tração considerável aplicada no pescoço e ombro. Os estudos de Flores detalham grupos demográficos que mais sofrem esse tipo de lesão. Em um período de um ano, 53 pacientes com lesões traumáticas de nervos periféricos foram atendidos e 35 destes sofreram lesões no plexo braquial. Os pacientes mais usuais que sofreram tais lesões são de idade inferior a 30 anos (30 pacientes, destes: 14 pacientes com menos de vinte anos; 16 pacientes entre 21 e 30 anos). Quanto às causas das lesões, ele constatou que traumas devido à tração são também mais usuais, onde consta um total de 21 pacientes e destes, 18 sofreram acidentes motociclísticos e 3 sofreram acidentes automobilísticos.

2.2 MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto é dividido em duas órteses: tronco e mão, que se comunicam via rádio frequência (RF). A órtese localizada no tronco mantém sua característica principal — que é a imobilização do braço — e esconde tecnologia embarcada que capta os sinais da unidade

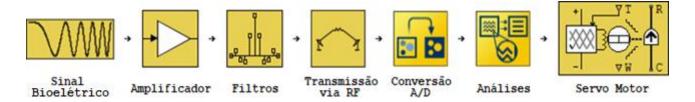
motora muscular dos ombros; conforme um movimento é realizado voluntariamente, dados de comando são enviados e realizados pela órtese da mão.

Já a segunda órtese consiste de um exoesqueleto 3D, modelado com o *software SolidWorks*, que através de sua tecnologia embarcada realiza o movimento de abrir/fechar a mão, utilizando para isso um servo motor do modelo MG90S 360°, o exoesqueleto contou com um *design* que pudesse se adaptar ao biótipo do paciente.

Devido à necessidade da utilização de um EMG para a aquisição de sinais bioelétricos do músculo trapézio, fora decidido construir um que seja pequeno o suficiente para ser utilizado junto com a órtese superior (ou seja, um EMG wearable), e como o foco do projeto é a criação de um protótipo assistivo e não a criação de um EMG, optou-se por uma aproximação mais simples de aquisição dos dados, já que não há a necessidade de saber quais os músculos exatos que foram movidos, mas sim se a região está sendo estimulada e se esse estímulo é voluntário.

Para a construção do EMG, adaptou-se a tecnologia disponibilizada pela *Advancer Technologies* (2011) e como base teórica, utilizou-se dos conhecimentos adquiridos na bibliografia de De Luca (2006) e nos estudos de M. B. I. REAZ et al (2006) e A. BHASKAR et al (2007). A plataforma de programação utilizada para a prototipação será o Arduino, especialmente porque se trata de uma plataforma *OpenSource*, onde a comunidade ajuda na divulgação de métodos e técnicas na comunidade acadêmica.

Figura 4 - Fluxograma das etapas aplicadas para a realização do projeto



Fonte: O autor (2018)

2.3 ELETRODOS E SINAIS BIOELÉTRICOS

Os eletrodos que serão usados para a leitura na prototipação são os do modelo 2223BRQ da marca 3M, são de baixo custo e vem em pacotes de cinquenta unidades, são descartáveis (uma utilização apenas), mas têm a qualidade suficiente para captar os sinais

bioelétricos na unidade motora. Alguns dos cuidados que se deve ter são: a pele deve estar limpa e seca antes de fixá-los e deve-se respeitar a distância correta entre cada eletrodo.

Figura 5 - Eletrodo da 2223BRQ da marca 3M



Fonte: http://www.fibracirurgica.com.br/eletrodo-descartavel-espuma-2223brq-pacote-c-50-unidades-3m/p

Os motivos que levaram o músculo trapézio a ser escolhido foram: é uma unidade motora onde é fácil de esconder a órtese — podendo utilizá-la por baixo da camisa, por exemplo —, a órtese pode ter maior área de contato e, consequentemente, maior apoio, o movimento de ativação do exoesqueleto (contração e relaxamento) são naturais para o movimento de pegar um objeto, já que o paciente enrijece o musculo trapézio para maior segurança e apoio — levando o braço até o objeto por não confiar na força do mesmo —, e o estimulo do músculo trapézio é mais interessante, já que o exoesqueleto estimulará os músculos da mão e atuará como uma espécie de fisioterapia.

Desse modo, aproveita-se de um mecanismo instintivo muscular que permitirá que o exoesqueleto feche depois de alguns segundos enquanto a contração for mantida. Do mesmo modo, após o relaxamento e enrijecimento muscular retido por alguns segundos, o exoesqueleto irá abrir, permitindo soltar o objeto pego.

Para levar os sinais captados pelos eletrodos ao circuito EMG, foram utilizados cabos de cobre de 2mm de espessura com malha, soldados em uma garra jacaré — que se conecta ao eletrodo — e na outra ponta, um *plug* P1 macho, que conecta-se ao P1 fêmea no circuito. Os cabos foram trançados posteriormente para diminuir e até eliminar os ruídos de 50Hz e 60Hz, que são provenientes de elementos do modo comum.



Figura 6 - Cabos EMG

Fonte: O autor (2018)

2.4 TRANSMISSOR E RECEPTOR RF

O transmissor utilizado é o módulo RF que trabalha na frequência de 433MHz, capaz de transmitir um sinal via rádio para seu receptor numa distância de 20 a 200 metros. Sua escolha se deve ao seu custo e praticidade, visto que sua única função é transmitir ao módulo receptor do exoesqueleto comandos de controle — através do pino DATA conectado a um pino digital no ATMEGA328PU — acionado por condições dos sinais amplificados e filtrados da atividade muscular. Após a transmissão, o microcontrolador do exoesqueleto fará a atuação dos servos motores.

Figura 7 - Módulo RF Transmissor 433MHz AM



Fonte: http://www.filipeflop.com/pd-80dc1-modulo-rf-transmissor-receptor-433mhz-am.html

Receptor do Módulo RF é acoplado em um pino digital do ATMEGA328 e receberá o sinal pelos pinos DATA (qualquer um dos dois pode ser usado), e então através da programação, realizará a atuação dos servos motores do exoesqueleto dependendo do comando enviado pela órtese tronco.

VCC DATA-

Figura 8 - Módulo RF Receptor 433MHz AM

Fonte: http://www.filipeflop.com/pd-80dc1-modulo-rf-transmissor-receptor-433mhz-am.html

2.5 ELETROMIOGRAMA

Devido à necessidade da captação dos sinais bioelétricos não ser tão profunda, como citado anteriormente, o EMG construído tem como função detectar apenas a unidade motora localizada no tronco superior — mais especificamente, na contração do ombro —. Antes de elaborar a prototipagem e abordagem dos elementos e cálculos utilizados para criar esse instrumento, destacam-se alguns dos pontos que devem ser considerados, de acordo com as bibliografias de De Luca (2006) e Reaz et al. (2006):

- A amplitude do sinal EMG varia entre 0 a 10mV (-5 a +5mV), antes da amplificação;
- Todos os equipamentos eletrônicos geram ruídos (inclusive, os transmissores e receptores RF), assim como ondas eletromagnéticas. Porém, alguns destes ruídos podem ser diminuídos consideravelmente com a utilização de filtros capacitivos;
- Os dados adquiridos sofrem irregularidades por artefatos móveis como a interface dos eletrodos (deve-se manter 1cm entre cada eletrodo), e o cabo que conecta-se a eles, esse último deve ter distância máxima de 10cm e não devem sofrer nenhum tipo de movimento;

Para a aquisição de dados dos sinais bioelétricos, Reaz et al. (2006) pontua que o método de base computacional mais comum e intuitivo é o método do limite único (single-

threshold method), que compara o sinal EMG com uma amplitude limite fixa — neste projeto foi escolhida por tentativa e erro, visando a melhor intensidade de força realizada pela contração muscular —, apesar de existirem métodos mais precisos de detecção, este se mostra o suficiente para a necessidade do projeto.

O desenvolvimento da parte eletrônica aproveitou-se dos estudo de Bhaskar et al. (2007) e, principalmente, do modelo disponibilizado pela *Advancer Technologies* (2011), substituindo apenas alguns componentes devido à facilidade de obtenção. Notou-se que o processo de construção de um circuito EMG do zero seria redundante para a aplicação proposta, já que esse tipo de modelagem de circuito consome muito tempo e não é o foco da pesquisa. Porém, este artigo propõe-se a explicar cada etapa de tratamento do sinal pelo circuito em qual se baseou.

A primeira parte do circuito é a aquisição dos sinais dos pulsos elétricos do sistema nervoso do corpo quando há a contração da unidade muscular, captados pelos eletrodos. Esta parte do circuito é composta de um amplificador de instrumentação (INA), que é conectado aos eletrodos¹⁰ pelo cabo previamente explicado. Esse circuito integrado mede e amplifica a diferença de tensão entre os dois eletrodos acoplados na unidade motora. Onde, sinal positivo (V⁺in) provém do eletrodo acoplado no meio do músculo; sinal negativo (V⁻in) proveniente do eletrodo acoplado ao fim do músculo; eletrodo de referência (Ref), acoplado em um músculo diferente ou região óssea, mas próximo aos outros dois eletrodos.

¹⁰ Não só esses autores utilizam esse circuito integrado (CI) para a criação de um EMG, mas também Bernd Porr (2017), utiliza do mesmo CI para a criação de um EEG, embora, naturalmente, os filtros e cálculos para tal sejam diferentes devido à natureza dos sinais.

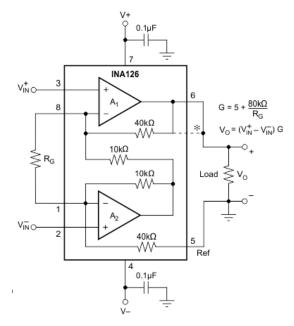


Figura 9 - Datasheet INA126

Fonte: Texas Instrument

O ganho de entrada (Ge) pode ser calculado pela equação (1), o resistor de ganho (RG) pode ser escolhido arbitrariamente ou se baseando em uma tabela de ganhos específicos no *datasheet*, e é colocado entre os pinos 8 e 1 do INA126¹¹. Para essa etapa, o ganho de entrada fora adotado pela *Advancer Technologies* como Ge = 110, e replicado neste sistema.

A alimentação do circuito será de +9V e -9V (configuração adotada tanto por Bhaskar et al. quanto pela *Advancer Technologies*, mas o principal motivo é que os circuitos integrados (CIs) precisam dessa tensão de alimentação), para conseguir isso, é necessário conectar duas baterias de 9V em série (terminal positivo de uma conectado ao terminal negativo de outra).

_

¹¹ Aqui fora substituído o INA106 pelo INA126, devido a facilidade de obtenção e ainda suprir as necessidades do circuito (alta rejeição de sinais de modo comum, alta impedância de entrada, ganho ajustável com resistor RG).



Figura 10 - Associação em série de baterias 9V

Fonte: O autor (2018)

A bateria em série tem o total de 18V e a conexão de uma em outra se torna o GND (cabo trançado), possibilitando, então, pegar -9V (cabo preto) da extremidade negativa, e +9V (cabo vermelho) da extremidade positiva. Nota-se que, conectados às baterias, há capacitores de 1uF polarizados que mantém a alimentação mais uniforme, e entre a alimentação dos CIs e o GND há capacitores de 0.1uF, que servem como filtros para o ruído da alimentação.

A próxima etapa do circuito é a amplificação dos pequenos sinais medidos na etapa de aquisição. Para isso é utilizado um TL072, um amplificador operacional dual (dentro do CI há dois circuitos amplificadores) de baixo ruído. Um dos circuitos amplificadores é utilizado para esta etapa, onde é adotada a configuração inversora, isso faz com que o sinal recebido seja defasado em 180° e o ganho seja calculado pela equação (MALVINO, A., 2016, pg 680):

$$Gx = -\frac{R2}{R1}$$
 (Eq.2)

O ganho adotado pela *Advancer Technologies* para esta parte do circuito é 15, então, os resistores utilizados (R2 e R3 na Fig. 15) para alcançar este ganho são de $10k\Omega$ e $150k\Omega$ respectivamente.

A etapa seguinte do tratamento do sinal consiste de um filtro ativo passa-alta¹², para este filtro fora utilizado o outro circuito amplificador do CI, também na configuração inversora.

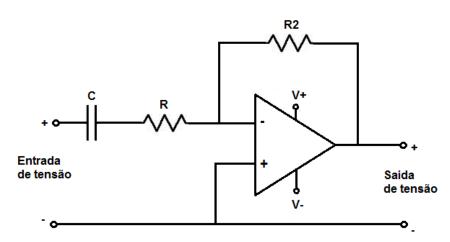


Figura 11 - Configuração filtro ativo passa-alta inversor

Fonte: Learning About Electronics

Como a amplificação do sinal tratado pelo INA126 — através de seus dois amplificadores diferenciais — fora realizada na etapa anterior, esta etapa tem como objetivo filtrar as ondas de frequências maiores que aquelas definidas pela associação de resistores e capacitor, atenuando as ondas de frequências menores (e seus ruídos) que a definida, e ruídos ocultos de 60Hz de alimentação que o INA não foi capaz de remover.

A *Advancer Technologies* cita que, apesar da faixa de informações do sinal EMG variar de 0Hz à 500Hz, apenas os sinais de 50Hz à 150Hz são usáveis. Então, através do método heurístico, a *Advancer Technologies* descobriu que a melhor faixa de frequências que dispunham um sinal mais limpo para o INA106 era de 106Hz acima, isso também mostrou-se viável para o seu substituto neste projeto, o INA126. Por este motivo, os resistores e capacitor para a criação do filtro ativo passa-alta foram escolhidos através da equação (3) (MALVINO, A., 2016, pg 811), os valores adotados para os resistores R4 e R5 (Fig. 15) foram 150kΩ e, para o capacitor C1, fora adotado 0.01uF, isso devido à disponibilidade comercial.

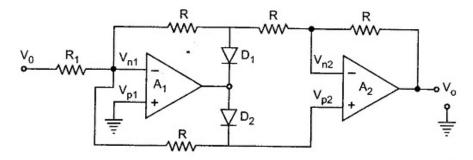
O ganho para esta etapa é calculado pela equação (2), e como um dos circuitos amplificadores do CI TL072 já havia feito a amplificação (G = -15), o ganho para o filtro fora adotado como 1, logo, os valores para os resistores R4 e R5 (Fig. 15) foram tomados como $150 \mathrm{k}\Omega$.

¹² Filtro que utiliza-se de elementos ativos (neste caso, o amplificador operacional), e também de alguns elementos passivos, como os resistores e capacitores.

O sinal é defasado novamente em 180°, voltando ao seu comportamento original, porém agora o sinal está amplificado, e filtrando ondas de sinais acima de 106Hz.

A próxima etapa é composta de um retificador de precisão de onda completa de valor absoluto (Fig.12), e sua função é transformar sinal CA em CC, para que o microcontrolador possa tratar ele adequadamente.

Figura 12 - Circuito retificador de onda completa de valor absoluto



Fonte: EEEGUIDE

Esse circuito é capaz de transformar a porção negativa do sinal em positiva, mantendo a amplitude do sinal de saída a mesma da entrada. Isso porque quando a tensão de entrada no circuito é maior que zero (Vi > 0), o amplificador A1 em configuração inversora força o sinal a inverter. Desse modo, o diodo D1 permite passagem de corrente e o D2 bloqueia, isso faz com que entre Vn1 e Vp2 não haja corrente e, logo, o sinal chega apenas na entrada inversora de A2 sendo invertido novamente e saindo exatamente como entrou (Vi = Vo).

Entretanto, quando a tensão de entrada no circuito é menor que zero (Vi < 0), o sinal é invertido para positivo e o contrário ocorre com os diodos — D1 impede passagem de corrente e D2 permite —, a tensão chega nas entradas de A2 (já que agora este está em equilíbrio) e dessa vez ele opera como modo não inversor. Isso faz com que a saída seja positiva e de mesma amplitude (EEEGUIDE, 2014). Para esta etapa, a *Advancer Technologies* adotou para os resistores de R6 à R10 (Fig. 15) o valor comercial de $10k\Omega$, e para os diodos D1 e D2 (Fig. 15), usou-se os diodos de silício 1N4148.

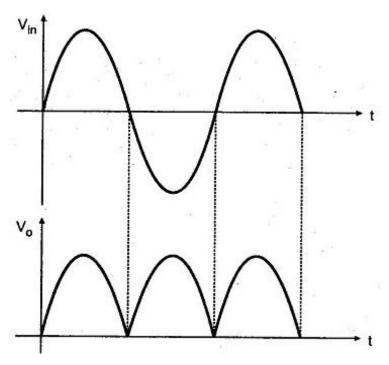


Figura 13 - Comportamento da onda senoidal antes e depois da retificação

Fonte: *EEEGUIDE*

A última etapa conta com um filtro ativo passa-baixa e um último estágio de amplificação, mas este é ajustável. O filtro aqui funciona como um circuito de suavização para o sinal, já que até este ponto, o sinal já fora retificado.

+ OVEE +VEE +VEE + Saida de tensão

Figura 14 - Filtro ativo passa-baixa inversor

Fonte: Learning About Electronics

Ele tem como o objetivo filtrar ondas de frequências menores que 2Hz — também encontrado pela *Advancer Technologies* através de tentativa e erro, alegando que é a nesta faixa que tem-se os melhores resultados para a suavização do sinal —, e para o cálculo dos resistores e capacitor, utilizou-se novamente da equação (3). Adotando valores comerciais, os resistores R11 e R12 (Fig. 16) foram adotados como 82kΩ e o capacitor C4, como 1uF.

Utilizou-se outro TL072 e um dos circuitos amplificadores dele fora destinado para o filtro, novamente a configuração inversora fora utilizada, assim, o sinal foi defasado em 180° e o cálculo de ganho utilizou-se da equação (2). Como o outro circuito amplificador do TL072 é reservado para a última etapa de amplificação — e esta é ajustável através de um potenciômetro —, o filtro tem um ganho de 1.

Para a última etapa de amplificação, a *Advancer Technologies* pensou em criar um ganho ajustável utilizando-se de um potenciômetro. Deste modo, o sinal poderia ser melhor aproveitado para aplicações em diferentes músculos, visto que alterar o ganho é alterar a sensibilidade da captação do sinal, e alguns músculos precisam de maior sensibilidade que outros. Como o sinal na etapa anterior foi defasado novamente em 180° , a configuração inversora foi utilizada para o circuito amplificador reservado à esta etapa, assim, o ganho é calculado pela equação (2), e o sinal é defasado novamente em 180° , voltando ao seu comportamento habitual. O ganho desejado para este amplificador é de 20 à 100, por isso, os valores adotados para R13 é $1k\Omega$ (Fig. 16) e para o potenciômetro R14 (Fig. 16) $20k\Omega\sim100k\Omega$.

Como dito anteriormente, os sinais bioelétricos variam de -5mV à 5mV, o ganho total do sistema pode ser calculado pelo produto entre os ganhos através do circuito, aplicando o ganho total no sinal de entrada, tem-se tensões de saída absurdas.

O INA (Ge = 110) apenas prepara o sinal para as etapas de amplificação, isso devido a taxa de rejeição de modo comum, que atenua o valor dos sinais de entrada (EMBARCADOS, 2015). Para descobrir em quantas vezes o sinal é atenuado, precisamos calcular a rejeição de modo comum — utilizando o ganho do INA126 — e então analisar a razão de rejeição em modo comum. Através da equação (4), podemos calcular o CMR (EMBARCADOS, 2015).

$$CMR = 20 \log \left(5 + \frac{80k}{RG}\right) \qquad (Eq. 4)$$

Analisando a relação CMR-CMRR abaixo, e considerando que o sinal bioelétrico alcança, na prática, uma amplitude de 3mV~4mV (devido aos eletrodos, condições da pele e outros empecilhos), temos tensões de saída de 1.15V e 5.775V para os ganhos mínimos e máximos, respectivamente.

Quadro 1 – Relação CMR-CMRR

CMR (dB)	CMRR (V/V)
66,02	1/1999,86
60,00	1/1000,00
52,04	1/399,94
46,02	1/199,98
40,00	1/100,00

Fonte: EMBARCADOS (2015)

Assim, temos o ganho do INA126, porém também uma atenuação desse sinal em 100x, após isso o sinal — agora com seus ruídos atenuados — passa por amplificações dos amplificadores operacionais inversores dos TL072.

Figura 15 – Circuito EMG-Transmissor 1, feito no software EAGLE

Fonte: O autor (2018)

ATMEGA328-20P

R1

10k\(\Omega 22 \)

ARE

PCITI/ADC2PC 25 ARE

PCITI/ADC2PC 25 ARE

PCITI/ADC2PC 26 ARE

PCITI/ADC2PC 26 ARE

PCITI/ADC2PC 27 ARE

PCITI/ADC2PC 28 ARE

PCITI/AD

Figura 16 - Circuito EMG-Transmissor 2, feito no software EAGLE

Fonte: O autor (2018)

Agora com o circuito EMG pronto, o próximo passo é a construção do circuito para alimentar o microcontrolador e módulo RF transmissor, onde o sinal do EMG é recebido em uma porta analógica do microcontrolador ATMEGA328PU e interpretado pelo código. Quando as condições forem satisfeitas, dados serão enviados pelo módulo RF transmissor para o circuito receptor da órtese, avisando em qual sentido os motores devem atuar.

Começaremos primeiro pela alimentação, o ATMEGA328PU pode ser alimentado com uma tensão de 4.5V à 5.5V, como temos as baterias em série de 9V, formando 18V no total e fornecendo +9V e -9V para a alimentação dos CIs, utilizaremos o GND e o +9V para alimentar regulador de tensão LM7805, que irá receber de entrada 9V e fornecer 5V de saída, é colocado um capacitor entre o GND e a saída de tensão do LM7805, para que a tensão de saída seja uniforme. Isso permitirá alimentar os pinos 7 (VCC), 20 (AVCC, que é necessário alimentar, visto que estamos lidando com dados analógicos), 1 (pino *reset*, que é necessário ser ligado à um resistor de 10kΩ (R1, Fig. 16) para evitar que o CI reinicie durante o funcionamento) e também irá alimentar o módulo RF transmissor.

O GND irá ser conectado ao LM7805, módulo RF transmissor, e aos pinos 8 (GND), e 22 (AGND, necessário devido a estarmos recebendo sinais analógicos do EMG). Entre os pinos 9 e 10 há um cristal oscilador de 16MHz, o ATMEGA328 tem um oscilador interno de 8MHz — não muito preciso —, mas pode funcionar com osciladores de até 20MHz, a plataforma Arduino UNO utiliza um cristal de 16MHz, por isso fora decido também utilizar-se desse mesmo valor. E por fim, o pino 6 do ATMEGA328PU — que representa o pino digital D4 — é ligado ao pino DATA do transmissor RF.

Com o circuito completo, utilizou-se o *software* EAGLE para fazer o *design* da PCI a ser impressa na placa de fenolite, devido as várias conexões, foi necessário utilizar uma placa fenolite dupla face, assim, fora necessário fazer os *designs* para a face superior e inferior (Fig. 17 e 18), após isso, escondeu-se todos os desenhos dos componentes, deixando apenas os *pads* para furação, obtendo então o *design* final pronto a ser impresso por transferência de calor (Fig. 19 e Fig. 20).

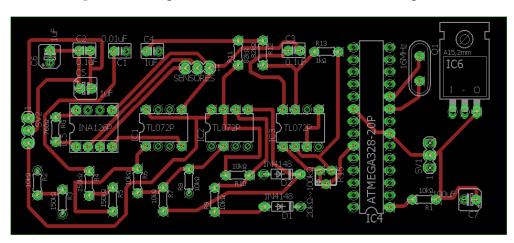


Figura 17 - Esquema PCI EMG-Transmissor, face superior

Fonte: O autor (2018)

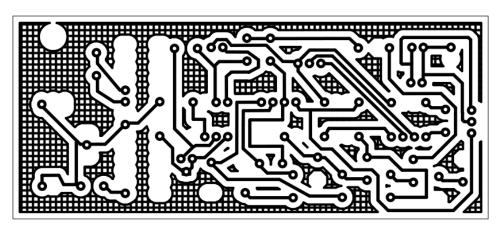


Figura 18 - Design da PCI, face superior

Fonte: O autor (2018)

CIDENCIE CHARLES TROTZP TROTZP

Figura 19 - Esquema PCI EMG-Transmissor, face inferior

Fonte: O autor (2018)

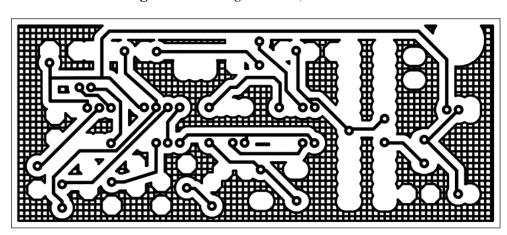


Figura 20 - Design da PCI, face inferior

Fonte: O autor (2018)

Para o controle do exoesqueleto, utilizou-se também um ATMEGA328PU e, assim como no circuito EMG, a configuração para alguns pinos manteve-se a mesma (pinos 1, 7, 8, 9, 10, 20 e 22), já que se tratava basicamente do *setup* para o microcontrolador funcionar corretamente. A diferença aqui, é que há um módulo RF receptor com seu pino DATA ligado ao pino 6, alimentado com 5V no pino 7 e aterrado ao pino 8, e um servo motor, também alimentado no pino 7 e aterrado ao pino 8, mas seu pino data é conectado ao pino 5. O *design* da PCB também foi feito no software EAGLE, e após escondidos os componentes eletrônicos, obteve-se a versão pronta para ser impressa por transferência de calor.

ATMEGA328-20P PC6(/RESET/PCI14) (PCI8/ADC0)PC0 (PCI9/ADC1)PC1 22 21 20 (PCI10/ADC2)PC2 +OUT AGND (PCI11/ADC3)PC3 AREF AVCC (PCI12/ADC4/SDA)PC4 (PCI13/ADC5/SCL)PC5 9 PB6(XTAL1/TOSC1/PCI6) PB7(XTAL2/TOSC2/PCI7) (PCI16/RXD)PD0 (PCI17/TXD)PD1 8 GND (PCI18/INTO)PD2 (PCI19/INT1/OC2B)PD3 VCC (PCI20/XCK/T0)PD4 (PCI21/T1/OCOB)PD5 (PCI22/AINOOCOA)PD6 (PCI23/AIN1)PD7 (PCIO/ICP/CLKO)PBO SERVO (PCI1/OC1A/OC1S)PB1 (PCI2/SS/OC1B)PB2 (PCI3/MOSI/OC2A)PB3 18 (PCI4/MISO)PB4 19 (PCI5/SCK)PB5 IC1

Figura 21 - Circuito Exoesqueleto-Receptor, feito no software EAGLE

Fonte: O autor (2018)

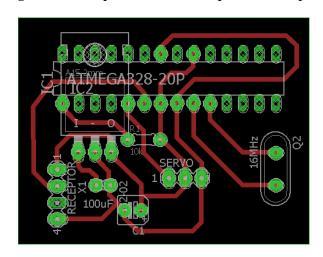


Figura 22 - Esquema PCI Exoesqueleto-Receptor

Fonte: O Autor (2018)

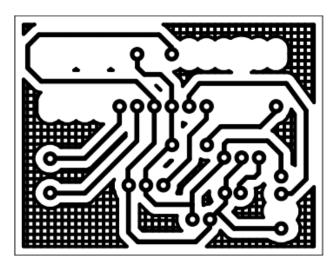


Figura 23 - Design PCI Exoesqueleto-Receptor

Fonte: O Autor (2018)

Para a criação da PCI, fez-se uso do método de impressão por transferência de calor, como citado anteriormente, é necessário — para o uso desse método — que o *design* final da PCI seja impresso em uma folha fotográfica com tinta *laser*, pois a tinta toner não é capaz de colar na placa de fenolite.

2.6 MODELAGEM 3D DO EXOESQUELETO

A modelagem das partes do protótipo da órtese foi feita pelo uso do *software SolidWorks*, o *design* foi influenciado pelas características físicas da mão que diferem entre cada paciente, também buscou-se a criação de um *design* simples na medida do possível para não causar constrangimento social ao utilizá-lo, embora ainda fosse necessário deixar alguns elementos eletrônicos e a bateria expostos, visto que é um protótipo e, naturalmente, poderia precisar de manutenção.

Apesar das considerações, o *design* também se aproveitou de elementos que viabilizassem o protótipo a ter algum destaque comercial, podendo ser considerado um MvP (Produto Mínimo Viável), devido ao cumprimento de sua função e partes customizáveis, que serão explicadas com mais detalhes ao longo desta seção.

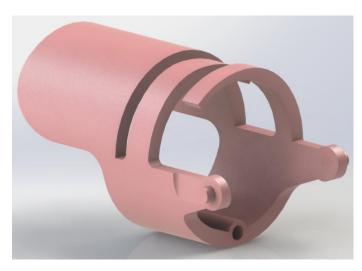


Figura 244 - Modelo 3D da base do dedo

Fonte: O autor (2018)

A base do dedo tem uma espessura de 2mm e o furo por onde passa a linha que conecta as outras partes é de 2mm de diâmetro, porém há um tubo de 0.72mm que o envolve. Essa parte assemelha-se à um anel para que — a peça — se adapte confortavelmente ao biótipo de quem estará utilizando-a, sua espessura é de 2mm até 1mm nas pontas. Há um escudo na base da peça, a área desse escudo é para ajudar a fixação do anel, já que ele garante que a peça tenha maior contato com a pele, quanto às juntas de encaixe, elas tem espessura de 1.5mm, e os diâmetros da base e dos encaixes são, respectivamente, 4.5mm e 2.18mm. A peça se encaixa em dedos de no mínimo 20mm de diâmetro sem folga.

O comprimento total da peça é de 39.70mm, onde 17.5mm são do escudo, 13mm do anel e 8.61mm das juntas de encaixe.

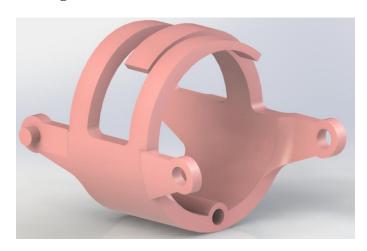


Figura 2525 - Modelo 3D do meio do dedo

Fonte: O autor (2018)

O meio do dedo também é composto de um anel para adaptação às diferentes características físicas de cada paciente, a espessura do anel, da peça e do diâmetro de furo — também do tubo ao redor do furo — são iguais aos da base do dedo, assim como as medidas das juntas de encaixe, a principal diferença dessa parte é que há também juntas para encaixe, cujo diâmetro da base e do furo são, respectivamente, 4.50mm e 2.38mm.

O comprimento total da peça é de 30.70mm, onde o comprimento das juntas para encaixe é de 9.09mm, do anel 13mm e das juntas de encaixe é de 8.61mm. É possível notar que as juntas de encaixe tem 2mm de espessura, mas 0.5mm fora cortado na parte externa das juntas, já as juntas para encaixe foram feitas com 1.5mm de espessura, mas foram deslocadas em 0.5mm na parte interna da peça, para que elas pudessem se conectar com as outras peças.

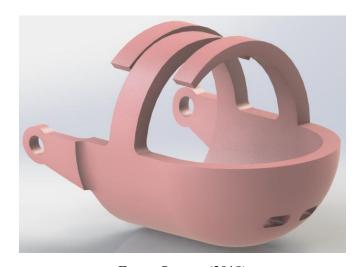
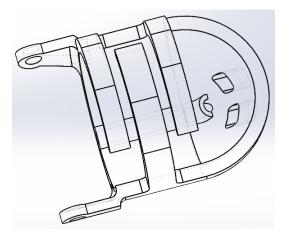


Figura 26 - Modelo 3D da ponta do dedo

Fonte: O autor (2018)

A ponta do dedo é composto por juntas para encaixe, um anel com as mesmas dimensões que dos outros componentes do dedo, e pela ponta (¼ de uma esfera oca) também de espessura de 2mm. A ponta não é uma semiesfera devido à necessidade de sua utilização mesmo que o paciente tenha unhas compridas.

Figura 27 - Vista detalhada da ponta do dedo



Fonte: O autor (2018)

Os dois retângulos de vértices arredondados possibilitam que o fio seja amarrado na ponta da peça, então o fio é passado pelo furo de 2mm de diâmetro (Fig. 32) e encaminhado para o furo da peça posterior. O comprimento total da peça é de 33.57mm, onde o comprimento das juntas para encaixe é de 8.57mm, do anel 13mm, e da ponta 12mm.

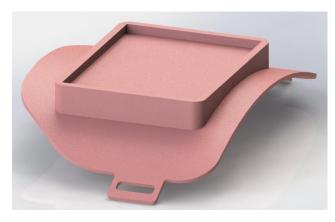
Figura 28 - Modelo 3D do escudo do dedão



Fonte: O autor (2018)

O escudo do dedão não tem uma função como as outras peças, é somente um adereço e pode ser completamente ignorado por quem estiver utilizando a órtese, ele tem dois furos em seu corpo que permitem a fixação ao redor do dedão por velcros, e pode ser usado tanto na mão esquerda quanto direita.

Figura 29 - Modelo 3D do escudo da mão

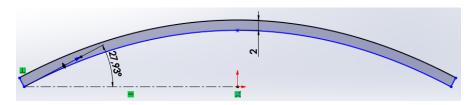


Fonte: O autor (2018)

O escudo da mão tem a função de manter fixa a placa designada para a órtese (cuja espessura é de aproximadamente 1.5mm), além de também fixar — com uma fita de velcro — o suporte da palma da mão pelas alças, tornando-a prática e adaptável para o formato da mão.

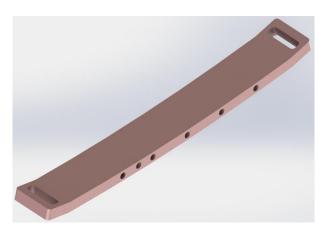
A espessura do escudo é de 2mm e, como a mão não é uma superfície reta, optou-se por uma superfície de contato côncava, com um ângulo de 27.93° (Fig. 35).

Figura 30 – Vista frontal (somente escudo)



Fonte: O autor (2018)

Figura 31 - Modelo 3D do suporte para palma da mão



Fonte: O autor (2018)

Com uma espessura de 3.44mm, o suporte para a palma da mão tem o objetivo de redirecionar as linhas que passam pelas peças dos dedos para o tubo acoplado ao servo motor MG90S, localizado no suporte do bracelete inferior.

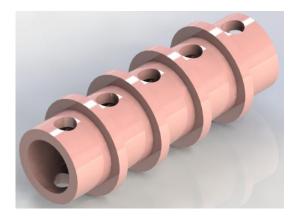
Essa peça contém 6 furos passantes de 2mm de diâmetro e mantém 0.72mm de paredes superior e inferior, 4 dos furos são retos e 2 fazem uma curva, estes últimos são responsáveis pelas linhas vindas do dedão, e foram feitos um em cada lado para que quando a peça fosse virada para ser utilizada pela mão oposta, continuasse a ser funcional.

Figura 32 - Vista detalhada do suporte para palma da mão



Fonte: O autor (2018)

Figura 33 - Tubo para enrolar os fios ligados aos dedos do exoesqueleto



Fonte: O autor (2018)

O tubo tem 5mm de diâmetro e 1mm de parede, consta com 5 furos de 2mm de diâmetro e há paredes divisórias de 1mm de altura. Sua função é servir como uma espécie de carretel, quando o motor gira ele enrola a linha dos dedos do exoesqueleto e faz com que a mão feche, mas quando girado ao contrário, ele solta as linhas, permitindo que paciente possa abrir a mão.

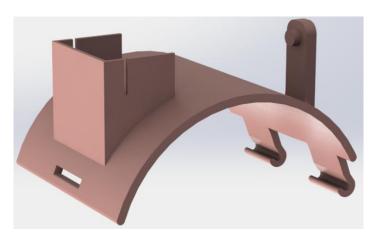


Figura 34 - Modelo 3D do bracelete inferior

Fonte: O autor (2018)

O bracelete inferior é uma secção de 23mm de um círculo de 66mm de diâmetro, tem espessura de 2mm e um furo retangular de 13mm x 2.32mm d'onde a alça de velcro é fixada. Há dois suportes em sua parte inferior, um para o acoplamento do servo motor MG90S, e outro para encaixe do tubo responsável por tracionar as cordas que passam pelas peças dos dedos, fazendo com que a mão feche. Devido à necessidade de unir o bracelete inferior com o superior, criou-se os ganchos que podem ser encaixados em hastes do bracelete superior.

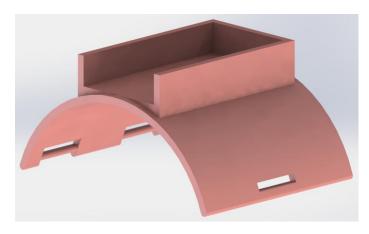


Figura 35 - Modelo 3D do bracelete superior

Fonte: O autor (2018)

O bracelete superior segue as dimensões do bracelete inferior: uma secção de 23mm de um círculo de 66mm de diâmetro, tem espessura de 2mm e um furo retangular de 13mm x 2.32mm d'onde a alça de velcro pode ser passada para fixação com o lado áspero. Ao contrário do bracelete inferior, este possui um suporte para uma bateria de 9V, que alimenta o circuito

eletrônico da PCI. Devido à necessidade de unir o bracelete inferior com o superior, criou-se hastes de 2mm de diâmetro que se conectam aos ganchos do bracelete inferior.

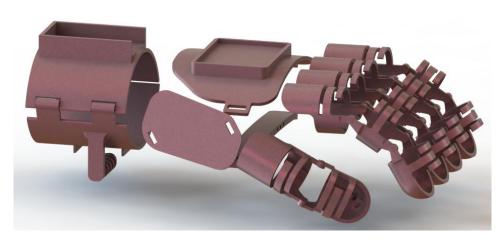


Figura 36 - Montagem com todas as peças

Fonte: O autor (2018)

A órtese tem a função de auxiliar o membro a realizar um movimento ou atividade, ao contrário da prótese que substitui o membro incapacitado, o *design* foi simplificado — na medida do possível — para ser menos chamativos e também ser leve o suficiente para não tornar-se cansativo de utilizar, nota-se que a órtese desenvolvida pode ser utilizada por ambas as mãos, apenas trocando a posição das peças do dedão e do escudo — que como dito anteriormente, é um adereço opcional —. O resultado final oferece uma órtese altamente adaptável ao biótipo do paciente, aberta o suficiente para permitir que a mão respire e pouco chamativa, lembrando que trata-se de um protótipo e seu *design* ainda teria muito a melhorar para um produto final.

2.7 ÓRTESE DO TRONCO

O *design* para a órtese do tronco precisaria segurar o EMG, ter um vazamento para os eletrodos que seriam posicionados no trapézio, e ainda estar escondida sob as vestimentas do paciente, para que pudéssemos evitar o desconforto social, para isso, fora pego como referência uma órtese comercial (Fig. 42). A órtese será tratada novamente no tópico 2.9 (Testes e Resultados), pois um possível problema quanto ao seu *design* mostrou-se um empecilho para a aceitabilidade dos pacientes.



Figura 37 - Órtese comercial de referência

Fonte: https://pt.aliexpress.com/store/product/Medical-Shoulder-Support-Brace-Strap-Orthosis-For-Subluxation-Stroke-Hemiplegia-Recovery-Dislocation-Right-shoulder-Z16301/1773861 32676139801.html

2.8 CÓDIGO EMG-TRANSMISSOR E EXOESQUELETO-RECEPTOR

O programação foi feita na Arduino IDE, aproveitando-se de bibliotecas e exemplos da própria IDE, e do conhecimento compartilhado pela comunidade dessa plataforma *Open-Source* (código aberto). O código do EMG-TRANSMISSOR tem um filtro de suavização (soothing) que utiliza uma array para guardar os valores lidos da entrada analógica A0, onde o EMG está enviando dados, então o código faz a média desses valores array (são 20 valores) constantemente, cada valor que entra vai sendo substituído em uma posição da array, e logo é feito o cálculo da média desses valores, esse método de atualização foi utilizado para evitar que haja um delay (lag) entre um print e outro no monitor serial, por isso é uma espécie de suavizador. Há um threshold que, quando ultrapassado, permite o envio dos comandos pelo transmissor RF, acionando sua biblioteca: VirtualWire.

Já o código do EXOESQUELETO-RECEPTOR, recebe o valor enviado pelo transmissor RF e apenas aciona o servo motor MG90S se as condições forem atendidas, entretanto, como a biblioteca *VirtualWire* utiliza do *TIMER1* do Arduino, a biblioteca Servo não poderia ser usada, pois ela também utiliza o *TIMER1*, desse modo, ambas entram em conflito. Para resolver isso, utilizou-se da biblioteca *ServoTimer2*, assim, é possível controlar o servo motor pelo *TIMER2* e deixar que a *VirtualWire* use o *TIMER1*.

3 APRESENTAÇÃO DOS DADOS (RESULTADOS)

A etapa de prototipação começou com o EMG na *protoboard*, após o circuito ser montado. Para esta etapa, ainda fora usada a plataforma Arduino Uno R3 para monitorar através da entrada serial, o tratamento do sinal.

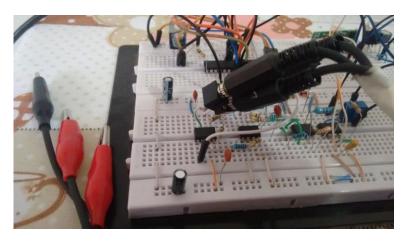


Figura 38 - EMG-Transmissor montado na protoboard

Fonte: O autor (2018)

Com dois eletrodos conectados ao bíceps (meio do músculo e fim do músculo) e outro conectado um pouco acima do cotovelo (referência), foi possível verificar que o sinal se comportava exatamente como deveria, enquanto a unidade motora não era estimulada, tinha-se um sinal que alternava sua amplitude devido a tensão muscular normal (Fig. 44).

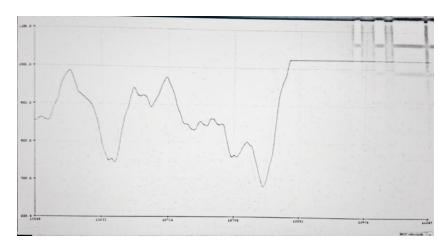


Figura 39 - Sinal EMG visualizado no Plotter da IDE ARDUINO

Fonte: O autor (2018)

Mas com a unidade motora flexionada, obteve-se um grande aumento da amplitude do sinal, mantendo-se enquanto o músculo continuasse flexionado fortemente, como pode ser observado na Fig. 44.

Após o EMG ser testado na *protoboard* e se mostrar funcional, foi implementado o módulo RF transmissor, que enviaria um sinal de comando (1 servo sentido horário, 0 servo sentido anti-horário) para o exoesqueleto após a contração muscular ser mantida por um segundo (Fig. 45). Isso for verificado pelo circuito receptor, que também se mostrou funcional na *protoboard*.

Figura 40 – Monitor Serial mostrando os dados recebidos pelo RF receptor



Fonte: O autor (2018)

Com o *software* funcionando como deveria, o próximo passo foi a impressão das placas. Antes da impressão na placa ser feita, fora necessário passar uma esponja de lã de aço na superfície para limpar a sujeira. Com o *design* — espelhado na horizontal — impresso na folha fotográfica, cortado e posicionado na superfície limpa da placa, usou-se um ferro de passar quente para fazer o processo de transferência térmica da tinta do papel para a placa.

Com a tinta colada na placa, fora preciso retirar as camadas do papel, para que apenas a tinta permaneça. A placa foi colocada de molho na água para amolecer o papel, assim, pôde-se tirar as camadas facilmente apenas fazendo pressão com o dedo.

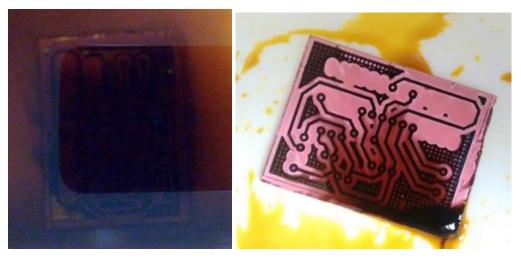
Figura 41 - Etapas de impressão por transferência térmica de calor da tinta para a placa



Fonte: O Autor (2018)

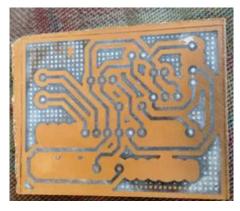
Com o papel já retirado, a última etapa concentra-se na corrosão do cobre exposta na placa de fenolite. A placa foi colocada em uma solução de percloreto de ferro e movimentada constantemente por alguns minutos, assim, o cobre que não estava protegido pela tinta foi corroído.

Figura 42 - Etapas de corrosão do cobre exposto, utilizando percloreto de ferro



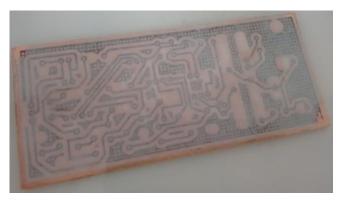
Fonte: O Autor (2018)

Figura 43 - Placa pronta para limpeza da tinta, furação e solda dos componentes



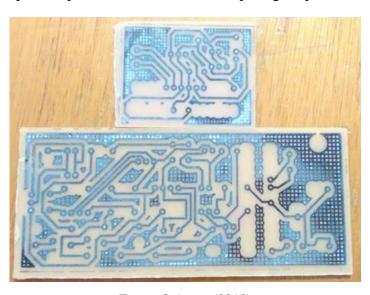
Fonte: O Autor (2018)

Figura 44 - As mesmas etapas foram aplicadas à PCI EMG-Transmissor



Fonte: O Autor (2018)

Figura 26 - Ambas placas após corrosão do cobre não protegido pela camada de tinta



Fonte: O Autor (2018)

Com o transmissor, EMG e receptor funcionando (tanto na plataforma Arduino, como com o ATMEGA328PU sozinho), fez-se a solda dos componentes eletrônicos nas placas. Aqui fora encontrado alguns problemas de alimentação, o LM7805 — apesar de receber aproximadamente 9V — não estava fornecendo 5V de saída, então teve-se que ligar um fio da alimentação (+9V) e GND diretamente aos seus pinos, a trilha que deveria fazer isso foi checada e mostrou condução, porém, acredita-se que pela distância em que o componente se encontrava da alimentação e passar por muitos CIs e capacitores, algo pode ter influenciado, pois estava medindo algo ao redor de 0.38V na saída. Com esse problema, o ATMEGA328PU e o transmissor RF não eram alimentados corretamente, logo, não conseguiam realizar suas funções. Com *jumpers* ligados da alimentação e GND diretamente ao LM7805, ele passou a funcionar corretamente, assim como o transmissor RF e o ATMEGA328PU.

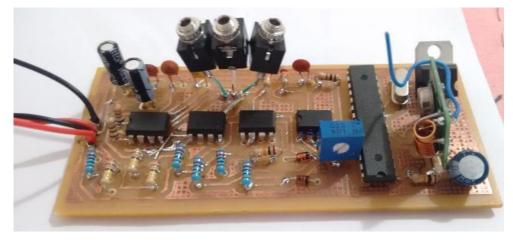


Figura 46 - PCI EMG-Transmissor

Fonte: O autor (2018)

Outro problema encontrado foi com as entradas 2, 3 e 5 do INA126, quando os cabos eram conectados aos eletrodos, não pareciam captar a atividade muscular, porém, quando segurados pelos dedos e estimulados com leves batidas nas garras jacaré apresentavam reação. Além disso, quando ligados ao GND, os sinais que deveriam variar normalmente com o músculo não flexionado não eram mostrados, mas sim, o valor 0, então havia uma mudança quase súbita de 0 à 1023 quando as garras sofriam leves batidas, mas quando conectadas aos eletrodos, nada acontecia e o valor 0 predominava. Todos os elementos foram testados e revisados, mas nada estava fora de ordem, até que percebeu-se que a ligação por *jumper* do GND e +9V para o LM7805 estava causando interferência quando o *jumper* era encostado na face inferior da placa, então afastou-se os *jumpers* para que isso não acontecesse e a placa fora

colocada em um suporte, assim, o EMG funcionou normalmente, outro problema encontrado foi que se a pele não estivesse limpa (suada ou oleosa), o eletrodo não conseguia aderir corretamente, logo, o motivo pelo qual o valor 0 era predominante vinha majoritariamente do fato que um dos eletrodos não estavam conectados ao músculo corretamente.

A órtese que iria no ombro captar os sinais bioelétricos do músculo trapézio sofreu algumas alterações, pensou-se na aceitabilidade da órtese na hora dos testes, fora concluído que a órtese para o ombro, apesar de muito eficaz, seria um fator de rejeição para os pacientes, visto que teriam que retirar a camiseta para os eletrodos e a órtese serem colocados, isso poderia dificultar a busca por pacientes que se sentiriam confortáveis ao usar a peça. Por isso, fora pensado utilizar a órtese no braço, servindo como apoio para a placa EMG-Transmissor, enquanto os eletrodos seriam conectados no bíceps (Fig. 47).

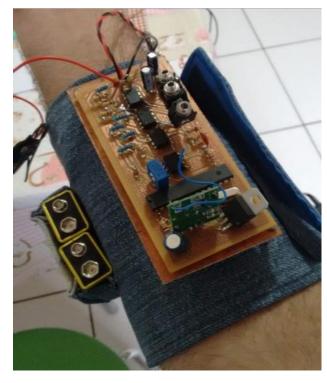


Figura 47 - Suporte para o EMG-Transmissor

Fonte: O autor (2018)

A nova órtese, então, é feita com um material *jeans* com forro, tem uma placa de plástico que seguram pregos para a fixação da placa e suporte, e velcro para fixação no braço, conta também com um bolso para as baterias.



Figura 48 - Suporte para o EMG-Transmissor

Fonte: O autor (2018)



Figura 49 - Placa Exoesqueleto

Fonte: O autor (2018)

A placa receptora foi soldada e apresentou alguns problemas de *design*, o receptor RF ficou muito próximo ao LM7805, o que dificultou o seu encaixe na placa, sendo necessário incliná-lo. As antenas — tanto do receptor, quanto transmissor RF — foram ajustadas para o comprimento de 13cm, onde o indicado pelo fabricante é entre 10cm a 15cm de comprimento. No primeiro teste, a placa não funcionou como esperado, isso porquê o código gravado no ATMEGA328PU tinha alguns parâmetros diferentes devido à etapa de prototipação, os pinos DATA do receptor RF e data do servo motor MG90S deveriam estar definidos no programa como 3 e 5, respectivamente. Foi necessário então, retirar o microcontrolador da placa e fazer o *upload* dos parâmetros corrigidos através da plataforma Arduino e sua IDE.

Utilizou-se de uma impressora 3D para fazer a impressão do exoesqueleto, alguns ajustes nas peças precisaram ser feitos, pois ficariam muito frágeis e como há um movimento de atrito contínuo, os encaixes tiveram que ter suas bases aumentadas (as imagens das peças renderizadas no tópico 2.4 já são as corrigidas). Desse modo, o exoesqueleto foi impresso nas configurações:

- Filamento PLA;
- Temperatura HotEnd 210°C, na mesa 60°C;
- Suporte;
- Densidade de preenchimento de 50%;
- Velocidade de 40mm/s;
- Camadas de 0.015mm;
- Bico de 0.4mm.

Observou-se que mesmo com as peças corrigidas, ainda fora necessário pequenos ajustes nas dimensões dos dedos, estes serão discorridos na análise dos resultados, e propostas futuras, na conclusão.

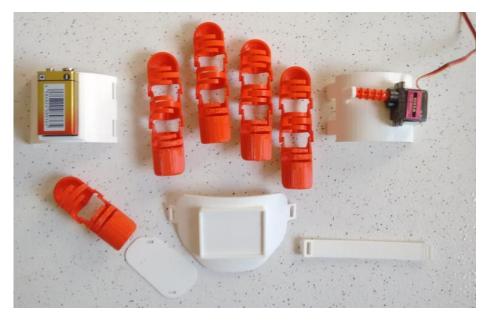


Figura 50 - Exoesqueleto Impresso

Fonte: O autor (2018)

4 ANÁLISE (DISCUSSÃO)

A órtese Exoesqueleto-Transmissor foi feita com *jeans* porque ele apresenta grossura e textura boas para envolver a pele e segurar o suporte da placa EMG-Transmissor, além de ser de acessível tanto no custo quanto na disponibilidade. O material utilizado para forro foi o tecido..., também acessível nos mesmos sentidos que o *jeans*, foi decidido ser utilizado por ser um material que não esquenta muito, também porque o *jeans* tem uma textura um pouco áspera, e poderia incomodar a longo prazo.

Comprovou-se que o exoesqueleto encontrou dificuldade ao se adaptar totalmente ao biótipo do paciente, em especial, os dedos. Isso porque as peças das falanges mediais e distais precisam ser remodeladas, pois ficaram um pouco largas e compridas. Fora isso, o velcro e os anéis das falanges proximais serviram seu propósito. O filamento escolhido foi o PLA devido a disponibilidade dos serviços consultados para impressão, no entanto, os filamentos adequados para a órtese seriam o ABS ou PETG (este último um pouco mais caro), isso porque suas características de deformação (plasticidade) são interessantes para o exoesqueleto, pois é composto de peças que realizam movimentos constantes de fricção e há partes encaixáveis. Os testes foram realizados em um paciente e — como pode ser visto no Questionário (APÊNDICE A) — apresentaram resultados esperados para um primeiro protótipo, onde as medidas para melhorar a eficiência do controle de abrir/fechar a mão são: melhorar — e até repensar — o mecanismo de tração das cordas, e também a substituição das cordas por outras com menos plasticidade, quanto a questão da facilidade em realizar ATVDs, fora comentado pelo paciente que utilizar a órtese para tarefas domésticas — como lavar a louça e varrer — poderia não ser fácil, embora, o mesmo destaca que para pegar obejtos poderia ser muito útil, visto que ele já sentiu fraqueza na mão ao realizar a atividade.

Os testes realizados foram simples, primeiro fora testado se o EMG e o exoesqueleto estavam se comunicando corretamente e de modo fácil, a órtese que iria servir de suporte acabou não sendo utilizada por motivos de praticidade — no entanto, isso não a torna menos relevante, destaca-se novamente que é muito importante a possibilidade de esconder o EMG na órtese —. O próximo teste foi realizado sem a utilização do EMG, pois seu funcionamento já havia sido testado e comprovado. Observou-se que apenas duas rotações do tubo não se mostraram suficientes para a órtese fechar, então, com um Arduino Nano, modificou-se o tempo que o motor ficava ativo, passando de 709 para 910, isso permitiu que o paciente pudesse segurar uma garrafa de água, a princípio o servo motor foi programado para fazer duas rotações completas pelo receio de que, indo além disso, o paciente pudesse se machucar.

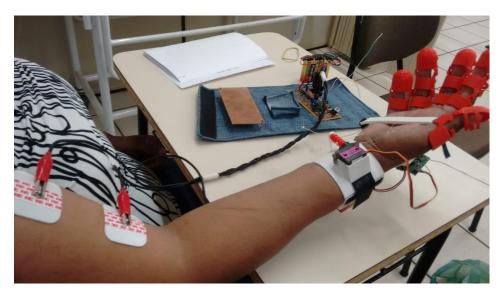


Figura 51 – Testes com o paciente

Fonte: O autor (2018)

Ao observar o Orçamento (APÊNDICE B), percebeu-se que o exoesqueleto teve baixo custo de produção, considerando que o filamento ABS de 1kg custa entre R\$90,00 a R\$110,00, e as peças do exoesqueleto pesam um total de 133g, é possível, com um rolo, produzir 7 exoesqueletos. Não obstante, custos ainda poderiam ser minimizados, comprando componentes e materiais de re/vendedores com melhores preços, já que, devido a necessidade de finalização dentro do tempo limite, alguns desses itens foram pedidos por encomenda e plataformas online, o que aumentou o custo consideravelmente, pois havia o preço de frete (não incluso no orçamento).

CONCLUSÃO

Neste trabalho, um breve histórico do surgimento e desdobramento da neurofisiologia mostrou o quanto a medicina e a tecnologia vem criando possibilidades únicas de explorar e entender o corpo humano, ao nível de permitir-nos utilizar estímulos e reações dessa máquina biológica para tratamento e aumento na qualidade de vida de algumas patologias ligadas a debilidade física.

Isso, somado ao impacto que as tecnologias tem no contexto social, mostra o quanto acessível e prático tem se tornado avanços nessa área, não só por parte da engenharia, visto que não é apenas sobre a debilidade física, mas sim como ela é percebida socialmente e mais importante, como ela é vista por quem a possui, por isso também tange nas áreas de artes e sociabilidade. Também foi exposto neste trabalho que é, sim, possível e viável a criação de uma tecnologia assistiva que capte sinais bioelétricos e interprete-os para tornar possível ao paciente realizar algumas tarefas diárias que antes eram penosas devido a patologia, também é possível a criação de órteses que minimize o constrangimento social utilizando-se de transmissão RF e *design* simples.

Embora o trabalho atual tenha mostrado alguns problemas de performance, todos eles podem ser resolvidos com pequenos ajustes — seja no *design* da placa, na utilização de componentes eletrônicos SMD (montagem em superfície), ou melhorias no exoesqueleto.

Propõe-se como melhorias: desenvolver um EMG, ou melhorar o utilizado, para que possa captar atividades musculares específicas de uma unidade motora, implementando o movimento de pinça (fechar dedo indicador e polegar); adicionar sensores de pressão nas pontas do exoesqueleto, permitindo o servo motor parar com a detecção de um objeto sendo pego, eliminando a necessidade de programar um tempo ativo para os motores; utilização de componentes SMD para redução da placa, o que possibilita escondê-la no exoesqueleto com maior facilidade; melhorar as dimensões das peças do exoesqueleto, para que possam, de fato, se adaptar confortavelmente nos dedos dos pacientes, e imprimi-las com os filamento ABS, já que é mais barato que o PETG; melhorar as dimensões das falanges distais e mediais; melhorar o mecanismo de tração das cordas, e também substituir as cordas por outras menos plásticas.

REFERÊNCIAS

Advancer Technologies (2011). **EMG CIRCUIT FOR A MICROCONTROLLER**. Instructables. Disponível em: https://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

BEAR, M. F., CONNORS, B. W., & PARADISO, M. A. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. 3.ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2008. Disponível em: https://books.google.com.br/books?id=LjFLDQAAQBAJ&lpg=PR1&ots=9qet3ti5Tv&dq=i ntrodu%C3%A7%C3%A3o%20a%20neurociencia&lr&hl=pt-BR&pg=PR1#v=onepage&q&f=false>. Acesso em: 5 de Julho, 2018.

BHASKAR, A.; THARION, E.; DEVASAHAYAM, S. R. (2007). **Computer-Based Inexpensive Surface Electromyography Recording for a Student Laboratory**. Christian Medical College.

BRESADOLA, M. (2011). *Carlo Matteuci and the legacy of Luigi Galvani*. Semantic Scholar. Biblioteca On-Line. Disponível em: https://pdfs.semanticscholar.org/81b3/0b4f9196f3a5fe07492c117f8a9a1ca79a0d.pdf>. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

BROWN, T. M.; Galvani, L. **Dicionário de Biografias Científicas**. Rio de Janeiro: Contraponto, 2007. p. 974-976.

DA SILVA, J.L.B.; DA SILVA, P.G.; GAZZALLE, A. Lesões do Plexo Braquial. **Revista Associação Médica do Rio Grande do Sul (AMRIGS)**, v. 54, n. 3, p. 344-349, jul./set. 2010. Disponível em: < http://amrigs.com.br/revista/54-03/019-540_lesoes_do_plexo.pdf>. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

DE LUCA, C. (2006). *ELECTROMYOGRAPHY*. In: Webster, J. G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2nd ed. University of Virginia, Charlottesville: Wiley-Interscience, pp.98-108.

EEEGUIDE. *Precision Full Wave Rectfiers*. Disponível em: http://www.eeeguide.com/precision-full-wave-rectifiers/. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

EMBARCADOS (2015). **Amplificador de Instrumentação com Amplificador Operacional**. Disponível em: < https://www.embarcados.com.br/amplificador-de-instrumentacao/>. Acesso em: 15 Agosto, 2018.

ESCOBAR, A. **Welcome to Cyberia**: notes on the anthropology of cyberculture. In: BELL, D.; KENNEDY, Bárbara M. (Eds.). The Cybercultures reader. London: Routledge, 2002.

FLORES, L. P. (2006). **ESTUDO EPIDEMOLÓGICO DAS LESÕES TRAUMÁTICAS DE PLEXO BRAQUIAL EM ADULTOS**. SCIELO. Biblioteca On-Line. Disponível: http://www.scielo.br/pdf/%0D/anp/v64n1/a18v64n1.pdf>. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

KANDEL, E. et al. **Princípios de neurociências**. 5. ed. Porto Alegre: AMGH, 2014. 1544p.

KIPNIS, N. Luigi Galvani and the debate on animal electricity, 1791–1800. Annals of science, v. 44, n. 2, p. 107-142, 1987. Disponível em:

http://www.academia.edu/10267364/Luigi_Galvani_and_the_Debate_on_Animal_Electricity

LANDMAN, R. J. (2004). *Electronics in the Development of Modern Medicine*. Semantic Scholar. Biblioteca On-Line. Disponível em:

https://pdfs.semanticscholar.org/e1c3/6e6f5eaaed8d64c8aca1c299a92fbec08921.pdf. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

Learning About Electronics. Disponível em: http://www.learningaboutelectronics.com>. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

MAGNAGHI, C. P.; ASSIS, A. K. T. Sobre a eletricidade excitada pelo simples contato entre substâncias condutoras de tipos diferentes – uma tradução comentada do artigo de Volta de 1800 descrevendo sua invenção da pilha elétrica. Caderno Brasileiro de Ensino de Física, v. 25, n. 1, p. 118-140, abr. 2008.

MALVINO, A.; BATES, D. J. **Eletrônica Volume II**. Tradução: Antônio Pertence Jr. – 8. ed. – Porto Alegre : AMGH, 2016. Páginas 680, 811.

MARTINS, R. A. O contexto da invenção e divulgação da pilha elétrica por Alessandro Volta. p. 285-290. In: GOLDFARB, J. L.; FERRAZ, M. H. M. (Eds.). Anais do VII Seminário Nacional de História da Ciência e da Tecnologia e da VII Reunião da Rede de Intercâmbios para a História e a Epistemologia das Ciências Químicas e Biológicas. São Paulo: Sociedade Brasileira de História da Ciência/EDUSP, 2000.

MCCOMAS, A. J. (2011). *Galvani's spark: the story of the nerve impulse*. Google Books. Biblioteca On-Line. Disponível em:

< https://books.google.com.br/books?id=TJ8oXWKgj50C&printsec=frontcover&dq=Galvani %27s+Spark:+The+Story+of+the+Nerve+Impulse&hl=pt-

BR&sa=X&ved=0ahUKEwiV4PiploveAhXMqZAKHU0LAWIQ6AEIKDAA#v=onepage&q &f=false>. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

MENESES, K. V. P.; ROCHA, D. N.; CORRÊA JÚNIOR, F. L.; SONO, T.; OLIVEIRA, A. L.; PINOTTI, M. **Aplicação de uma órtese funcional para mão em indivíduos com lesão do plexo braquial**. Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo, v. 23, n. 1, p. 34-43, jan./abr. 2012

NICOLELIS, M. (2016). Long-Term Training with a Brain-Machine Interface-Based Gait Protocol Induces Partial Neurological Recovery In Paraplegic Patients. Nature. Biblioteca On-Line. Disponível em: https://www.nature.com/articles/srep30383>. Acesso: 29 de Junho, 2018.

NICOLELIS, M. Muito além do nosso eu: a nova neurociência que une cérebros e máquinas - e como ela pode mudar nossas vidas. 3. ed. São Paulo: Companhia das Letras, v. 1, 2011.

PICCOLINO, M.; WADE, N. J. (2011). Carlo Matteuci (1811-1868), the "frogs pile", and the Risorgimento of electrophysiology. SciVerse ScienceDirect. Biblioteca On-Line: Disponível em:

http://marcopiccolino.org/historical_articles/Piccolino%20Wade%20Matteucci%20Risorgimento%20Cortex.pdf. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

PORR, B. (2017). *The Biosignal – How*. Disponível em: http://biosignals.berndporr.me.uk/doku.php . Acesso em: 29 de Junho, 2018.

REAZ, M. B. I.; HUSSAIN, M. S.; MOHD-YASIN, F. (2006). **Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications**. Biological Procedures Online.

ROQUE, A. (2015). **Breve histórico sobre potenciais elétricos em nervos e músculos, parte 1**. USP, Biofísica I. Biblioteca On-Line. Disponível em: http://sisne.org/Disciplinas/Grad/BiofisicaBio/Hist%F3ria1.pdf>. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

SANTOS, F. F. O.; OLIVEIRA, E. R. (2016). **Desenvolvimento de recurso de tecnologia assistiva para paciente com lesão de plexo braquial**. In: XI Congresso Norte Nordeste de Terapia Ocupacional, Fortaleza, CE. 2016.

SCNS – Sociedade Científica de Neurociência de Sobral. **Lesão do Plexo Braquial**. Disponível em:

http://gerardocristino.com.br/novosite/aulas/Neuroanatomia/Casos/C10_Lesao_Plexo_Braquial.pdf>. Acesso em: 29 de Junho, 2018.

STEFANI, F. M. **Estudo eletromiográfico do padrão de contração muscular na face de adultos.** 2008. 105 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciências, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008

APÊNDICES

APÊNDICE A – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

Quadro 2 – Questionário sobre o exoesqueleto

Quesito	#	Perguntas		Paciente	
	1	Vestir o exoesqueleto foi fácil?			
Design	2	Houve desconforto físico ao colocá-lo?		NÃO	
	3	O exoesqueleto é pesado?		NÃO	
	4	O exoesqueleto é confortável?	SIM		
	5	O exoesqueleto encaixou corretamente na mão?		NÃO	
	6	Retirar o exoesqueleto foi fácil?	SIM		
	7	Houve desconforto físico ao retirá-lo?		NÃO	
Funcionalidade	1	Fazer o exoesqueleto funcionar é fácil?	SIM		
	2	Fazer o exoesqueleto funcionar causa desconforto?		NÃO	
	3	O controle do movimento de abrir/fechar a mão foi eficiente?		NÃO	
	4	Segurar objetos é fácil com o exoesqueleto?	SIM		
	5	Fazer as atividades do dia-a-dia seria mais fáceis com o aparelho?		NÃO	
Satisfação	1	O protótipo tem aparência agradável?		NÃO	
	2	O paciente ficaria desconfortável em usá-lo em público?		NÃO	
	3	O barulho do funcionamento do exoesqueleto é incômodo?		NÃO	
	4	O protótipo realizou bem sua função?	SIM		
	5	O paciente gostaria de ter um modelo?	SIM		

Fonte: Baseado no modelo de MENESSES et al. (2018)

APÊNDICE B – ORÇAMENTO

 ${\bf Quadro} \; {\bf 3} - {\bf Or} \\ {\bf c}\\ {\bf mento} \; {\bf do} \; {\bf projeto}, \; {\bf inclui} \; {\bf equipamentos} \; {\bf e} \; {\bf componentes} \; {\bf utilizados} \;$

ITENS	VALOR UNIT. (R\$)	QUANTIDADE	VALOR GERAL (R\$)	
Resistor 750Ω 1/4W	1,00	1 cartela – 10 un.	1,00	
Resistor 1kΩ 1/4W	1,00	1 cartela – 10 un.	1,00	
Resistor 10kΩ 1/4W	1,00	1 cartela – 10 un.	1,00	
Resistor 82kΩ 1/4W	1,00	1 cartela – 10 un.	1,00	
Resistor 150kΩ 1/4W	1,00	1 cartela – 10 un.	1,00	
Trimpot $100k\Omega$	1,90	1	1,90	
TL072	3,40	3	10,20	
INA126	27,10	1	27,10	
ATMEGA328PU	12,00	2	24,00	
Servo motor MG90S 360°	31,50	1	31,50	
Cabo de cobre condutor (2mm)		3	1,50	
com malha, 10 cm	0,50			
Garra Jacaré	0,45	3	1,35	
Plugs e Jacks P1 Mono	2,00 / 5,00	3 Plugs, 3 Jacks	21,00	
Cristal Oscilador 16MHz	4,50	2	9,00	
Capacitor eletrolítico 100uF/16V		_		
-	0,70	2	1,40	
Capacitor eletrolítico 1uF/100V	0,10	2	0,20	
Capacitor cerâmico 0.1uF/50V	0,10	2	0,20	
Capacitor cerâmico 0.01uF	0,10	1	0,10	
(10nF)/50V				
Capacitor tântalo 1uF/35V	2,50	1	2,50	
Diodo 1N4148	0,10	2	0,20	
Arduino UNO R3	43,90	1	43,90	
Transmissor/Receptor RF MX-FS- 03V/MX-05V	6,72	1	6,72	
Barra de pinos (macho)	3,50	1 un 25 pinos	3,50	
Fenolite dupla face	17,00	1un 15x20cm	17,00	
Fenolite simples	15,00	1 un 15x15cm	15,00	
Clip p/ bateria 9V	2,00	3	6,00	
Bateria 9V	14,50	3	43,50	
LM7805	4,50	2	9,00	
Eletrodos 2223BRQ	20,00	2 Pcts, 100 un.	40,00	
Ferro de Solda	30,00	1	30,00	
Rolo estanho 1mm/25g	8,00	1	8,00	
Impressão 3D - PLA	93,00	20 peças	93,00	
Jeans 30cm	10,00	1	10,00	
Velcro 30cm	2,00	1	2,00	
Brim (forro) 30cm	10,00	1	10,00	
Plástico para suporte 10x10cm	2,00	1	2,00	
Computador	1.500,000	1	1.500,00	
Mini Furadeira	58,00	1	58,00	
Percloreto de Ferro 250g	14,00	1	14,00	
TOTAL (R\$)	2.048,77			
TOTAL EQUIPAMENTOS (R\$) – S	1.653,90			
TOTAL COMPONENTES (R\$) – C	394,87			

Fonte: O autor (2018)

ANEXOS

ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

TECNOLOGIA ASSISTIVA: ÓRTESE FUNCIONAL PARA PACIENTES DE LESÃO DE PLEXO BRAQUIAL, E RETOMADA DE ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIAS

Declaro que fui satisfatoriamente esclarecido pelo(s) pesquisador(es) Mariza Akiko Utida, Fabiana Nonino e Hygor Vinícius Pereira Martins, em relação a minha participação no projeto de pesquisa intitulado "TECNOLOGIA ASSISTIVA: ÓRTESE FUNCIONAL PARA PACIENTES DE LESÃO DE PLEXO BRAQUIAL, E RETOMADA DE ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIAS", cujo objetivo é testar o protótipo e responder um questionário semiestruturado sobre a performance da órtese. Os dados serão coletados através de três eletrodos de superfície conectados ao músculo do bíceps braquial, estes estarão ligados à um eletromiograma (EMG) que irá medir a corrente elétrica produzida pelas reações químicas do corpo quando há contração muscular. O sinal elétrico captado pelos eletrodos será filtrado e amplificado, permitindo que o sistema possa interpretar quando há atividade muscular e sua amplitude (com base na intensidade da contração muscular realizada pelo paciente). Os riscos envolvem uma mínima — porém existente possibilidade de desconforto ao conectar os cabos do EMG aos eletrodos acoplados à pele, porém é expressamente proibido ao paciente participar dos testes caso tenha, em seu corpo, aparelhos que ajudem a sua saúde, como marca-passos, por exemplo. Caso o indivíduo relate esse desconforto, os eletrodos serão imediatamente retirados, eles não acarretam nenhum tipo de dano a sua saúde. Estou ciente e autorizo a realização dos procedimentos acima citados e a utilização dos dados originados destes procedimentos para fins didáticos e de divulgação em revistas científicas brasileiras ou estrangeiras contanto que seja mantido em sigilo informações relacionadas à minha privacidade, bem como garantido meu direito de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento de dúvidas acerca dos procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, além de que se cumpra a legislação em caso de dano. Caso haja algum efeito inesperado que possa prejudicar meu estado de saúde físico e/ou mental, poderei entrar em contato com o pesquisador responsável e/ou com demais pesquisadores. É possível retirar o meu consentimento a qualquer hora e deixar de participar do estudo sem que isso traga qualquer prejuízo à minha pessoa. Desta forma, concordo voluntariamente e dou meu consentimento, sem ter sido submetido a qualquer tipo de pressão ou coação.

Eu,	, (responsável pelo menor,
se for o caso) após ter lido e entendido as informações e	esclarecido todas as minhas
dúvidas referentes a este estudo com o Professor	
CONCORDO VOLUNTARIAMENTE, (que o(a) meu(minh	a) filho(a), se for o caso)
	participe do mesmo.

Continuação do Termo de Compromisso Livre e Esclarecido (TCLE)

Eu,	Mariza Akiko Utida		declaro que forneci todas as				
informações referentes ao estudo ao sujeito da pesquisa.							
	es esclarecimentos, entrar e abaixo relacionados:	m contato c	om os pesquisadores nos				
Nome:	Mariza Akiko Utida						
Endereço:	UniCesumar - Avenida Guedner, 1610						
Bairro:	Jardim Aclimação						
Cidade:	Maringá		UF: Paraná (PR)				
Fones:	(44) 3027-6360	_ e-mail: <u>_</u> m	nariza.utida@unicesumar.edu.br				
Nome: Endereço:	Fabiana Nonino UniCesumar - Avenida Gu	edner, 1610					
Bairro:	Jardim Aclimação		HE B ((DB)				
Cidade:	Maringá		UF: Paraná (PR)				
Fones:	(44) 3027-6360	e-maii: tar	oiana.nonino@unicesumar.edu.br				
Nome:	Hygor Vinícius Pereira Ma	rtins					
Endereço:	UniCesumar - Avenida Gu	edner, 1610					
Bairro:	Jardim Aclimação						
Cidade:	Maringá		UF: Paraná (PR)				
Fones:	(44) 3027-6360	e-mail	hv-pm@hotmail.com				