

**UNIVERSIDADE DE SOROCABA  
PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO E ASSUNTOS ESTUDANTIS  
ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO**

**Leonardo Barboza Ribeiro Leite  
Thais Massue Takamori**

**ÓRTESE PARA AUXÍLIO NA RECUPERAÇÃO TERAPÊUTICA DAS MÃOS  
UTILIZANDO MYOWARE**

**Sorocaba/SP  
2018**

**Leonardo Barboza Ribeiro Leite**  
**Thais Massue Takamori**

**ÓRTESE PARA AUXÍLIO NA RECUPERAÇÃO TERAPÊUTICA DAS MÃOS  
UTILIZANDO MYOWARE**

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado como exigência parcial para a  
obtenção do Diploma de Graduação em  
Engenharia da Computação da  
Universidade de Sorocaba.

Orientador: Prof. Me. William Patrick Geraldo

**Sorocaba/SP**  
**2018**

**Leonardo Barboza Ribeiro Leite**

**Thais Massue Takamori**

**ÓRTESE PARA AUXÍLIO NA RECUPERAÇÃO TERAPÊUTICA DAS MÃOS  
UTILIZANDO MYOWARE**

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado como exigência parcial para a  
obtenção do Diploma de Graduação em  
Engenharia da Computação da  
Universidade de Sorocaba.

Aprovado em: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA:**

**Prof. Me. William Patrick Geraldo**

**Universidade de Sorocaba**

**Prof. Dr. José Nelson Falavinha Júnior**

**Universidade de Sorocaba**

**Prof.(a) Ma. Eloá Carolina Nava Cardoso Palma**

**Universidade de Sorocaba**

Dedico este trabalho a toda minha família, em especial a minha mãe Nair e ao meu pai Osmar, que foram meu porto seguro, e não deixaram de me ajudar em nenhum momento.

Leonardo

Aos meus pais, Aparecida e Antônio, que nunca falharam em estar presentes e prestar apoio, ainda que estivessem do outro lado do mundo, e ao meu noivo, Matheus, que me acompanhou durante o processo e me auxiliou nos momentos de necessidade.

Thais

## **AGRADECIMENTOS**

Agradecemos ao corpo docente do curso de graduação que, durante os anos, prestou o apoio necessário e nos preparou para este momento.

Ao Prof. Me. William Patrick Geraldo, nosso orientador, por nos guiar durante toda a realização deste processo e sempre nos motivar quando nossos ânimos falharam.

Aos nossos amigos e familiares, pelo carinho e fé depositada em nós.

A todos que tenham colaborado direta ou indiretamente com o projeto de algum modo.

A melhor maneira de prever o futuro é inventá-lo.

(Alan Kay)

## RESUMO

Para muitas doenças físicas progressivas têm-se tratamentos que consistem basicamente em fisioterapia e medicação. Muitas delas estão relacionadas ao avanço da idade e desgaste natural dos membros, sendo a osteoartrite uma das doenças mais comuns, que consiste no desgaste do tecido em torno dos ossos das juntas, causando dor e prejudicando as articulações. Em complemento às existentes opções de tratamento e equipamento, busca-se neste estudo conduzir o desenvolvimento de uma órtese que seja capaz de ser usada como ferramenta de trabalho do profissional e de auxiliar o paciente no alongamento das mãos e pulsos, através do aplicativo mobile que irá comandar a órtese. Utilizando um Arduino Uno e um sensor Myoware, criou-se uma luva que seja confortável e possa realizar os alongamentos nas mãos do paciente. Com o modelo de órtese concluído, através da leitura de atividade de movimento dos músculos através do sensor Myoware, pode-se afirmar que foi possível atingir o objetivo de alongar a mão e o pulso, estendendo os dedos para cima.

**Palavras-chave:** Órtese. Fisioterapia. Recuperação. Software. Osteoartrite. Tecnologia assistiva. Myoware. Arduino. Aplicativo Android.

## **ABSTRACT**

Usual treatment for chronic physical diseases consists basically in physiotherapy and medication. Most of those diseases are related to advanced age and bones that gradually grow weaker, with osteoarthritis being one of the most common chronic diseases, which can cause intense pain and impairment due to break down of the tissues involving the joints. As to join existent alternatives of treatment and equipment, this study conducts the development of a hand orthosis capable of support for both patient and professional physiotherapist to treat osteoarthritis through exercises for the hand and wrist, controlled by a mobile application. Composed by an Arduino Uno and a Myoware sensor, the study resulted in an orthotic glove comfortable enough to assist a patient through the hand exercises. Therefore, the objective of assisting a hand and wrist exercise was met with the use of the orthotic glove, along with the pulse given by the electrical muscle sensor MyoWare, that allowed the hand and fingers to extend upwards.

**Key words:** Orthosis. Physiotherapy. Recovery. Software. Osteoarthritis. Assistive technology. Myoware. Arduino. Android application.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Áreas afetadas pela osteoartrite e artrite reumatoide .....	13
Figura 2 - Comparação entre articulações saudável e doentes .....	14
Figura 3 - Custos dos materiais utilizados.....	17
Figura 4 - <i>Layout</i> do sensor MyoWare .....	18
Figura 5 - Rascunho de projeto inicial da órtese .....	20
Figura 6 - Esquema de circuito com motor e sensor mioelétrico.....	21
Figura 7 – Exo-Glove Poly .....	22
Figura 8 – ExoHand da Festo.....	23
Figura 9 - Pulseira de relógio com madeira adaptada no início do projeto.....	24
Figura 10 - Passagens na caixa para fonte de alimentação.....	25
Figura 11 - Caixa MDF com componentes eletrônicos.....	25
Figura 12 - Motor de DC com roldana adaptada (sulco para passagem de fios) .....	26
Figura 13 - Luva de couro adaptada .....	27
Figura 14 - Teste com <i>leds</i> e aplicativo <i>mobile</i> .....	28
Figura 15 - Teste realizado para ajuste de motor e MyoWare.....	29
Figura 16 - Protótipo da órtese com acelerômetro adaptado (luva de poliamida) .....	30
Figura 17 - Trecho de código do programa da órtese .....	31
Figura 18 - Trecho de código do programa da órtese .....	31
Figura 19 – Caixa com o botão para paralisação da órtese. ....	32
Figura 20 - Tela inicial do aplicativo .....	34
Figura 21 – Tela inicial do aplicativo. ....	35

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>FISIOPATOLOGIA: OSTEOARTRITE E TRATAMENTO.....</b>	<b>12</b>
<b>3</b>	<b>PROTOTIPAGEM DA ÓRTESE .....</b>	<b>16</b>
3.1	<b> Materiais utilizados e orçamento.....</b>	<b>16</b>
3.2	<b> Sensor muscular MyoWare .....</b>	<b>18</b>
3.3	<b> Modelo de órtese desenvolvido.....</b>	<b>19</b>
3.3.1	Modelos existentes de órtese .....	21
3.3.2	Confeção da órtese.....	23
3.4	<b> Programação Arduino .....</b>	<b>27</b>
<b>4</b>	<b>DESENVOLVIMENTO DO APLICATIVO .....</b>	<b>33</b>
4.1	Ambiente de desenvolvimento .....	33
4.2	Funcionalidade.....	33
4.3	Interface.....	34
<b>5</b>	<b>TESTES E RESULTADOS .....</b>	<b>36</b>
5.1	<b> Testes do protótipo da órtese.....</b>	<b>36</b>
5.1.1	Resultados de testes do protótipo da órtese.....	38
5.2	<b> Teste de execução do aplicativo mobile.....</b>	<b>39</b>
<b>6</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>40</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>42</b>
	APÊNDICE A - CODIGO FONTE DO ARDUINO .....	45
	ANEXO A - DATASHEET DO SENSOR MYOWARE .....	48

## 1 INTRODUÇÃO

Com o avanço tecnológico, evidencia-se a crescente demanda por soluções que facilitem atividades e processos de diferentes níveis de complexidade, sejam estes programas ou dispositivos, que têm trazido significativa mudança no modo de vida. Atividades que antes eram desenvolvidas em meses ou com o auxílio de muitas pessoas ou utensílios, agora podem ser desenvolvidas mais rapidamente, com menores custos e melhor eficiência.

Na área da saúde, a tecnologia assiste desde a gestão até a operação médica, proporcionando mais segurança, rapidez e taxa de erros reduzida. Um diagnóstico projetado e sugerido por um sistema de informação, capaz de cruzar informações de um banco de dados dos pacientes, é um exemplo que ilustra uma solução para armazenamento de grande quantidade de dados, menores chances de erro no diagnóstico e rapidez no processo (EXAME, 2016). No processo de reabilitação para um paciente que sofreu derrame, existem órteses que são capazes de auxiliar no remapeamento das funções de movimento dos membros superiores no cérebro, através de exercícios repetitivos auxiliados pelo próprio dispositivo (DELPH et al., 2013).

O foco do estudo desenvolvido será para casos de doenças físicas progressivas, que surgem devido ao desgaste natural do corpo, por questões de herança genética ou por influência externa, como a osteoartrite, que afeta principalmente a população idosa acima de 55 anos, no Brasil (PORTAL BRASIL, 2014), e estima-se, segundo Lawrence et al. (1966 apud ANDRADE, 2010) que um terço da população mundial seja acometido pela mesma, principalmente na região das mãos. Apesar do foco na osteoartrite como doença neste estudo, atenta-se ao fato de que a órtese desenvolvida pode ser aplicada de modo geral dentro do exercício da fisioterapia ou em até mesmo condicionamento físico voltado à realização de esportes.

A osteoartrite é uma doença progressiva que causa erosão e deformidades nas cartilagens articulares. A fricção causada entre o osso subcondral, que se torna a nova superfície articular, e a cartilagem deformada possibilita uma esclerose na placa óssea subcondral articular e o surgimento de osteófitos salientes ao redor das articulações (DAMJANOV, 2013, p. 347). Os sintomas decorrentes deste desgaste são dores durante movimento e repouso, inchaço e rigidez articulares, perda de força, articulação crepitante, hipertermia e dor à pressão local (MENESES et al., 2008).

Outros aspectos da patologia serão melhor explorados no estudo para que se obtenha um panorama do assunto.

A órtese pode ser indicada para imobilização, mobilização, alívio e estabilização do corpo ou membro afetado. Órteses neurológicas especializadas são capazes de compensar as funções do corpo perdidas, como em casos de paralisia parcial dos membros. Um médico especialista deve prescrever sob exame um modelo adequado ao paciente. No caso do tratamento de reabilitação para um paciente com osteoartrite, o mais indicado é que este utilize uma órtese que promova estabilidade nas articulações, com estímulo aos receptores musculares, geralmente feito de material têxtil que garantirá compressão controlada, e amortecido por cápsulas elásticas integradas na estrutura da órtese. (MENESES et al., 2008)

Empresas de tecnologia, como a Festo, possuem projetos como o ExoHand, um exoesqueleto pneumático que se apresenta como um equipamento potencial para aplicação em diversas áreas – função de prótese, controle de braço robótico à distância, órtese auxiliar para movimentos e sessões de fisioterapia (FESTO, 2012), promove uma comunicação em interface humano-máquina que possibilita a simulação otimizada de um braço humano com movimentos e sensibilidade ao manusear e segurar objetos.

Por essas razões, busca-se neste estudo desenvolver uma órtese automatizada comandada por aplicativo de dispositivo móvel, que possa auxiliar o profissional e o paciente a buscarem melhores resultados para o tratamento da osteoartrite e demais doenças que venham a precisar desta assistência. A partir do resultado de pesquisas a respeito de equipamentos similares já existentes ou em desenvolvimento, foi possível basear a criação de uma órtese que pudesse atingir o objetivo deste estudo, com o uso do Arduino e do sensor Myoware, escolhidos pelo custo baixo, fácil acesso e adaptabilidade.

Este estudo está dividido em partes com foco na definição e características da patologia abordada, desenvolvimento de uma órtese que atenda aos requisitos de tratamento da osteoartrite e desenvolvimento do aplicativo para controle da órtese.

## 2 FISIOPATOLOGIA: OSTEOARTRITE E TRATAMENTO

Uma das doenças mais comuns que afeta as articulações e manifesta-se em grande parte nos indivíduos acima de 55 anos, a osteoartrite afeta principalmente mãos, pés, joelhos e quadris, como ilustra a Figura 1. Entre os fatores de risco, considera-se gênero, idade, trauma, uso excessivo, genética e obesidade (REZENDE et al., 2013). A osteoartrite ou osteoartrose, como também é conhecida, é responsável por 7,5% dos casos de afastamento do trabalho, de acordo a Previdência Social no Brasil, seguida de 7,5% das justificativas de auxílio-inicial e de 10,5% em relação à casos de auxílio-doença, ocupando o quarto lugar de doenças responsáveis pela determinação da aposentadoria (SOCIEDADE BRASILEIRA DE REUMATOLOGIA, 2017).

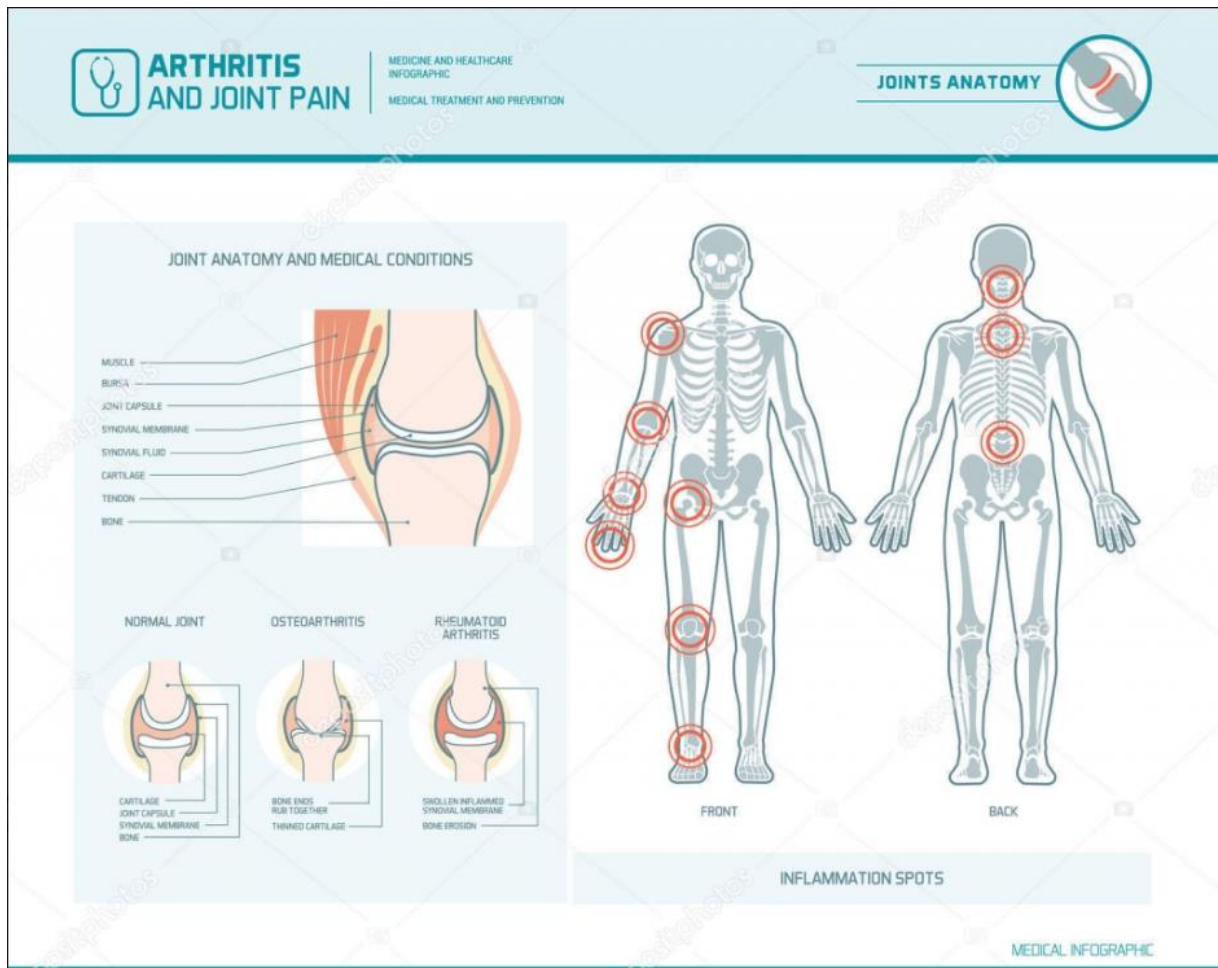
A articulação é a parte móvel que permite a movimentação suavizada entre os ossos do corpo, por intermédio da cápsula articular, revestida pela cartilagem articular, responsável por amortecer choques e evitando desgaste nas extremidades ósseas. A cartilagem é um tecido vivo que está sempre em renovação e com o envelhecimento de sua estrutura, há a perda de água e diminuição de atividade metabólica do condrócito. Isso ocasiona no desequilíbrio entre o anabolismo e catabolismo, que são, respectivamente, formação e deformação na estrutura da cartilagem. O resultado é o aumento da taxa de catabolismo na cartilagem, progredindo com a doença, como observado na Figura 1. A osteoartrite envolve todos os tecidos articulares, a cápsula articular, músculos e tendões periarticulares e ligamentos, que causam dor e rigidez dos membros e resulta na incapacitação do indivíduo (FERREIRA et al., 2012)

Os sintomas mais importantes apresentados em casos de osteoartrite são: dores nas margens da articulação, sensibilidade intensa nas articulações, tumefação articular, crepitações/atritos, movimentos restritos e dolorosos, atrofia muscular periarticular, derrame intra-articular, rigidez matinal de curta duração da articulação e instabilidade articular (FERREIRA et al., 2012)

Em relação à origem da doença, observa-se que a maioria dos casos está relacionado ao avanço da idade e desgastes naturais. Em questões de gênero, há uma chance maior de acometer mulheres, principalmente em regiões como mãos e joelhos, enquanto homens apresentam a doença com maior frequência na articulação coxofemoral, que compreende as articulações do fêmur com a bacia (SOCIEDADE BRASILEIRA DE REUMATOLOGIA, 2017). A respeito da hereditariedade, entende-

se como um dos possíveis fatores de risco para o surgimento da osteoartrite, ainda que seja difícil provar essa relação genética (FERREIRA et al., 2012).

Figura 1 - Áreas afetadas pela osteoartrite e artrite reumatoide

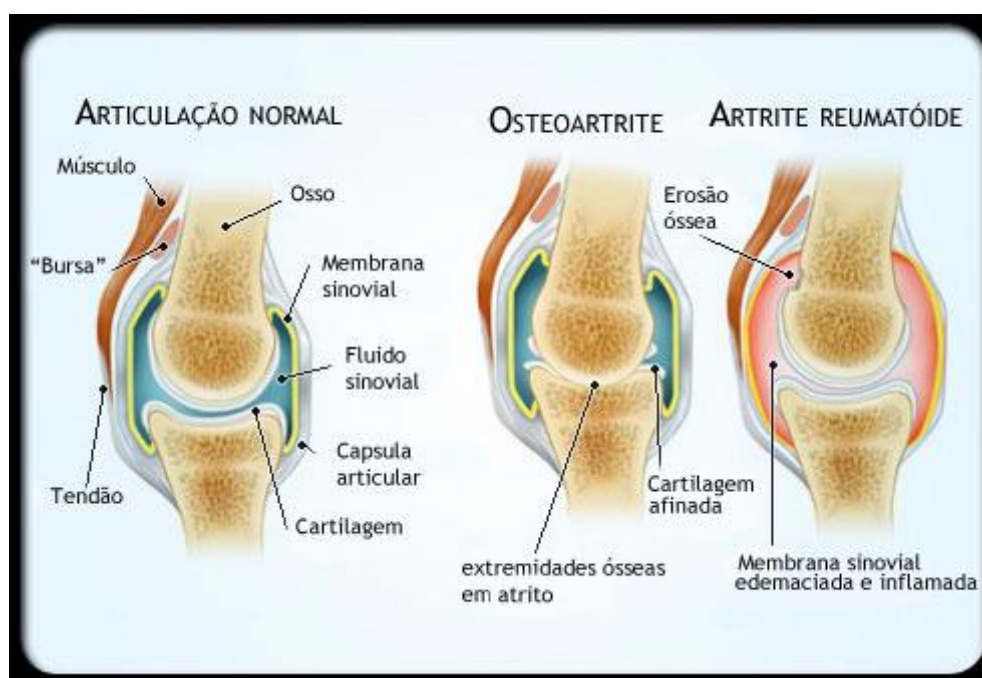


Fonte: SHUTTERSTOCK. *Rheumatoid arthritis, osteoarthritis and joint pain infographic with inflammation spots and anatomical illustration*. Disponível em: <<https://www.shutterstock.com/image-vector/rheumatoid-arthritis-osteoarthritis-joint-pain-infographic-619797470>>. Acesso em: 14/05/2018.

Para os casos de artrite reumatoide, ilustrados nas Figura 1 e Figura 2, é importante destacar a diferença de sua origem, pois afeta três vezes mais mulheres do que homens e pode afetar todas as faixas etárias, principalmente dos 25 aos 50 anos, além de possuir influência de predisposição genética. A artrite reumatoide acontece quando o sistema imunológico do indivíduo compreende o próprio corpo como uma ameaça, criando anticorpos para sua defesa. Os sintomas são de inflamação, seguido de calor, dor e rigidez, devido ao acúmulo de líquido inflamatório na cápsula articular, que posteriormente, causa inchaço e espessamento na membrana sinovial, acumulando ainda mais líquido. Se não tratado, pode causar incapacitação dos membros afetados (VERSAGI, 2012, p. 252)

O tratamento ideal da osteoartrite consiste na aplicação de medidas farmacológicas e não farmacológicas (REZENDE et al., 2013). Das medidas farmacológicas, compreende-se o uso de analgésicos e anti-inflamatórios, tais como Paracetamol e inibidores específicos da COX-2, drogas sintomáticas de ação duradoura e agentes tópicos. Em medidas não farmacológicas, há programas educativos, orientação ao paciente e o estímulo para atividades físicas, tanto as recomendadas para a execução própria do paciente no dia a dia quanto o encaminhamento à fisioterapia. Para casos avançados ou agudos da doença, como osteoartrite de grau II ou III, o profissional da área pode indicar o tratamento cirúrgico (COIMBRA et al., 2004).

Figura 2 - Comparação entre articulações saudáveis e doentes



Fonte: Fisiocorpore. Combatendo a osteoartrite. Disponível em: <<http://fisiocorpore.saude.com.br/wp/combate-a-osteoartrite/>>. Acesso em: 14/05/2018.

Com relação à fisioterapia e ao emprego de atividades físicas, são métodos aplicados no tratamento de ocorrência de dores e rigidez nas articulações do paciente, perda de mobilidade articular sem comprometimento grave da articulação, fraqueza muscular, uso anormal da articulação, fadiga e desequilíbrio da marcha. Podem ser também indicados para prevenção da osteoartrite (DUARTE et al., 2013).

Pacientes em que a osteoartrite afeta as articulações das mãos, por exemplo, podem apresentar dificuldades na execução das tarefas mais simples, como a de cuidados próprios e higiene. Em uma pesquisa realizada dentro do projeto de

pesquisa de doutorado “Influência do uso de órteses para osteoartrite do polegar: análise cinemática e funcional”, para o Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde da Universidade de Brasília, de uma amostra de 52 terapeutas, 94% disseram indicar o uso de órtese para pacientes com osteoartrite (ALMEIDA et al., 2016)

Em suma, o paciente deve adaptar seu estilo de vida e conscientizar-se sobre os cuidados que deve adotar, sempre sob as orientações ou cuidados de um profissional da saúde, uma vez que a osteoartrite é uma doença de natureza crônica e, portanto, sem cura (REZENDE et al., 2013)



### 3 PROTOTIPAGEM DA ÓRTESE

Foi realizado um estudo de natureza qualitativa, porem exploratória para a validação do protótipo da órtese, este estudo foi dividido em 4 fases:

A primeira fase do estudo foi verificar o funcionamento do sensor MyoWare, e qual seria o incremento em funcionalidades e viabilidade que ele poderia trazer para a órtese. Também foi nesta fase que selecionamos os músculos responsáveis pela realização dos exercícios predeterminados, e testamos o sensor nesses músculos para verificar e analisar os sinais gerados pelo MyoWare, para que pudéssemos tratar os sinais e fazer alguns ajustes prévios.

A segunda fase foi criar todo o circuito da órtese já com os devidos sensores e atuadores. Para a validação desta fase foi necessário que pudéssemos ativar um motor que faria os movimentos para o sentido correto, com velocidade e força desejados através do sensor mioelétrico, que monitora os movimentos do músculo do antebraço.

A terceira fase teve como objetivo principal a criação de uma “luva vestível” propriamente dita, os maiores desafios aqui foram como fixar cabos, sensores e atuadores em uma “luva” sem que haja incomodo para o usuário.

E a quarta e última fase tratou da criação de um aplicativo *mobile*, que pudesse monitorar e selecionar as repetições de exercícios que o usuário desejar.

#### 3.1 Materiais utilizados e orçamento

Para este projeto, os materiais usados foram escolhidos sob os principais parâmetros de: preço e desempenho. O Arduino foi de escolha imediata devido à familiaridade da equipe com linguagem de programação, além de ser uma tecnologia *open source* de baixo custo e possuir diversos módulos de expansão que permitem a realização de inúmeros projetos eletrônicos.

Entre estes módulos, vale destacar o sensor MyoWare – um sensor mioelétrico que é capaz de ler os pulsos elétricos do músculo e enviar os dados captados para leitura e processamento. Deste recurso, tem-se a intenção de aproveitar sua capacidade de ler o pulso de um músculo contraído para dar início ao movimento da órtese, uma vez que o paciente deve ser ativo e participar do exercício realizado, e não apenas ser passivo à órtese. O ganho pode ser ajustado dentro do programa ou

externamente, na estrutura do próprio sensor, onde é possível avaliar primeiramente a capacidade de força física de um indivíduo para prosseguir com a atividade desejada.

Figura 3 - Custos dos materiais utilizados

Quantidade	Nome do material	Preço unitário (R\$)
1	Par de luvas (Poliamida 91%, elastano 6% e cobre 3%)	14,90
1	Kit Arduino	250,00
1	Motor DC 3RPM 15kgf 12V	87,90
1	Sensor Myoware	220,00
1	Módulo Bluetooth	35,00
15	Jumpers Macho/Fêmea	15,00
50	Eletrodos	21,00
1	Ponte H L298n	12,90
1	Caixa MDF (15cm x 15cm x 7cm)	6,50
1	Tecido condutor de eletricidade	19,90
1	Luva preta de couro	50,00
1	Roldana	3,50
1	Pulseira de couro	14,90
1	Tecido de faixa com furos (50 cm)	7,50
1	Cola cianoacrilato	4,50
2	Rolo de fio de pesca (nylon)	12,50
1	Conduíte e pinos (5 m)	7,50
<b>Total</b>		<b>783,50</b>

Fonte: Elaboração própria. 2017.

Um motor DC mais potente, de alto torque (15 kgf.cm), foi escolhido a partir da necessidade de aguentar o peso de uma mão humana, já que a órtese irá auxiliar no exercício de alongamento em que a mão deve ser firmemente estendida para cima.

A luva escolhida inicialmente era de material mais frágil (poliamida), o que, com o passar do tempo, tornou-se descartável devido aos testes feitos nela. Posteriormente, foi adquirida e adaptada uma luva de couro mais robusta e firme, juntamente com um cinto de Velcro na altura do pulso, servindo como base fixa e por onde estão intermediados os cabos responsáveis por sustentar os dedos das mãos.

Todo o circuito correspondente foi organizado dentro de uma caixa de MDF para simplificar e resumir os itens essenciais ao funcionamento da órtese, com adaptações que compreendem furos em duas laterais para encaixe de fontes e saída de cabos que se conectam à luva.

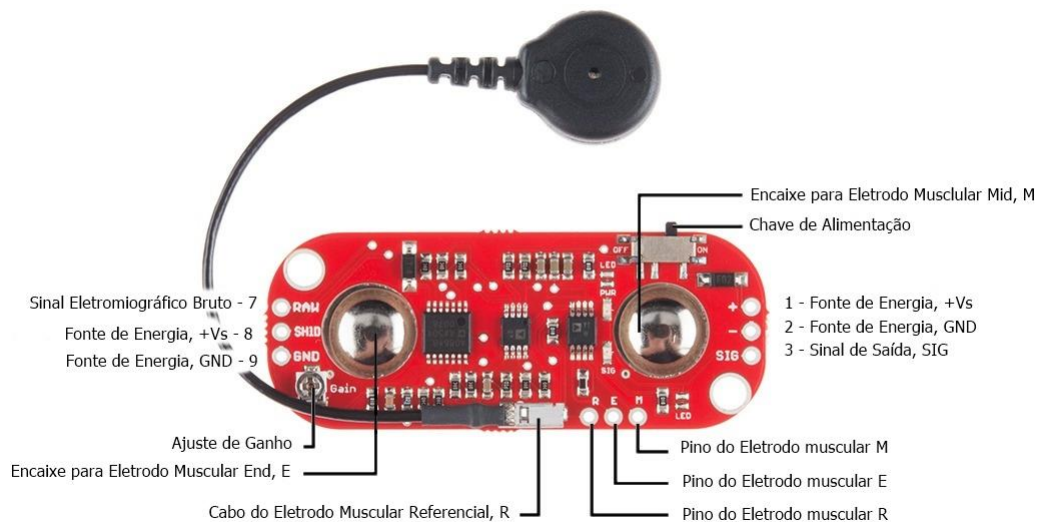
Em observação, o item Sensor Myoware, conforme Figura 3, teve seu valor convertido com base na moeda nacional, pois não era comercializado em território nacional quando foi obtido.

### 3.2 Sensor muscular MyoWare

O MyoWare *muscle sensor* é um sensor que mede as atividades elétricas de um músculo, ele também filtra e retifica esses sinais elétricos (SPARKFUN, 2017). O sinal de saída do sensor é em *volts*, de 0 até o sinal de entrada também em *volts*, que depende da quantidade de atividade no músculo selecionado. Outros detalhes podem ser consultados no *datasheet*, no ANEXO A.

Na órtese em questão é utilizado um sinal de entrada de 5V, que corresponde a saída 5V do Arduino Uno.

Figura 4 - Layout do sensor MyoWare



Nota: Dados traduzidos pelos autores.

Fonte: SPARKFUN. MyoWare *muscle sensor*. Disponível em: <<https://learn.sparkfun.com/tutorials/myoware-muscle-sensor-kit>>. Acesso em: 29/11/2017.

Como é possível ver na Figura 4, o sensor MyoWare tem vários pinos, que servem para ajustar diferentes funcionalidades, entre esses pinos os principais para o

projeto são os pinos 1 – Fonte de energia, +Vs, que corresponde ao pino de alimentação da placa ou seja + 5V. 2 – Fonte de energia, GND, que corresponde ao pino terra da placa. 3 – Sinal de Saída, SIG, que corresponde a saída do sinal, ou seja, por esse pino é possível ver o sinal gerado pelo musculo propriamente dito. E temos também o pino Ajuste de Ganho, com ele é possível ajustar o ganho, ou sensibilidade do sensor, e só é possível determinar a posição ideal fazendo testes (SPARKFUN, 2017).

### **3.3 Modelo de órtese desenvolvido**

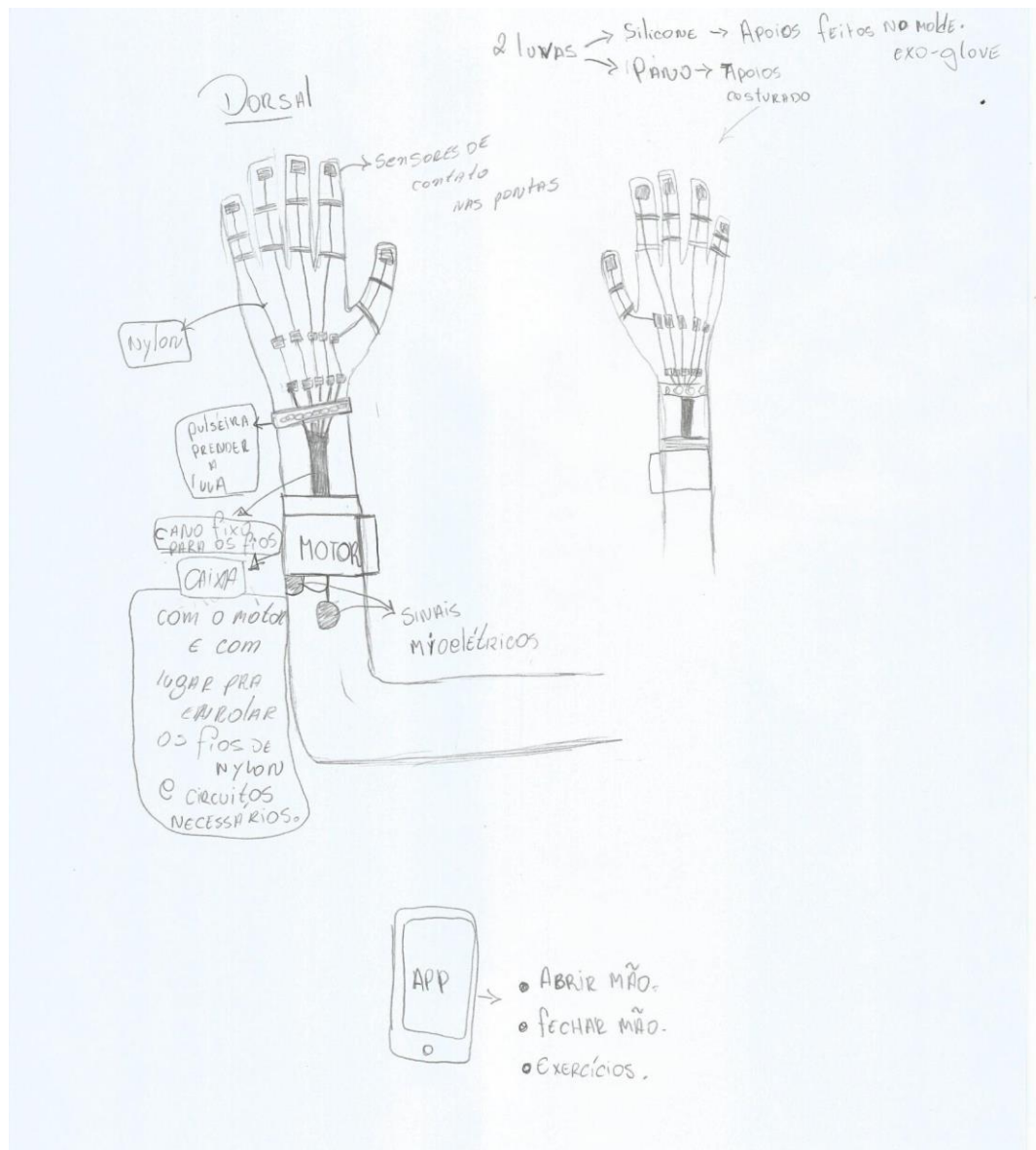
Na ponta de todos os dedos da luva, serão fixados tendões artificiais nas regiões palmar e dorsal, de forma a simular os tendões dos músculos flexores e extensores dos dedos. Na parte ventral da luva, os tendões artificiais seguem por um túnel em direção o músculo artificial (motor), que é responsável pelo movimento de flexão dos dedos.

Na parte dorsal da luva, os tendões artificiais seguem em direção a um motor, que será responsável pela extensão dos dedos e do pulso. O músculo artificial eletromecânico é composto por um motor elétrico, cujo eixo é fixo aos tendões artificiais ventrais. O movimento de flexão dos dedos ocorre quando o motor elétrico é acionado no sentido horário. Quando acionado em sentido anti-horário, ele permite a extensão dos dedos, realizado pelo motor fixado na parte dorsal da luva.

Ilustrado na Figura 5, está a primeira concepção da órtese, que propunha a fixação da caixa do motor na região do antebraço próxima ao pulso. Esta concepção foi posteriormente alterada devido a dificuldades encontradas no decorrer do desenvolvimento da órtese, como a dimensão e o peso da caixa do motor, que vieram a ser maiores do que o esperado e, portanto, tornaram-se empecilhos.

O acionamento do motor é realizado por meio de sinais mioelétrico captados por eletrodos de superfície fixados na pele sobre um músculo ou grupo muscular. Quando um músculo contrai, ele emite sinais elétricos, conhecidos como sinais mioelétrico, que podem ser captados por eletrodos colocados sobre músculo (ALVES, 2016).

Figura 5 - Rascunho de projeto inicial da órtese

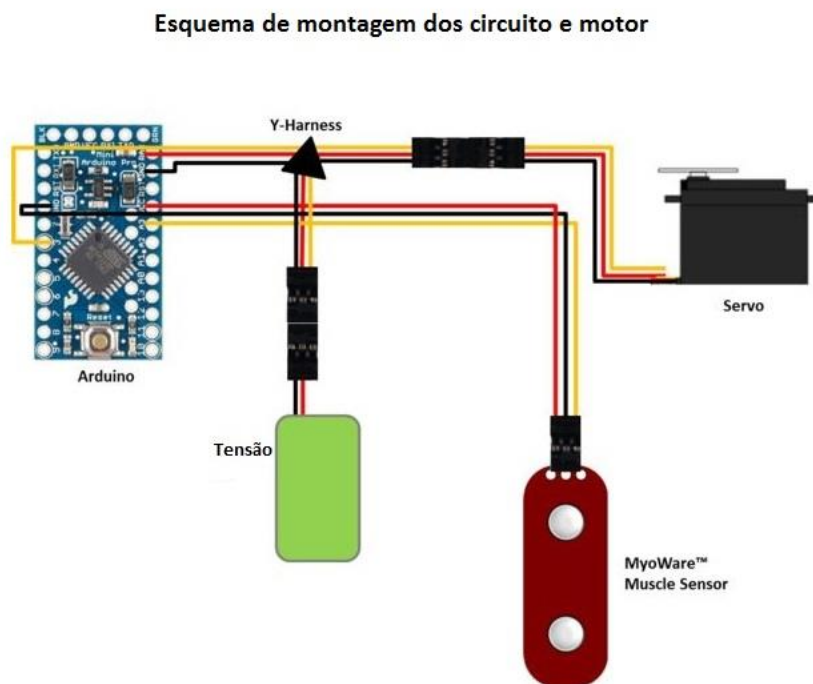


Fonte: Elaboração própria. 2017.

Este sinal captado pelo eletrodo é enviado para um circuito que tem a função de interpretar este sinal e comandar a abertura e fechamento da órtese. Assim, quando o indivíduo contrai a musculatura selecionada, indiferente da força de contração muscular, o motor irá operar em uma velocidade constante enquanto houver contração muscular do paciente. Uma vez cessada a contração muscular, o motor parará de agir. Desta forma o usuário controla de forma voluntária o grau desejado de abertura e fechamento da mão. A Luva Funcional realiza passivamente os movimentos de flexão e extensão dos dedos e pulso (articulações metacarpofalangeanas e interfalangeanas de todos os dedos), substituindo a função da musculatura perdida (flexores e extensores dos dedos) (MENESES et al, 2008).

O aplicativo que será desenvolvido para o auxílio da fisioterapia, onde terá opções de estender e flexionar os dedos e o pulso. Terá uma opção de exercícios livre, onde não há limite de sessões ou repetições, e uma opção onde será possível escolher a quantidade de repetições a serem realizadas pela órtese com o paciente, respeitando orientações do fisioterapeuta.

Figura 6 - Esquema de circuito com motor e sensor mioelétrico



Fonte: INSTRUCTABLES. *Bionic Wolverine Claws*. Disponível em: <<http://www.instructables.com/id/Bionic-Wolverine-Claws/>>. Acesso em: 05/05/2017.

### 3.3.1 Modelos existentes de órtese

As órteses tradicionais consistem em aparelhos que são capazes de assistir membros e/ou órgãos do paciente a um funcionamento correto, excluindo quaisquer tipos de procedimentos cirúrgicos em sua manutenção, e são compreendidas como uma intervenção médica de reabilitação, diagnóstica ou terapêutica. Além disso, a comercialização deste tipo de equipamento deve ser feita por fabricantes e distribuidores habilitados legalmente (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016).

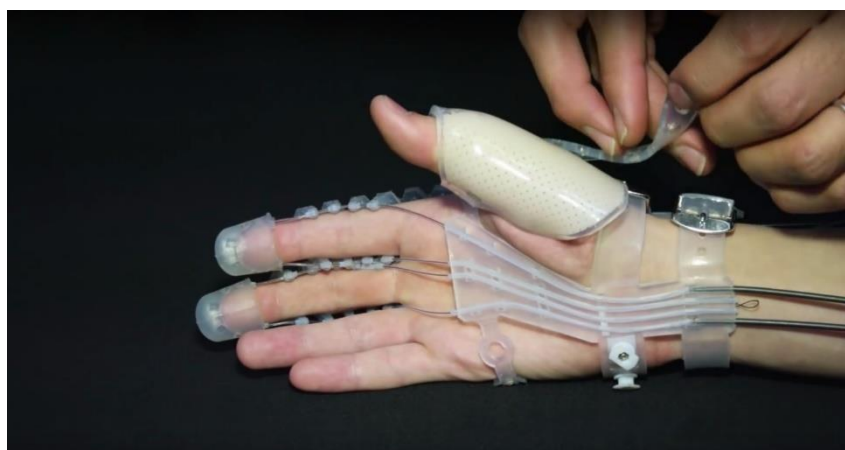
Estas órteses classificam-se em duas categorias: órteses estáticas e órteses dinâmicas, desta primeira com o objetivo de imobilizar o membro tratado e mantê-lo em posição específica, enquanto a segunda tem como objetivo prover apoio ao

paciente para que consiga, controladamente, movimentar as articulações e obter resultados de restauração a partir do uso desta. Uma terceira categoria, a órtese híbrida, compreende a evolução da órtese dinâmica a partir da aplicação de um sistema robotizado, cujo qual o paciente é capaz de controlar o movimento do membro tratado com auxílio de outras partes do corpo enquanto o movimento é executado por uma fonte externa (AGNELLI; TOYODA, 2003).

Deste terceiro tipo de órtese, é possível observar a evolução de alguns protótipos e projetos, como apresentados nas Figura 7 e Figura 8, a Exo-Glove Poly e a ExoHand, respectivamente.

A Exo-Glove Poly é um aparelho desenvolvido por Kyujin Cho, da Universidade Nacional de Seoul, que é capaz de realizar movimentos de pinça e garra com a mão e dedos, capacitando um indivíduo que possua paralisia nas mãos a obter certo grau de independência. Com esta luva de polímero, leve e lavável, o usuário é capaz de segurar objetos firmemente, bem como abrir portas e escovar os dentes. Outro destaque, além da sua eficácia, está no *design* inovador, que possibilita o uso diário do indivíduo bem como sua fácil higienização (GOLDAPPLE, 2016).

Figura 7 – Exo-Glove Poly



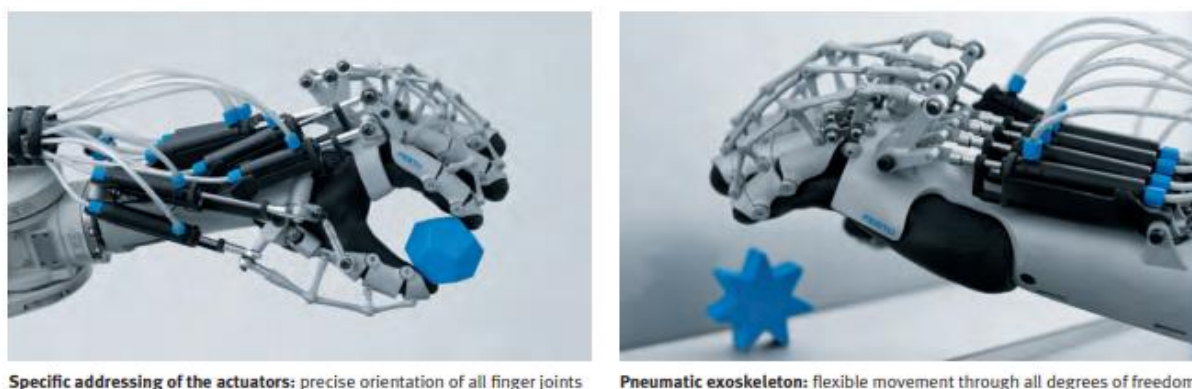
Fonte: Atlas of The Future. *Rubber glove opens doors* – Exo-Glove Poly.  
Disponível em: <<http://atlasofthefuture.org/project/exo-glove-poly/>>.  
Acesso em: 29/03/2017.

A ExoHand da FESTO é um exemplo de exoesqueleto capaz de oferecer um número de resoluções tecnológicas, sendo capaz de articular todos os dedos das mãos de modo individual através da configuração precisa dos atuadores. Possui uma estrutura pneumática capaz de auxiliar e reforçar a força exercida, exigindo menos força física empregada pelo usuário. Pode ser aplicada na área médica ou na



indústria, onde o objetivo deste aparelho é potencializar a performance humana através da assistência automatizada. Em conjunto ao braço robótico, ilustrado na Figura 8 (à esquerda), é possível utilizar a ExoHand para controlá-lo precisamente para manipular objetos. A aplicação do braço robótico em substituição ao ser humano em tarefas que apresentem risco de vida é um exemplo solução trazida por esta implementação (FESTO, 2012).

Figura 8 – ExoHand da Festo



Nota: Definição específica de atuadores: orientação precisa de todas as juntas dos dedos (tradução, à esquerda); Exoesqueleto pneumático: movimento flexível através dos graus de liberdade (tradução, à direita).

Fonte: FESTO. ExoHand. Disponível em: <<https://www.festo.com/group/en/cms/10233.htm>>. Acesso em: 27/05/2017.

Estes e tantos outros possíveis exemplos existentes e/ou em desenvolvimento apresentam soluções tecnológicas que poderiam facilitar a vida de muitas pessoas, tanto em processos de trabalhos repetitivos, como na melhoria da saúde das pessoas. A tendência é que, com o avanço das pesquisas e tecnologias, estes dispositivos tornem-se cada vez mais acessíveis, podendo mudar o estilo de vida de muitos.

### 3.3.2 Confecção da órtese

A órtese foi desenvolvida com base em um par de luvas de frio simples e bem ajustadas à mão. O ideal é que o tecido fosse confortável, fácil de colocar e retirar, resistente e o mais ventilada possível. A órtese foi confeccionada de acordo progredíamos com o sistema de sua automatização, adaptando e alterando detalhes.

A primeira mudança visava criar estruturas ao longo dos dedos da luva por onde poderíamos passar os cabos que iriam auxiliar na movimentação das mãos, esticando e alongando dos dedos à mão. Para isso, uma série de três miçangas



esféricas foi costurada em cada dedo, excluindo o polegar, e mais duas miçangas foram adicionadas na base da costa da mão, como ilustra a Figura 16. Assim, seria possível passar os cabos que guiariam cada dedo ao alongamento automatizado pela órtese.

Figura 9 - Pulseira de relógio com madeira adaptada no início do projeto

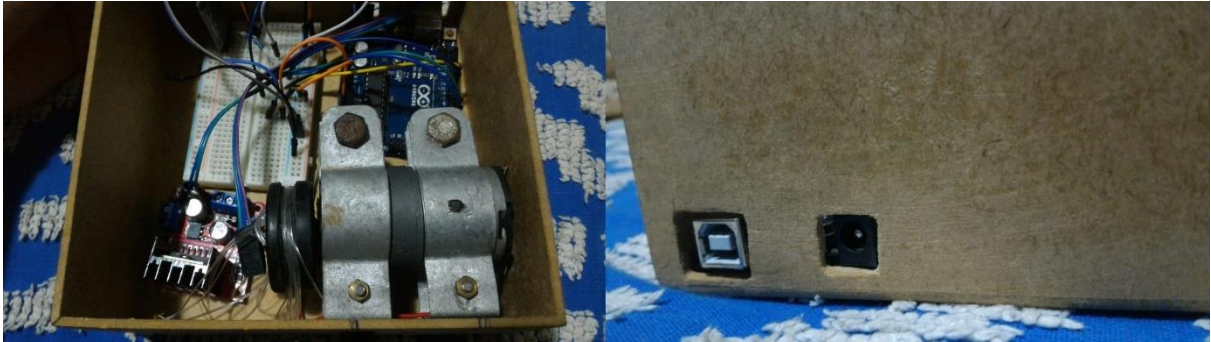


Nota: Pulseira de relógio e madeira com furo para passagem dos cabos.  
Fonte: Elaboração própria.

Na altura do pulso, foi inicialmente adaptada uma pulseira de relógio com uma estrutura vazada de madeira no centro, que possibilita a passagem dos cabos e mantém fixado o conduíte por onde passam os cabos. Esta estrutura de madeira possui duas medidas de furos diferentes, fazendo com que parte do conduíte fique encaixado na madeira e permita que os cabos passem adiante para a furo de menor diâmetro. O intuito desta era permitir que os cabos ficassem centralizados sobre o pulso e que somente os fios pudessem movimentar-se através dessa região, que serviria como uma base.

O conduíte leva os cabos até a caixa, onde concentra-se a parte automatizada do projeto. A caixa, composta de MDF, foi arranjada de modo que pudesse ter furos para fixar o motor à sua parede interna e permitir a passagem dos fios, bem como aberturas que possibilitassem a conexão do cabo USB e a fonte no Arduino. A caixa possui dimensões de 15 cm, 15 cm, 7 cm e possui uma tampa superior.

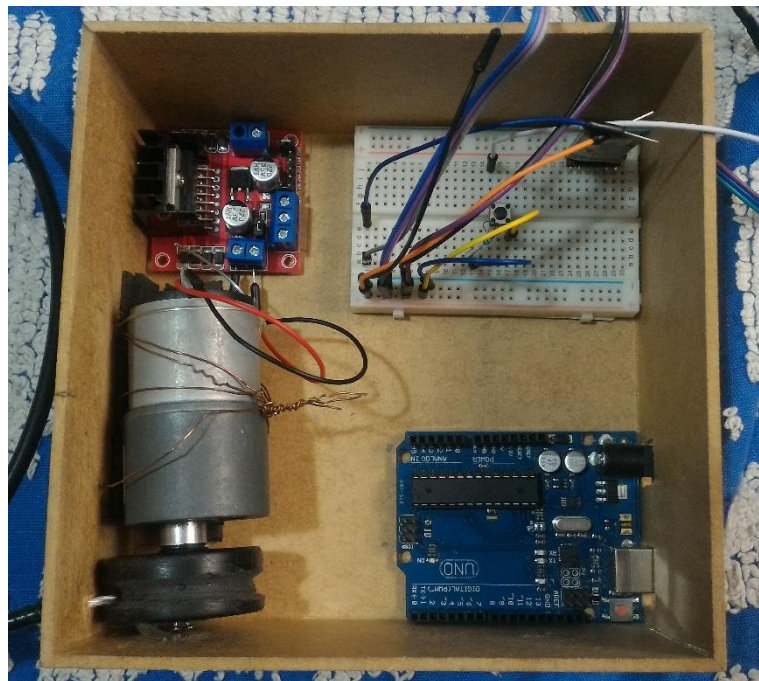
Figura 10 - Passagens na caixa para fonte de alimentação



Nota: caixa MDF com furos para passagem de cabos de alimentação do sistema.  
Fonte: Elaboração própria.

Dentro da caixa estão presentes o motor acoplado de uma roldana, o Arduino UNO, a ponte H L298n e um mini *protoboard*.

Figura 11 - Caixa MDF com componentes eletrônicos



Nota: caixa MDF com componentes eletrônicos da órtese (ponte H, *protoboard*, motor de passo e Arduino).  
Fonte: Elaboração própria.

O motor foi fixado na parede interna, em uma segunda modificação, por meio de abraçadeiras de nylon que passam pelos furos para fora da caixa, com a adição de um apoio macio que lhe proporcionava um pouco de altura, para melhor ajuste. Estas abraçadeiras de nylon foram substituídas posteriormente por suportes de ferro parafusados à caixa, para total fixação do motor. O apoio de altura foi retirado.

O motor usado foi escolhido justamente pela sua capacidade de alto torque de 15kgf.cm, que seriam suficientes para levantar um braço. No entanto, nenhuma roldana de encaixe apropriado foi encontrada facilmente, levando a equipe a realizar duas principais adaptações: desgastar uma trilha em seu eixo para que acomodasse os fios e fixar a roldana ao motor por meio de cola do tipo cianoacrilato e dois pregos. Em relação aos cabos utilizados, definimos que deveriam ser resistentes para não correr o risco de arrebentar durante um dos testes ou exercícios, mas que também fossem maleáveis.

Figura 12 - Motor de DC com roldana adaptada (sulco para passagem de fios)



Fonte: Elaboração própria.

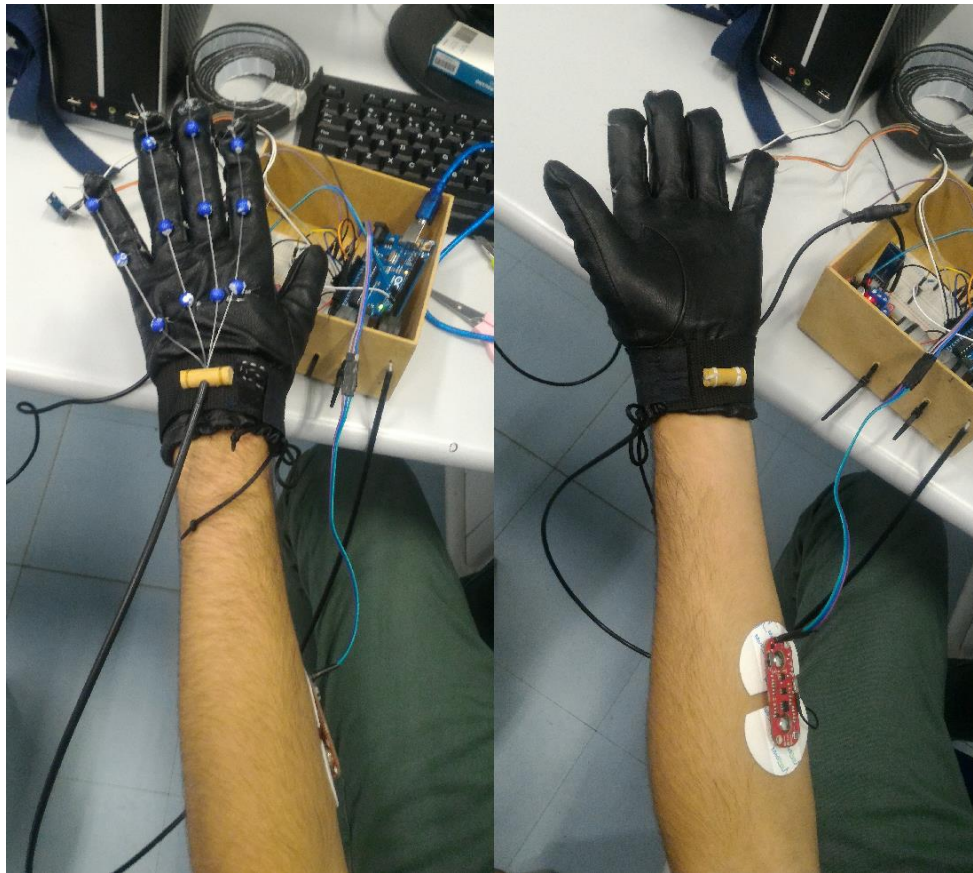
Inicialmente dispendo de cabos de redes, retiramos suas proteções e passamos por todo o sistema – desde a ponta dos dedos, guiado pelas miçangas, até a roldana, onde ficariam presos para serem puxados.

Nos primeiros testes, percebemos que o fio de cabo de rede não possui a maleabilidade adequada, pois permanecia deformado depois de uma sessão de exercício, o que dificultava a sessão seguinte.

Substituiu-se então por fios de nylon, como os usados em pesca, e foi possível obter resultados satisfatórios em relação a seu desempenho, considerando as características ideais para os cabos deste projeto.



Figura 13 - Luva de couro adaptada



Fonte: Elaboração própria.

Em ajuste final, ainda foi adicionado graxa branca por dentro do conduíte, para que os quatro cabos de nylon se movimentassem com maior facilidade, visto que a espessura de 0,08mm de cada um dos fios por ora viera a ser ligeiramente incômoda. Uma luva de couro, da mão esquerda, substituiu a primeira ao longo do projeto, pois a luva de poliamida tornou-se frágil após alguns testes e ajustes. Notou-se também que esta última possuía alta elasticidade, um dos motivos para seu desgaste, além de ter-se apresentado uma característica inadequada para exercer seu objetivo.

A luva de couro foi adaptada com as mesmas miçangas esféricas, e descartou-se o uso da pulseira da Figura 9 com a adição de um cinto de Velcro e um cordão ao redor do pulso da luva. Outra estrutura de madeira foi adaptada e costurada à luva.

### 3.4 Programação Arduino

Parte do código em Arduino usado foi consultado para realização de atividades básicas, porém elementares, como mover o motor para ambas direções, programar

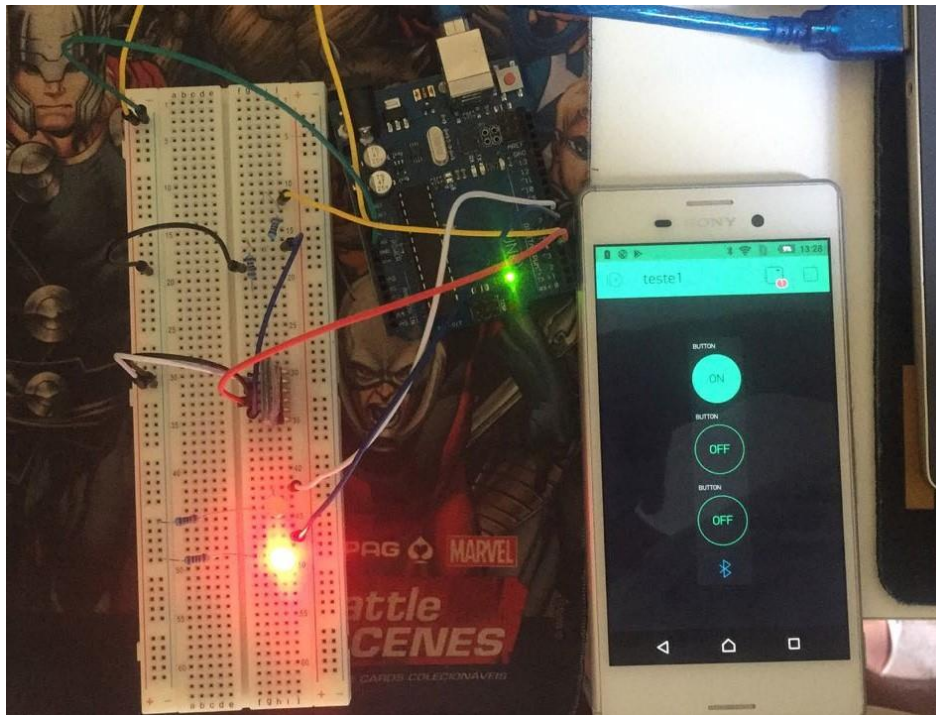
sua velocidade e o ciclo executado pelo programa. As consultas são principalmente devido ao nível iniciante de conhecimento da equipe desenvolvedora sobre a linguagem de programação em Arduino.

A intenção do programa é que ele possa executar a seguinte tarefa: controlar o motor DC para que contraia os cabos de aço acoplados à luva/órtese e, assim, possa estender a mão para cima ou para baixo, em forma de alongamento.

O sensor MyoWare no braço do paciente lerá o impulso inicial que ativará os motores, pois o objetivo é que o paciente em fisioterapia realize um esforço mínimo para gradualmente alcançar sua capacidade física máxima e/ou atinja um quadro de melhora em sua patologia.

Dependendo da capacidade física do paciente, o ganho da força pode ser ajustado de acordo necessidade, diretamente no sensor MyoWare.

Figura 14 - Teste com *leds* e aplicativo *mobile*



Nota: Teste com *leds* usando módulo Bluetooth e aplicativo.  
Fonte: Elaboração própria.

Como os componentes eletrônicos foram adquiridos em momentos diferentes, os testes iniciais foram feitos com a leitura de níveis de sensibilidade do sensor MyoWare e um Arduino.

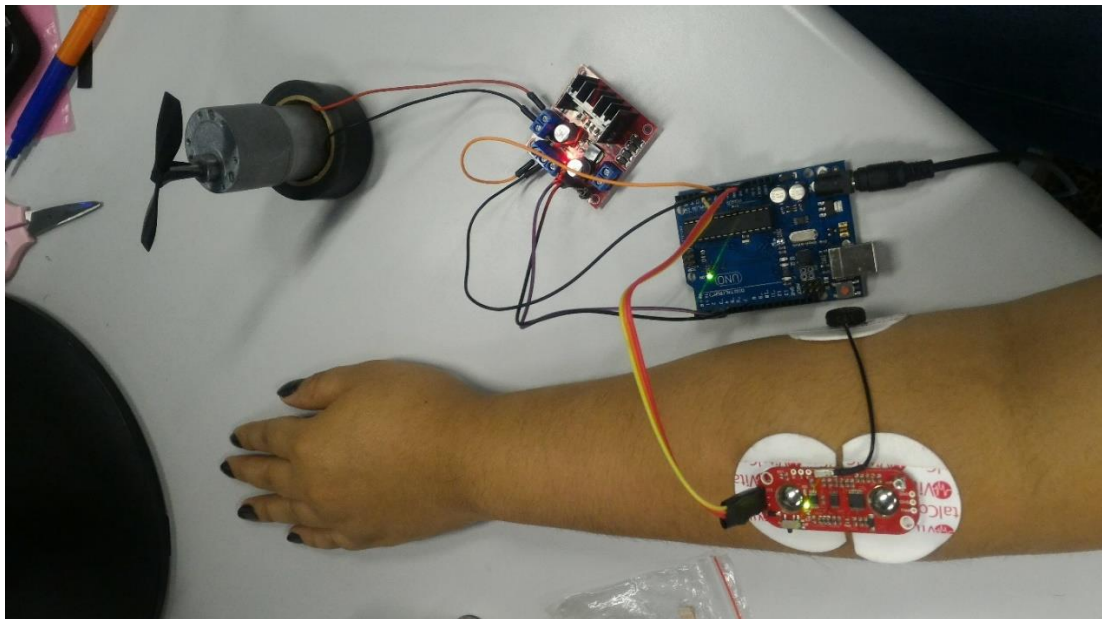
Ajustou-se o ganho diretamente na estrutura do sensor e, quando a força muscular exercida fosse lida como maior ou igual ao valor de 0.9, então o *led* acenderia.

Seguindo essa estrutura, um segundo teste foi feito com dois *leds*, cada um representando o lado direito e esquerdo para o qual o motor deveria girar.

O programa deveria executar uma rotina em que, ao pressionar um botão, daria início ao ciclo onde um *led* acenderia por X segundos, depois apagaria e seguiria para o outro *led*, que repetiria o processo até apagar-se e finalizar o ciclo.

A intenção deste teste seria adicionar sua lógica posteriormente na órtese para que representasse a rotina: estende mão para cima em X segundos; retorna à posição original; estende mão para baixo em X segundos; e finalmente retorna à posição inicial.

Figura 15 - Teste realizado para ajuste de motor e MyoWare



Nota: teste de ajuste do motor.

Fonte: Elaboração própria.

Essa estrutura foi mais tarde alterada para que o exercício realizasse apenas a movimentação para cima, seguida de uma pausa, e retornasse à posição original. Com o motor e a ponte H em mãos, pode-se testá-los no código já implementado e fazer ajustes quanto à sua velocidade, direção e quantidade de giros necessários para exercer a atividade de flexão na mão.

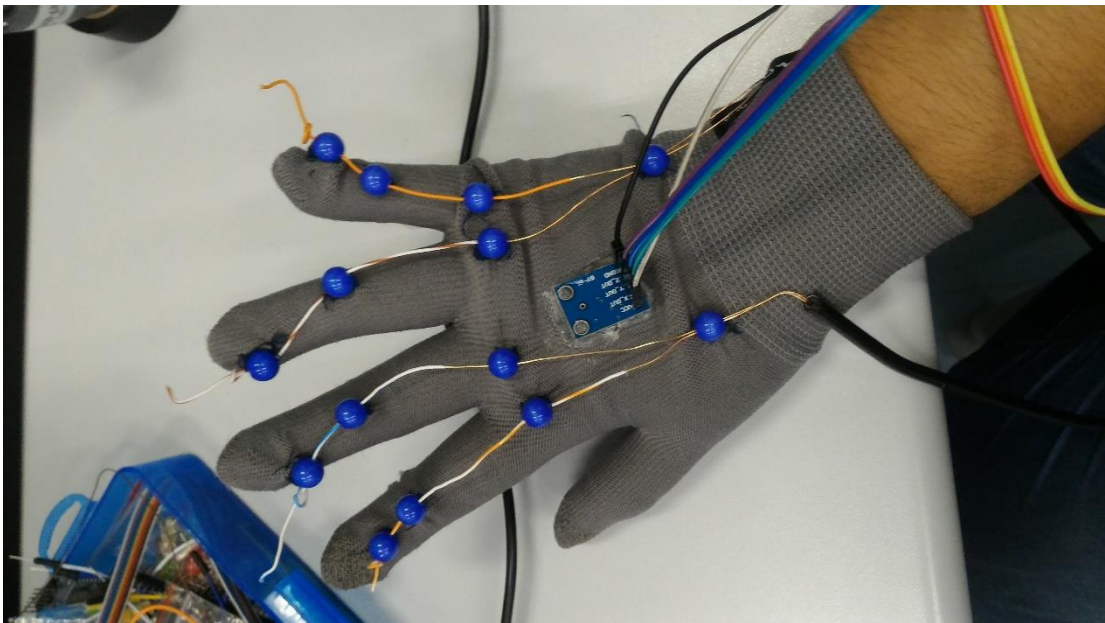


Para a alimentação da ponte H e do motor, foi utilizado uma fonte comum de 12V e 2A, enquanto que a alimentação do Arduino e demais componentes foi feita através de uma fonte de 5V e 0,5A.

Durante a montagem da órtese e programação de seus componentes, um dos problemas encontrados foi em relação à direção de movimentação da mão/braço.

Para determinar se a mão estava movendo-se para cima ou para baixo, resolvemos o caso adicionando um acelerômetro nas costas da luva. Essa alteração possibilitou a captação de coordenadas X, Y e Z do ponto inicial de partida e comparando, imediatamente após algum movimento, os valores para o programa determinar a direção da ação.

Figura 16 - Protótipo da órtese com acelerômetro adaptado (luva de poliamida)



Nota: primeiro protótipo da órtese

Fonte: Elaboração própria.

A partir do acréscimo do acelerômetro, mais uma modificação no programa foi feita para que um botão *pushbutton* fosse adicionado, que representaria o comando enviado pelo aplicativo *mobile*. Este botão seria o sinal de que, depois de acionado, o exercício se iniciaria, captando a atividade muscular através do sensor MyoWare e as coordenadas através do acelerômetro, simultaneamente. O motor então responderia de acordo o movimento.

É importante destacar que o uso do acelerômetro esteve associado somente ao primeiro protótipo da órtese, sendo mais tarde removido da luva devido a

simplificação da atividade física a ser realizada, dentro do segundo protótipo – consiste em alongar a mão para cima.

Figura 17 - Trecho de código do programa da órtese

```
// Pega os valores de tensao do sensor MyoWare enquanto menor que 0,9V.
float voltage = 0;
while (voltage <= 0.9) {
  // Le a entrada no pino analógico 0, MyoWare:
  int sensorValue = analogRead(A0);
  // Converte a leitura analógica (que vai de 0 a 1023) para uma tensão em volts (0-5V):
  voltage = sensorValue * (5.0 / 1023.0);
  // Escreve os valores ligados pelo sensor no serial:
  Serial.println(voltage);
} //Fim while(voltage)
```

Fonte: Elaboração própria.

O código da Figura 17, presente na íntegra no APÊNDICE A, representa o trecho responsável por ler os valores analógicos do pino A0 que é conectado ao sensor MyoWare e os converter em um sinal de tensão que vai de 0 a 5V.

Deste modo, é possível definir um valor de força mínima a ser exercida pelo paciente para que a órtese entre em ação. Neste caso, o valor usado foi de 0,9V.

Foi possível chegar neste valor após alguns testes com a própria equipe desenvolvedora, que considerou um valor facilmente alcançável.

Figura 18 - Trecho de código do programa da órtese

```
//Função para controlar o motor da órtese
void motor() {
  //Liga o motor da órtese para iniciar o alongamento
  digitalWrite(IN1, HIGH);
  digitalWrite(IN2, LOW);
  delay(25000); //Delay de 25s necessários para puxar fios

  digitalWrite(IN1, LOW);
  digitalWrite(IN2, LOW);
  delay(10000); //Alonga por 10 segundos

  //Liga o motor para o sentido inverso, voltando ao estado inicial
  digitalWrite(IN1, LOW);
  digitalWrite(IN2, HIGH);
  delay(20000);

  //Desliga o motor
  digitalWrite(IN1, LOW);
  digitalWrite(IN2, LOW);
}
```

Fonte: Elaboração própria.



Para fins de teste com um paciente em uma situação real, este valor pode variar considerando a condição física, dimensões (peso e tamanho) e entre outros fatores do indivíduo em questão.

Inicialmente, a ideia da órtese é que ela pudesse alongar a mão do paciente para cima e para baixo, fazendo sessões alternadas de acordo a necessidade. Porém, devido a contratempos, houve alteração do programa que resultou na simplificação do código da Figura 18, onde é possível observar que o motor, depois de ativado, é ligado e gira por 25 segundos. Após isso, para por 10 segundos antes de retornar à posição original e iniciar um novo ciclo. A pausa de 10 segundos é destinada ao alongamento dos dedos, mão e pulso do indivíduo.

Pode-se ajustar o ganho de leitura diretamente no sensor MyoWare ou ainda ajustar alguns fatores diretamente no programa.

Ainda dentro das modificações feitas devido a contratempos, retirou-se o acelerômetro da estrutura da luva, deixando o início do ciclo de atividade dependente somente do botão e do pulso lido no sensor MyoWare.

Com o intuito de adicionar uma medida preventiva, foi adicionado um botão na caixa MDF Figura 19, que para o motor e paralisa a órtese em caso de acidentes ou mal funcionamento.

Figura 19 – Caixa com o botão para paralisação da órtese.



Fonte: Elaboração própria.

## 4 DESENVOLVIMENTO DO APLICATIVO

A intenção do uso da órtese é que ela possa ser automatizada e auxiliar ambos paciente e profissional na prática de exercícios. Em vista disso, visamos criar um sistema que pudesse ser controlado por aplicativo de dispositivo móvel, considerando sua popularidade e praticidade no cotidiano. Assim, por meio de uma interface intuitiva e simples, introduz-se o uso do aplicativo da órtese, onde é possível determinar o número de sessões e quantidade de repetições a serem feitos durante uma consulta de fisioterapia.

### 4.1 Ambiente de desenvolvimento

O aplicativo foi desenvolvido dentro da IDE de desenvolvimento Android Studio. A escolha dessa IDE foi baseada nos recursos que ela pode prover, sendo a plataforma primária do Google de desenvolvimento nativo para Android.

### 4.2 Funcionalidade

O aplicativo não tem tantas funções, mas tem as funções necessárias para o manuseio da órtese. Dentre as funções do aplicativo, estão:

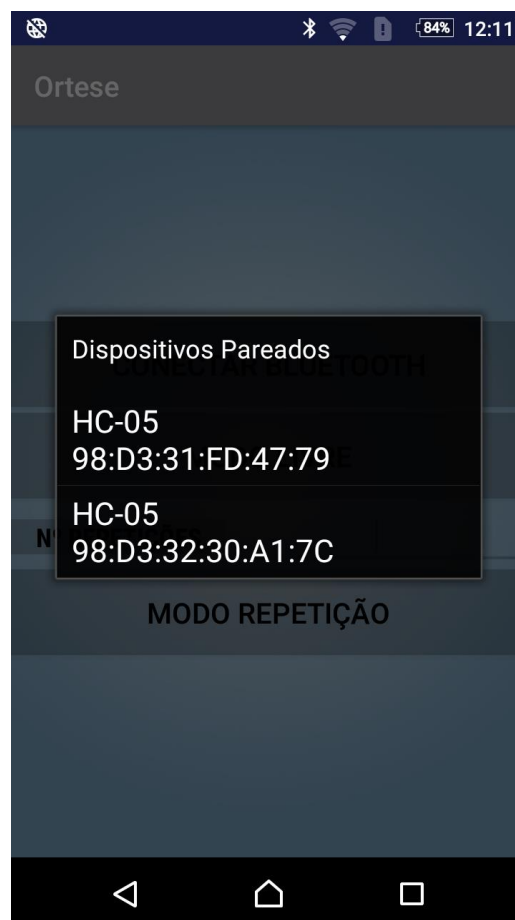
- Conexão *Bluetooth* entre a órtese e um *smartphone*: é possível por meio do aplicativo, que a conexão com o Arduino da órtese seja feita, por meio do botão conexão no aplicativo do *smartphone*. Após feito a conexão esse botão dará lugar a um botão de desconectar, para que seja desconectado os dispositivos após o uso.
- Com o aplicativo é possível também, escolher a quantidade de repetições que será realizado em um determinado treino, dentre os exercícios estão flexão e extensão dos dedos. Esses exercícios são escolhidos por meio de uma tela chamada exercícios, com dois botões que acionam a órtese, os botões chamam-se respectivamente flexão e extensão, e temos espaço para o preenchimento de quantidade de repetições.
- Dentre as funções do aplicativo está o modo livre, onde o usuário da órtese vai fazer os exercícios de acordo com a necessidade.

### 4.3 Interface

A interface foi desenvolvida sendo considerada principalmente a facilidade e praticidade de uso pelo usuário. Com isso em mente foi criado um aplicativo com somente uma tela.

Nessa tela temos todas as funcionalidades da aplicação, o botão de conexão entre o smartphone e a órtese, botão que quando acionado traz um *menu pop-up* no qual exibirá a lista de dispositivos *Bluetooth* pareados com o *smartphone*, sendo possível então por meio desse menu fazer a conexão, esse menu *pop-up* é representado na Figura 20. Após a conexão o usuário poderá escolher um dos módulos de operação da órtese.

Figura 20 - Tela inicial do aplicativo



Nota: Menu de dispositivos Pareados.  
Fonte: Elaboração própria.

As funções de operação da órtese podem ser acessadas através de duas funções “Modo Livre”, que deixa a órtese em um modulo que responde aos estímulos elétricos do usuário, e “Modo de Repetição”, no qual o usuário deve informar também a quantidade de repetições a serem realizadas, essas funções são representadas respectivamente, por botões de mesmo nome no aplicativo, como pode ser visto na Figura 21.

Figura 21 – Tela inicial do aplicativo.



Fonte: Elaboração própria.

Nota: Tela inicial do aplicativo, apresentação dos módulos de controle da órtese, 2017.

## 5 TESTES E RESULTADOS

Os testes iniciais foram feitos desde a realização da confecção da órtese, do desenvolvimento do programa em Arduino, da montagem de componentes eletrônicos e do desenvolvimento do aplicativo *mobile*. Estes testes tinham como principal intenção determinar se o equipamento desenvolvido estava apto a atingir seu objetivo. Por fim, com o projeto concluído, foi possível testar todos os componentes como um todo e concluir se o objetivo havia sido atingido.

Ressalta-se neste capítulo ainda que, no início do projeto, houve a intenção e planejamento para que se submetesse este projeto à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa, e diante desta, que se buscasse indivíduos, tanto pacientes quanto fisioterapeutas, para que pudessem avaliar a performance da órtese a partir da visão deles. No entanto, optou-se em não aplicar os testes aos indivíduos pois a complexidade de construção de uma versão estável da órtese, como um todo, demandou tempo excessivo. Deste modo, deixa-se aqui a proposta futura para continuidade do estudo relacionada a aplicação do protótipo em pacientes.

### 5.1 Testes do protótipo da órtese

Os testes foram conduzidos com os pesquisadores da órtese por conta e risco próprio. Para verificar o funcionamento e afirmar a eficácia da órtese, os pesquisadores testaram a órtese em turnos, sempre com um responsável pelo controle do aplicativo e acompanhamento da tela de saída do programa no Arduino e outro responsável por usar e avaliar a experiência.

Os testes principais podem ser separados em dois tipos: confecção da órtese e programação do sistema embarcado.

Para a confecção da órtese, buscou-se testar sua resistência quanto ao quesito de material, já que suportaria o peso de uma mão humana sendo puxada por um motor potente. Outro aspecto importante foi em relação à passagem de cabos que sofreriam tração, o que permitiria que o sistema se comunicasse com a órtese e conseguisse realizar o esperado. Para ambos os casos, foi importante determinar o tipo de material do qual era composto a luva, como se daria a adaptação desta para que permitisse que a mão pudesse ser suportada pelo motor e cabos ao ser puxada e como esse sistema seria implantado para que os cabos não se movimentassem de forma errada.

Para o protótipo inicial, resolveu-se algumas destas questões com miçangas costuradas diretamente na luva, de modo a deixar os furos em sentido favorável à passagem dos cabos. As miçangas foram distribuídas pelos dedos e no dorso na luva, como na Figura 16. Adicionou-se ao sistema uma pulseira de relógio com um pedaço de madeira adaptada, como ilustra a Figura 9, que serviu como base fixa na altura do pulso, por onde os cabos seriam capazes de ser puxados e devolvidos apropriadamente.

O conduíte, por onde passam os cabos e conecta a pulseira até a caixa onde está presente parte do sistema embarcado, teve seu tamanho aumentado a um comprimento julgado suficiente para que não gerasse desconforto na hora de vestir a órtese. Este tamanho baseou-se, por exemplo, na medida média do braço dos envolvidos, somada a uma pequena distância de segurança da caixa MDF.

Os testes com os cabos foram conduzidos de modo a testar sua resistência e as deformidades sofridas, já que seria responsável por carregar certo peso. Foram utilizados fios de cabos de rede (sem capa protetora) e fios de nylon de várias espessuras. Ambos se provaram altamente resistentes, porém somente o fio de nylon era capaz de retomar sua posição original sem sofrer grandes deformidades. Sua natureza elástica apresentou-se brevemente em alguns momentos, quando após alguns testes foi possível notar que havia aumentado seu comprimento. Isso ocorreu principalmente quando o fio de nylon era de uma espessura abaixo de 0,08mm. Definiu-se que os cabos de 0,08mm fossem ideais porque encaixavam-se bem no conduíte utilizado e eram menos elásticos que os demais testados.

Por fim, o motor passou pelos testes em relação à sua fixação na caixa MDF e sua performance. O motor de 15 kgf.cm demonstrou-se altamente capaz de realizar sua tarefa, porém um fator teve que ser aqui observado: assegurar-se de que o motor não fosse rodar em falso em nenhum momento, pois afetaria gravemente a performance da órtese, resultando em atrasos ou ineficiência. É importante destacar que houve a necessidade de adaptação de uma roldana simples, para que ela comportasse os cabos ao redor de seu eixo e ainda tivesse um encaixe firme no motor, portanto a dificuldade de funcionamento do motor como um todo tornou-se um pouco maior.

Em relação aos testes conduzidos com versões do programa do sistema, pode-se dizer que foram testes ligeiramente mais simples, que consistiam em determinar o intervalo que deveria atuar o motor, a direção para qual deveria seguir, o ganho de

leitura dos sinais mioelétrico e os sinais que deveriam ser considerados como um todo. Pequenos testes com componentes eletrônicos foram feitos para assegurar que todos estes estavam em perfeito estado de funcionamento, ou ainda para que a equipe verificasse como se dava seu funcionamento, assim como foram os primeiros testes com o sensor MyoWare, um componente eletrônico estrangeiro criado em 2015 e recém-chegado em território brasileiro. Durante o processo de testes ainda, houve a perda de uma unidade do Arduino UNO e um módulo Bluetooth, devido ao uso indevido da alimentação de 12V e 2A, cuja qual foi posteriormente adaptada para prover energia somente à ponte H e ao motor. Uma fonte de 5V e 1A foi utilizada para o Arduino desta vez.

O programa foi testado para que fosse capaz de ler os pulsos elétricos a partir do sensor mioelétrico e convertesse esses valores em valores de tensão. Deste modo, ficaria mais fácil para criar uma comparação e uma condição sob as quais o motor seria acionado e iniciaria o processo de exercício com a órtese.

Em observação, o protótipo deveria ter sido testado realizando o exercício de alongamento com a mão de modo a estender os dedos e mão para cima e para baixo, alterando intervalos e modos de alongamento. Porém, ao decorrer do projeto, alguns imprevistos dificultaram a implementação de algumas instalações, o que fez com que o grupo optasse por seguir a realização do exercício com a mão apenas para cima.

### **5.1.1 Resultados de testes do protótipo da órtese**

O resultado observado a partir da performance da órtese final desenvolvida foi satisfatório pois conseguiu-se atingir o objetivo de exercitar firmemente a mão com o alongamento dos dedos, mão e pulso.

A órtese, composta por uma luva de couro, foi suficientemente resistente e conseguiu suportar o peso da mão em todos os testes. Os fios também apresentaram alta resistência e baixa deformidade. O motor, fixado com suportes de ferro e parafusos, permaneceu imóvel dentro da caixa MDF e pode realizar sua tarefa corretamente.

O sensor MyoWare foi devidamente ajustado para que captasse o mais precisamente possível a leitura dos sinais elétricos a partir dos músculos e permitiu uma leitura e resposta ágil do programa.

Após o pulso lido no músculo pelo sensor MyoWare, liga-se o motor para realizar o alongamento da mão. Quando concluído o ciclo, o motor volta gradualmente à posição original e os fios serão liberados de acordo. A partir deste momento, devido a incapacidade dos fios de nylon conduzirem os dedos e a mão às posições originais de repouso, o indivíduo deve exercer certo esforço em sentido contrário para conduzi-los por conta própria. Entende-se este como parte da atividade física, onde o indivíduo torna-se responsável pelo retorno do membro à posição de repouso, assim como é dado a maneira que inicia-se a atividade, com pulso muscular para ativar o sensor.

## **5.2 Teste de execução do aplicativo mobile**

O teste do aplicativo foi conduzido pelos próprios pesquisadores, a fim de verificar se a aplicação tinha as características necessárias para que a órtese pudesse ser usada por qualquer usuário em potencial. Nesse teste foi analisado principalmente a usabilidade e a funcionalidade do aplicativo, sabendo-se que, esse era o foco principal.

As principais dificuldades encontradas correspondiam a funcionalidade do aplicativo, então os testes foram mais intensos nessa parte, levando em consideração que o teste final do aplicativo não apresentou falhas visíveis, concluímos que o aplicativo foi ideal para o seu uso.



## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Para a finalidade de oferecer um método de tratamento à osteoartrite, bem como instrumento de trabalho dos profissionais da saúde, desenvolveu-se este estudo com foco na construção de uma órtese controlada por aplicativo *mobile* que pudesse atender aos requisitos de alongamento de exercícios físicos com as mãos.

A conclusão do projeto foi bem-sucedida e os objetivos foram atingidos, onde os pesquisadores conseguiram desenvolver determinado conhecimento a respeito do assunto abordado. A órtese, que compreende uma luva de couro adaptada (mão esquerda) e uma caixa MDF, contendo os componentes eletrônicos, apresentou-se capaz de realizar o alongamento de estender a mão para trás firmemente e retornar, com ajuda do indivíduo, para sua posição original. Uma série de adaptações e alterações ocorreram durante o projeto, visando a melhor desempenho possível, utilizando os recursos que estavam ao alcance da equipe desenvolvedora.

Entre muitos imprevistos e contratempos, deixou-se de implementar muitas melhorias que poderiam ter feito este projeto mais completo, como por exemplo, a instalação de cabos e adaptação da palma da órtese e a programação a ser feita para que a órtese exercesse a atividade física com a mão direcionada para baixo. O desenvolvimento da órtese foi um processo longo e complexo, já que os pesquisadores encontravam-se limitados por recursos financeiros e até mesmo a falta de recursos disponíveis, como a impressora 3D da instituição, que atendessem os requisitos desejados.

Consciente deste fato, o demorado processo acerca da confecção de uma luva que atendesse o conforto, segurança e resistência desejados para atingir o objetivo de ser uma órtese ideal foi o fator determinante de atraso para a equipe desenvolvedora. Ainda assim, sabe-se que a órtese desenvolvida tem suas limitações, como ter uma luva de um tamanho específico, que pode não atender todas as necessidades e/ou ocasiões, e que o programa deve ser ajustado para ter níveis de sensibilidade de leitura pelo sensor diferentes, pois cada indivíduo possui uma capacidade e/ou condição física específica. Assim, deixa-se aqui a sugestão para melhorias, como a adição de mais um nível de miçangas, para melhor distribuição da força aplicada à mão e dedos; melhor posicionamento da base fixa (atualmente no pulso) para a altura do antebraço, facilitando a atividade; implementação do acelerômetro para possibilitar o alongamento da mão em mais direções; e adição de

sistema de calibração de tempo do exercício no aplicativo *mobile*, facilitando a interação com a órtese.

Em adição à preocupação de confeccionar uma órtese segura e confortável, a programação acerca do protótipo inclui medidas preventivas, que consistem em um botão *pushbutton* adicionado ao sistema para que, em casos de mal funcionamento ou acidentes, possa ser acionado para paralisar o processo e não causar lesões no usuário.

Uma questão impossibilitada por conta de imprevistos foram as etapas de coleta de dados da amostra, constituída de profissionais e pacientes, para análise. A intenção inicial era de que o projeto pudesse ser submetido à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa, permitindo os testes com os indivíduos. O fator pelo qual isto não foi possível trata dos trâmites administrativos que não puderam ser atendidos em tempo hábil, considerando que a órtese não encontrava-se em estado apropriado para fase segura de testes com os pacientes.

Ainda que o projeto tenha tido suas dificuldades, deixa-se aqui a oportunidade e o incentivo para futuras melhorias e novos estudos tanto pelo grupo desenvolvedor deste projeto quanto por demais pesquisadores interessados nesta linha de pesquisa.

## REFERÊNCIAS

- AGNELLI, Luciana B.; TOYODA, Cristina Y. Cadernos de Terapia Ocupacional da USCar. **Estudo de materiais para a confecção de órteses e sua utilização prática por terapeutas ocupacionais no Brasil**. Vol. 11 nº 2, 2003. Disponível em: <<http://www.cadernosdeto.ufscar.br/index.php/cadernos/article/viewFile/194/149>>. Acesso em: 16/05/2018.
- ALMEIDA, Pedro H. T. Q. de; PONTES, T. B.; ROSSI, J. R. Lopes; SANTOS-COUTO-PAZ, Clarissa C. dos; MACDERMID, Joy C.; MATHEUS, João Paulo Chieregato. **Órteses para o paciente com osteoartrite do polegar: o que os terapeutas ocupacionais no Brasil indicam?** 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.11606/issn.2238-6149.v27i3p289-296>>. Acesso em: <05/12/2017>.
- ALVES, Camille M. **Desenvolvimento de um aplicativo para controle de cadeira de rodas através de sinais eletromiográficos**. Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, 2016. Disponível em: <[http://www.biomedica.eletrica.ufu.br/documentos/tccs/TCC\\_CAMILLE\\_MARQUES\\_ALVES.pdf](http://www.biomedica.eletrica.ufu.br/documentos/tccs/TCC_CAMILLE_MARQUES_ALVES.pdf)>. Acesso em: <25/11/2017>.
- ANDRADE, Haysla H. S.; et al. **Benefícios da atividade isométrica no ganho de força manual em idosos com osteoartrite de mão**. 2010. Disponível em: <<http://www.revistamineiradeefi.ufv.br/artigos/arquivos/3a7ae832b1957487b11b1c29bf357161.pdf>>. Acesso em: 07/06/2017.
- COIMBRA, I. B.; PASTOR, E. H.; GREVE J. M. D.; PUCCINELLI M. L. C.; FULLER R.; CAVALCANTI F. S.; MACIEL F. M. B.; HONDA, E. **Osteoartrite (artrose): tratamento**. Rev. Bras. Reumatol. vol 44 no. 6 São Paulo Nov./Dec. 2004. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0482-50042004000600009](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0482-50042004000600009)>. Acesso em: <22/11/2017>.
- DAMJANOV, Ivan; et al. **Atlas de Histopatologia**. Panamá: Jaypee – Highlights Medical Publishers, Inc., 2013.
- DELPH II, Michael A.; et al. 13<sup>th</sup> International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). **A Soft Robotic Exomusculature Glove with Integrated sEMG Sensing for Hand Rehabilitation**. 2013. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24187244>>. Acesso em: 30/05/2017.
- DUARTE, V. de S.; SANTOS, Marcelo L. do; RODRIGUES, Kleicy de A.; RAMIRES, J. B.; ARÊAS, G. P. T.; BORGES, G. F. **Exercícios físicos e osteoartrose: uma revisão sistemática**. Fisioter. Mov., Curitiba, v. 26, n. 1, p. 193-202, jan./mar. 2013. Disponível em: <<https://periodicos.pucpr.br/index.php/fisio/article/view/21494>>. Acesso em: <05/12/2017>.
- EXAME. **Tecnologia transforma gestão na área de saúde**. 2016. Disponível em: <<http://exame.abril.com.br/tecnologia/tecnologia-transforma-gestao-na-area-de-saude/>>. Acesso em: 04/06/2017.

FERREIRA, Paula; REPOLHO, Marta; RIBEIRO, Maria J.; SEPODES, Bruno. Pharmacology & Translational Research (iMED.UL). Faculdade de Farmácia da Universidade de Lisboa. **Diagnóstico e Abordagem Terapêutica da Osteoartrite**. 2012. Disponível em: <<http://revista.farmacoterapia.pt/index.php/rpf/article/view/75/59>>. Acesso em: <02/12/2017>.

FESTO. **ExoHand – New areas for action for man and machine**. 2010 – 2012. Disponível em: <<https://www.festo.com/group/en/cms/10233.htm>>. Acesso em: 27/05/2017.

GOLDAPPLE, Lisa. Atlas of The Future. **Rubber glove opens doors – Exo-Glove Poly**. 2016. Disponível em: <<http://atlasofthefuture.org/project/exo-glove-poly/>>. Acesso em: 29/03/2017.

MENESES, K. V. P.; ROCHA, D. N.; CORRÊA, M. F. S.; PINOTTI, M. **Testes preliminares de um protótipo de órtese funcional para mão**. Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo, v. 19, n. 3, p. 193- 201, set. / dez. 2008.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Manual de Boas Práticas de Gestão das Órteses, Próteses e Materiais Especiais (OPME)**. Brasília, 2016. Disponível em: <[http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/manual\\_praticas\\_gestao\\_proteses\\_materiais\\_especiais.pdf](http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/manual_praticas_gestao_proteses_materiais_especiais.pdf)>. Acesso em: 14/05/2018.

MYOWARE. **3-lead Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications – Datasheet**. 2015. Disponível em: <<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>>. Acesso em: <15/08/2017>.

NATHAN, Dominic E., MS; JOHNSON. Michelle J., PhD; MCGUIRE, John R., MD. JOURNAL OF REHABILITATION RESEARCH & DEVELOPMENT – DEPARTMENT OF VETERANS AFFAIRS. **Design and validation of low-cost assistive glove for hand assessment and thereapy during activity of daily living-focused robotic stroke therapy**. 2009. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19882493>>. Acesso em: 22/05/2017.

PORTAL BRASIL. **Osteoartrose**. 2014. Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/saude/2012/04/osteoartrose>>. Acesso em: 04/06/2017.

REZENDE, Márcia Uchôa de; CAMPOS, Gustavo Constantino de; PAILLO, Alexandre Felício. Redalyc – Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal. **Conceitos Atuais em Osteoartrite**. 2013. Disponível em: <<http://www.redalyc.org/html/657/65727451010/>>. Acesso em: <18/11/2017>.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE REUMATOLOGIA – SBR. **Osteoartrite (Artrose)**. 2017. Disponível em: <<https://www.reumatologia.org.br/doencas/principais-doencas/osteoartrite-artrose/>>. Acesso em: <02/12/2017>.

SPARKFUN. **MyoWare muscle sensor.** Disponível em:  
<<https://learn.sparkfun.com/tutorials/myoware-muscle-sensor-kit>>. Acesso em:  
<29/11/2017>.

VERSAGI, Charlotte M. **Protocolos terapêuticos de massoterapia.** 1. ed. Barueri, SP: Manoele, 2015.

## APÊNDICE A - Código fonte do Arduino

```

#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial bluetooth(10, 11); //RX, TX
String comando;
String repeticoes;
int numRepeticoes = 0;
//Definicoes dos pinos do Arduino ligados a entrada da Ponte H
int IN1 = 5;
int IN2 = 4;
boolean flagLivre = false;
boolean flagRepete = false;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  bluetooth.begin(9600);
  //Define os pinos como saida PONTE H
  pinMode(IN1, OUTPUT); // inicializa o pino digital IN1 como uma saida
  pinMode(IN2, OUTPUT); // inicializa o pino digital IN2 como uma saida
}

void loop() {

  if (flagLivre) {
    livre();
  }

  comando = "";
  repeticoes = "";
  numRepeticoes = 0;
  //Le dados bluetooth e os armazena nas variáveis comando e repeticoes.
  if (bluetooth.available()) {
    while (bluetooth.available()) {
      char caracter = bluetooth.read();
      if (caracter >= '0' && caracter <= '9') {
        repeticoes += caracter;
        delay(10);
      } else {
        comando += caracter;
        delay(10);
      }
    }
  }
  if (comando.indexOf("livre") >= 0) {
    flagLivre = !flagLivre;
  }
  if (comando.indexOf("repete") >= 0) {
    flagRepete = !flagRepete;
    //converte repeticoes que está em string para inteiro
    numRepeticoes = repeticoes.toInt();

    bluetooth.println("{");
    if (flagRepete) {
      bluetooth.println("repeteOn");
    } else {
      bluetooth.println("repeteOf");
    }
    bluetooth.println("}");
  }
}

```

```

    modoRepeticao(numRepeticoes);

    bluetooth.println("{}");
    if (flagRepete) {
        bluetooth.println("repeteOn");
    } else {
        bluetooth.println("repeteOf");
    }
    bluetooth.println("{}");

}
bluetooth.println("{}");
if (flagLivre) {
    bluetooth.println("livreOn");
} else {
    bluetooth.println("livreOf");
}
}
if(flagRepete){
    bluetooth.println("repeteOn");
}else{
    bluetooth.println("repeteOf");
}
bluetooth.println("{}");
}
}

void livre () {
    // Pega os valores de tensao do sensor MyoWare enquanto menor que 0,9V.
    float voltage = 0;
    while (voltage <= 0.9) {
        // Le a entrada no pino analógico 0, MyoWare:
        int sensorValue = analogRead(A0);
        // Converte a leitura analógica (que vai de 0 a 1023) para uma tensão em volts
        (0-5V):
        voltage = sensorValue * (5.0 / 1023.0);
        // Escreve os valores lidos pelo sensor no serial:
        Serial.println(voltage);
    } //Fim while(voltage)

    motor(); //chama a funcao que controla o motor
}

//recebe a quantidade de repetições enviadas pelo bluetooth,
void modoRepeticao(int numRepeticoes) {
    int i = 1; //variavel para repetição
    for (i; i <= numRepeticoes; i++) {
        motor();
    }
    flagRepete = !flagRepete;
}

//função para controlar o motor da ortese.
void motor() {
    //liga o motor da ortese para iniciar o alongamento.
    digitalWrite(IN1, HIGH);
    digitalWrite(IN2, LOW);
    delay(25000);

    //alonga por 10 segundos.

```

```
digitalWrite(IN1, LOW);  
digitalWrite(IN2, LOW);  
delay(10000);  
  
//liga o motor para o sentido inverso por 20segundos, voltando ao estado  
inicial.  
digitalWrite(IN1, LOW);  
digitalWrite(IN2, HIGH);  
delay(20000);  
  
//desliga o motor.  
digitalWrite(IN1, LOW);  
digitalWrite(IN2, LOW);  
}
```



## ANEXO A - Datasheet do sensor MyoWare



© 2015

## 3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications

### MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)

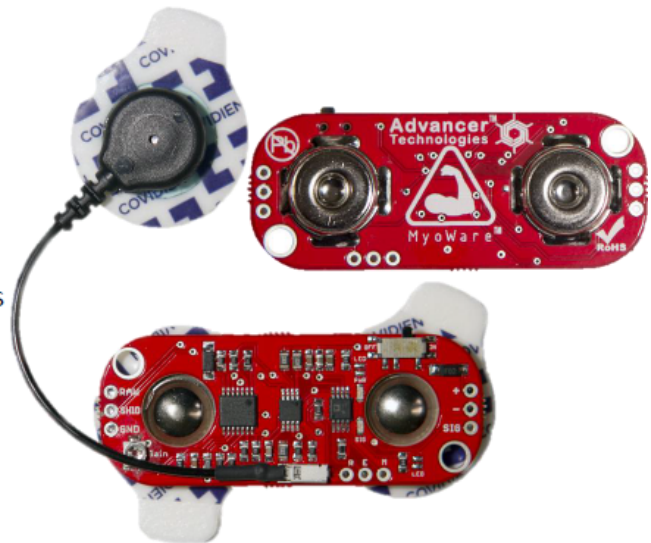
### DATASHEET

#### FEATURES

- *NEW* - Wearable Design
- *NEW* - Single Supply
  - +2.9V to +5.7V
  - Polarity reversal protection
- *NEW* - Two Output Modes
  - EMG Envelope
  - Raw EMG
- *NEW* - Expandable via Shields
- *NEW* - LED Indicators
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain

#### APPLICATIONS

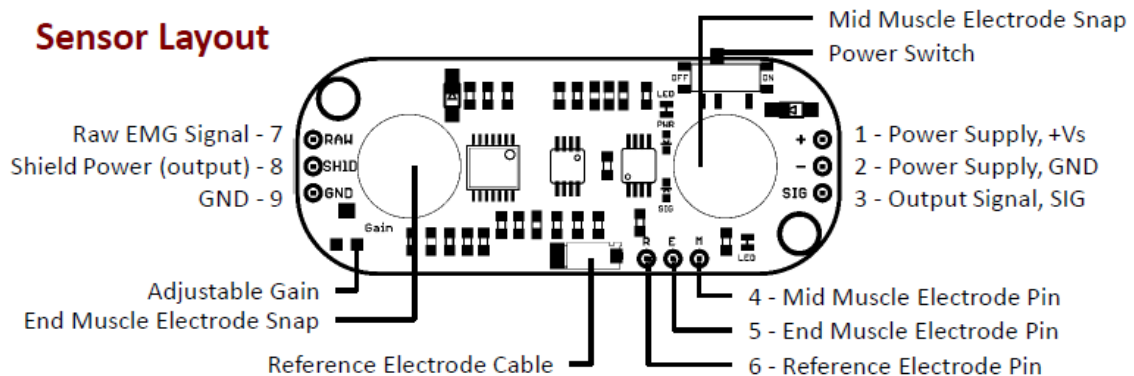
- Video games
- Robotics
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Prosthetics/Orthotics



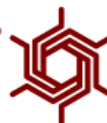
### What is electromyography?

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

#### Sensor Layout

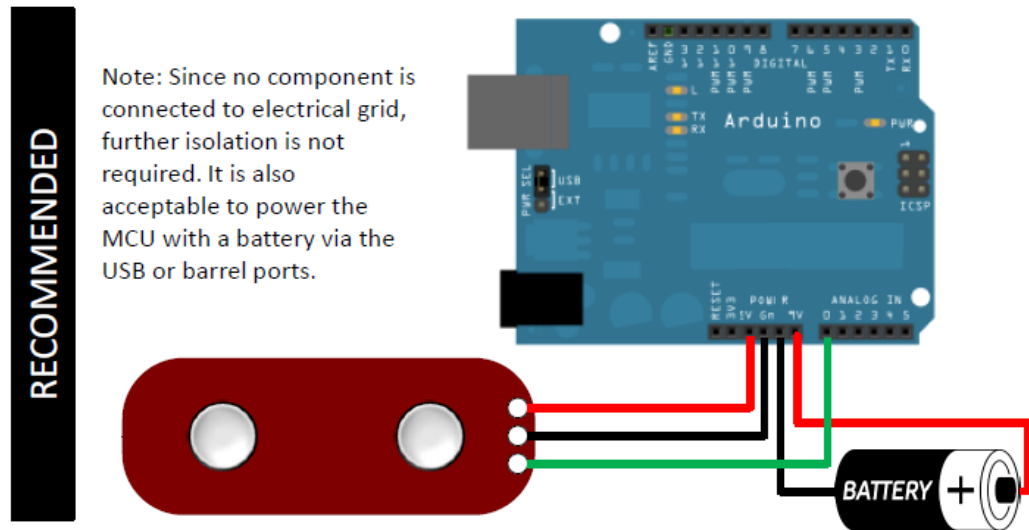
EMAIL: [support@advancer.co](mailto:support@advancer.co)

**Advancer™  
Technologies**

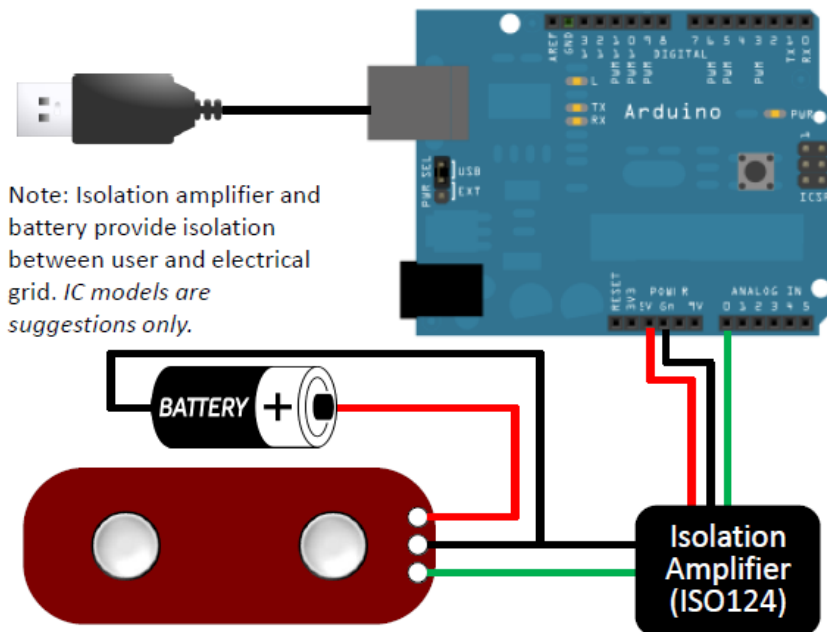
[www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com)

## Setup Configurations *(Arduino is shown but MyoWare is compatible with most development boards)*

### a) Battery powered with isolation via no direct external connections



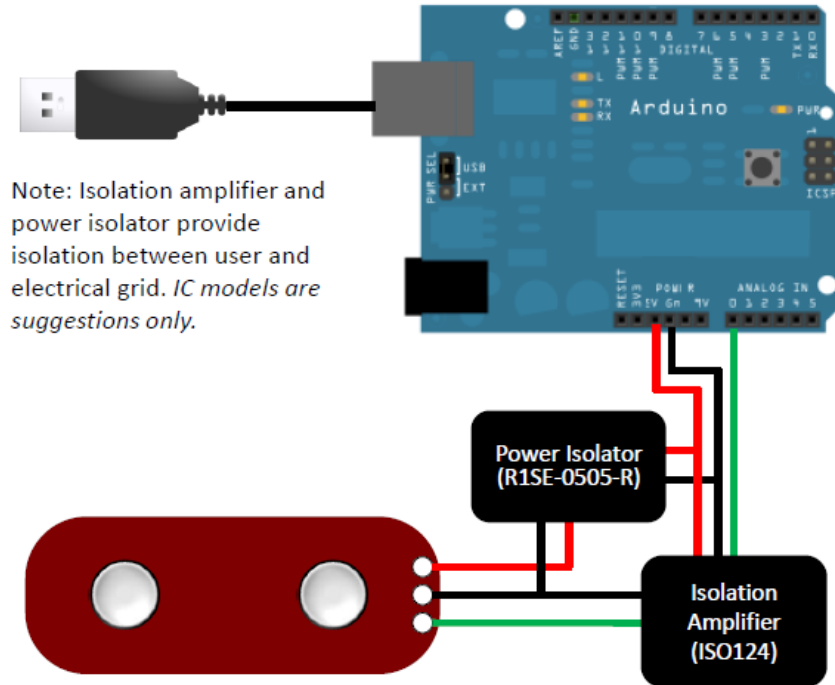
### b) Battery powered sensor, Grid powered MCU with output isolation



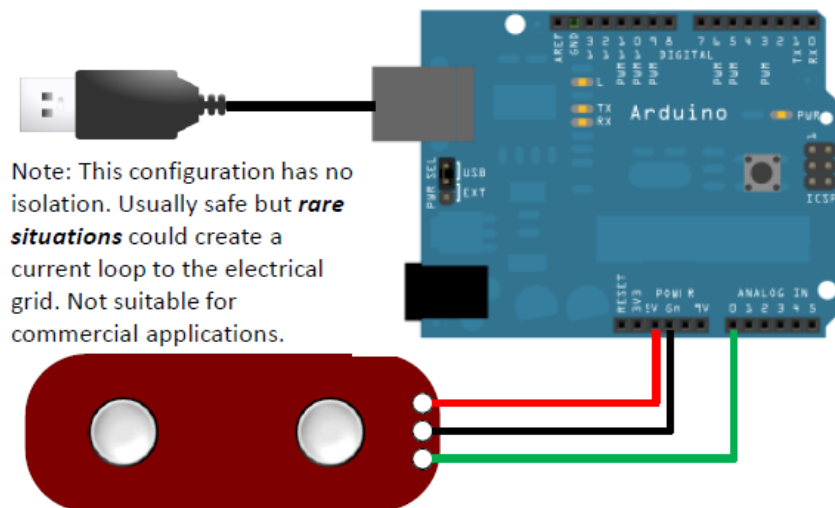
*(Note: Arduino and batteries not included. Arduino setup is only an example; sensor will work with numerous other devices.)*

## Setup Configurations (cont'd)

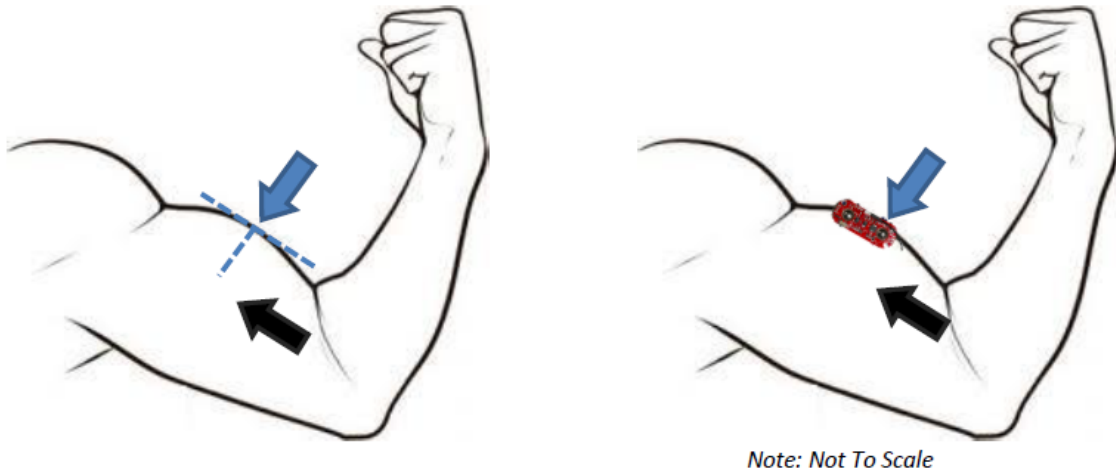
### c) Grid powered with power and output isolation



### d) Grid powered. Warning: No isolation.



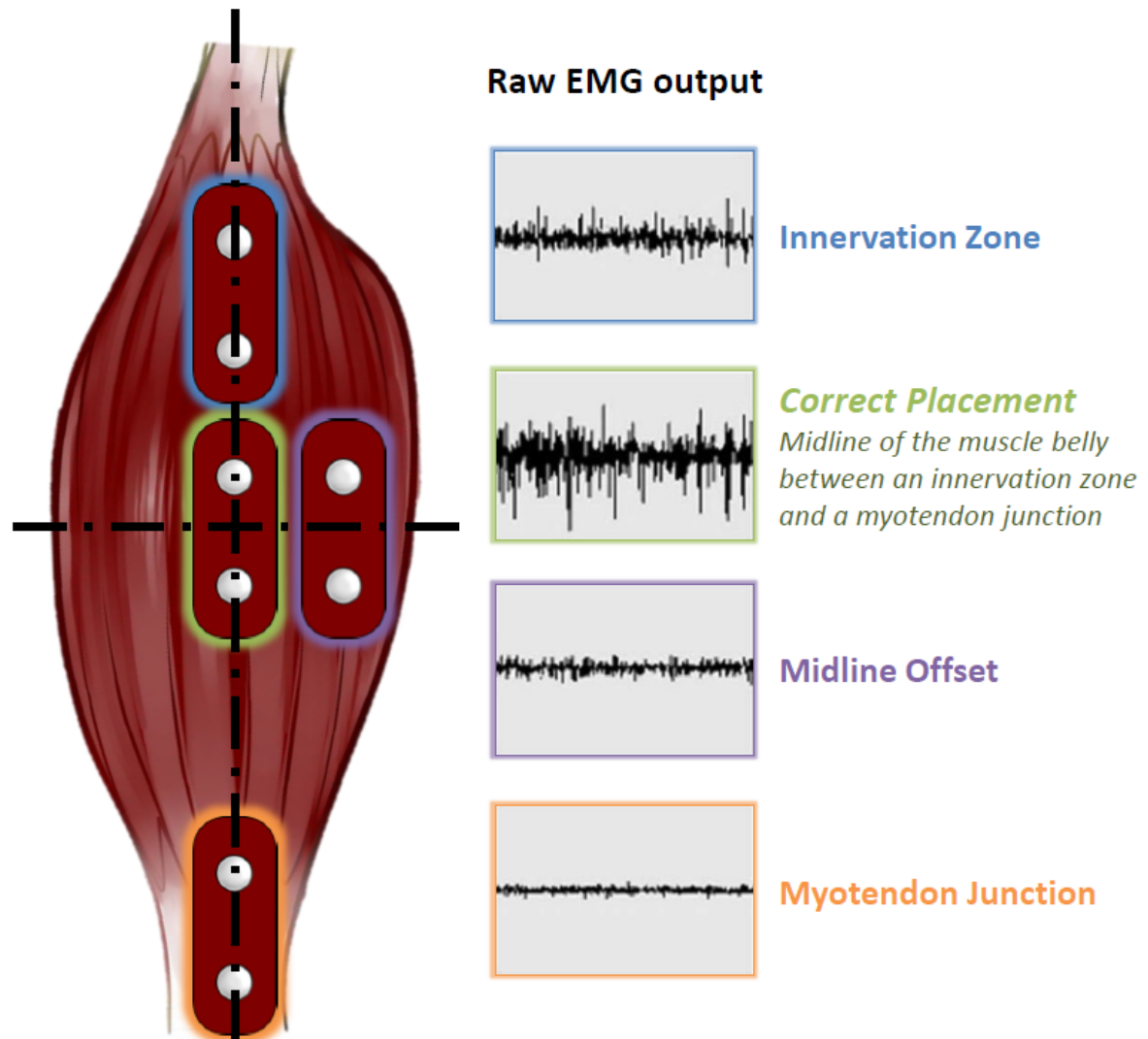
## Setup Instructions



### Example Sensor Location for Bicep

- 1) Thoroughly clean the intended area with soap to remove dirt and oil
- 2) Snap electrodes to the sensor's snap connectors  
*(Note: While you can snap the sensor to the electrodes after they've been placed on the muscle, we do not recommend doing so due to the possibility of excessive force being applied and bruising the skin.)*
- 3) Place the sensor on the desired muscle
  - a. After determining which muscle group you want to target (e.g. bicep, forearm, calf), clean the skin thoroughly
  - b. Place the sensor so one of the connected electrodes is in the middle of the muscle body. The other electrode should line up in the direction of the muscle length
  - c. Peel off the backs of the electrodes to expose the adhesive and apply them to the skin
  - d. Place the reference electrode on a bony or nonadjacent muscular part of your body near the targeted muscle
- 4) Connect to a development board (e.g. Arduino, RaspberryPi), microcontroller, or ADC
  - a. See configurations previously shown

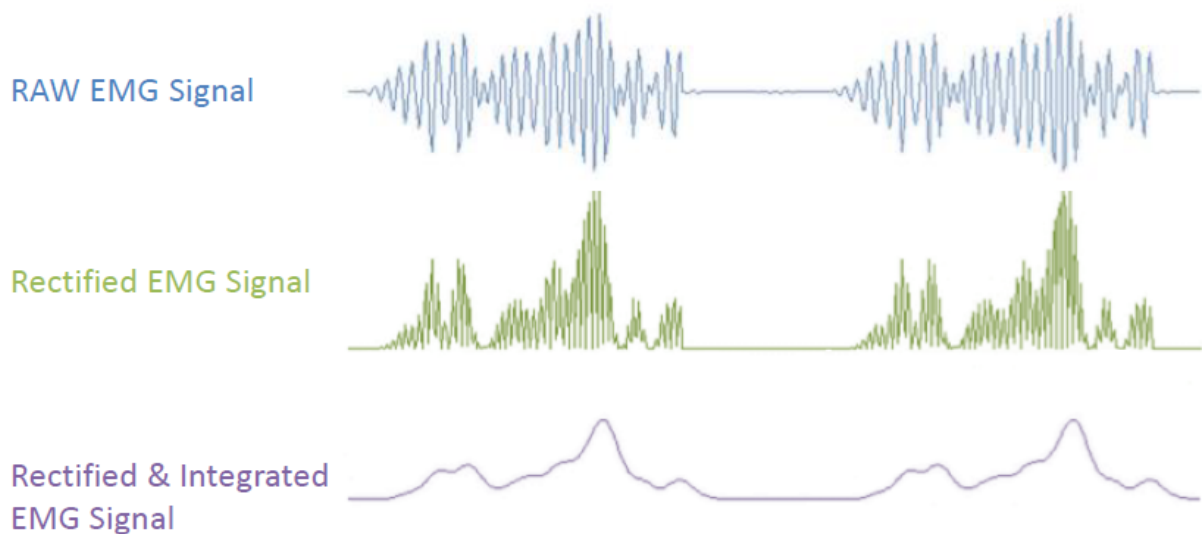
## Why is electrode placement important?



Position and orientation of the muscle sensor electrodes has a vast effect on the strength of the signal. The electrodes should be placed in the middle of the muscle body and should be aligned with the orientation of the muscle fibers. Placing the sensor in other locations will reduce the strength and quality of the sensor's signal due to a reduction of the number of motor units measured and interference attributed to crosstalk.

## RAW EMG vs EMG Envelope

Our Muscle Sensors are designed to be used directly with a microcontroller. Therefore, our sensors primary output is not a RAW EMG signal but rather an amplified, rectified, and integrated signal (AKA the EMG's envelope) that will work well with a microcontroller's analog-to-digital converter (ADC). This difference is illustrated below using a representative EMG signal. *Note: Actual sensor output not shown.*

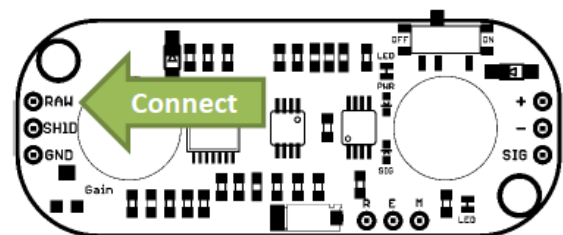


## Reconfigure for Raw EMG Output

This new version has the ability to output an amplified raw EMG signal.

To output the raw EMG signal, simply connect the raw EMG signal pin to your measuring device instead of the SIG pin.

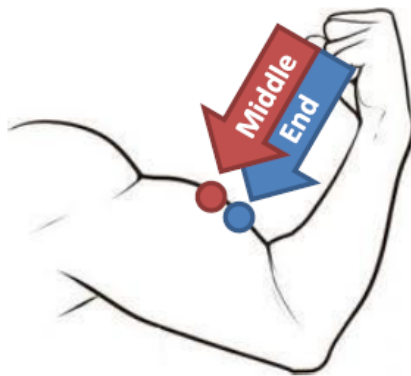
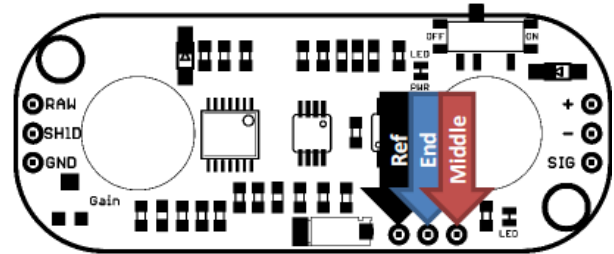
*Note: This output is centered about an offset voltage of  $+V_s/2$ , see above. It is important to ensure  $+V_s$  is the max voltage of the MCU's analog to digital converter. This will assure that you completely see both positive and negative portions of the waveform.*





## Connecting external electrode cables

This new version has embedded electrode snaps right on the sensor board itself, replacing the need for a cable. However, if the on board snaps do not fit a user's specific application, an external cable can be connected to the board through three through hole pads shown above.



### Middle

Connect this pad to the cable leading to an electrode placed in the middle of the muscle body.

### End

Connect this to the cable leading to an electrode placed adjacent to the middle electrode towards the end of the muscle body.

### Ref

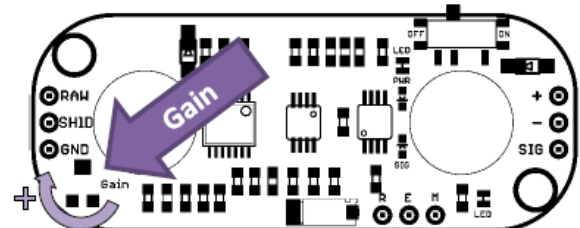
Connect this to the reference electrode. The reference electrode should be placed on a separate section of the body, such as the bony portion of the elbow or a nonadjacent muscle.

## Adjusting the gain

We recommend for users to get their sensor setup working reliably prior to adjusting the gain. The default gain setting should be appropriate for most applications.

To adjust the gain, locate the gain potentiometer in the lower left corner of the sensor (marked as "GAIN"). Using a Phillips screwdriver, turn the potentiometer counterclockwise to increase the output gain; turn the potentiometer clockwise to reduce the gain.

*Note: In order to reduce the required voltage for the sensor, the redesign switch out a JFET amplifier for a CMOS amplifier. However CMOS amplifiers tend to have slower recovery times when saturated. Therefore, we advise users to adjust the gain such that the output signal will not saturate the amplifier.*



EMAIL: [support@advancer.co](mailto:support@advancer.co)

**Advancer™**  
Technologies

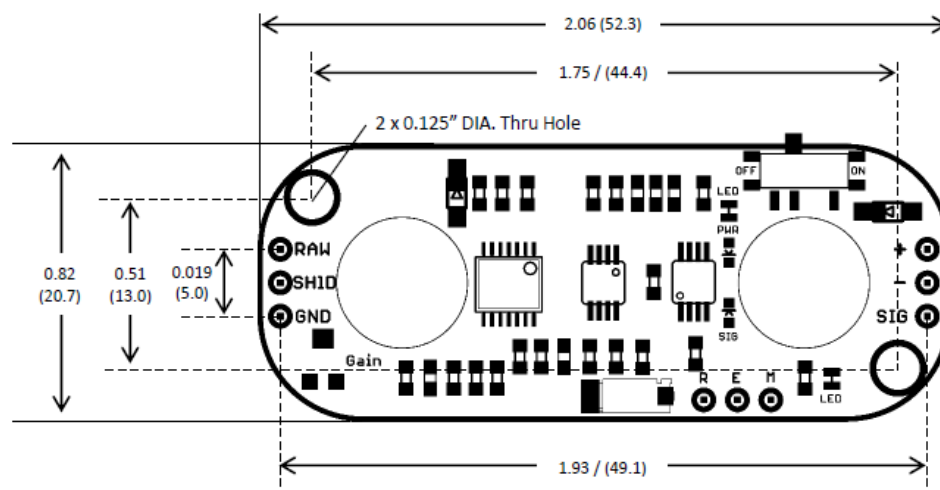


[www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com)

## Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Supply Voltage	+2.9V	+3.3V or +5V	+5.7V
Adjustable Gain Potentiometer	0.01 $\Omega$	50 k $\Omega$	100 k $\Omega$
Output Signal Voltage			
EMG Envelope	0V	--	+Vs
Raw EMG (centered about +Vs/2)	0V	--	+Vs
Input Impedance	--	110 G $\Omega$	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

## Dimensions



EMAIL: [support@advancer.co](mailto:support@advancer.co)

**Advancer™**  
Technologies



[www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com)