

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE

ALISSON THIAGO SILVEIRA

PROPOSTA DE UM SISTEMA DE REABILITAÇÃO TERAPÊUTICA
EMPREGANDO ÓRTESE ATIVA DE MÃO E UMA LUVA INSTRUMENTALIZADA
PARA PESSOAS QUE SOFRERAM ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

CURITIBA

2018

ALISSON THIAGO SILVEIRA

**PROPOSTA DE UM SISTEMA DE REABILITAÇÃO TERAPÊUTICA
EMPREGANDO ÓRTESE ATIVA DE MÃO E UMA LUVA INSTRUMENTALIZADA
PARA PESSOAS QUE SOFRERAM ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL**

Projeto de Dissertação de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como pré-requisito para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama
Coorientadora: Profa. Dra. Mauren Abreu de Souza

CURITIBA

2018

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Giovanna Carolina Massaneiro dos Santos – CRB 9/1911

S587p
2018

Silveira, Alisson Thiago
Proposta de um sistema de reabilitação terapêutica empregando órtese ativa de mão e uma luva instrumentalizada para pessoas que sofreram acidente vascular cerebral / Alisson Thiago Silveira; orientadora: Percy Nohama ; co-orientadora: Mauren Abreu de Souza. – 2018.
101 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2018
Bibliografia: f. 84-88

1. Engenharia biomédica. 2. Acidente vascular cerebral. 3. Medicina de reabilitação. 4. Mãos. 5. Aparelhos ortopédicos. I. Nohama, Percy. I. Souza, Mauren Abreu de. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. III. Título.

CDD 20 ed. – 610.28

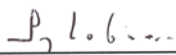
**ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 249

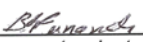
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE

Aos trinta e um dias do mês de janeiro de 2018, na Sala 01 do mestrado, 2º Andar-Bloco Verde, realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação "**Proposta de um Sistema de Reabilitação Terapêutica Empregando Órtese Ativa de Mão e uma Luva Instrumentalizada para Pessoas que Sofreram Acidente Vascular Cerebral**" apresentado pelo aluno Alisson Thiago Silveira sob orientação do Professor Dr. Percy Nohama e coorientação da Prof.^a Dr.^a Mauren Abreu de Souza, como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Tecnologia em Saúde**, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.º Dr.º Percy Nohama
PUCPR (Presidente)


(assinatura) APROVADO
(Aprov/Reprov.)

Prof.ª Dr.ª Beatriz Luci Fernandes
PUCPR (Examinador)


(assinatura) APROVADO
(Aprov/Reprov.)

Prof.ª Dr.ª Frieda Saicla Barros
UTFPR (Examinador)


(assinatura) APROVADO
(Aprov/Reprov.)

Início: 10:00 Término: 13:40

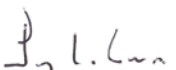
Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora.

Observações: _____

O(a) aluno(a) está ciente que a homologação deste resultado está condicionada: (I) ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora, que determina um prazo de 60 dias para o cumprimento dos requisitos; (II) entrega da dissertação em conformidade com as normas especificadas no Regulamento do PPGTS/PUCPR; (III) entrega da documentação necessária para elaboração do Diploma.

ALUNO(A): Alisson Thiago Silveira


(assinatura)


Prof.º Dr.º Percy Nohama,
Coordenador do PPGTS PUCPR



AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar saúde e muita força para superar todas as dificuldades.

À PUCPR e todo seu corpo docente, além da direção e administração, que me proporcionaram as condições necessárias para que eu alcançasse meus objetivos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Percy Nohama e à Profa. Dra. Mauren Abreu de Souza por todo o tempo que dedicaram a me ajudar durante o processo de realização deste trabalho.

À minha esposa Liliane que me deu sempre apoio nos momentos mais complicados na realização deste trabalho.

Ao meu colega de profissão Júlio Cesar Palma, que me auxiliou no desenvolvimento dos circuitos eletrônicos.

Enfim, a todos que contribuíram para a realização deste trabalho, seja de forma direta ou indireta, fica registrado aqui, o meu muito obrigado!

RESUMO

Diariamente, inúmeras pessoas são afetadas por algum tipo de enfermidade, essa, podendo ou não causar algum tipo de perda de função muscular ou motora, sendo uma das causas mais comum para a perda de função muscular é o Acidente Vascular Cerebral. Segundo a última pesquisa nacional de saúde realizada pelo IBGE em 2013, 2,2 milhões de pessoas foram diagnosticadas no Brasil com AVC, onde, quando não ocorre o falecimento logo nos primeiros dias, será necessário algum tipo de terapia de reabilitação para que essa pessoa possa voltar a ter uma vida normal. Dessa forma, propõe-se o desenvolvimento de um sistema de reabilitação terapêutica empregando órtese ativa de mão e uma luva instrumentalizada para pessoas que sofreram acidente vascular cerebral. O funcionamento dessa órtese consiste em utilizar uma luva instrumentalizada para a aquisição dos movimentos da mão não afetada pelo AVC, com a utilização de sensores de flexão por dentro da luva, ou via uma interface computadorizada, os quais, realizarão os movimentos na órtese. A comunicação entre a luva instrumentalizada e a órtese se dá através de adaptadores *Bluetooth*, que permite a eliminação de cabos, facilitando, assim, o seu uso dos dispositivos no dia-a-dia. Os resultados dos testes realizados em bancada e em ensaio piloto *in vivo* com quatro voluntários sadios, destros, mostraram que é possível avaliar o método de acionamento e controle dos servomotores que atuam na órtese, comparar a amplitude angular dos movimentos da luva instrumentalizada com os da órtese, e a comunicação entre os dispositivos (tanto *Bluetooth* quanto via USB). Deste modo, conclui-se que essa pesquisa acrescenta mais um passo no desenvolvimento e construção de tecnologias assistivas.

Palavras-Chaves: AVC, Órtese, Reabilitação Terapêutica, Mão, Luva Instrumentalizada.

ABSTRACT

Every day, countless people are affected by some type of disease, this, which might or not cause some kind of loss of muscle or motor function, being one of the most common causes for the loss of muscular function is the stroke. According to the last National Health survey conducted by IBGE in 2013, 2.2 million of people were diagnosed in Brazil with AVC, where, when no death occurs early in the first few days, it will be necessary some kind of rehabilitation therapy so that this person can to have a normal life again. In this way, it is proposed to develop a therapeutic rehabilitation system employing active orthosis of hand and an instrumented glove for people who have suffered stroke. The functioning of this orthosis is to use an instrumented glove for the acquisition of movements of the hand not affected by the stroke, using the flexion sensors inside the glove, or via computerized interface, which will perform the movements in the orthosis. The communication between the instrumented glove and the orthosis is through *Bluetooth* adapters, which allows the elimination of cables, thus facilitating their use of the devices in day-to-day. The results of bench tests and in vivo pilot test with four healthy volunteers, right-handed, showed that it is possible to: evaluate the method of actuation and control of the servo motors that work in the orthosis, compare the angular range of the movements of the instrumented glove with those of the orthosis, and to connect devices (via Bluetooth and USB interfaces). In this way, we conclude that this research adds another step in the development and construction of assistive technologies.

Keywords: Stroke, Orthosis, Therapeutic Rehabilitation, Hand, Instrumented Glove

LISTA DE ABREVIações E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
SMA	<i>Shape Memory-Alloy</i>
EMG	Eletromiografia
MCU	Microcontrolador
PIC	<i>Programmable Interface Controller</i>
AC	Corrente Alternada
DC	Corrente Contínua
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UART	<i>Universal asynchronous receiver/transmitter</i>
SSI	<i>Synchronous Serial Interface</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
CAN	<i>Controller Area Network</i>
ADC	<i>Analogic-to-digital convert</i>
NITINOL	<i>Níckel titanium naval Ordenance Laboratory</i>
SLS	Sintetizadora Seletiva a Laser
SLA	Esteriolitografica.
FDM	<i>Fused deposition modeling</i>
PLA	Ácido polilático
ABS	Acrilonitrila butadieno estireno
LED	<i>Light emitting siode</i>
PIC	<i>Programmable Interface Controller</i>
ROM	<i>read only memory</i>
RAM	<i>random access memory</i>
PWM	<i>Pulse width modulation</i>
PUCPR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. ÓRTESE DE AUBIN <i>ET AL.</i> , 2013.....	24
FIGURA 2. ÓRTESE DE LUO <i>ET AL.</i> 2005	24
FIGURA 3. ÓRTESE DE ATEES <i>ET AL.</i> 2015.....	25
FIGURA 4. ÓRTESE DE LOW <i>ET AL.</i> 2015	26
FIGURA 5. PROTÓTIPO DE ÓRTESE DE GASSER. <i>ET AL.</i> 2015	26
FIGURA 6. ÓRTESE SCRIPT	27
FIGURA 7. COMPONENTES DA ÓRTESE SCRIPT	27
FIGURA 8. PROTÓTIPO DA ÓRTESE DE MARTINEZ-VALDES <i>ET AL.</i> 2014	28
FIGURA 9. ÓRTESE DE LEEB <i>ET AL.</i> 2010.....	29
FIGURA 10. ÓRTESE DE PATAR <i>ET AL.</i> , 2014.	29
FIGURA 11. ÓRTESE DE OCHOA <i>ET AL.</i> , 2011	30
FIGURA 12. ÓRTESE DE HOLLEY <i>ET AL.</i> , 2014.....	30
FIGURA 13. ÓRTESE DE HOUSMAN <i>ET AL.</i> 2007.....	31
FIGURA 14. ÓRTESE DE WOLBRECHT <i>ET AL.</i> , 2006.....	31
FIGURA 15. PROJETO MECÂNICO DA ÓRTESE DE PUNHO DE MENG <i>ET AL.</i> 2015.	32
FIGURA 16. DISTRIBUIÇÃO DA FORÇA NA ÓRTESE MENG <i>ET AL.</i> , 2015.....	32
FIGURA 17. ÓRTESE DE MENG <i>ET AL.</i> 2015	33
FIGURA 18. VISTA SUPERIOR E INFERIOR DA ÓRTESE DE OBOE <i>ET AL.</i> 2010.	33
FIGURA 19. ÓRTESE DE RAGONESI <i>ET AL.</i> , 2011.....	34
FIGURA 20. ESQUEMA EM 3D DA ÓRTESE DE BAE <i>ET AL.</i> 2012, EXPLICANDO CADA COMPONENTE.....	35
FIGURA 21. DISPOSIÇÃO DA ÓRTESE DE BAE <i>ET AL.</i> 2012 SOBRE O ANTEBRAÇO, PUNHO E MÃO.	35
FIGURA 22. FLUXOGRAMA DA CADEIA DE PROCESSAMENTO DO ARDUINO	36
FIGURA 23. MCU ARDUINO NANO.....	37
FIGURA 24. MCU TIVA-C <i>LAUNCHPAD</i>	38
FIGURA 25. EXEMPLO DE AMPLITUDE DO SINAL EMG.....	41
FIGURA 26. ILUSTRAÇÃO DO SENSOR DE FLEXÃO <i>SPECTRASIMBOL</i>	42
FIGURA 27. GRÁFICO DA VARIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DO SENSOR EM FUNÇÃO DA VARIAÇÃO ANGULAR.	42
FIGURA 28. ILUSTRAÇÃO DE UM SERVOMOTOR AC	44
FIGURA 29. SERVOMOTOR DC DESMONTADO.....	44

FIGURA 30. DURAÇÃO DO PULSO PWM PARA ACIONAMENTO DOS SERVOMOTORES	45
FIGURA 31. PROCESSO DE TRANSIÇÃO DO SMA	46
FIGURA 32. IMPRESSORA 3D ANET A8	49
FIGURA 33. VISÃO DOS MÚSCULOS DA PARTE INFERIOR DO ANTEBRAÇO	51
FIGURA 34. VISÃO DA PARTE SUPERIOR DOS MÚSCULOS DO ANTEBRAÇO	52
FIGURA 35. FLUXOGRAMA DA METODOLOGIA DE FUNCIONAMENTO DO SISTEMA	55
FIGURA 36. SERVOMOTOR MG90S	56
FIGURA 37. FLUXOGRAMA DO SOFTWARE DO MCU ARDUINO NA ÓRTESE	56
FIGURA 38. DESENHO DO POSICIONAMENTOS DOS SENSORES POR DENTRO DA LUVA.....	57
FIGURA 39. FLUXOGRAMA DO FUNCIONAMENTO DO SOFTWARE DA LUVA INSTRUMENTALIZADA	58
FIGURA 40. FLUXOGRAMA DO FUNCIONAMENTO DA INTERFACE GRÁFICA.....	59
FIGURA 41. FLUXOGRAMA DO FUNCIONAMENTO DO TESTE DE COMUNICAÇÃO DA INTERFACE COMPUTADORIZADA	59
FIGURA 42. FLUXOGRAMA DOS TESTES DE COMUNICAÇÃO DO MCU ARDUINO VIA USB	60
FIGURA 43. ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO ELETRÔNICO DA ÓRTESE DESENVOLVIDO NA PLATAFORMA CAD EAGLE	61
FIGURA 44. ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO ELETRÔNICO DA LUVA INSTRUMENTALIZADA ..	62
FIGURA 45. FLUXOGRAMA DE FUNCIONAMENTO DOS SOFTWARES PARA TESTAR A COMUNICAÇÃO BLUETOOTH	63
FIGURA 46. POSIÇÃO DOS SENSORES DE FLEXÃO NA ÓRTESE	67
FIGURA 47. INTERFACE COMPUTADORIZADA	68
FIGURA 48. CIRCUITOS ELETRÔNICOS IMPRESSOS FINALIZADOS	69
FIGURA 49. A ÓRTESE (MODELO 3D) VISTA EM TRÊS ÂNGULOS DIFERENTES	70
FIGURA 50. LUVA INSTRUMENTALIZADA COM OS COMPONENTES FIXADOS	70
FIGURA 51. DETALHE DA LIMITAÇÃO MECÂNICA.....	71
FIGURA 52. VISTA SUPERIOR DOS TESTES COM O SENSOR DE FORÇA.....	72
FIGURA 53. VISTA FRONTAL DOS TESTES COM O SENSOR DE FORÇA COM A ÓRTESE.....	73
FIGURA 54. GRÁFICO DA FORÇA DE PREENSÃO PELO TEMPO.....	74
FIGURA 55. GRÁFICO COM OS VALORES ANGULARES REFERENTES À AMPLITUDE DE MOVIMENTO DA LUVA INSTRUMENTALIZADA.	75
FIGURA 56. GRÁFICO COM OS VALORES ANGULARES REFERENTES À AMPLITUDE DE MOVIMENTO DA ÓRTESE.	75
FIGURA 57. LUVA INSTRUMENTALIZADA E ÓRTESE EM ESTADO DE EXTENSÃO	76

FIGURA 58. LUVA INSTRUMENTALIZADA E ÓRTESE EM ESTADO DE FLEXÃO	76
FIGURA 59. GRÁFICO COM OS VALORES ANGULARES REFERENTES À AMPLITUDE DE MOVIMENTO DA ÓRTESE COM A INTERFACE COMPUTADORIZADA.	77

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1. CLASSIFICAÇÃO DAS ÓRTESES PARA MEMBROS SUPERIORES.....	21
QUADRO 2. INFORMAÇÕES SOBRE AS ÓRTESES ENCONTRADAS NOS ARTIGOS SELECIONADOS.	22

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIACÕES E SIGLAS	8
LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE QUADROS	12
1 INTRODUÇÃO	15
1.1 OBJETIVOS	18
1.1.1 OBJETIVO GERAL.....	18
1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
1.2 JUSTIFICATIVA.....	18
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	21
2.1 ÓRTESES	21
2.2 MICROCONTROLADORES (MCU)	35
2.2.1 ARDUINO	36
2.2.2 LAUNCHPAD	37
2.2.3 PIC	38
2.3 SENSORES.....	38
2.3.1 SENSORES DE ELETROMIOGRAFIA	39
2.3.2 SENSORES DE FLEXÃO	41
2.4 ATUADORES	43
2.4.1 SERVOMOTORES.....	43
2.4.2 SHAPE MEMORY-ALLOY	46
2.4.3 ATUADORES PNEUMÁTICOS.....	47
2.4.4 ATUADORES HIDRÁULICOS.....	47
2.5 IMPRESSÃO 3D	47
2.6 MÚSCULOS DO RESPONSÁVEIS PELOS MOVIMENTOS DOS DEDOS	50
3 METODOLOGIA	53
3.1 MATERIAIS UTILIZADOS NESTE TRABALHO.....	53
3.2 FUNCIONAMENTO GERAL.....	53

3.3	CONSTRUÇÃO DA ÓRTESE	55
3.4	LUVA INSTRUMENTALIZADA	57
3.5	INTERFACE COMPUTADORIZADA	58
3.6	SISTEMA ELETRÔNICO	60
3.7	TESTES EM BANCADA	62
3.8	PROTOCOLO DE ENSAIO <i>IN VIVO</i>	65
4	RESULTADOS	68
5	DISCUSSÃO	78
5.1	ÓRTESE E LUVA INSTRUMENTALIZADA	78
5.2	SISTEMA DE CONTROLE E ACIONAMENTO DA ÓRTESE	80
5.3	SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS	81
6	CONCLUSÕES	83
	REFERÊNCIAS	85
	APÊNDICE A – TABELAS DOS GRÁFICOS DOS RESULTADOS	90
	APÊNDICE B – SOFTWARE ÓRTESE	94
	APÊNDICE C – SOFTWARE LUVA INSTRUMENTALIZADA	96
	ANEXO A – APROVAÇÃO PELO COMITE DE ÉTICA	99
	ANEXO B – PROJETO MECÂNICO DA ÓRTESE POR ZMORPH	101
	ANEXO C – DATASHEET ARDUINO NANO	102

1 INTRODUÇÃO

Os movimentos das mãos e punhos são essenciais no dia-a-dia de um ser humano: pegar objetos, digitar, escrever, entre outros. Para a maioria das pessoas, essas atividades são triviais, no entanto, para certos grupos de pessoas, tais tarefas são um tanto quanto complexas ou, para alguns, até mesmo impossíveis. Segundo Meng *et al.* (2015), a paralisia é a perda da função muscular provocada por lesões ao sistema nervoso, onde as causas comuns para a paralisia são: Acidente Vascular Cerebral (AVC), traumatismos cranianos, lesões na medula espinhal, esclerose múltipla ou paralisia cerebral, em que uma simples atividade de segurar um objeto é um grande obstáculo. Quando a paralisia ocorre em apenas um lado do corpo é denominada hemiplegia (Ates *et al.*, 2013).

O AVC tem como manifestações frequente a fraqueza muscular (Arya *et al.*, 2011), espasticidade e padrões motores atípicos (podendo ser isquêmico ou hemorrágico). O AVC isquêmico é causado por uma oclusão vascular localizada, levando à interrupção do fornecimento de oxigênio e glicose ao tecido cerebral, afetando subsequentemente os processos metabólicos do território envolvido. Já o hemorrágico é causado por aneurisma ou trauma dentro das áreas extravasculares do cérebro (Piassaroli *et al.*, 2011).

Segundo a última pesquisa nacional de saúde realizada pelo IBGE em 2013, foram diagnosticadas 2,2 milhões de pessoas com AVC, sendo a principal causa de mortes, seguido por infarto agudo do miocárdio. E a cada ano, os Estados Unidos da América têm aproximadamente 795.000 indivíduos com AVC (Gasser *et al.*, 2015), onde 22% desses indivíduos morrem nos primeiros 30 dias após a lesão. Em torno de 80% deles precisarão de terapias de reabilitação cerebral (Meng *et al.*, 2015) dos quais, entre 5 e 20 % deve conseguir recuperar totalmente o controle motor (Nijenhuis *et al.*, 2015). O AVC é a terceira maior causa de morte nos USA, estando atrás do câncer e do infarto agudo do miocárdio (Patar *et al.*, 2014).

Leonardis *et al.* (2015) definem terapia de reabilitação bimanual como uma estratégia de reabilitação baseada na coordenação natural entre os membros, a qual requer que ambas as mãos cooperem para realizar a função destinada e afirmam que há evidências de que o movimento simultâneo de ambos os membros ajuda o sistema neuromuscular a recuperar a estabilidade e melhorar a utilização do membro. Várias técnicas vêm sendo propostas, sendo a mais simples, a terapia por espelho, onde a ilusão

visual do membro prejudicado é fornecida pela imagem refletida do membro intacto. Havendo independência no movimento de flexão e extensão dos dedos, pode ser utilizada uma terapia localizada e específica.

Segundo Arya *et al.*, (2011), o cérebro pode mudar ou se reorganizar em resposta à entrada sensorial, experiência e aprendizagem, sendo esta capacidade do cérebro e outras partes do sistema nervoso central para se reorganizar chamada de plasticidade cerebral. A validade da plasticidade cerebral induzida por terapias de reabilitação também tem sido fortemente apoiada pela ativação de áreas cerebrais específicas em estudos com ressonância magnética, porém, depende de vários fatores, tais como o período de tempo decorrido entre o AVC e o início da terapia de reabilitação, a intensidade e o tipo ou modalidade de terapia a ser proporcionada.

O emprego dos exoesqueletos e órteses no processo de reabilitação tem crescido gradualmente, diferenciando-se pelos tipos de atuadores, geralmente pneumáticos, hidráulicos ou elétricos (Gopura *et al.*, 2015). Atualmente a utilização de exoesqueletos, corresponde a uma área em grande expansão. Segundo Arya *et al.*, (2011), os exoesqueletos podem fornecer terapia por meio da reabilitação de movimentos realizados intensivamente, reproduzíveis e por meio de tarefas específicas. Eles também são capazes de abordar uma ampla gama de necessidades de tratamento por intermédio do exercício ativo, assistido ou resistido. O treinamento robótico envolve dois processos interagindo simultaneamente, como exemplo: o paciente tentando se mover e o robô auxiliando ou resistindo aos movimentos durante a prática repetitiva. Pode-se citar exemplos desses processos, tais como:

- terapia de movimento por longos períodos de tempo, de forma consistente e precisa, com fadiga reduzida;
- atuação programada em diferentes modos de assistência para o paciente, tais como: passivo (assistência total), assistência ativa (ajuda parcial) e ativo (sem assistência) com uma única seleção;
- medição e registro do comportamento (motor, sensorial, proprioceptivo), em paralelo com as aplicações terapêuticas;
- integração a uma tecnologia de ambiente virtual para aumentar a motivação do paciente.

Assim sendo, elas podem ser executadas tanto em casa (com o uso de órteses, que permitem intensificar o tratamento reduzindo seu tempo total e têm a vantagem de serem mais cômodas), quanto individualmente por um terapeuta em uma clínica ou seja, referentes aos cuidados convencionais empregados (Aubin *et al.*, 2013; Housman *et al.*, 2007; Ochoa *et al.*, 2011).

Na prática clínica, observa-se a eficácia da utilização de órteses de membro superior com diferentes objetivos, como, por exemplo: alinhamento e estabilização articular, posicionamento, manutenção ou melhora da amplitude de movimento, prevenção de deformidades e contraturas e melhoria da função manual (Terranova *et al.*, 2011).

Porém, a maioria das órteses usadas em casa são passivas, ou seja, não contêm componentes ativos para a movimentação dos membros (Patar *et al.*, (2014)). Segundo Housman *et al.* (2007), muitas órteses têm poucos graus de liberdade e restringem o espaço de trabalho disponível do paciente. Além disso, alguns dispositivos são difíceis de ajustar e têm pouca capacidade de modificar a quantidade de suporte para vários níveis de desafio, resultando em pouco ou nenhum *feedback* sobre a recuperação do movimento.

A possibilidade de auxílio nos movimentos da mão, sem a necessidade de acompanhamento local e integral de um terapeuta, poderá melhorar o resultado final da terapia de reabilitação, pois o paciente poderá realizar a terapia reabilitatória inúmeras vezes por dia, sem a necessidade de deslocar-se até a clínica para todas as sessões, e, ainda assim, usufruir do conforto de sua casa.

Há alguns projetos encontrados na literatura para órteses terapêuticas de reabilitação, as quais denotam a limitação de movimentos independentemente dos dedos, a automatização dos movimentos mecânicos, nos quais, em ambas, é necessário a execução de um software em um computador para a realização dos movimentos, aumentando, assim, a dificuldade do uso domiciliar.

Neste contexto, foi proposto a criação de uma órtese para a realização dos movimentos de flexão e extensão individual e independente dos dedos e sem a necessidade de um sistema computadorizado para o controle da terapia. Ademais, outro diferencial proposto é o uso da terapia, no qual a mão afetada imita o movimento praticado pelo lado contralateral (sadio), ou seja, uma luva instrumentalizada com sensores de flexão identificará os movimentos dos dedos da mão sadia para reproduzi-los na mão afetada.

Quatro voluntários do sexo feminino, sadios, destros, com idade entre 20 a 28 anos participaram dos ensaios *in vivo* com a finalidade de analisar o funcionamento do sistema.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho consiste em desenvolver um sistema de reabilitação terapêutica empregando órtese ativa de mão e uma luva instrumentalizada para pessoas que sofreram acidente vascular cerebral

1.1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do trabalho são:

- I. desenvolver uma técnica de controle para a órtese de modo a movimentar os dedos individualmente ou em conjunto;
- II. desenvolver uma interface computadorizada de controle e configuração de estratégias terapêuticas;
- III. desenvolver um sistema de aquisição dos movimentos dos dedos da mão sadia;
- IV. avaliar o funcionamento da órtese em ensaios de bancada simulando os movimentos previstos;
- V. avaliar *in vivo*, em uma aplicação piloto, a utilização da órtese em voluntários sadios;

1.2 JUSTIFICATIVA

A realização deste trabalho visa criar uma nova alternativa para o processo de reabilitação terapêutica, onde, diariamente novas tecnologias são desenvolvidas, como a utilização de exoesqueletos completos para indivíduos com paraplegia ou de apenas órteses para membros específicos. Métodos de terapia específicas podem reabilitar relevantes áreas cerebrais, potencializando a plasticidade cerebral, levando a uma maior recuperação motora e funcional do que métodos tradicionais de terapias de reabilitação

(Arya *et al.*, 2011). Sendo assim, o uso de uma órtese no dia-a-dia do indivíduo pode acrescentar uma resposta mais rápida na melhora dos movimentos comprometidos.

De acordo com Kenyon *et al.* (2005) e Housman *et al.* (2007) pacientes que utilizaram as órteses em casa tiveram um ganho de movimentos e/ou amplitude de movimento. Conforme descrito por Wolbrecht *et al.*, (2006), percebeu-se maior motivação para o usuário e melhores resultados para aqueles pacientes que utilizaram as órteses na própria casa.

Uma das características do AVC é apresentar um lado hemiplégico. A utilização de uma órtese com servomotores, atuadores de fácil configuração e baixa alimentação, pode ter bom desempenho, construída em uma impressão 3D; executando os movimentos de flexão e extensão a partir de uma luva instrumentalizada com sensores de flexão, dispositivos pequenos e de pequeno custo, que podem ficar por dentro das luvas sobre o membro saudável. É uma boa utilização do método de terapia bimanual, que pode trazer um bom resultado como uma órtese ativa.

Segundo Terranova *et al.*, (2011), o uso de órteses ativas, como terapia de reabilitação aplicada três vezes por semana, durante período variável de seis a doze semanas, produz resultados modestos. Porém são expressivos de melhora da funcionalidade do membro superior parético, mais, especificamente, proximal, em pacientes com AVC em fase crônica, com incapacidade leve, moderada e severa. No todo, é necessário que mesmo constatado o ganho no uso de órteses, é necessário que o indivíduo que esteja em terapia, tenha força de vontade e motivação própria para a melhora de seus movimentos (Housman *et al.*, 2007).

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este documento foi estruturado do seguinte modo: no **Capítulo 1**, contextualização do problema e apresentação dos objetivos do trabalho e as justificativas para a realização desse trabalho. No **Capítulo 2**, apresenta-se o estado da arte em órteses terapêuticas de membros superiores, englobando seus elementos mecânicos estruturais e sistemas de acionamento, sensoriamento e controle de movimentos. O **Capítulo 3** delinea a metodologia empregada, o funcionamento geral, a construção da órtese, a luva instrumentalizada, o sistema eletrônico, a interface computadorizada e os ensaios realizados. No **Capítulo 4** são apresentados os resultados, incluindo os testes em bancada e ensaios *in vivo* de todo o sistema. Além disso, nesse capítulo discutem-se os

resultados obtidos com a órtese, o sistema de controle e acionamento e a luva instrumentalizada. Por fim, no **Capítulo 5**, enunciam-se as conclusões obtidas a partir do desenvolvimento deste projeto de pesquisa.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ÓRTESES

No momento em que se iniciou este trabalho, realizou a aquisição de artigos na literatura que apresentassem órteses de membros superiores, desenvolvendo assim um artigo de revisão.

Os materiais encontrados, em sua maioria contém um bom detalhamento das órteses de membros superiores, trazendo informação como classificação, método de atuação, graus-de-liberdade e aplicação. Assim, os artigos foram unidos conforme suas classificações, sendo encontradas órteses de braço, punho e mão, com atuadores pneumáticos, elétricos e manuais e para uso em terapias de reabilitação.

Esses projetos de órteses encontrados na literatura podem ser classificados conforme descrito no quadro 1 (GOPURA *et al.*, 2015).

Quadro 1. Classificação das órteses para membros superiores.

Classificação	Órteses de mão, antebraço, completa para membros superiores e de segmentos combinados
Grau de liberdade	De acordo com o número de pontos ativos ou, em inglês, <i>degree-of-freedom</i> (DOF), como 1DOF, 2DOF 3DOF, etc...
Método de Atuação	Baseia-se no tipo de atuadores usados: elétricos, pneumáticos, hidráulicos outros tipos de atuadores como a combinação de um ou mais métodos (híbridos)
Aplicação	Reabilitação robótica, amplificação humana, melhorias assistidas, interfaces táteis, entre outras aplicações
Configuração de ligação	Serial, paralela ou híbrida
O método de controle	Controle de impedância, controle de força, controle neuro-Fuzzy entre outros métodos

Fonte: Gopura *et al.*, 2012.

No quadro 2, apresentam-se os resultados dos artigos encontrados, relatando o tipo de órtese, atuador utilizado, graus de liberdades, movimentos e aplicação.

Quadro 2. Informações sobre as órteses encontradas nos artigos selecionados.

Autor	Tipo de Órtese	Atuador	Graus de Liberdade	Movimentos	Aplicação em Reabilitação
Holley <i>et al.</i> (2014)	Punho	Elétrico	2	Extensão e flexão, pronação e supinação do punho	Crianças com paralisia cerebral
Aubin <i>et al.</i> (2013)	Punho	Elétrico	2	Extensão e flexão do punho e do polegar	Crianças com paralisia cerebral
Luo <i>et al.</i> (2005)	Mão e dedos	Cabo	Não específica	Não especifica	Pessoas que sofreram AVC
Housman <i>et al.</i> (2007)	Braço	Passiva	5	Não especifica	Pessoas que sofreram AVC
Ates <i>et al.</i> (2015)	Punho, Mão e dedos	Elétrico	3	Extensão e flexão dos dedos, adução e abdução do polegar e extensão e flexão punho	Pessoas que sofreram AVC
Wolbrecht <i>et al.</i> (2006)	Braço	Pneumático	4	Rotação para frente e trás da clavícula, ombro flexão, extensão, abdução e adução horizontal e flexão e extensão do cotovelo	Pessoas que sofreram AVC
Low <i>et al.</i> (2015)	Dedo	Pneumático	2	Extensão e flexão	Não informado
Meng <i>et al.</i> (2015)	Punho	Pneumático	1	Extensão e flexão	Pessoas que sofreram AVC
Koo <i>et al.</i> (2009)	Braço	Elétrico	2	Extensão do cotovelo, punho	Assistência ativa e passiva para o próprio paciente mover os braços
Gasser <i>et al.</i> (2015)	Mão e dedos	Elétrico	1	Extensão e flexão	Pessoas que sofreram AVC
Oboe <i>et al.</i> (2010)	Mão e dedos	Elétrico	1	Extensão e flexão	Pessoas que sofreram AVC
Gopura <i>et al.</i> (2015)	Membros Superiores	Manual	N/A	N/A	N/A

Nijenhuis <i>et al.</i> (2015)	Punho e Mão	Manual	3	Extensão e flexão dos dedos, adução e abdução do polegar e extensão e flexão punho	Pessoas que sofreram AVC
Martinez-Valdes <i>et al.</i> (2014)	Mão e dedos	Elétrico	1 grau de liberdade	Extensão e flexão	Pessoas com lesão neuromuscular
Leeb <i>et al.</i> (2010)	Mão e dedos	Elétrico	1 grau de liberdade	Extensão e flexão	Pessoas que sofreram AVC.
Ates <i>et al.</i> (2013)	Mão e dedos	Manual	3 graus de liberdade	Extensão e flexão dos dedos, adução e abdução do polegar e extensão e flexão punho	Pessoas que sofreram AVC
Ragonesi <i>et al.</i> (2011)	Ombro e braço	Elétrico	4 graus de liberdade	Rotação para frente e trás da clavícula, ombro flexão, extensão, abdução e adução horizontal e flexão e extensão do cotovelo	Pessoas que sofreram AVC
Patar <i>et al.</i> (2014)	Mão e dedos	Pneumático	1 grau de liberdade	Extensão e flexão	Pessoas que sofreram AVC
Ates <i>et al.</i> (2014)	Mão e dedos	Manual	3 graus de liberdade	Extensão e flexão dos dedos, adução e abdução do polegar e extensão e flexão punho	Pessoas que sofreram AVC
Ochoa <i>et al.</i> (2011)	Mão e dedos	Elétrico	1 grau de liberdade	Extensão e flexão	Pessoas que sofreram AVC
Bae <i>et al.</i> (2012)	Punho e Mão	Pneumático	3 graus de liberdade	Extensão e flexão dos dedos, adução e abdução do polegar e extensão e flexão punho	Pessoas que sofreram AVC

Fonte, o autor, 2016.

Aubin *et al.* (2013) desenvolveram uma órtese de punho para o uso diário. A órtese possui 2 graus-de-liberdade e tem como público-alvo crianças com paralisia cerebral. A órtese realiza os movimentos de flexão e extensão. A estrutura mecânica foi montada sobre uma luva de Lycra e todos os movimentos são feitos por meio de um servomotor. A base em alumínio fornece uma plataforma estável, onde todos os

dispositivos são montados. A Figura 1 exibe o dispositivo compacto que controla a órtese, a partir de um Arduino Mega 2560, sendo o equipamento todo alimentado por baterias.



Figura 1. Órtese de Aubin *et al.*, 2013. Pontos de movimentação da órtese.

Luo *et al.* (2005) descrevem um sistema computacional que integra uma interface com óculos de realidade virtual, uma órtese manual e um jogo de computador. Por meio dos óculos de realidade virtual, o usuário é imerso na cena do jogo, no qual a finalidade é segurar um objeto. A órtese é empregada quando o indivíduo apresenta problemas no movimento de extensão dos dedos onde, por meio de um sensor, o terapeuta que pode estar ao lado do usuário, ou assistindo a terapia por uma *webcam*, verifica se os dedos estão suficientemente estendidos para a realização da terapia. Caso necessário, o usuário aumenta a extensão de todos os dedos em conjunto. A Figura 2 mostra a órtese sendo utilizada com cabos fazendo a extensão dos dedos.



Figura 2. Órtese de Luo *et al.*, 2005. Órtese conectada sendo usada pelo usuário, um zíper costurado no lado da luva facilita a colocação.

Ates *et al.* (2015) sugeriram o aprimoramento da órtese SaeboFlex, chamando-a de *SCRIPT Active Orthosis Iteration 3* (SAO-i3), a qual realiza os movimentos de flexão e extensão dos dedos, produzidos a partir de um motor DC de baixo custo. Conforme o motor realiza seus movimentos, ele impulsiona um cabo, que através de uma polia movimenta todos os dedos em conjunto. O controle do motor é feito por um Arduino MEGA 2560, a partir da comunicação com um computador. A Figura 3 ilustra a órtese colocada sobre a mão.

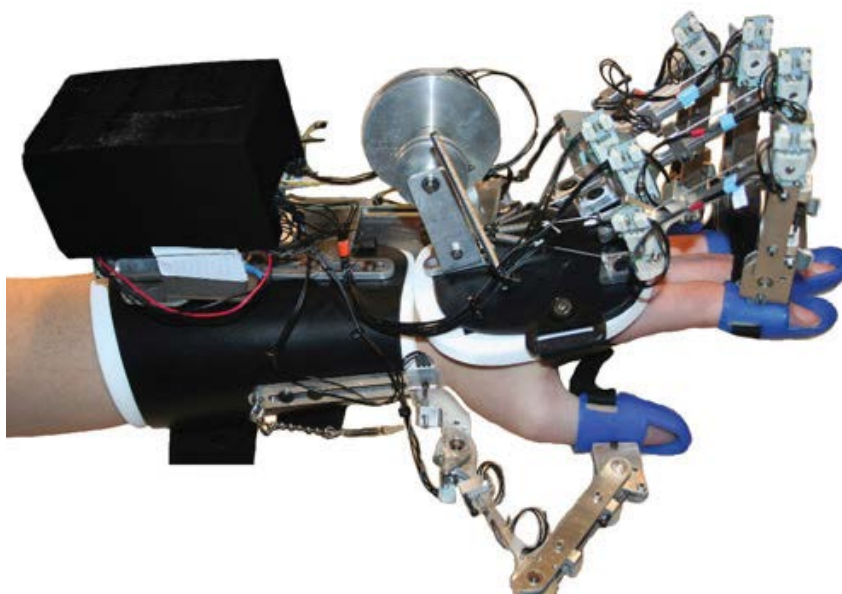


Figura 3. Órtese de Ates *et al.*, 2015. Estrutura completa da órtese montada sobre a mão, onde, um Arduino controla um motor DC que movimenta uma polia.

Low *et al.* (2015) desenvolveram uma órtese de dedos pneumática com atuadores em cada falange, conforme a Figura 4. Por segurança, utilizaram eletrodos de eletromiografia sem fio, modelo Trigno (Delsys Inc., Boston, MA) para monitorar a atividade muscular dos dedos, fazendo com que haja movimento de flexão e extensão da órtese somente quando houver a contração muscular.

Gasser *et al.* (2015) desenvolveram um protótipo de uma órtese de mão que realiza os movimentos de flexão e extensão em conjunto dos dedos, excluindo o polegar conforme ilustra a Figura 5. O controle do movimento é feito por dois motores DC sem escovas (*brushless*) dentro da órtese. A estrutura principal do aparelho é constituída por resina termoplástica de módulo elevado.



Figura 4. Órtese de Low *et al.*, 2015. Para o movimento da articulação metacarpofalangeana, nos segmentos 1-2 é aplicado a pressão de 1 bar, realizando o ângulo de flexão. Para a articulação interfalangeana proximal, é aplicado nos segmentos 1-2 e 2-3 e para o ângulo de flexão da articulação interfalangeana distal é aplicado nos segmentos 2-3 e 3-4.



Figura 5. Protótipo de órtese de Gasser. *et al.*, 2015. Todos os movimentos dos dedos são feitos em conjunto por dois motores DC.

Nijenhuis *et al.* (2015) e Ates *et al.* (2013, 2014), utilizaram a mesma órtese de mão, um projeto chamado *European SCRIPT*. Os movimentos da órtese são produzidos a partir da ativação muscular voluntária, de flexão e extensão do punho, da mão e dos dedos. A Figura 6 mostra os movimentos e extensão e flexão do punho.

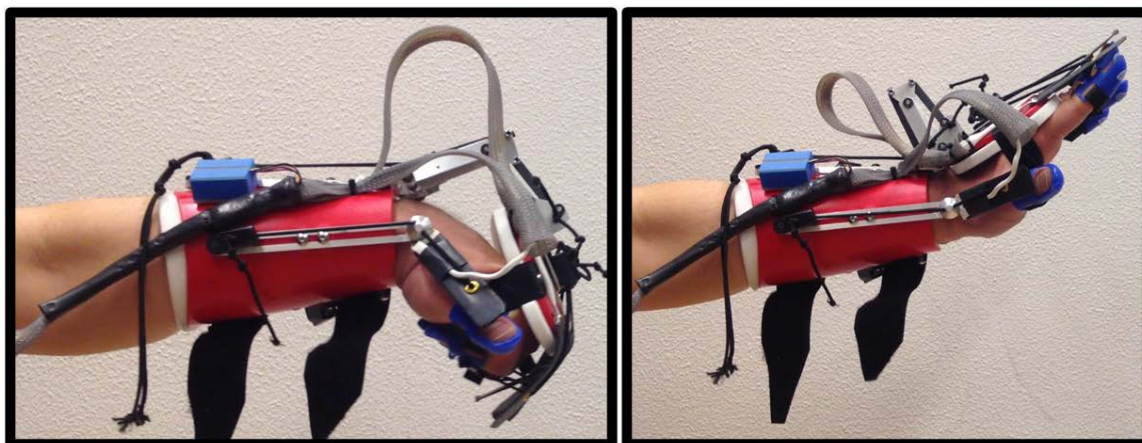


Figura 6. Órtese SCRIPT. Ponto de máxima flexão (à esquerda) e extensão (à direita) do punho e dedos (Nijenhuis *et al.* (2015) e Ates *et al.* (2013, 2014)).

Movimentos de flexão e extensão do punho são alcançados com o uso de um mecanismo duplo, que realiza o movimento do punho e da mão em conjunto, contendo também um sensor para medir o ângulo de flexão e/ou extensão. O mecanismo do dedo consiste de uma combinação de molas, cordas elásticas e um sensor de ângulo. Nós nas cordas elásticas permitem ao usuário ajustar manualmente a tensão inicial e o valor da força total aplicada no dedo. Os componentes da órtese são explicados na sequência e exibidos na Figura 7:

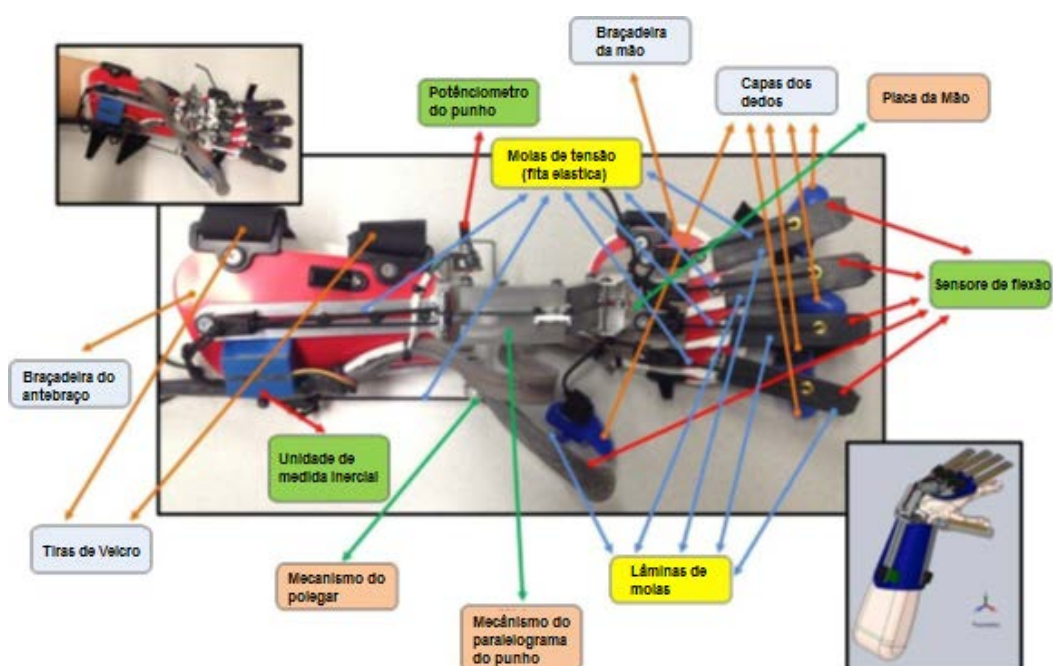


Figura 7. Componentes da órtese SCRIPT. Órtese de mão e seus principais componentes (Nijenhuis *et al.* (2015) e Ates *et al.* (2013, 2014)).

- mecanismos dos dedos: molas de lâmina e cordas elásticas ajustáveis;
- mecanismo de pulso: paralelogramo duplo entre a mão e o antebraço;
- controlador de dispositivo: placa do MCU para leituras do sensor e conversões (não mostradas);
- sensores de estado: unidades de medidas (IMUs) para estimativa de postura antebraço integradas.

Martinez-Valdes *et al.* (2014) elaboraram a forma de construção de uma órtese de mão, para movimentos de flexão e extensão dos dedos, tendo como finalidade a construção de uma órtese com peso inferior a 500 gr. A Figura 8 exhibe o protótipo da órtese sobre os dedos.

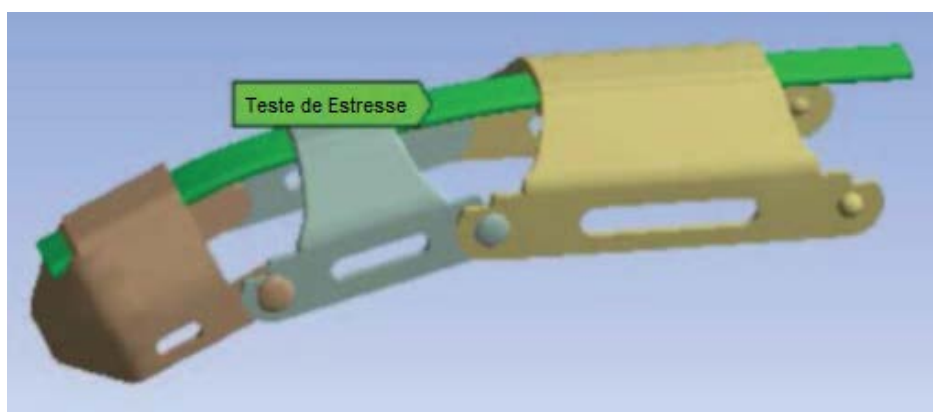


Figura 8. Protótipo da órtese de Martinez-Valdes *et al.* 2014. Simulação do movimento do tendão, incluindo a forma de fixação e articulações.

Leeb *et al.* (2010) relatam o uso de estimulação elétrica muscular para movimentação da mão em indivíduos com lesões graves na medula espinhal. Para evitar a fadiga muscular causada pela estimulação elétrica muscular, a órtese empurra e puxa tiras flexíveis para realizar os movimentos de flexão e extensão, ficando essas tiras sobre a mão, permitindo uma palma livre conforme a Figura 9(c). As tiras flexíveis são fixadas em cada dedo, representadas na Figura 9(b), onde são firmemente apertadas em torno do meio de cada falange do dedo por correias de couro adaptáveis.

Patar *et al.* (2014) propuseram uma órtese de mão pneumática, para o movimento do polegar e dos dedos indicador e médio, conforme ilustrado na Figura 10. Utilizando um pequeno cilindro pneumático para realizar os movimentos para frente e

para trás, produz os movimentos de flexão e extensão. A órtese é controlada por um sistema em C++, que aciona o sistema pneumático.



Figura 9. Órtese de Leeb *et al.* 2010. Em (a), mão com estimulação elétrica muscular, indicando que o dedo médio fornece a força mais forte (ponta do dedo branco devido à baixa perfusão de sangue), enquanto o dedo anelar não tem nenhuma contribuição de força. Em (b), imagem da órtese montada sobre a mão. Em (c), foto mostrando que a palma e as pontas dos dedos permanecem livres. (d) foto mostrando o polegar estabilizado.



Figura 10. Órtese de Patar *et al.* 2014. A órtese foi testada em um indivíduo sadio para realizando o movimento de extensão (Direita) e flexão (Esquada).

Ochoa *et al.* (2011) desenvolveram uma órtese de mão, onde cabos e um servomotor eram controlados via PWM por meio um microprocessador Rabbit (RCM 4510, Digi International, Inc., Davis, CA), conforme ilustra a Figura 11.

Holley *et al.* (2014) desenvolveram um braço passivo com 3 graus de liberdade, uma órtese de punho com 4 graus de liberdade e atuador com 2 graus de liberdade, montados sobre uma mesa, para o uso na terapia de crianças com paralisia cerebral. Para a realização dos movimentos do punho, usa-se um motor DC sem escovas (*brushless*) gerando 5 Nm de torque contínuo sobre o punho, gerando assim, os movimentos de extensão e flexão, pronação e supinação. O controle é feito por meio de um algoritmo que roda em um computador e é transmitido via ethernet. A Figura 12 ilustra a órtese implementada, exibindo os eixos de movimentação.

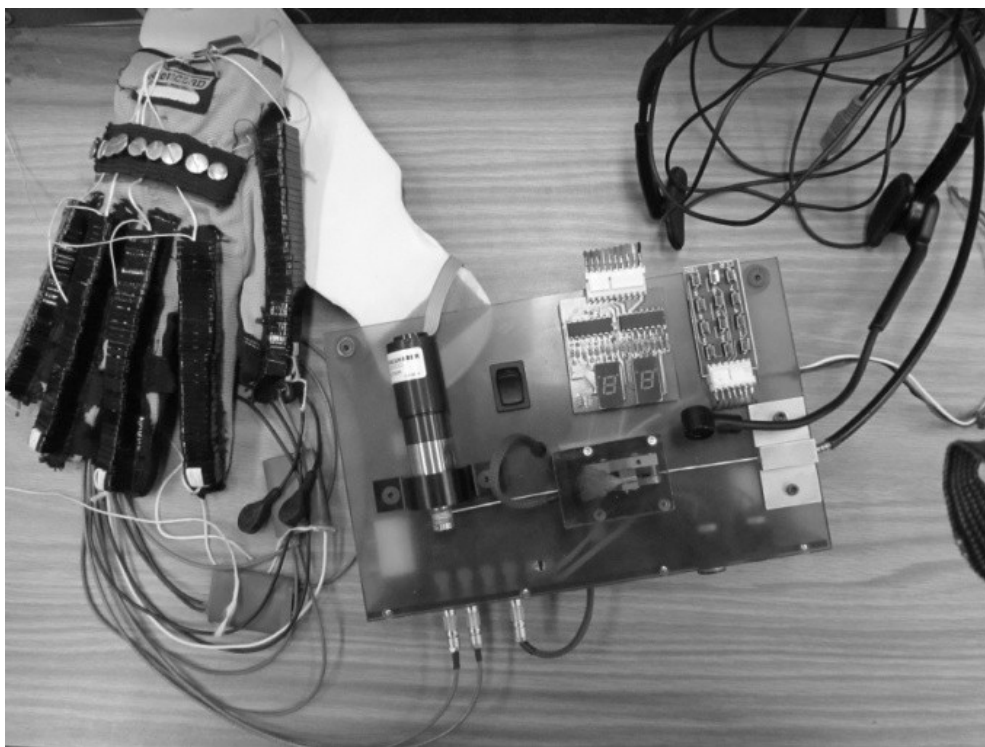


Figura 11. Órtese de Ochoa *et al.* 2011. O cabo Bowden se conecta a um servomotor, que impulsiona a luva. Todos os aparelhos eletrônicos estão localizados na caixa única.

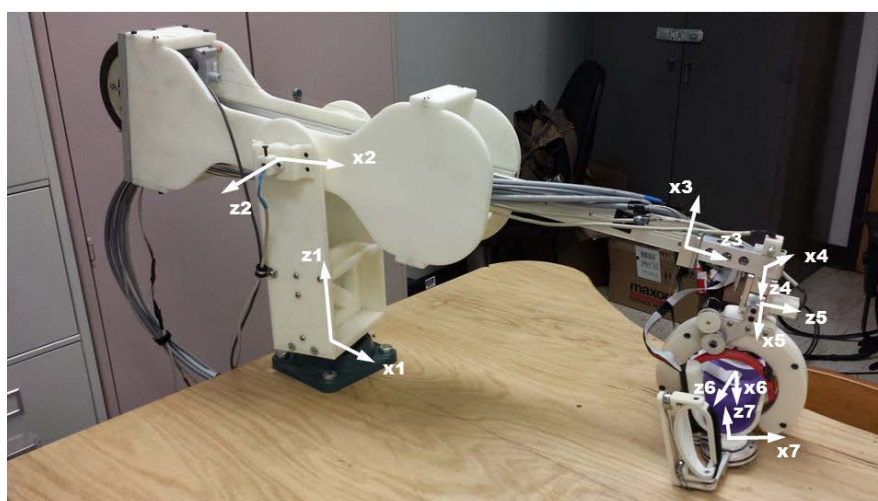


Figura 12. Órtese de Holley *et al.*, 2014. Os eixos z relacionados representam o eixo de rotação, enquanto a translação de uma articulação para outra ocorre ao longo do eixo z ou x.

Housman *et al.* (2007) propuseram a construção de uma órtese para braço chamada Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton (T-WREX), baseada na órtese Wilmington Robotic Exoskeleton (WREX) criada pelo Dr. Tariq Rahman. A órtese T-WREX foi projetada para ser um dispositivo de treinamento de baixo custo, passiva que é facilmente ajustável, fornecendo níveis variáveis de suporte em um grande espaço de

trabalho 3D, oferece feedback quantitativo, e permite treinamento de braço semiautônomo. Na Figura 13, ilustra-se a órtese sendo usada por um voluntário.



Figura 13. Órtese de Housman *et al.* 2007. A órtese fornece suporte graduáveis para o braço contra a gravidade usando elásticos.

Wolbrecht *et al.* (2006) também utilizaram o conceito da órtese Wilmington Robotic Exoskeleton (WREX), criada pelo Dr. Tariq Rahman e desenvolveram uma órtese pneumática de braço com 4 graus de liberdade, denominada Pneu-WREX. A Figura 14, mostra um dos graus-de-liberdade dessa órtese.



Figura 14. Órtese de Wolbrecht *et al.* 2006. Pneu-WREX. O dispositivo tem 4 graus-de-liberdade correspondente a rotação para frente/trás da clavícula, ombro flexão/extensão e abdução/adução horizontal e flexão/extensão do cotovelo. Dentro destes graus-de-liberdade.

Meng *et al.* (2015) utilizaram dois músculos pneumáticos (Festo Fluidic Muscles DMSP20) chamados de PAM (*pneumatic artificial muscles*), onde os movimentos de flexão e extensão do punho é feito, conforme os cilindros pneumáticos movem-se para

frente e para trás, com isso movendo um fio por uma dobradiça cilíndrica conforme mostra a Figura 15. O controle do ângulo do movimento é feito por um sensor do tipo potenciométrico conectado no meio da articulação. Na Figura 16, ilustra-se o conceito em 3D da órtese.

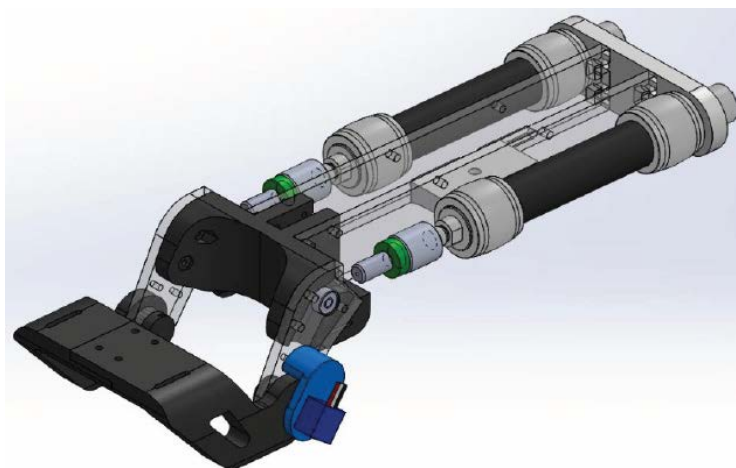


Figura 15. Projeto mecânico da órtese de punho de Meng *et al.* 2015.

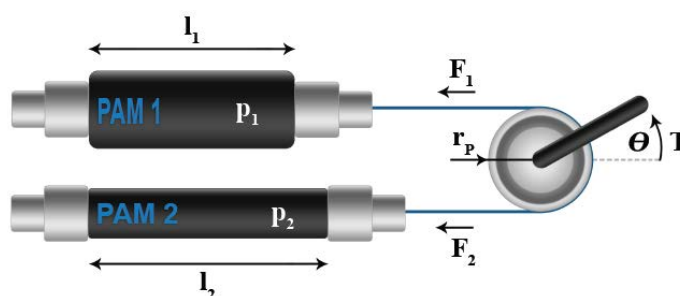


Figura 16. Distribuição da força na órtese Meng *et al.*, 2015.

Koo *et al.* (2009) propuseram o desenvolvimento de uma órtese de gravidade neutra, onde, com sensores de bidirecionais sobre a mão, identificam o movimento de flexão e extensão do punho. O sinal é processado via Matlab e transmitido a um motor de passo que controla uma polia, auxiliando o movimento de flexão e extensão do braço dos pacientes. A Figura 17 ilustra a aplicação da órtese em um voluntário.

Oboe *et al.* (2010) desenvolveram uma órtese dívida em duas formas: dispositivo mestre e escravo. O dispositivo escravo consiste de uma placa de aço inoxidável fixada sobre o antebraço. Esse dispositivo também carrega um atuador elástico em série linear, o mecanismo para mover os dedos, a eletrônica de controle e a fonte de alimentação, conforme a Figura 18. O dispositivo mestre foi construído para

proporcionar uma sensação realista para o terapeuta quando ele o manipula, sendo controlado por computador via Matlab/Simulink.

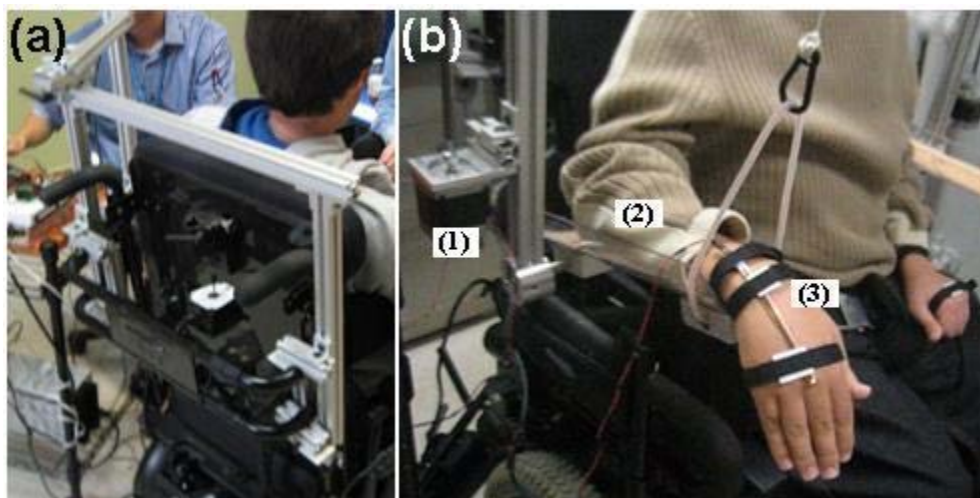


Figura 17. Órtese de Meng *et al.* 2015. Em (a): dispositivo montado corretamente na cadeira de rodas do usuário 1. Em (b): usuário 2 em órtese com gravidade neutra (GNO) mostrando o motor (1), o apoio do braço (2), e a flexão da mão e dos sensores nela acoplados (3).

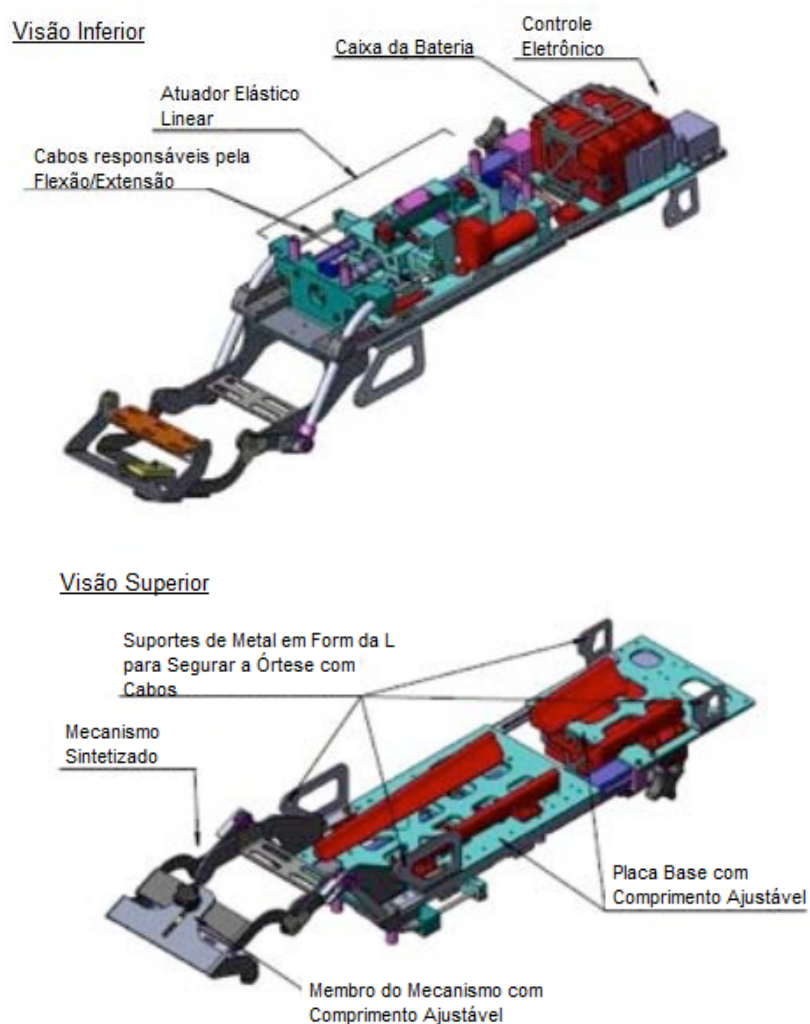


Figura 18. Vista superior e inferior da órtese de Oboe *et al.* 2010.

Ragonesi *et al.* (2011) realizaram uma pesquisa com o objetivo de medir a força de intenção do usuário e aplicar o acionamento apropriado para ajudar o usuário a mover-se facilmente com ou sem um peso na mão, usando como base de sua órtese o dispositivo Wilmington Robotic Exoskeleton (WREX), criado pelo Dr. Tariq Rahman, o qual tem como finalidade a eliminação da força da gravidade sobre o braço, permitindo, com isso, uma melhor movimentação do membro. Essa órtese de ombro e braço possui quatro graus de liberdade, dois para o ombro e dois para o braço, sendo os movimentos realizados por um motor DC, e os movimentos simulados a partir da comunicação com um computador para a simulação dos movimentos. Na Figura 19, uma criança faz o uso dessa órtese, tendo o ombro e o braço flexionados. Os movimentos são produzidos por um motor DC com escovas (*brushed*).



Figura 19. Órtese de Ragonesi *et al.* 2011. O método de controle foi testado no Simulink, bem como no experimento usando Matlab em um computador.

Bae *et al.* (2012) elaboraram a órtese de punho e mão denominada DULEX-II e ilustrada na Figura 20, na qual utilizou-se um cilindro pneumático para os movimentos do punho e dois motores para o movimento dos dedos. O cilindro pneumático é fixado no antebraço, onde mimetiza os movimentos de flexão e extensão do punho, de acordo com a Figura 21.

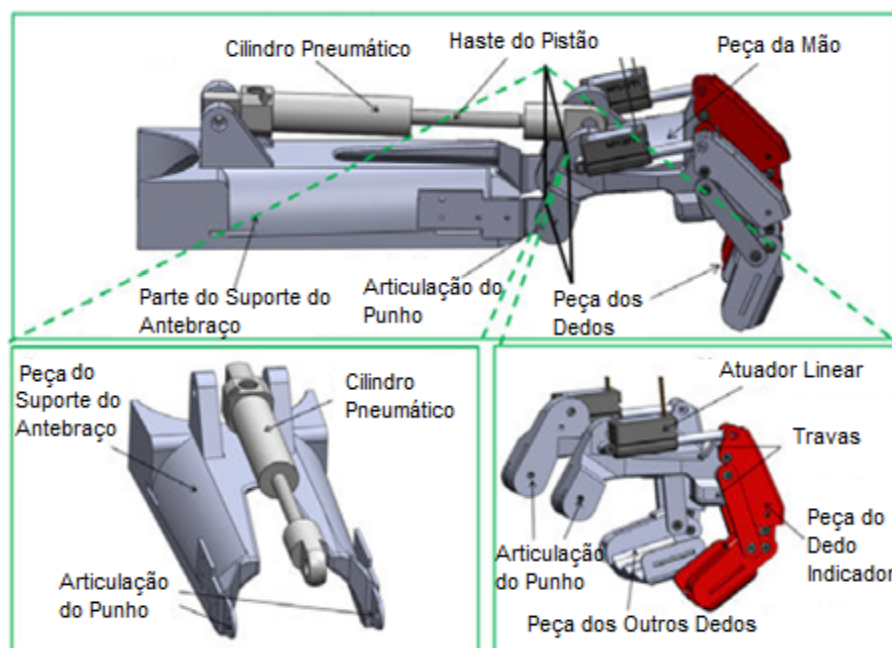


Figura 20, Esquema em 3D da órtese de Bae *et al.* 2012, explicando cada componente.

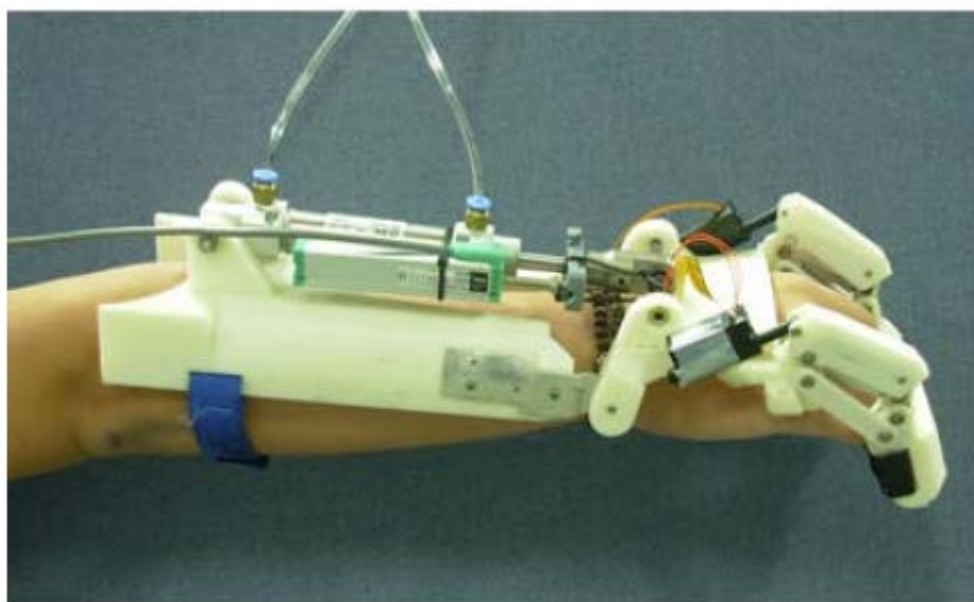


Figura 21. Disposição da órtese de Bae *et al.* 2012 sobre o antebraço, punho e mão.

2.2 MICROCONTROLADORES (MCU)

Em circuitos eletrônicos que desempenham controle, comunicação e gerenciamento de alguma função, é necessário possuir um dispositivo que possa ser programado para que integre todos esses sistemas. O *chip* do MCU contém itens como:

processador, memória *read only memory* (ROM), memória *random access memory* (RAM), periféricos de entrada e saída, conversores analógicos e digital.

A linguagem de programação dos MCU's baseia-se geralmente em C/C++ ou Assembly, podendo-se utilizar placas de desenvolvimento com MCU embutidas como o Arduino e a *LaunchPad*, ou diretamente o circuito integrado tal qual o MCU PIC.

2.2.1 Arduino

A placa de desenvolvimento Arduino fornece uma plataforma completa, flexível, fácil de usar tanto no quesito de *hardware* quanto de *software*, sendo amplamente utilizado por engenheiros, artistas, *designers* e até mesmo para *hobbies*. Possui 13 diferentes versões produzidas, nas quais a diferença se resume ao MCU utilizado, onde em cada uma de suas versões, apresenta quantidade de entradas e saídas analógicas e digitais distintas.

O Arduino utiliza os MCU de 8-bits da família ATmega produzidos pela Atmel, com uma conexão de comunicação USB ou serial. O Arduino possibilita a conexão de uma quantidade enorme de sensores e componentes (módulos), a partir dos quais é possível enviar ou receber informações de qualquer sistema eletrônico, tais como identificar a aproximação de uma pessoa e variar a intensidade da luz do ambiente conforme a sua chegada, abrir as janelas de um escritório de acordo com a intensidade da luz do sol, controlar a temperatura ambiente (Renna *et al.*, 2013) entre outros. A Figura 22, mostra um fluxograma da cadeia de processamento do Arduino.

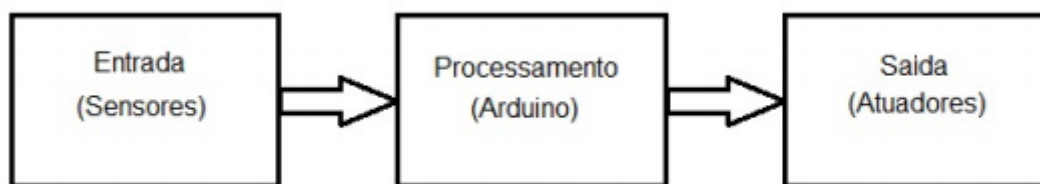


Figura 22. Fluxograma da cadeia de processamento do Arduino. O código criado funciona em modo de laço (loop), recebendo a todo instante os valores dos sensores de flexão, processando-os e enviando-os à luva instrumentalizada (Renna *et al.*, 2013).

Para que o controle desses módulos seja possível, é necessário programar o MCU presente no Arduino para que ela possa identificar e compreender as informações que irá receber. O Arduino possui um *software* de desenvolvimento próprio baseado na linguagem de programação C/C++ de fonte aberta que inclui o ambiente cheio de

bibliotecas que podem facilmente ser realizado o *download* pela Internet. A Figura 23 mostra uma placa de desenvolvimento Arduino Nano que utiliza um chip MCU ATmega328, onde dos pinos A0 ao A7, corresponde às entradas e saídas analógicas, e dos pinos D2 ao D12 as entradas e saídas digitais, possuindo tensão de saída de 3.3 e 5 volts, e entrada Mini-B USB.

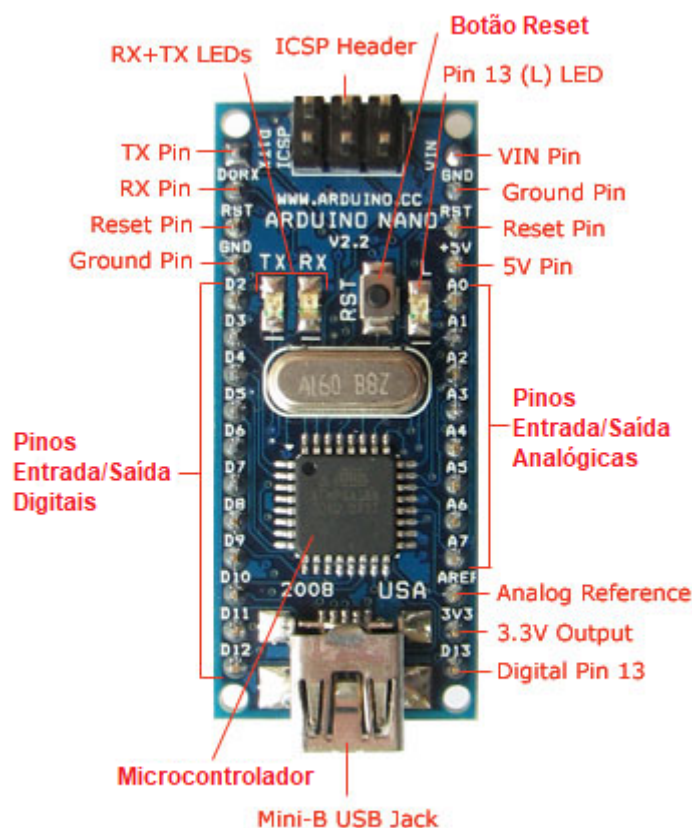


Figura 23. MCU Arduino Nano (Fonte: <http://microembarcado.blogspot.com.br/2013/03/review-arduino-nano.html>).

2.2.2 LaunchPad

As placas de desenvolvimentos *LaunchPad* são fabricados pelas Texas Instruments possuem MCU da linha ARM Cortex-M4F. Seu funcionamento é parecido com o Arduino, contendo uma interface própria de programação na linguagem C/C++ com bibliotecas disponíveis para *download*. Possui interface de comunicação e controle como UART, SSI, I2C, CAN, USB e ADC com 256K de *flash* para gravação do *software* de programação, 32K de memória RAM. A Figura 24, mostra a placa de desenvolvimento Tiva-C LaunchPad.

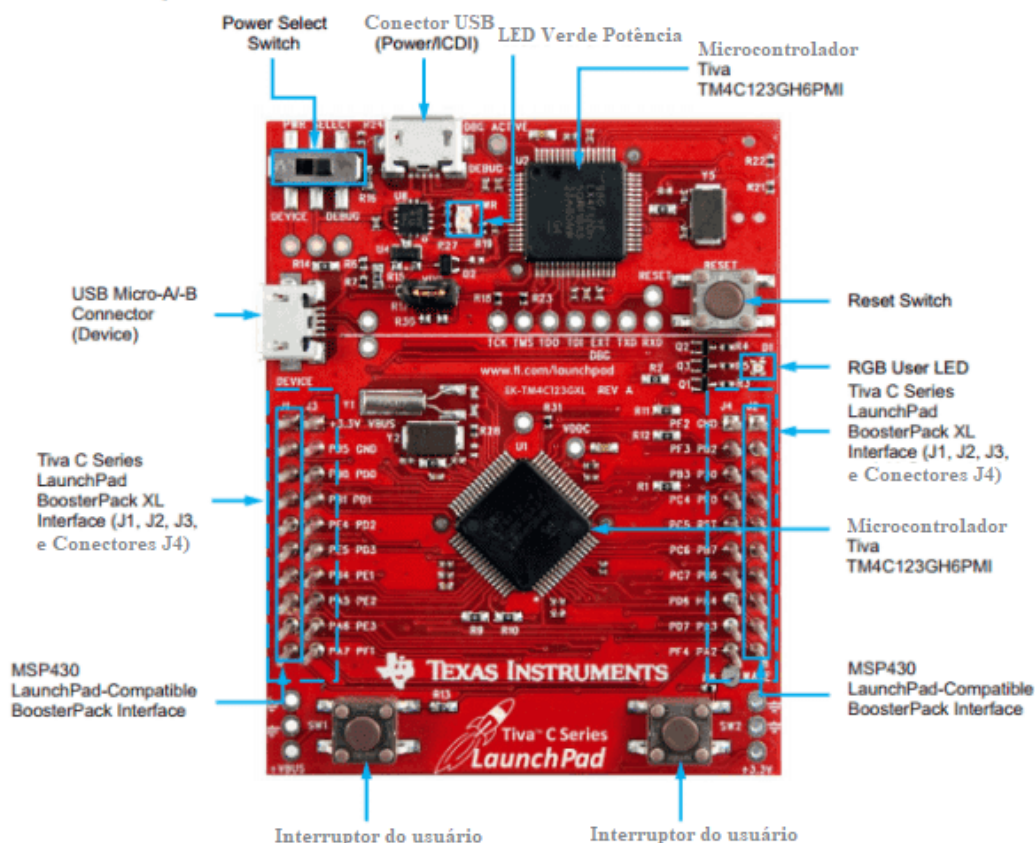


Figura 24. MCU Tiva-C LaunchPad. A placa possui dois barramentos de pinos laterais que são compatíveis, placas/módulos adicionais para expandir as funcionalidades (website: <http://www.ti.com/tool/EK-TM4C123GXL>).

2.2.3 PIC

O PIC é um circuito integrado produzido pela Microchip Technology Inc. A denominação PIC é oriundo do inglês "*Programmable Interface Controller*" (Controlador de Interface Programável).

Com mais de 1.200 modelos de PIC desenvolvidos, são divididos nas famílias de 8, 16 e 32-bits, com que diferenciam pela velocidade de processamento, números de pinos, números de linhas de programação e periférico, funcionando com tensões de alimentação de 1.8 a 6 V. Diferente dos modelos Arduino e LaunchPad, a linguagem de programação dos PICs é a C++.

2.3 SENSORES

Para que a órtese execute a função de mimetizar, é necessário que os movimentos do membro saudável sejam captados. Assim, sensores de eletromiografia ou de flexão podem executar tal tarefa. Sensores eletromiográficos tem a função de adquirir os sinais

elétricos provenientes dos músculos no momento que ocorre uma contração e, por extensão, sempre que há movimento.

Por outro lado, sensores de flexão são posicionados nos membros do indivíduo, e ao ocorrer o movimento, tais sensores verificam a amplitude angular desse movimento a partir da variação da resistência do sensor.

2.3.1 Sensores de Eletromiografia

Fougner *et al.* (2011) descreve que durante décadas, a eletromiografia (EMG) tem sido utilizada para diagnósticos, controle de prótese para membros superiores e recentemente até mesmo para as interfaces homem-máquina em geral. Gopura *et al.* (2015) identificou que a categorização baseada em sinais de entrada é mais importante, uma vez que os sinais de entrada são essenciais para identificar o movimento humano, sendo empregados com sucesso em várias órteses para membros superiores.

Segundo Sikula *et al.* (2014), a eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para a análise da atividade elétrica dos músculos esqueléticos adquirida através de eletrodos invasivos ou não-invasivos, sendo que o intervalo típico de amplitude do sinal EMG de superfície é de 50 μ V a 30 mV e faixa de frequência de 400 a 500 Hz. Utilizando eletrodos específicos para amplificação e/ou amplificadores instrumentais, o sinal EMG de superfície pode ser amplificado para uma faixa entre 20 mV a 2 V, permitindo, com isso, ser filtrado e analisado.

Em seu estudo, Marchetti e Duarte (2006) esclarece os seguintes pontos sobre o processamento da eletromiografia:

- **Eletrodos:** eletrodos de superfície são uma abordagem não-invasiva, usada para a aquisição do potencial elétrico dos músculos. São compostos geralmente constituídos por Prata-Cloreto de Prata (Ag-AgCL), associados a um gel condutor (eletrólito) que tem o papel de melhorar o sinal adquirido, atenuando possíveis artefatos de movimento e ruídos, que representam sinais indesejados mas adquiridos durante a aquisição do sinal de EMG. Em todo caso, o emprego de filtros também é importante, sendo os mais comuns Butterworth e o Chebyshev. A aquisição do sinal de EMG ocorre pela combinação de dois ou mais eletrodos, que são classificados em:
 - o **Monopolares:** utilizando um eletrodo para a aquisição e outro longe o bastante como referência, a razão sinal/ruído é fraca, mais

comumente usada para comparar a morfologia interna e sinais externos;

- o **Bipolares:** consiste na configuração mais utilizada, sendo dois eletrodos fixados suficientemente próximos, realizando assim, a diferença entre os sinais adquiridos, eliminando, com isso, ruídos de elevada amplitude;
- **Métodos de processamento:** diferentes métodos de processamento podem ser utilizados, porém, as duas formas mais comuns são a análise no domínio do tempo e no domínio da frequência. A análise no domínio do tempo utiliza a amplitude do sinal EMG, onde cada amostra indica um acontecimento em um determinado tempo e o nível de tal evento. Assim, o sinal pode ser quantificado de diferentes formas, sendo citados alguns exemplos:
 - o **Retificação:** remove os valores negativos adquiridos, tornando o sinal um valor absoluto (Figura 25);
 - o **Envoltório linear:** uma média móvel que indica a magnitude do sinal EMG, suprimindo as flutuações de altas frequências e, com isso, permitindo uma avaliação clara do sinal EMG (Figura 25);
 - o **Root Mean Square (RMS):** utilizado para observar as alterações dos sinais EMG em função do tempo, o qual é comumente chamado de RMS móvel, utilizando uma janela de observação típica de 100 a 200 ms.

Já para a análise no domínio da frequência, Marchetti e Duarte (2006) afirmam que este método caracteriza-se pela determinação do conteúdo das frequências do sinal EMG, envolvendo a determinação do espectro de frequências através de uma transformada de Fourier.

- **Filtros:** o uso do filtro possui duas utilidades importantes: (1) separar do sinal valores contaminados por alguma interferência, ruído ou outro sinal e (2) restaurar o sinal quando este foi distorcido de alguma forma. Portanto, a utilização dos filtros é importante para permitir a passagem de frequências desejadas e atenuar outras. Existem quatro comportamentos dos filtros usados na eletromiografia: (a) filtros passa-alta - o qual qualquer frequência

abaixo da frequência de corte será eliminada, (b) filtros passa-baixa - que elimina valores acima da frequência de corte, (c) filtros rejeita faixa - onde frequências acima e abaixo de um valor estipulado de frequência são eliminadas, e (d) filtros passa-faixa, os quais permitem apenas o uso de determinadas faixas de frequência, eliminando todo o espectro excedente do sinal adquirido. Dos tipos de filtros existentes, o mais comumente utilizado, o *Butterworth*, é o filtro mais bem ajustado para aplicações que requerem preservação da linearidade da amplitude na região de passa-banda, ideal ao condicionamento do sinal EMG. Esse filtro é completamente especificado pelo seu ganho máximo, frequência de corte e a ordem do filtro, a qual define o rigor do mesmo.

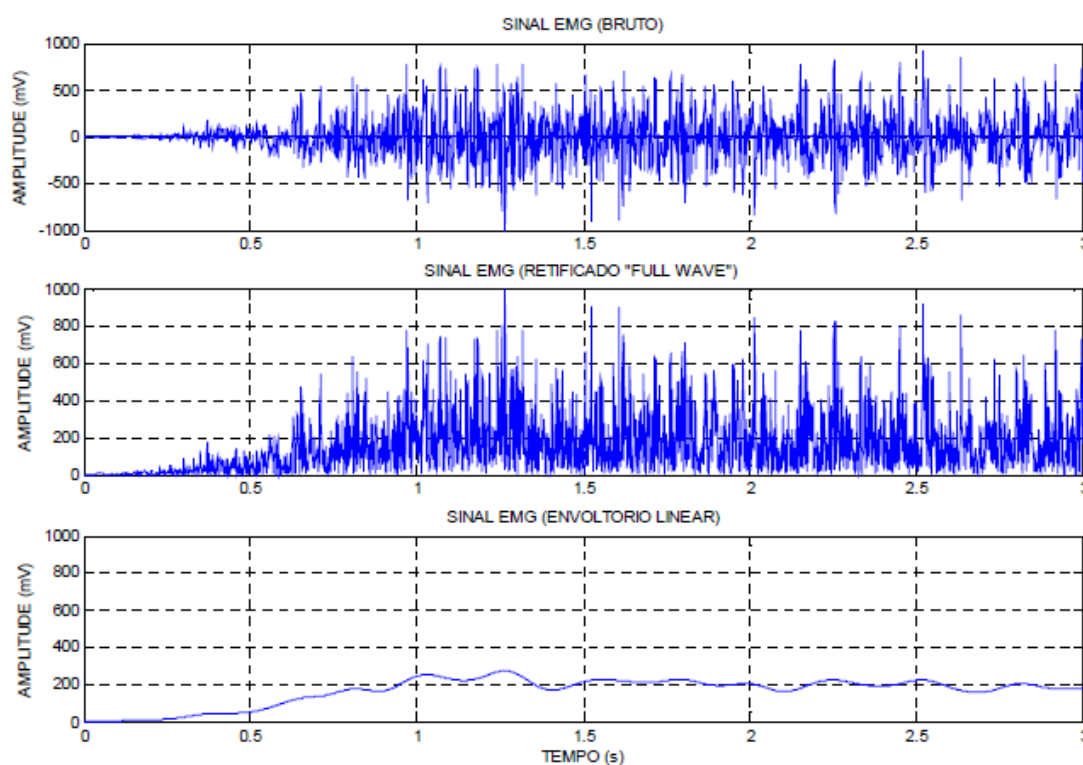


Figura 25. Exemplo de amplitude do sinal EMG. O sinal bruto EMG coletado é retificado, eliminando amplitudes negativas e a partir da sua média é envelopado linearmente (Marchetti e Duarte 2006).

2.3.2 Sensores de Flexão

Segundo Ganeson *et al.* (2012) e Rishikanth *et al.* (2014), sensores de flexão ou sensores de dobra, são compostos por pequenas partes de carbono que alteram sua

resistência conforme são dobradas de forma côncava ou convexa. Essa mudança de resistência pode aumentar ou diminuir conforme o tipo de sensor de flexão usado. Quando o sensor é flexionado, a resistência dele aumenta, alterando a tensão nas entradas analógicas do MCU Arduino. A Figura 26 mostra um sensor de flexão criado pela empresa *Spectrasymbol*, o qual fornece uma variação entre 7 k Ω a 0° e até 13 k Ω a 180°, conforme o gráfico da Figura 27.

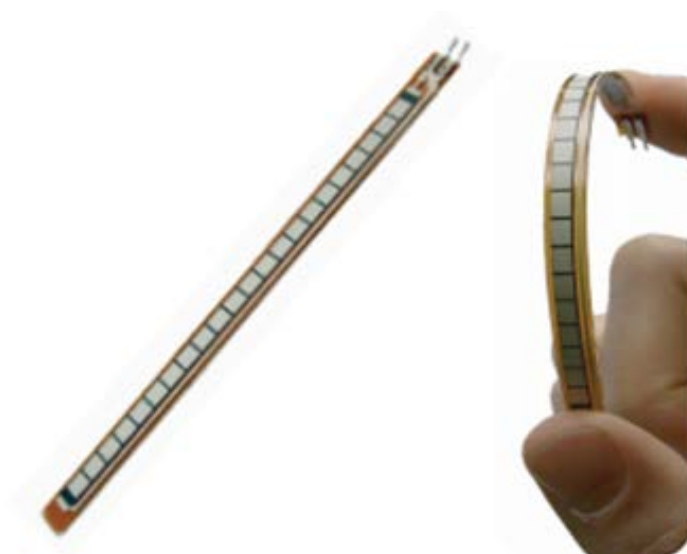


Figura 26. Ilustração do sensor de flexão spectrasymbol (website: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLEX%20SENSOR%20DATA%20SHEET%20014.pdf/>).

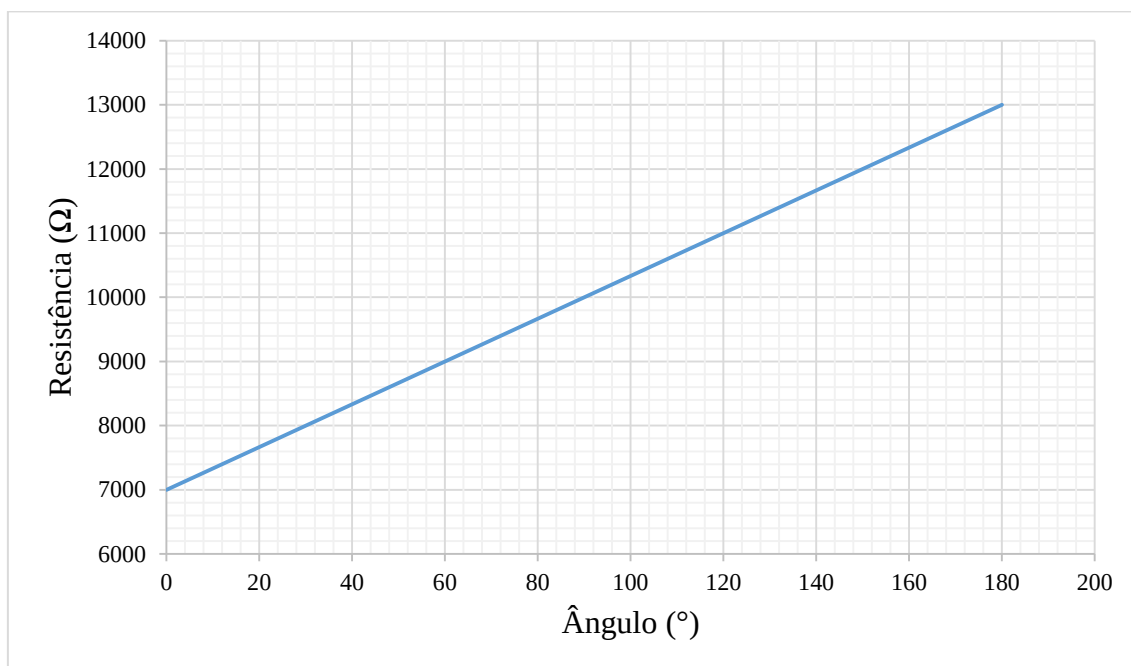


Figura 27. Gráfico da variação da resistência do sensor em função da variação angular.

2.4 ATUADORES

2.4.1 Servomotores

Servomotores são motores eletromecânicos com um sistema de controle incorporados, sendo bastante utilizados em projetos que exijam controle e precisão dos movimentos, como na área da automação industrial. Diferentemente dos motores convencionais que giram indefinidamente, os servomotores realizam a rotação do seu eixo na maioria das vezes, entre 60°, 90°, 180° e até mesmo 360°.

Segundo Silveira (2017), sua ideia de funcionamento baseia-se no uso de *feedback* de posição para controlar a velocidade e a posição final do motor, combinando internamente, um motor com um circuito de realimentação, um controlador e outros circuitos complementares. Usando um codificador ou sensor de velocidade (*encoder*) que tem a função de fornecer o *feedback* de velocidade e posição, sendo divididos em servomotores de Corrente Alternada (AC) ou Corrente Contínua (DC):

- Servomotores de AC: são mais frequentemente utilizados na indústria por suportar aplicações que demandam maior potência e fornecer exatidão elevada no seu controle e baixíssima manutenção. Podem ser divididos em servomotores AC de indução ou síncrono;
 - o Servomotores AC de indução: possui o seu motor construído de alças de fio encurtadas em uma armadura giratória, onde, a tensão é “induzida” no rotor por meio de indução eletromagnética.
 - o Servomotores AC síncrono: é o mais encontrado na indústria e é composto de estator e rotor. Seu estator consiste em uma estrutura cilíndrica e núcleo, sendo que a bobina de indução é enrolada em volta do núcleo do estator e a extremidade da bobina é ligada a um fio condutor através do qual é fornecida corrente ao motor; o rotor é constituído de um ímã permanente e, assim, o servomotor não depende do tipo de indução de corrente alternada no rotor. A Figura 28, pode-se ver um servomotor AC e suas características.

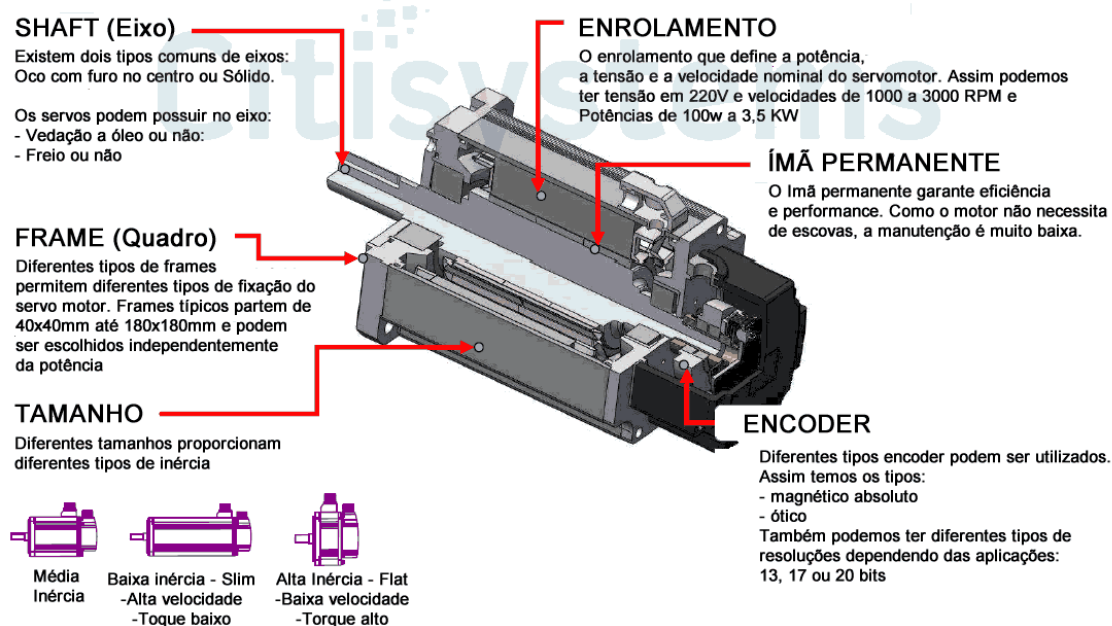


Figura 28. Ilustração de um servomotor AC. Vista dos componentes internos, responsáveis pelo funcionamento de um servomotor AC. (website: <https://www.citisystems.com.br/servo-motor/>).

- Servomotores de Corrente Contínua (DC): consistem em um conjunto de um pequeno motor de corrente contínua, um potenciômetro de realimentação, uma caixa de engrenagem e pelo circuito eletrônico do acionamento e um laço de controle, sendo mais empregados em projetos menores devido ao seu custo, eficiência e simplicidade. A Figura 29 ilustra um servomotor DC desmontado.

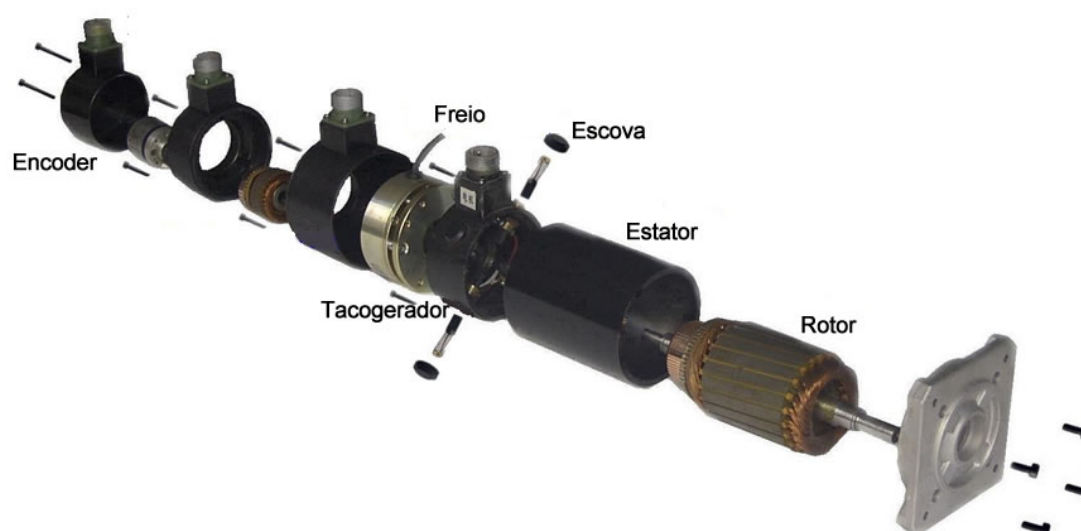


Figura 29. Servomotor DC desmontado. Vista dos componentes internos, responsáveis pelo funcionamento de um servomotor DC (website: <https://www.citisystems.com.br/servo-motor/>).

Em ambos os tipos de servomotores, o sistema de controle tem a finalidade de identificar a posição atual do eixo, um exemplo de sistema de controle é o potenciômetro. O potenciômetro tem a função de alterar o valor da diferença de potencial elétrico em função da posição de seu cursor. Assim, o sistema de controle consegue determinar a posição angular do eixo do servomotor, tornando-o um sistema preciso para o uso. As engrenagens agem para reduzir o número de rotações por minuto (RPM), dessa forma, aumentando o torque.

Seus movimentos são realizados utilizando Modulação por Largura de Pulso (*Pulse Width Modulation* - PWM), definidos por pulso mínimo, pulso máximo e taxa de repetição (frequência).

O servomotor trabalha com pulsos de 20 ms e a duração desse pulso determinará quanto o motor irá rotacionar. Por exemplo, um pulso de 1,5 ms rotacionará o eixo do servomotor a posição de 90°; se o pulso for menor que 1,5 ms, o eixo move-se para 0 ° e se ele for maior do que 1,5 ms, então girará o servo a 180 °. A Figura 30 descreve a duração do pulso e a rotação do eixo do servomotor.

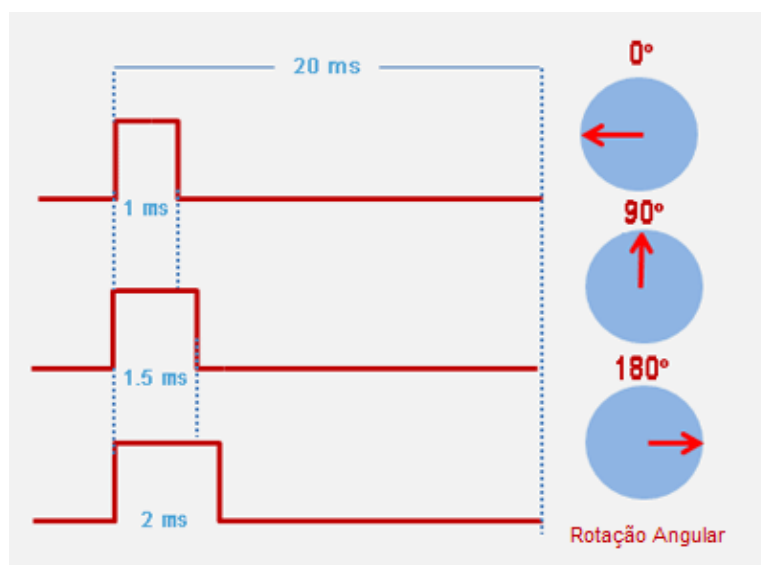


Figura 30. Duração do pulso PWM para acionamento dos servomotores. Conforme a duração do pulso é alterada, o ângulo do eixo do servomotor é alterado.

2.4.2 Shape Memory-Alloy

Segundo Machado e Savi (2003), Shape Memory-Alloy (ligas com memória de forma) ou SMA, constituem um grupo de materiais metálicos com a capacidade de recuperar a forma quando submetido a uma carga termomecânica apropriada. O material do SMA são ligas de Níquel-Titânio, descobertas em 1961 pelo Naval Ordnance Laboratory, levando o nome genérico de NITINOL (Níquel TItânio Naval Ordnance Laboratory).

A função de memória dessas ligas ocorre no nível atômico da estrutura cristalina, possuindo assim, duas fases de transição: martensita e austenita (Machado e Savi, 2003). Na fase martensita, o material está abaixo desta temperatura de transição, ou seja, ele pode ser facilmente manuseado com uma pequena "força de deformação". Já quando ele é submetido a um potencial elétrico, aquecendo acima da sua "temperatura de transição", variando entre 70 a 90 °C, ocorre a fase da austenita, onde o material retorna ao seu estado original, produzindo uma "força de recuperação", conforme ilustra a Figura 31. Esta força de recuperação, cerca de seis vezes maior do que a força de deformação, é a chave para o potencial do uso do SMA como um atuador.

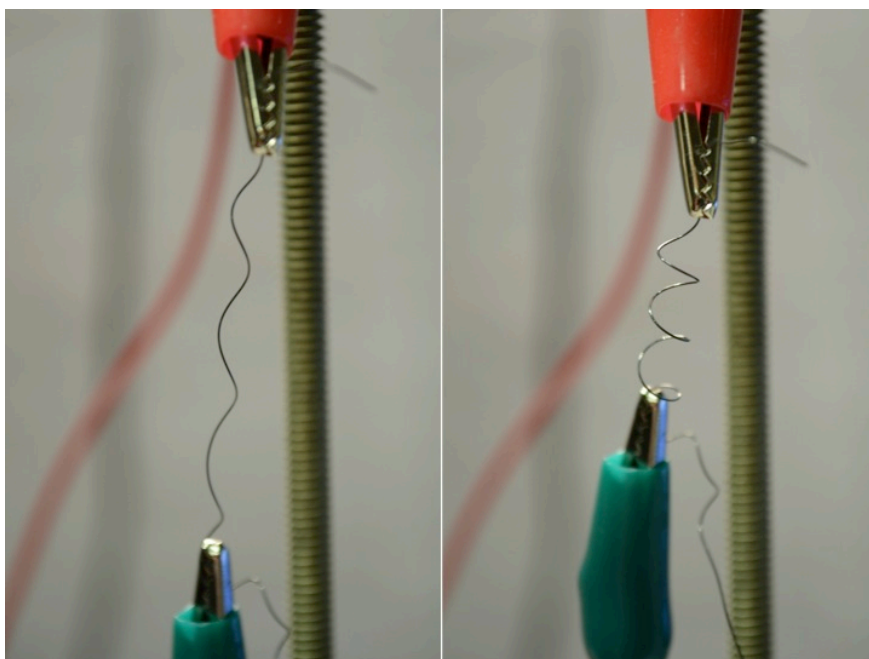


Figura 31. Processo de transição do SMA. No primeiro momento, o SMA está tensionado na fase da martensita. Ao aplicar um potencial elétrico no segundo momento, o SMA retorna ao seu estado original, fase austenita.

2.4.3 Atuadores Pneumáticos

Segundo Gopura *et al.* (2015), os atuadores pneumáticos requerem menos manutenção, podem ser interrompidos a qualquer momento, mesmo em processo de carga, sem causar danos ao sistema; porém, são menos precisos. São utilizados dois tipos de atuadores pneumáticos: pistões pneumáticos (Bae *et al.*, 2012) e músculos pneumáticos (Meng *et al.*, 2015). Para o funcionamento de atuadores pneumáticos é necessário inicialmente armazenar o ar em cilindros de ar comprimido. Devido à diferença de pressão entre o cilindro de ar comprimido e os pistões ou músculos pneumáticos, ao ser acionado, o ar ou emperra o pistão ou infla os músculos pneumáticos. Para realizar o movimento contrário, basta liberar a pressão (Figura 16 da seção 2.1). Esses atuadores apresentam bom torque, porém, em todo o sistema que incluem o cilindro de ar comprimido, cabos, pistões ou músculos pneumáticos, torna o sistema muito grande e complexo.

2.4.4 Atuadores Hidráulicos

Segundo Gopura *et al.* (2015), os atuadores hidráulicos têm a capacidade de gerar maior torque em comparação com sistemas pneumáticos ou elétricos. O sistema exige um espaço maior para acomodar as tubulações e os cabos de transmissão do óleo. Portanto, os atuadores hidráulicos são muito raramente utilizados em exoesqueletos para membros superiores. Atuadores hidráulicos seguem o mesmo princípio de funcionamento que os atuadores pneumáticos, porém, ao invés de utilizar ar, utiliza-se óleo. Uma bomba de óleo executa o papel de movimentar os pistões hidráulicos. Como uma bomba de óleo utiliza um motor, isso acarreta em um maior consumo de energia elétrica, acarretando também em aquecimento. Da mesma forma que os atuadores pneumáticos, o sistema requer mais dispositivos para funcionar, tornando-o mais complexo, caro e com maior custo de manutenção.

2.5 IMPRESSÃO 3D

A impressão 3D vem sendo empregada como uma das técnicas mais versáteis para a construção de peças de órteses. Isso ocorre devido à facilidade de criar-se ou utilizarem-se modelos 3D já disponibilizados abertamente para tal propósito.

Detalhando, a impressão 3D é um método para criar objetos, utilizando mais comumente plástico ou metal como materiais de base, sendo esses materiais depositados em camadas até formarem o objeto, sendo assim chamado de *Fused Deposition Modeling* (FDM) (modelagem por fusão e deposição). Também existem outros tipos de impressoras 3D, como Sintetizadora Seletiva a Laser (SLS) e Esteriolitográfica (SLA).

Após a criação do projeto em modelo 3D, é necessário enviá-lo para o software da impressora, definindo as características da impressão, como a escala e dimensão, a resolução da impressão e o tamanho da espessura das camadas sobrepostas no momento da impressão. Nessa etapa, quanto maior a configuração dessas características, maior tempo a impressora levará para concluir a impressão.

Após essas configurações, a impressora aquece o injetor de matéria, o qual contém um pequeno orfício na ponta, onde passa o filamento de impressão, uma espécie de plástico, que devido à alta temperatura derrete, injetando-o a uma base, movimentando-se inicialmente pelos eixos-x e eixos-y. Quando a primeira camada da base está concluída, inicia-se novamente o mesmo processo, porém, incluindo o eixo-z. Desse modo, são construídas as várias camadas do objeto e esse processo é continuado até a finalização da impressão. A Figura 32 mostra uma impressora 3D do fabricante , Inc.

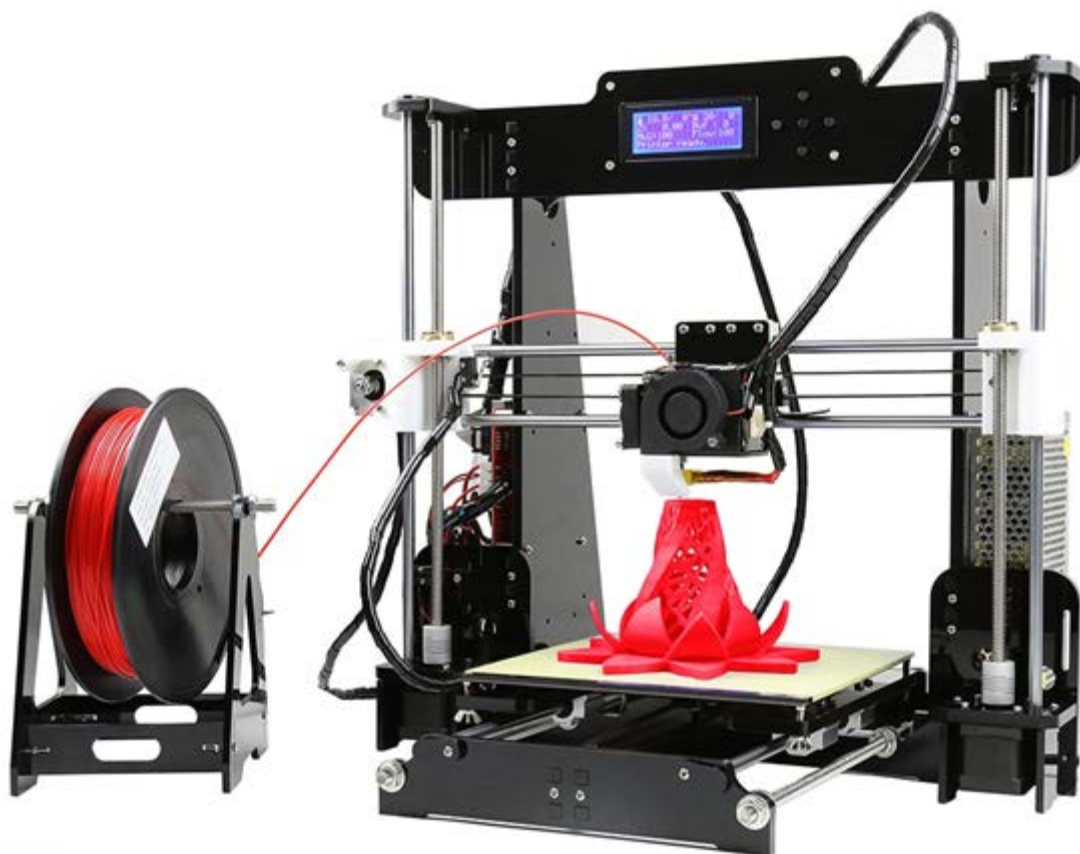


Figura 32. Impressora 3D Anet A8. Em um rolo vermelho ao lado está a representação do filamento de plástico PLA ou ABS, conectado no injetor de matéria que vai sobrepondo e criando o objeto por camadas. (website: http://www.anet3d.com/English/3D_Printer/106.html).

Na impressão 3D utilizando impressoras SLS e SLA, o processo é um pouco diferente do processo anterior, pois ao invés de sobrepor camadas de filamentos para construir o projeto, a SLS e SLA esculpem o projeto, enquanto na SLS é necessário preencher a camada de impressão com uma espécie de pó, onde, o laser é projetado sobre o pó causando um efeito de fusão para criar as camadas, a SLA executa o mesmo processo, porém, em uma espécie de resina.

Os materiais utilizados na impressão mais comumente usados são o PLA (Ácido polilático) e o ABS (Acrilonitrila butadieno estireno). A PLA é um termoplástico biodegradável derivado de fontes renováveis como amido de milho, raízes de mandioca e de cana. Possui baixa resistência ao atrito, a flexão e temperaturas elevadas, deformando-se facilmente quando submetido a essas condições. O PLA é mais indicado na construção de protótipos que não irão necessitar de esforço mecânico, devido também ao seu baixo custo. O ABS é um termoplástico derivado do petróleo um dos principais e mais antigos materiais que são utilizados na impressão 3D, possui uma leve

flexibilidade e ótima resistência a impactos, é mais durável, resistente ao atrito, a altas temperaturas, assim como a esforços mecânicos, quando comparada ao PLA, sendo é ideal para uma grande diversidade de peças funcionais.

2.6 MÚSCULOS DO RESPONSÁVEIS PELOS MOVIMENTOS DOS DEDOS

Para que os movimentos das mãos sejam executados, é necessário que músculos presentes no antebraço se contraiam ou entendam-se. Sua atividade pode ser percebida ao se apalpar o antebraço enquanto são feitos movimentos diferentes. Os músculos do antebraço, que são bastante numerosos, podem ser divididos em três grupos: anterior, lateral e posterior (Netter, 2000).

Os músculos laterais e posteriores do antebraço exercem, mais ou menos, as mesmas funções, isto é, promovem a extensão da mão, a rotação de sua palma para baixo ou para cima, sendo tecnicamente denominados supinação e pronação (Netter, 2000).

O antebraço é innervado por dois nervos distintos, o ulnar e o radial. A Figura 33 mostra os músculos innervados pelo nervo ulnar, onde os músculos localizados na parte anterior do antebraço, o flexor radial do carpo, o palmar longo, o flexor ulnar do carpo, o flexor superficial dos dedos, o flexor profundo dos dedos e o flexor longo do polegar, são responsáveis pela flexão do punho e dos dedos (Netter, 2000).

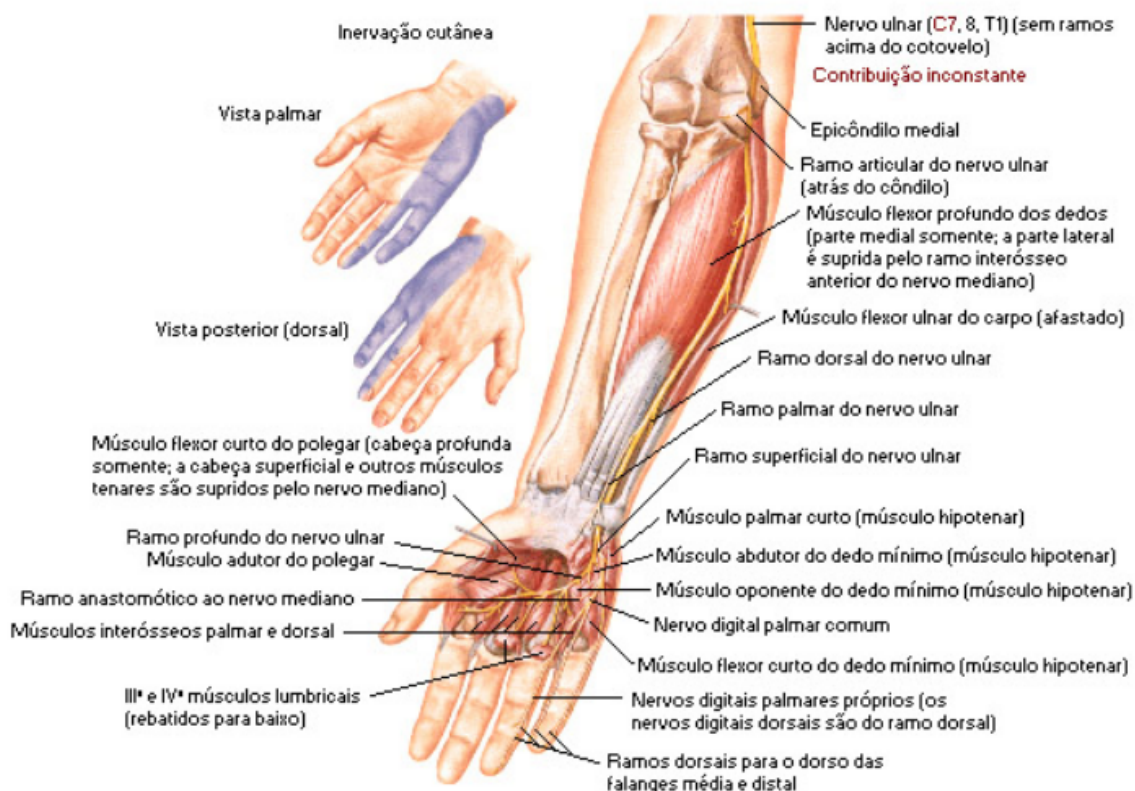


Figura 33. Visão dos músculos da parte inferior do antebraço. Anatomia dos músculos do antebraço inervados pelo nervo ulnar, responsável pelos movimentos flexão do punho e dos dedos. (Fonte: website: <http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-nervoso/sn-periferico/nervos-espinhais/plexo-braquial/>).

Diversos músculos colaboram na tarefa de manter a mão esticada (músculos extensores da mão). Um deles, o extensor dos dedos, é responsável pela extensão simultânea dos dedos indicador, médio e anular. O mínimo, apesar de ser um dedo relativamente menos importante, apresenta uma característica especial: possui um músculo extensor exclusivo (músculo extensor do dedo mínimo) (Músculos..., Acesso em: 30 mar. 2018).[35].

O indicador, além do polegar, é o único dedo que pode ser amplamente movimentado sem interferir no movimento dos outros três dedos. Isso é explicado pelo fato de existirem pequenas faixas fibrosas que unem os tendões exteriores do médio, anular e mínimo. Por esse motivo, não se consegue esticar completamente esses dedos, quando um deles é mantido dobrado (Músculos..., Acesso em: 30 mar. 2018). [35].

Já a Figura 34 ilustra os músculos inervados pelo nervo radial, responsável pela extensão de punho e dos dedos. Estão presentes na parte posterior do antebraço, e incluem o extensor radial longo do carpo, o extensor radial curto do carpo, o extensor dos dedos, o extensor do dedo mínimo, o extensor ulnar do carpo, o abdutor longo do

polegar, o extensor curto do polegar, o extensor longo do polegar e o extensor do indicador (Netter, 2000).

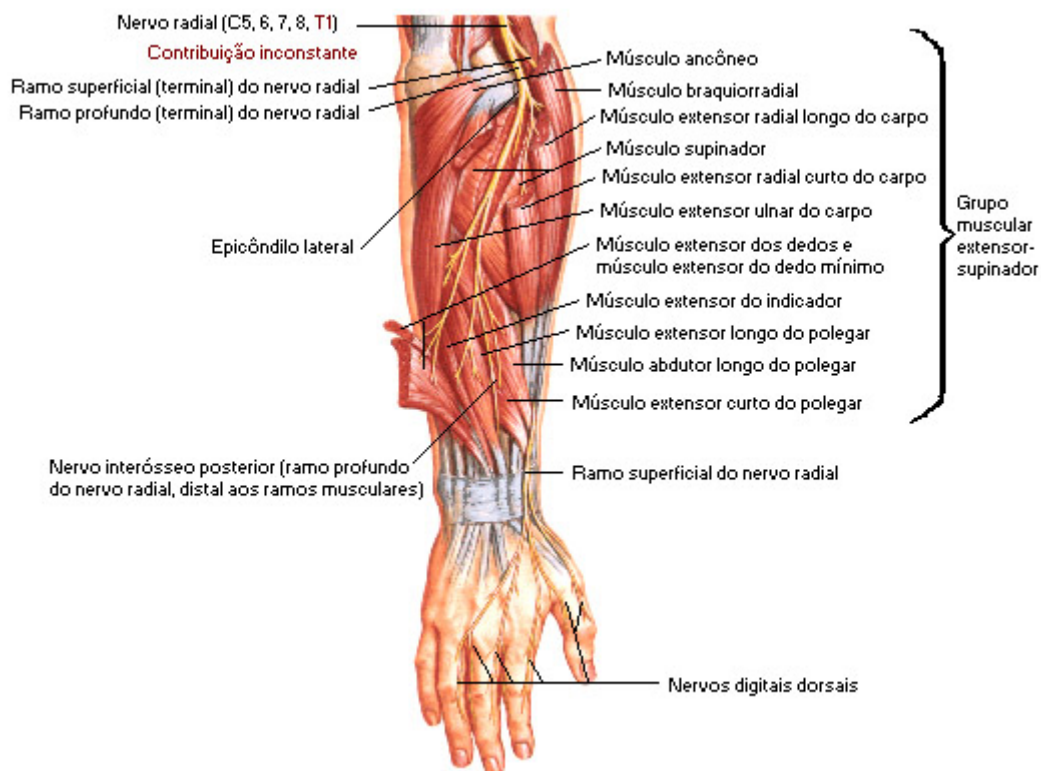


Figura 34. Visão da parte superior dos músculos do antebraço. Anatomia dos músculos do antebraço responsáveis pelos movimentos dos dedos. (Fonte: website: <http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-nervoso/sn-periferico/nervos-espinhais/plexo-braquial/>).

3 METODOLOGIA

3.1 MATERIAIS UTILIZADOS NESTE TRABALHO

Para a construção desse trabalho, contemplando o desenvolvimento da órtese, luva instrumentalizada e software, foram utilizados os seguintes materiais:

- impressora 3D FDM e filamentos PLA para a construção da órtese;
- dois Arduinos NANO;
- cinco sensores de flexão de 2.2” da fabricante *Spectrasimbol*;
- cinco servomotores MG90s da fabricante *Tower Pro*;
- hastes de aço de 1,0 mm para conexão entre os servomotores e a órtese;
- uma luva de pano com dupla camada;
- três baterias de 9V;
- computador com software de programação Microsoft Visual Studio 2016 e IDE Arduino devidamente instalados;

3.2 FUNCIONAMENTO GERAL

O sistema desenvolvido possui duas formas de operação: como órtese-luva ou como órtese-computador.

Na configuração órtese-luva, o sistema dependerá da aquisição de dados via sensores de flexão, do gerenciamento do sistema por meio de um MCU Arduino Nano (anexo C) e de um dispositivo *Bluetooth*. Após isso, o usuário necessitará executar os seguintes movimentos iniciais do membro que estará sendo utilizada a luva: flexão em conjuntos de todos os dedos, mantendo-a totalmente fechada por 2s e extensão em conjuntos de todos os dedos, mantendo-a totalmente aberta por também 2s. Ao finalizar, um LED verde ficará aceso na órtese e na luva demonstrando que todo o sistema está pronto para o uso.

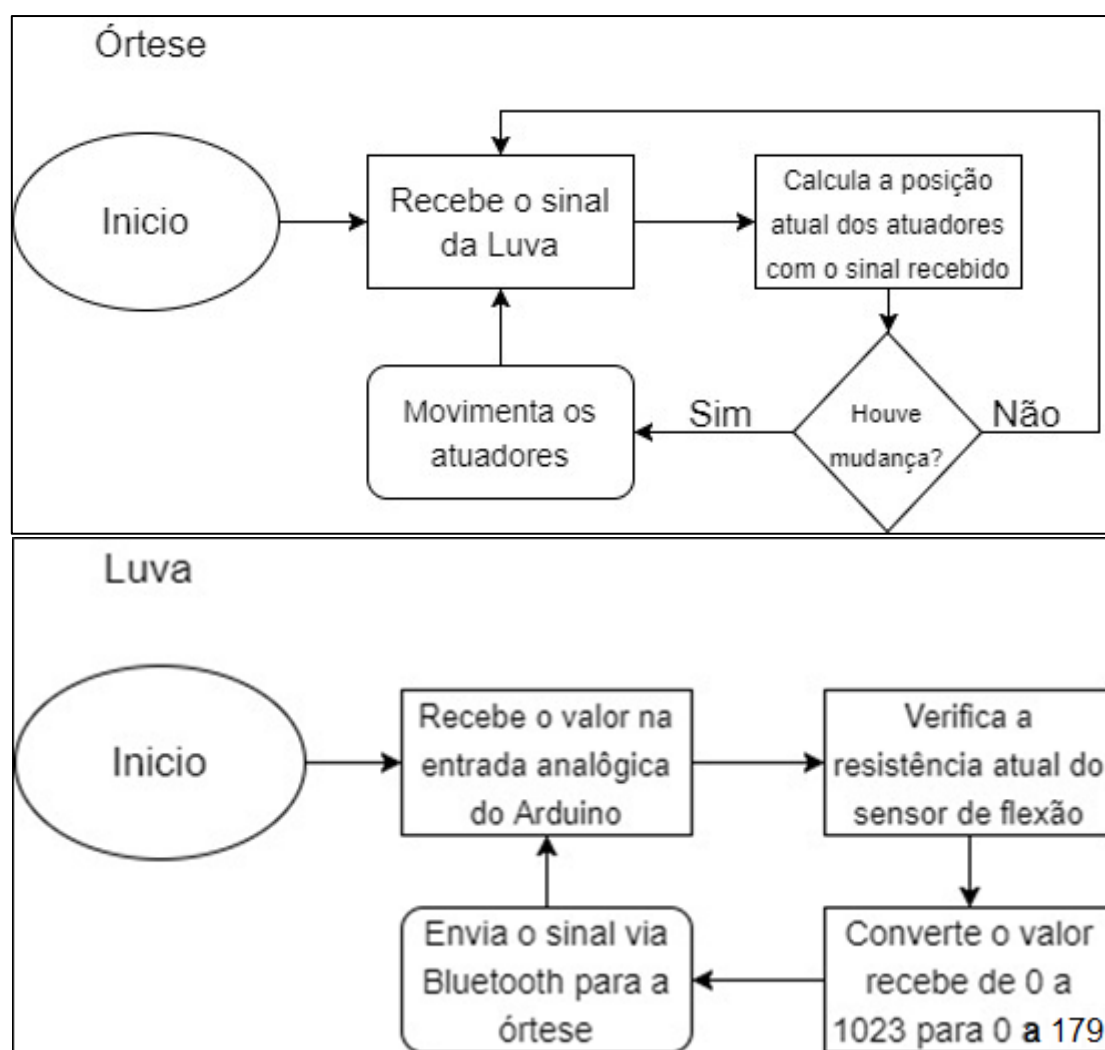
Assim, conforme os movimentos de cada dedo, sinais gerados serão enviados a uma entrada analógica do MCU Arduino Nano presente na luva. Esses sinais serão analisados conforme a variação da tensão dos sensores de flexão e convertidos proporcionalmente para uma variação entre 0-179, que corresponde ao funcionamento dos servos motores. Por fim, esses valores serão enviados pelo dispositivo *Bluetooth* para a órtese. O Arduino Nano na órtese irá verificar o sinal recebido e compará-lo ao

momento atual da órtese. Verificando de fato a alteração no movimento, acionará os atuadores, realizando, por fim, o movimento. Tanto a órtese quanto a luva são alimentados por baterias de 9V, e seus dispositivos *Bluetooth* automaticamente fazem o pareamento.

Já para a operação como órtese-computador, o usuário iniciará um programa em seu computador conectando-o via interface USB à órtese. Uma série de movimentos de flexão e extensão já estão previamente configurados na tela do programa. Sendo assim, é o usuário quem determinará o movimento a ser realizado.

O dispositivo *Bluetooth* presente na órtese recebe o sinal adquirido e envia-o ao MCU que, em sua programação verifica o sinal recebido e compara com a posição atual da órtese. Assim, conforme a alteração percebida, os atuadores serão acionados para a realização dos movimentos.

O modo de operação geral da órtese pode ser visualizado no fluxograma da Figura 35.



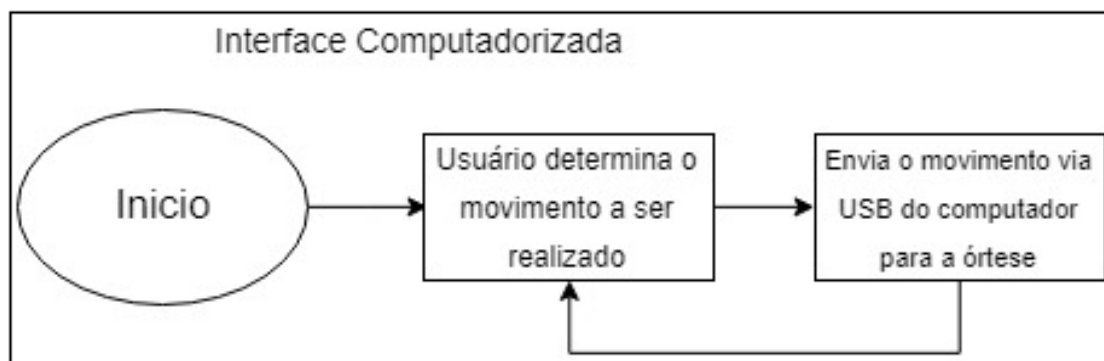


Figura 35. Fluxograma da metodologia de funcionamento do sistema. O funcionamento poderá ser feito através das três opções: Órtese, Luva e Interface.

3.3 CONSTRUÇÃO DA ÓRTESE

A finalidade desse trabalho consiste em desenvolver um sistema capaz de poder replicar os movimentos de flexão e extensão dos dedos do membro sadio para o membro afetado pelo AVC, dessa forma, para a construção da órtese, utilizou-se o projeto desenvolvido pela empresa *ZMorph* em conjunto com a Engenheira Biomédica Eliza Wrobe, que projetaram uma órtese para um paciente com tetraplegia que precisava de uma órtese leve e durável e que poderia ajudar na preensão de objetos e outras atividades físicas.

O projeto é disponibilizado gratuitamente em seu site na internet (Anexo B), onde se encontram os arquivos com os modelos para a impressão em 3D. A construção da órtese foi feita na impressora 3D por meio de uma máquina de prototipagem FDM modelo Ultimaker Extended 2, utilizando o PLA como material para a construção do protótipo. Salienta-se que não é possível alterar o projeto mas, no momento da impressão, pode-se redimensionar o tamanho das peças.

Após análise feita, comparando os atuadores encontrados na literatura, ficou definido para utilização nesse projeto, os servomotores MG90s da fabricante Tower Pro (Figura 36), devido ao baixo custo (US\$3.60), tensão de utilização entre 4.8 a 6V, dimensões reduzidas de 35,5 mm x 32,5 mm x 12 mm e massa de 13.4 g. A utilização do SMA poderia ocasionar riscos, tendo em vista que a realização dos movimentos exigiria uma elevada intensidade de corrente, o que ocasionaria elevação acentuada da temperatura, enquanto que a utilização de sistemas de atuação pneumáticos e hidráulicos tornaria a órtese muito grande e complexa.



Figura 36. Servomotor MG90s. Engrenagens em metal auxiliam na segurança, uma vez que evita que ocorra patinação entre os eixos, algo comum em engrenagens de plástico.

A órtese será vestida pelo usuário, ficando fixada sobre o antebraço tendo como parte móvel os dedos. Hastes sobre os dedos terão o papel de realizar os movimentos de extensão e flexão. Em cada haste, atuadores (servomotores) serão fixados com cabos, onde o controle dos atuadores será realizado por meio de um MCU Arduino Nano, sendo que, para o movimento dos servomotores, será necessário realizar o controle do PWM, responsável pelos movimentos de rotação do servomotores.

Juntamente com o controle dos atuadores, o software desenvolvido para o Arduino Nano controlará toda a comunicação recebida da luva por meio de um dispositivo *Bluetooth*. Por fim, o sistema terá o uso de baterias, evitando o uso de cabos para a sua alimentação, tornando-a com um melhor manuseio, todo o sistema elétrico e atuadores ficarão em uma caixa sobre a órtese. O *software* desenvolvido para a órtese pode ser melhor entendido visualizando-se o fluxograma da Figura 37.

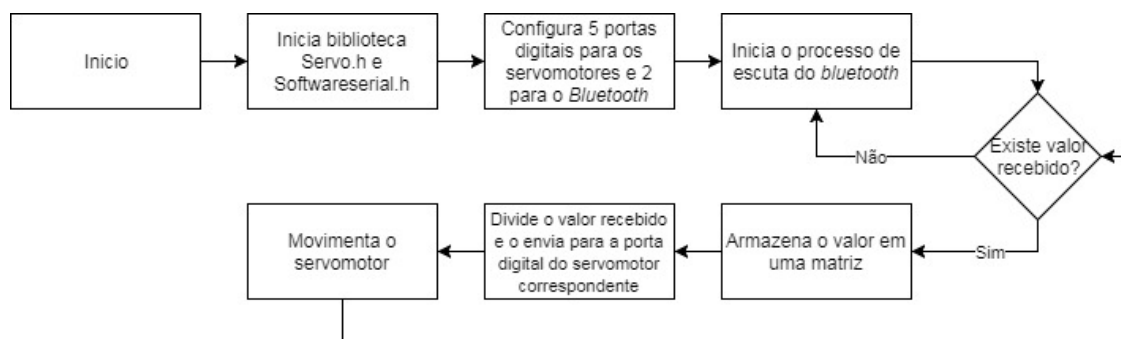


Figura 37. Fluxograma do software do MCU Arduino na órtese. Após movimentar o motor, o sistema já aguarda o recebimento de um novo valor pelo dispositivo Bluetooth. Fonte, o autor, 2016.

3.4 LUVA INSTRUMENTALIZADA

Para que os movimentos da mão sadia sejam executados na órtese sobre a mão afetada pelo AVC, é necessário que esses movimentos sejam adquiridos. Após verificar a complexidade do desenvolvimento e da utilização de sensores de eletromiografia para a aquisição dos sinais biológicos referentes aos movimentos de flexão e extensão dos dedos, optou-se pela utilização dos sensores de flexão. Dessa forma, utilizou-se uma luva de tecido com dupla face, assim posicionando cada sensor de flexão sobre os dedos (Figura 38) e por dentro da luva.

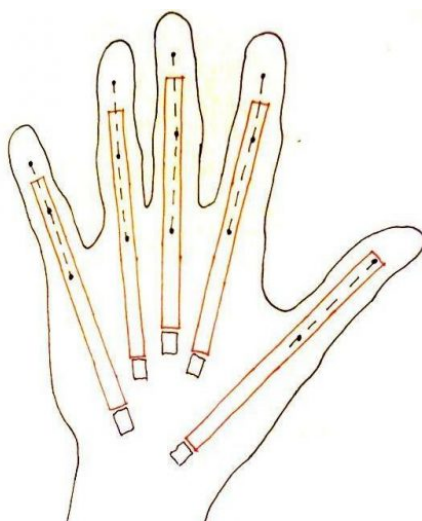


Figura 38. Desenho do posicionamentos dos sensores por dentro da luva (website: <http://www.instructables.com/file/F7WC8SVGELSMKPF/>).

O posicionamento dos sensores de flexão sobre os dedos se fez necessário visto que conforme o usuário pegue um objeto, pode ocasionar em alterações nos valores adquiridos pelo MCU Arduino. Assim, quando o usuário utiliza a luva na mão sadia, não necessita de regulagem de posicionamento, para que cada movimento individual dos dedos seja capturado. Uma pequena caixa sobre a mão contém o circuito eletrônico (MCU Arduino Nano e *Bluetooth*) e a conexão dos cabos provenientes dos sensores de flexão, evitando que cabos fiquem a mostra e ocorra algum tipo de acidente.

Cada sensor de flexão foi conectado a uma entrada analógica do MCU Arduino, onde, conforme o movimento dos dedos do usuário corresponde a um valor adquirido pelas entradas analógicas do Arduino. Depois disso, esses valores serão enviados para o dispositivo *Bluetooth*, para que a órtese possa executar os mesmos movimentos. O

fluxograma da Figura 39 mostra qual é o papel do *software* para a realização desses processos.

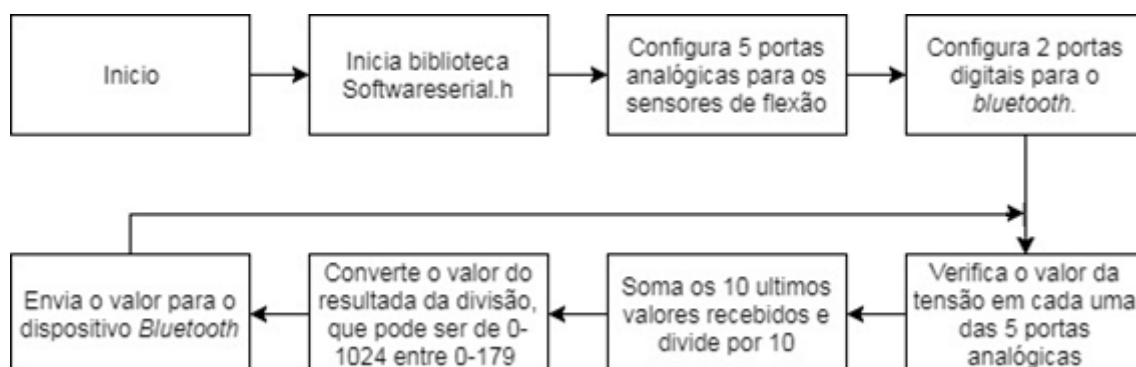


Figura 39. Fluxograma do funcionamento do software da luva instrumentalizada. Ao concluir o envio pelo Bluetooth do valor adquirido pelos sensores de flexão, o Arduino aguarda novos valores dos sensores de flexão nas entradas analógicas. Fonte, o autor, 2016.

3.5 INTERFACE COMPUTADORIZADA

A interface computadorizada consiste em um programa desenvolvido sobre a plataforma Microsoft C#, o qual conta com a possibilidade de instalá-lo em computadores com sistema operacional Windows. Esse programa inclui modelos já pré-definidos de movimentos da mão, os quais podem ser utilizados pelo usuário.

Esses modelos pré-definidos consistem em movimentos de flexão e extensão individual ou simultâneos dos dedos, bastando apenas que o usuário selecione qual a função desejada, para que a órtese realize o movimento. Todas essas funções também têm ajuste de velocidade, podendo ser ajustado para que o movimento seja realizado entre 1 a 4 s.

A comunicação entre o programa sendo executado no computador e a órtese, é feita diretamente pela entrada Universal Serial Bus (USB) do computador, o qual se comunica diretamente com o MCU Arduino Nano, responsável pelo controle dos servomotores. A estrutura do programa da interface computadorizada desenvolvido pode ser melhor visualizado no fluxograma da Figura 40.

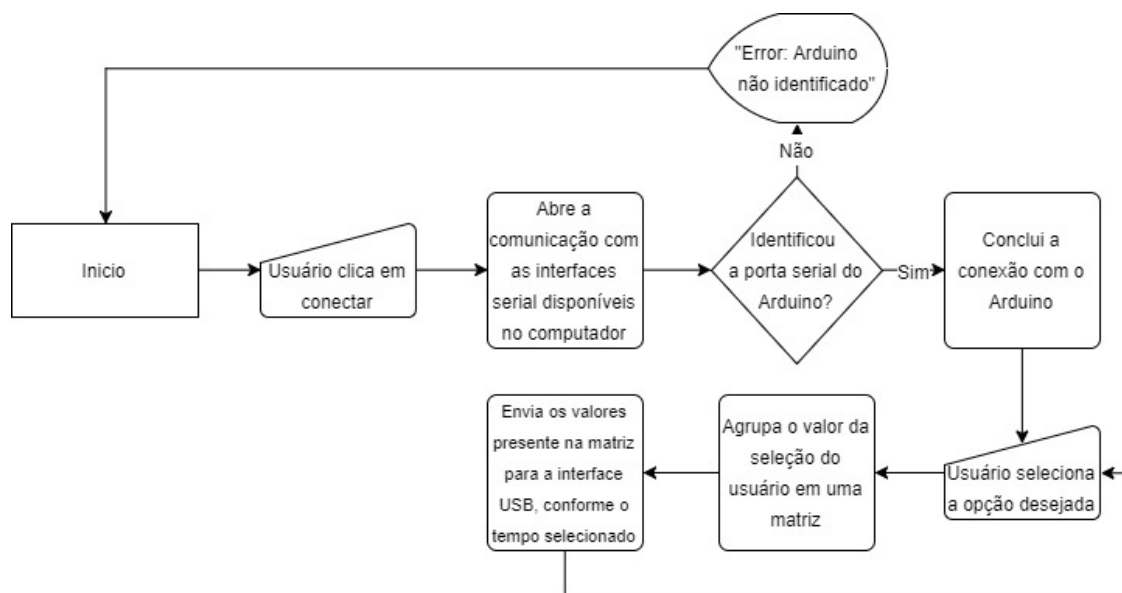


Figura 40. Fluxograma do funcionamento da Interface Gráfica. Ao clicar em conectar, o programa verifica se o Arduino está conectado, caso positivo, aguarda as seleções do usuário e envia instantaneamente para a interface USB. Fonte, o autor, 2016.

A fim de avaliar o funcionamento da interface computadorizada, foram efetuados testes de comunicação entre a interface e o MCU Arduino, que consistiram no envio de valores de 1 a 1000, consecutivamente.

O fluxograma da Figura 41 mostra como foi desenvolvido o *software* na interface computadorizada e, na Figura 42, o *software* para o MCU Arduino Nano.

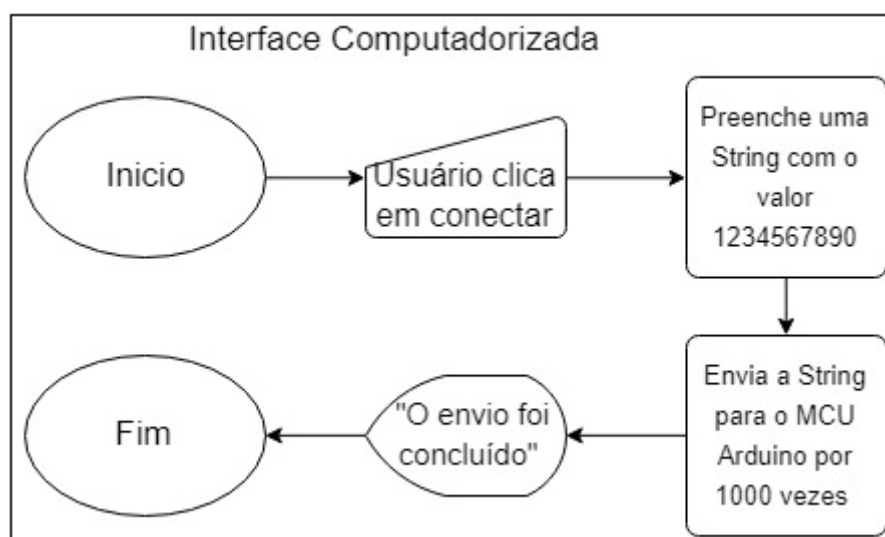


Figura 41. Fluxograma do funcionamento do teste de comunicação da interface computadorizada. O programa executa apenas uma vez, e caso seja necessário executar mais vezes, é necessário desconectar e conectar o MCU Arduino Nano novamente. Fonte, o autor, 2016.

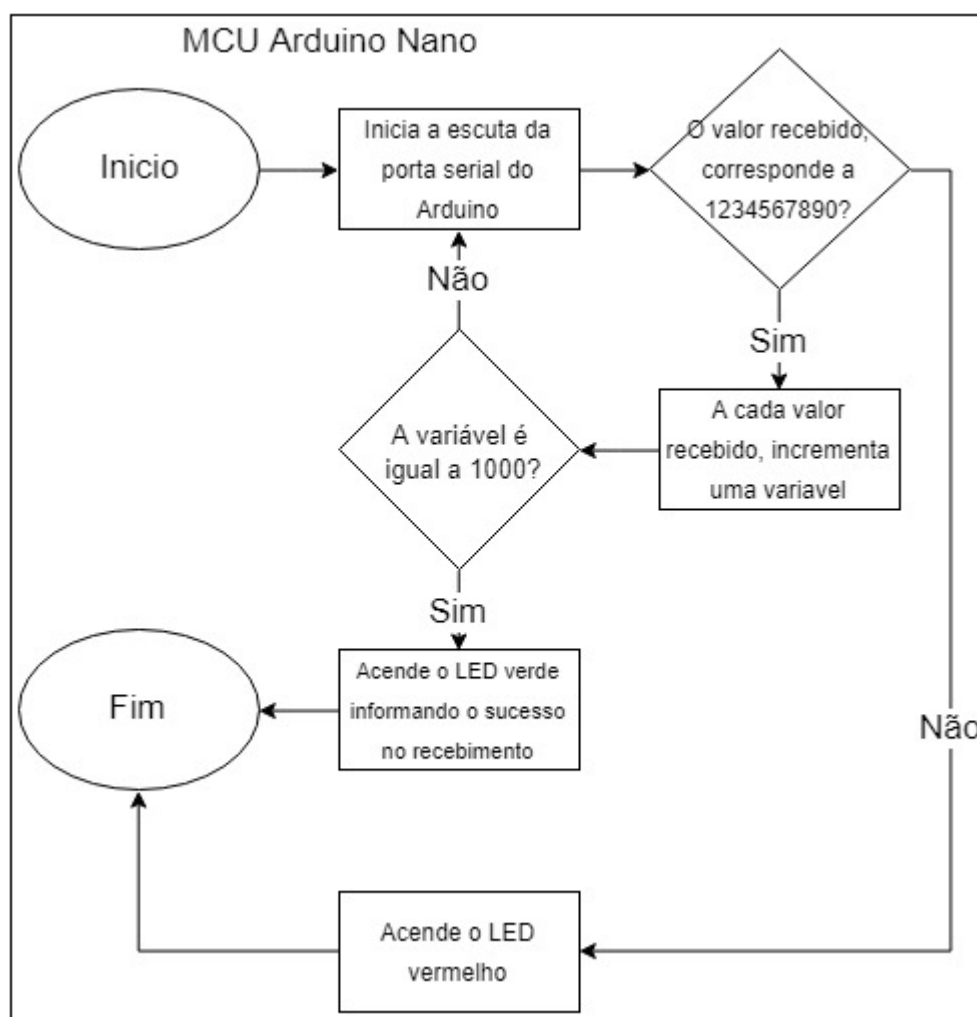


Figura 42. Fluxograma dos testes de comunicação do MCU Arduino Nano via USB. Como a conexão USB, é feita diretamente no MCU Arduino Nano, não há possibilidade de interação do usuário com o sistema, sendo apenas possível aguardar o resultado. Fonte, o autor, 2016.

3.6 SISTEMA ELETRÔNICO

A eletrônica projetada desempenha um papel fundamental para a automatização e controle de todo o processo. Para implementação dos circuitos, utilizou-se o *software* CAD Eagle da fabricante Autodesk, presente nos computadores do Laboratório de Engenharia de Reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Para a órtese, foi utilizado um MCU Arduino Nano, cinco servomotores MG90s, um *Bluetooth* HC-05 em modo *master*. Todo sistema é alimentado por uma bateria de 9 V. A Figura 43, mostra o esquema eletrônico desenvolvido. Como a alimentação dos servomotores é entre 4,8V a 6V, foi necessário construir um divisor de tensão, para obtenção da tensão total de 6V. Para isso, aplicou-se a equação 1:

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_{in} \quad (1)$$

Onde:

- V_{in} é a tensão de entrada da bateria, ou seja, 9 V;
- R_1 é um resistor de 10 k Ω ;
- R_2 é um resistor de 20 k Ω ;

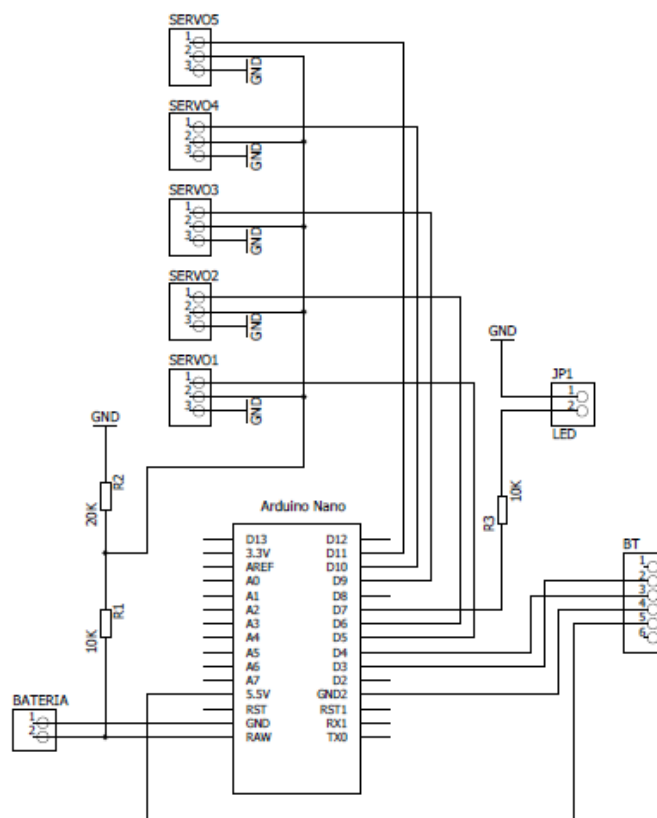


Figura 43. Esquemático do circuito eletrônico da órtese desenvolvido na plataforma CAD Eagle.

A luva instrumentalizada conta com um circuito eletrônico mais elaborado, tendo em vista que possui 5 sensores de flexão conectados, cada um necessitando de um resistor para que seja feita a sua divisão de tensão, conectados às entradas analógicas de um MCU Arduino Nano. A luva também possui um LED de indicação de funcionamento, um *Bluetooth* HC-05 em modo *slave*, e uma bateria de 9 V para alimentação de todo o circuito. A Figura 44 mostra o esquema eletrônico desenvolvido.

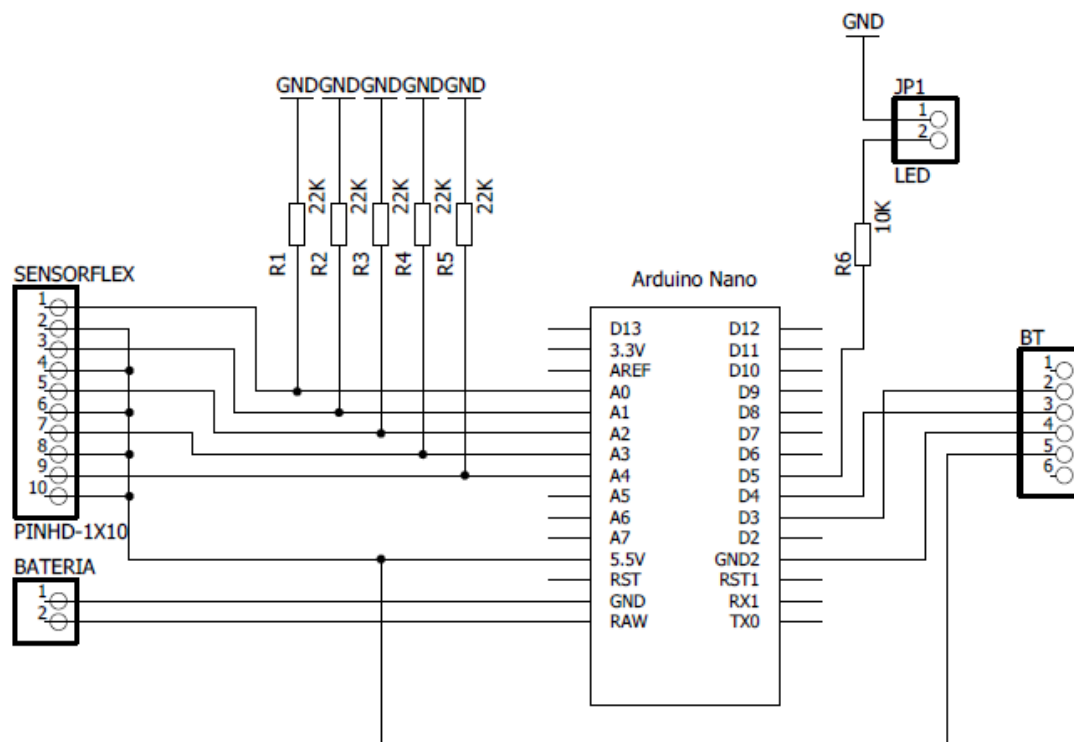


Figura 44. Esquemático do circuito eletrônico da luva instrumentalizada. O esquemático desenvolvido na plataforma CAD Eagle.

3.7 TESTES EM BANCADA

Como toda pesquisa, testes em bancada são necessários para verificar o funcionamento e avaliar eficiência do sistema desenvolvido. Esses testes tiveram como objetivo verificar a comunicação entre os dispositivos *Bluetooth*. Utilizando os dois MCU Arduino Nano e os dois dispositivos *Bluetooth*. O dispositivo que fica na órtese foi definido como *Slave* e o dispositivo que fica na luva computadorizada como *Master*. Para esse teste, foram desenvolvidos os seguintes *softwares*, conforme o fluxograma da Figura 45.

Devido a esses primeiros testes, foi possível definir a estratégia de desenvolvimento do sistema eletrônico, criando o circuito eletrônico descrito na seção 3.5. O desenho do circuito foi impresso em papel *transfer* (folha específica para impressão de circuitos eletrônicos) e colada sobre duas placas de fenolite. Utilizou-se Percloroeto de Ferro (FeCl_3) para a corrosão da camada de cobre presente no fenolite produzindo os as trilhas dos circuitos eletrônicos.

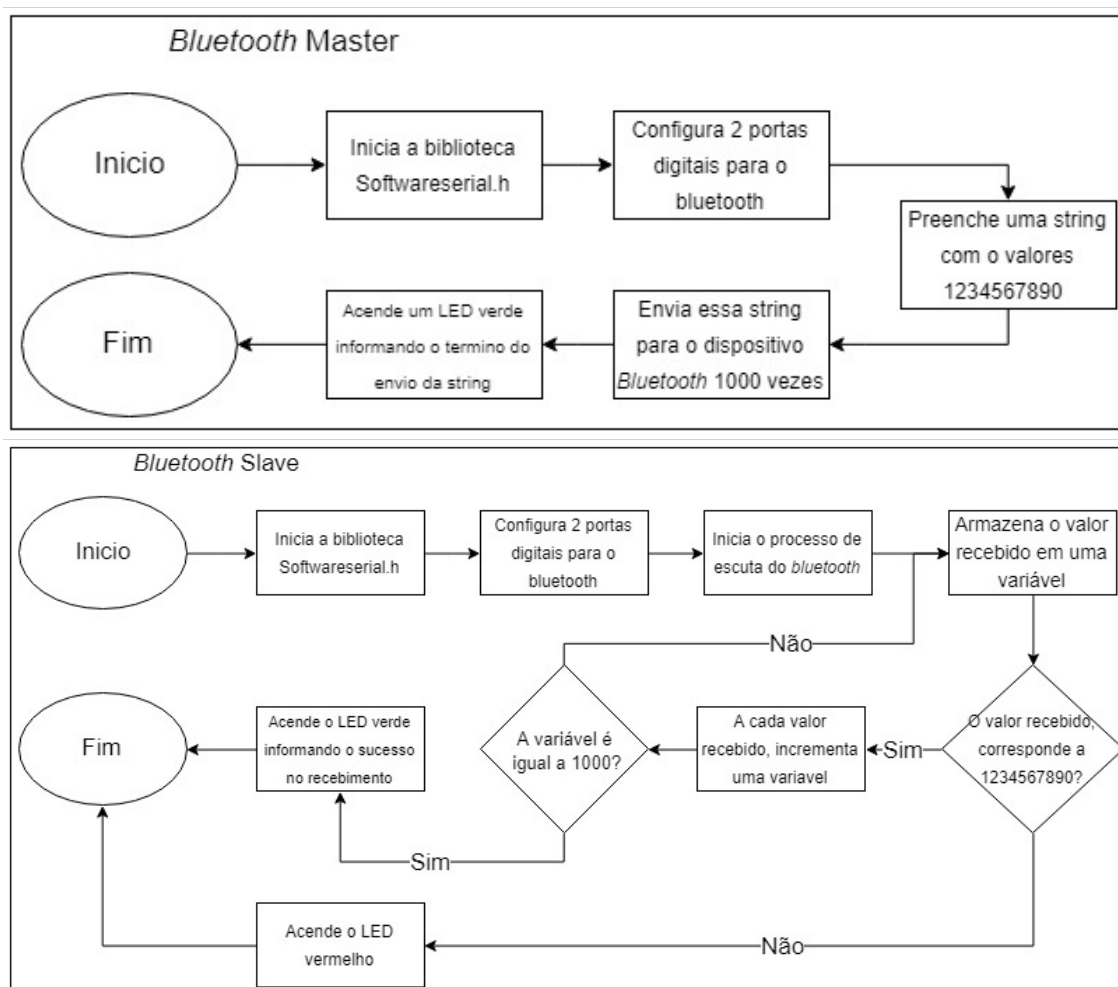


Figura 45. Fluxograma de funcionamento dos softwares para testar a comunicação Bluetooth. Como esses testes foram feitos em malha fechada, não há possibilidade de interação com o sistema. Caso o resultado seja positivo, acende o LED verde, caso negativo, acende LED vermelho. Fonte, o autor, 2016.

Após a criação dos circuitos eletrônicos, foram feitas as costuras dos sensores de flexão por dentro da luva, conforme ilustra a Figura 38. Após isso, um pequeno suporte foi fixado por dentro da luva para manter o circuito eletrônico preso, evitando que ocorra deslocamento da estrutura conforme o usuário a utiliza. Todos os periféricos eletrônicos foram fixados juntamente com a bateria de alimentação.

Com a metodologia de criação da órtese definida na seção 3.2, foi possível realizar a construção da órtese na impressora 3D. Os servomotores e o circuito eletrônico foram fixados na parte superior da órtese.

Com a construção de todos os componentes, foi possível realizar os testes finais em bancada. Com a colocação dos 5 servomotores, foi necessário ajustar os cabos responsáveis por executar a extensão e flexão dos dedos. Essa etapa foi primordial para a configuração da segurança dos movimentos, evitando a hiperextensão dos dedos.

A calibração da luva instrumentalizada foi importante, pois verificou-se que os sensores de flexão podem apresentar variação de sua resistência, ou seja, não foi possível fixar valores mínimos e máximos da resistência dos sensores. Os sensores apresentam bastante oscilação dos valores de sua resistência, tendendo os valores da resistência entre $\pm 10\Omega$. Com isso, na programação do MCU, estabeleceu-se uma frequência de 20 Hz, na qual, em todas as utilizações, será necessário o usuário abrir a mão o máximo que puder e fechá-la, para coletar os valores mínimos e máximos automaticamente e, introduzindo também uma histerese para suavizar essas oscilações, tornando o sistema mais imune a variações, tornando-o mais preciso.

Com todos esses testes, foi possível estabelecer o sistema de controle e acionamento dos servomotores da órtese, que se baseia nos valores recebidos provenientes da luva instrumentalizada. Como abordado na descrição do funcionamento do *software* da luva instrumentalizada na seção 3.3, o MCU Arduino Nano efetua a leitura dos sensores de flexão nas entradas analógicas.

Com os valores mínimos e máximos dos sensores de flexão adquiridos durante o processo de calibração da luva instrumentalizada e, sabendo-se que os servomotores operam com valores de PWM entre os valores de 0-179, utiliza-se uma função própria da biblioteca do Arduino, chamada **MAP**.

A função dessa biblioteca é efetuar o mapeamento de um intervalo numérico em outro intervalo numérico desejado. Isso significa que em um intervalo numérico que vai de um valor mínimo até um valor máximo. O valor mínimo é mapeado em um novo mínimo, e o valor máximo é mapeado em um novo máximo, e os valores intermediários serão remapeados em novos valores intermediários, de forma correspondente. A função **MAP** baseia-se em uma regra de três, conforme a Equação 2 demonstra:

$$valor = \frac{(x - in_min) * (179 - 0)}{(in_max - in_min) + 0} \quad (2)$$

Onde:

x : é o valor adquirido pelo MCU Arduino, proveniente dos sensores de flexão

in_min : valor mínimo dos sensores de flexão

in_max : valor máximo dos sensores de flexão

0 : valor mínimo de acionamento dos servomotores

179 : valor máximo de acionamento dos servomotores.

Quando o resultado de **valor** é igual a 0, os servomotores são acionados para que ocorra a flexão total dos dedos da órtese e quando o resultado de **valor** corresponde a 179, os servomotores são acionados para que ocorra a extensão total dos dedos da órtese.

Para que ocorra o funcionamento individual dos dedos, o mesmo processo é feito para cada valor recebido de cada um dos sensores de flexão, ou seja, ocorrem 5 processos simultaneamente para cada valor adquirido, onde o resultado de cada processo é enviado da luva instrumentalizada para a órtese, e executando o movimento no servomotor correspondente.

Utilizou-se então, por fim, a luva instrumentalizada e a órtese fixa na bancada para a realização dos testes movimentos entre os estes dois componentes. Os testes consistiram em abrir e fechar cada dedo da mão com a luva instrumentalizada, nos quais, conforme os movimentos da órtese, foram verificados os limites máximos de movimentos dos servomotores para o ajuste dos cabos conectados aos dedos.

Também, durante os testes, que foram feitos para a configuração dos limites dos movimentos dos servomotores. De toda forma, o fim de curso dos próprios servomotores ficou definido para ocorrer antes da conclusão do movimento total de extensão dos dedos. Tal prática, porém, evita que os motores forcem as articulações da órtese e consuma corrente das baterias desnecessariamente.

3.8 PROTOCOLO DE ENSAIO *IN VIVO*

Como os testes em bancada foram desenvolvidos apenas para a validação dos movimentos da órtese, na segunda etapa foi proposto teste *in vivo* com voluntários saudáveis. O protocolo de teste foi aprovado pelo Comitê de ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, pelo parecer de número 2.412.284, conforme Anexo A.

Essa etapa foi dividida em quatro partes: a primeira foi de realizar a aquisição da força de aperto dos dedos da mão direita, a qual apresenta déficit de força causada pelo AVC, a partir de um objeto (pequena caixa) por meio de um sensor de força, o qual consegue coletar valores entre 100g a 10kg, mantendo o polegar na parte inferior da

caixa e o dedo indicado sobre o sensor de força durante 5s, onde, tais valores serão convertidos em newtons, seguindo a seguinte Equação 3:

$$F = m . g \quad (3)$$

Onde:

F : força (N)

M : massa (kg)

G : aceleração da gravidade (9,8 m/s²)

A segunda parte consiste em utilizar a luva com os sensores de movimentos na mão esquerda e a órtese na mão direita. A mão direita com a órtese deverá estar totalmente relaxada, para que motores na órtese controlem/repliquem os mesmos movimentos executados com a luva na outra caixa, contendo os sensores, também durante 5s. Assim, é possível comparar a diferença da força de preensão de cada voluntário com e sem a órtese.

Por fim, a terceira fase consiste em apoiar os cotovelos sobre a mesa mantendo ambas as mãos levantadas e livres de contato com objetos, executando 10 repetições de flexão e extensão dos dedos da mão esquerda com a luva instrumentalizado mantendo os dedos da mão direita com a órtese relaxados, para que a órtese possa executar/replicar os mesmos movimentos sem que possam ocorrer interferências pelos voluntários.

Inicialmente, os dedos devem estar estendidos e, conforme solicitado, os voluntários iniciam o processo de flexão. Sensores de flexão na parte inferior dos dedos da órtese (Figura 46) detectam o movimento dos dedos da órtese, convertendo os valores adquiridos em ângulos, comparando, assim, com os valores dos ângulos gerados pela luva instrumentalizada.

O posicionamento dos sensores de flexão na órtese foi feito, conforme a Figura 46, devido às articulações e as hastes de aço fixados aos servomotores estarem na parte superior da órtese, causando diferença nos posicionamentos dos sensores e possíveis variações dos resultados adquiridos pelo Arduino.

Em posse dos valores dos ângulos referentes aos movimentos da órtese, adquiridos pelos sensores de flexão na terceira etapa, a quarta etapa consiste em executar uma única vez os movimentos propostos na tela da interface computadorizada (flexão e extensão individual de cada dedo e de todos os dedos simultaneamente), com o

tempo total de execução de cada movimento definido em 2 s. Assim, os novos valores adquiridos pelos sensores de flexão na órtese podem ser comparados aos valores adquiridos anteriormente.

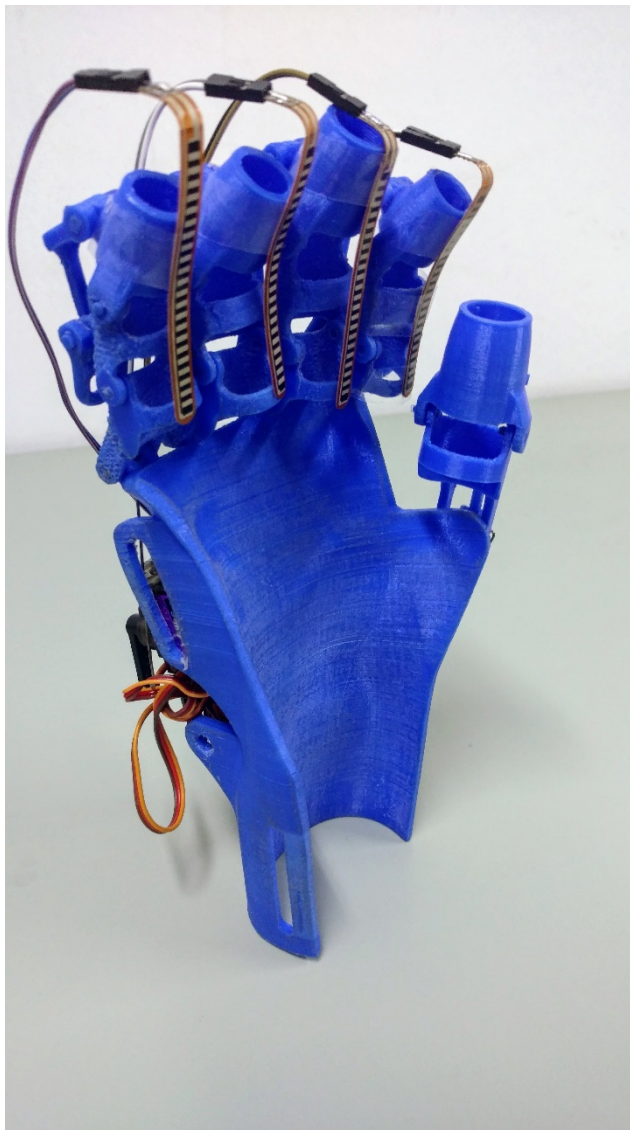


Figura 46. Posição dos sensores de flexão na órtese. Os sensores posicionados na parte inferior dos dedos da órtese não impedem os movimentos, facilitando a coleta dos valores.

4 RESULTADOS

Nos primeiros testes de comunicação entre a interface computadorizada (Figura 47) e o MCU Arduino, não foram observadas falhas na comunicação. No exato momento em que a mensagem “Envio foi concluído” foi exibida na tela da interface computadorizada, e o LED verde acendeu no MCU Arduino Nano.

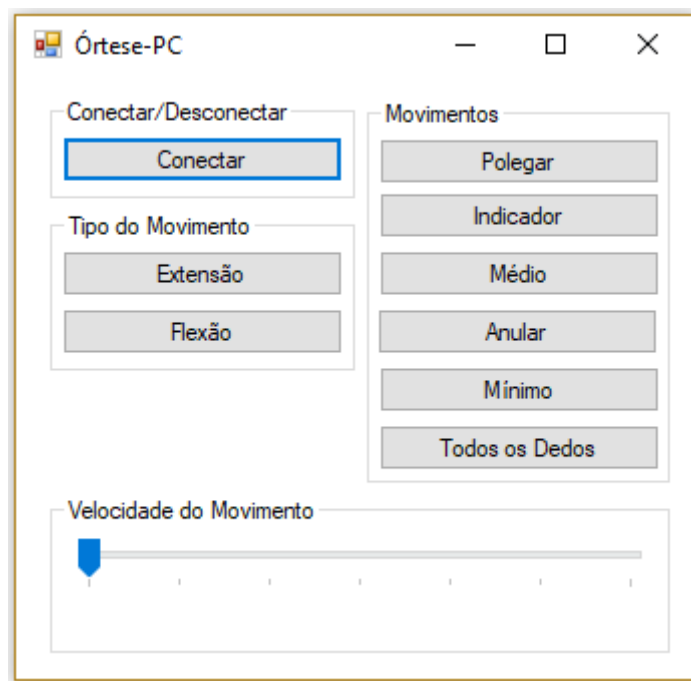


Figura 47. Interface Computadorizada. Após o usuário clicar em “Conectar”, é feito o pareamento da interface computadorizada com a órtese. Na sequência, o usuário seleciona os tipos de movimentos, podendo mover individualmente ou simultaneamente os dedos.

Em seguida, efetuaram-se os testes em bancada dos movimentos da mão de brinquedo a partir da interface computadorizada, obtendo-se também, um resultado positivo de 100%, indicando que a conexão entre a interface computadorizada e o MCU Arduino Nano pela interface USB não apresentou qualquer problema de comunicação.

Com isso, foram feitos os testes de comunicação entre os dispositivos *Bluetooth*, propostos na seção 3.6. Os testes foram repetidos 3 vezes, onde em todos os casos, o LED verde no *Bluetooth Master* ao concluir o envio dos dados acendeu e, no mesmo momento, o LED verde no *Bluetooth Slave* também acendeu. Em nenhuma desses 3 testes, o LED vermelho acendeu, o que representaria erro uma falha no envio dos dados, mostrando assim que a comunicação *Bluetooth* entre os dispositivos é precisa e eficiente.

Em conformidade com a elaboração dos esquemáticos e a prototipagem das placas dos circuitos eletrônicos presentes na seção 3.5, foram soldados os soquetes e resistores. A Figura 48 ilustra as placas de circuito impresso finalizadas: à esquerda, a placa responsável pelo controle dos servomotores da órtese, enquanto à direita, a placa responsável pela aquisição dos sensores de flexão.

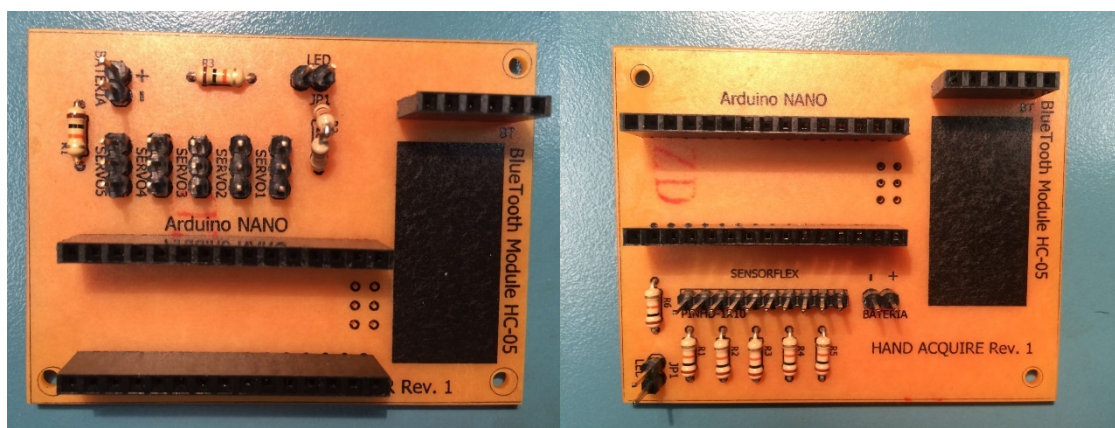


Figura 48. Circuitos eletrônicos impressos finalizados. Com a conclusão dos circuitos eletrônicos, utilizou-se sockets, para uma troca rápida de alguns componentes que apresentem defeitos, em preto o local onde ficará o *Bluetooth*.

Com o desenvolvimento das placas de circuito eletrônico e a solda dos seus componentes, foi possível conectar o MCU Arduino Nano, o dispositivo *Bluetooth* e os servomotores ou os sensores de flexão. Devido ao tamanho reduzido da placa de circuito eletrônico, o acoplamento foi facilitado sobre a órtese e a luva instrumentalizada, conforme as Figuras 49 e 50.

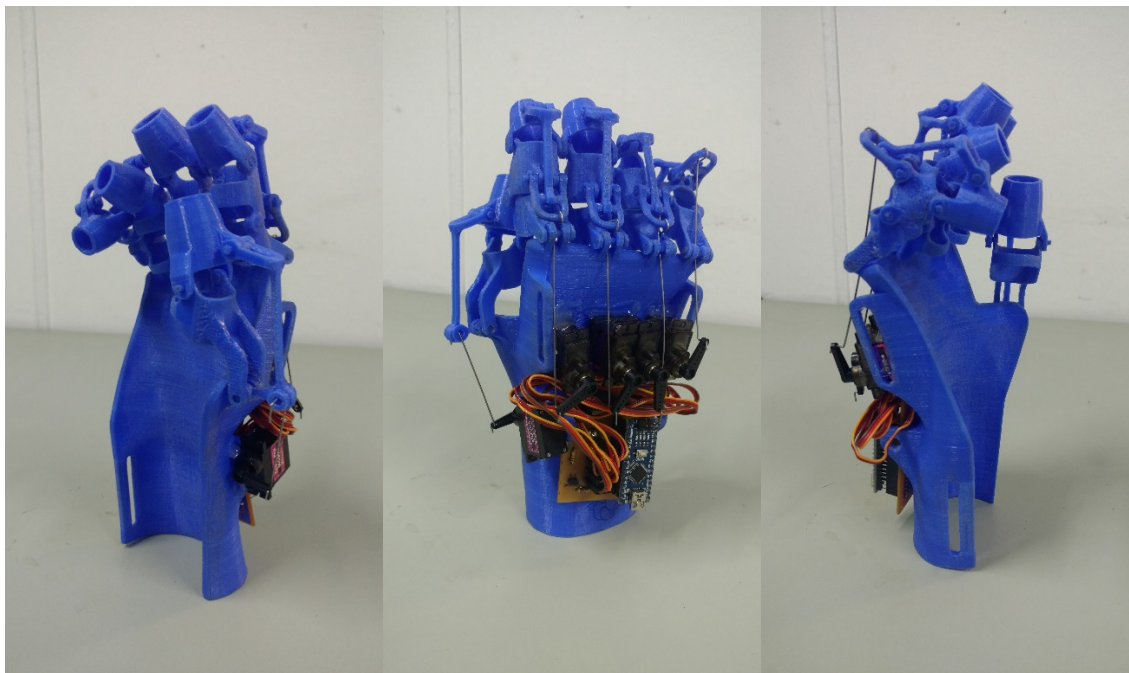


Figura 49. A órtese (modelo 3D) vista em três ângulos diferentes. A palma da mão fica livre, enquanto toda estrutura eletrônica fica situada sobre a órtese. Baterias ficam fixadas junto ao circuito eletrônico.

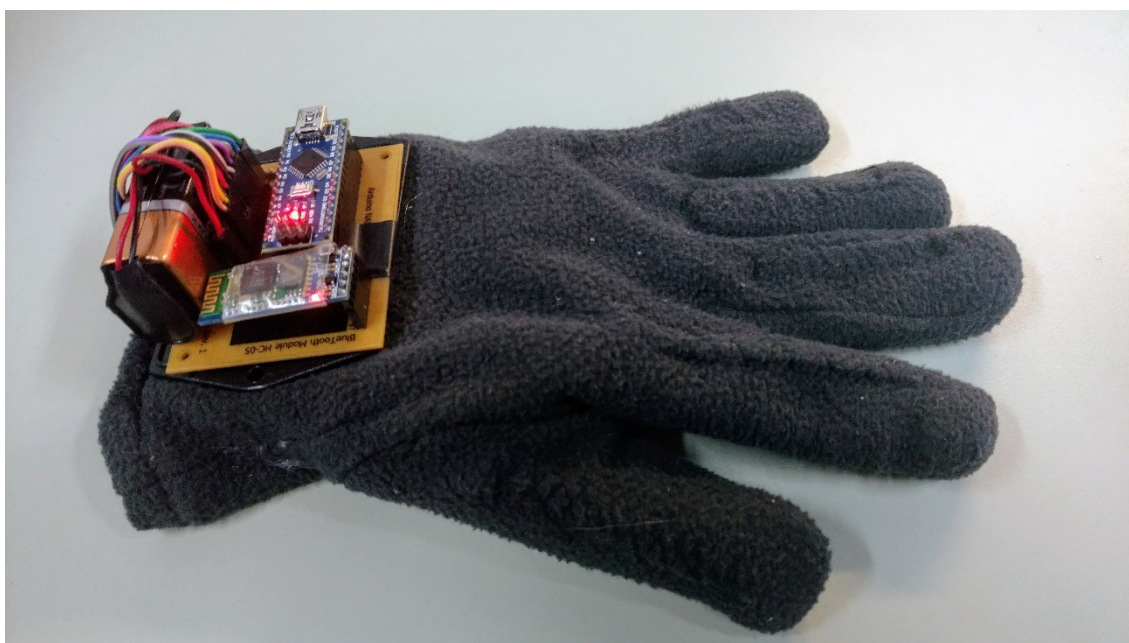


Figura 50. Luva instrumentalizada com os componentes fixados. Sistema eletrônico fica dentro de uma caixa que pode ser aberta para a troca da bateria. Os sensores ficam costurados na mão para evitar que mudem de posição.

Durante os testes de bancada entre a luva instrumentalizada e a órtese, constatou-se que apenas uma única bateria não conseguia fornecer corrente elétrica suficiente para alimentar os servomotores, *Bluetooth* e o MCU Arduino. Dessa forma,

foram conectadas duas baterias em paralelo a fim de aumentar a capacidade de fornecimento de corrente.

Com o resultado desses testes em bancada, verificou-se uma limitação mecânica do movimento de extensão dos dedos, devido ao projeto 3D da órtese, onde a estrutura responsável pelos movimentos dos dedos chega ao fim de curso, antes do movimento total de extensão.

A Figura 51 mostra destacado no retângulo vermelho, a parte da estrutura responsável pelo movimento dos dedos, encostando na estrutura de fixação dos dedos da órtese antes que o dedo esteja completamente estendido. E o círculo vermelho, o braço de articulação dos servomotores na posição final do movimento.

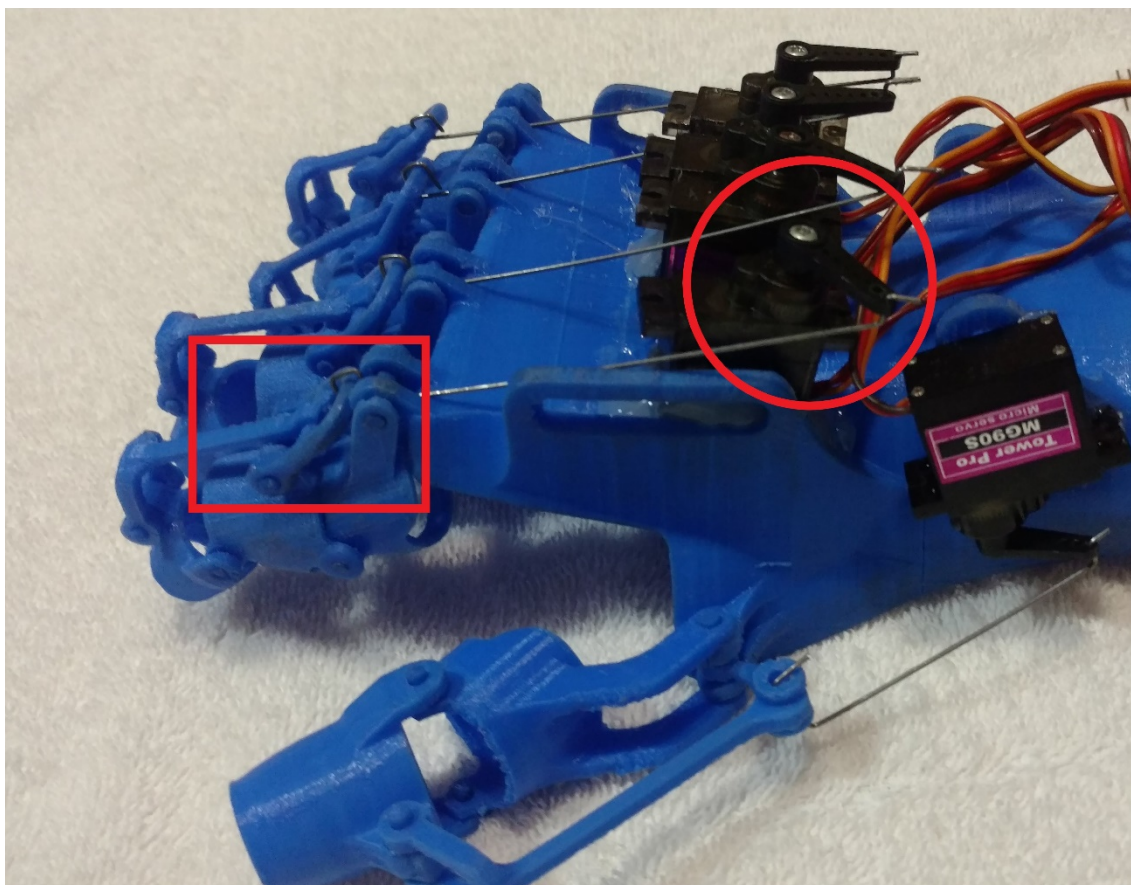


Figura 51. Detalhe da limitação mecânica. Em um retângulo e um círculo em vermelho, os detalhes do problema de movimentação da órtese.

O desenvolvimento do software dos MCU Arduino mostrou-se em parte um desafio. O envio das informações entre os dispositivos de comunicação *bluetooth* precisou ser estudado e testado de forma independente, pois os valores são enviados e

recebidos de forma agrupado, não havendo uma biblioteca própria para realizar essa a divisão dos valores referente de cada dedo.

Também, no momento dos testes em bancada, notou-se que ocorriam falhas na execução dos movimentos, onde conforme era feito os movimentos de flexão e extensão da luva instrumentalizada os mesmos movimentos não eram feitos corretamente na órtese. Esses problemas foram solucionados modificando o tempo de envio e aquisição dos valores pelos dispositivos de comunicação *bluetooth* os quais eram de 500ms para 10ms, tornando o sistema mais rápido e seguro.

Depois da verificação de todo o sistema em bancada, foi possível evitar possíveis falhas ou vícios que podiam ocorrer no momento dos testes *in vivo*, e conforme já mencionado, utilizando quatro voluntários do sexo feminino, sadios, destros e com idade entre 20 a 28 anos, tendo em vista a dificuldade em conseguir voluntários com AVC, com hemiplegia do lado direito, mãos pequenas, sem espasticidade na época do ano em que se concluiu o protótipo. Dessa forma, após todas essas etapas, iniciou-se os testes *in vivo*, conforme propostos na seção 3.7.

Os primeiros testes consistiram em verificar a força de prensão dos voluntários em comparação à órtese. No início desse teste, foi solicitado aos voluntários a fazer prensão sobre os sensores de força presentes na caixa, com a luva instrumentalizada (Figura 52), durante 5s.



Figura 52. Vista superior dos testes com o sensor de força. Usuário utilizando a luva e pressionando a caixa para o espelhamento dos movimentos na órtese.

Após isso, foi solicitado aos voluntários que iniciassem a preensão de uma caixa genérica com luva instrumentalizada, colocando o dedo indicado da órtese sobre os sensores (Figura 53) durante 5s.

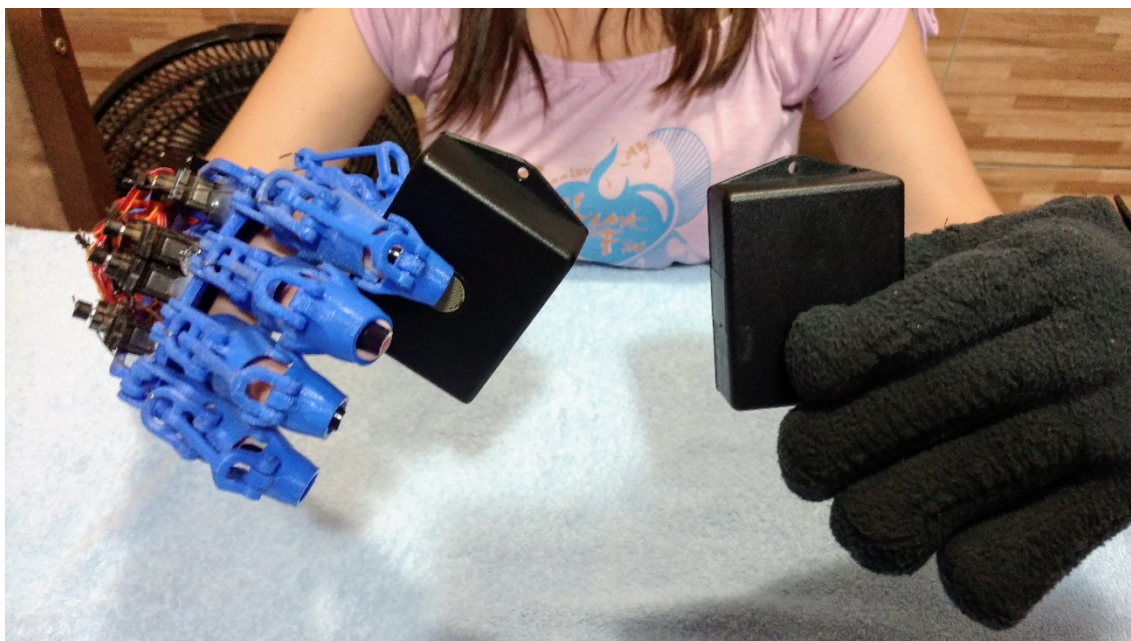


Figura 53. Vista frontal dos testes com o sensor de força com a órtese. Usuário utilizando a órtese e pressionando a caixa, conforme o usuário utiliza a luva.

Nesta etapa, foi solicitado aos voluntários que aplicassem o máximo de força de preensão na caixa com a luva instrumentalizada para que, com isso, a órtese pudesse fazer o máximo de preensão possível também sobre o sensor de força

Em posse dos valores coletados durante o período de testes com os quatro voluntários, computou-se esses valores obtidos de cada interação durante o período de 10s, sendo cada valor coletada a cada 0.5s, sendo dispostos no gráfico da Figura 54. Como os quatro voluntários são saudáveis, dispenderam força de preensão inicial de 5 N com picos superiores a 23 N, enquanto na órtese, foram obtidos valores iniciais de 0,01 N e, no máximo, 3 N.

Já na segunda etapa dos testes, compararam-se as amplitudes de movimento (ângulos) obtidas pelos movimentos da mão com a luva com as amplitudes obtidas na mão com a órtese, na qual ocorreram variações dos ângulos entre $\pm 5^\circ$. Na aquisição dos valores angulares da luva instrumentalizada, foram utilizados os próprios sensores nela presentes. Os Gráficos das Figuras 54 e 55 apresentam a média dos valores

angulares dos movimentos de extensão e flexão dos dedos com a luva instrumentalizada e com a órtese, coletados simultaneamente durante as aquisições feitas na realização dos ensaios *in vivo* com os voluntários.

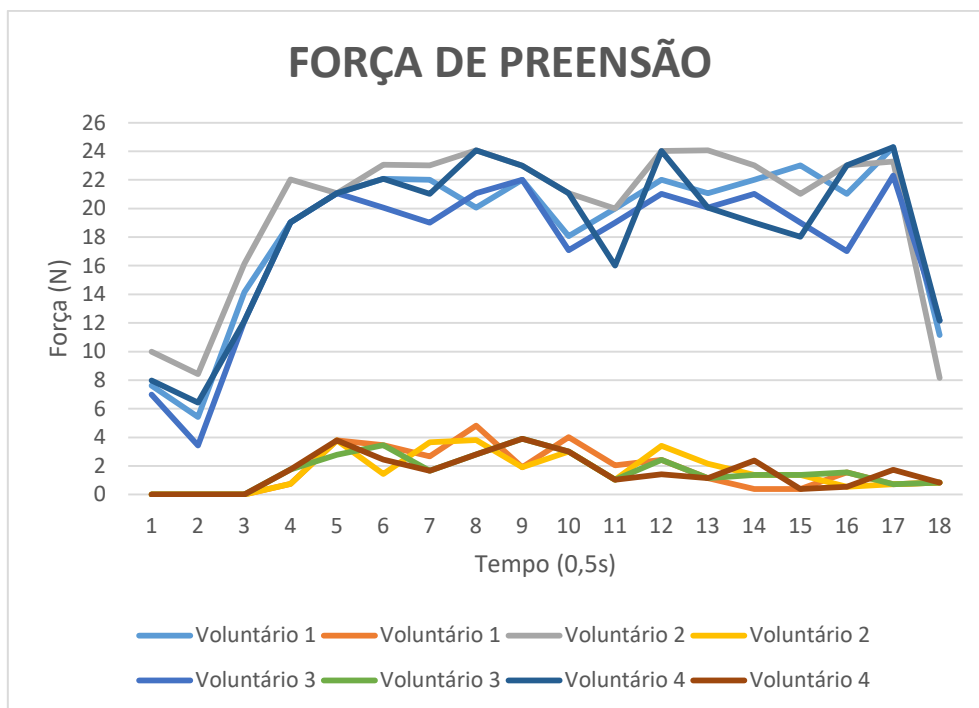


Figura 54. Gráfico da força de preensão pelo tempo. Fonte, o autor, 2017.

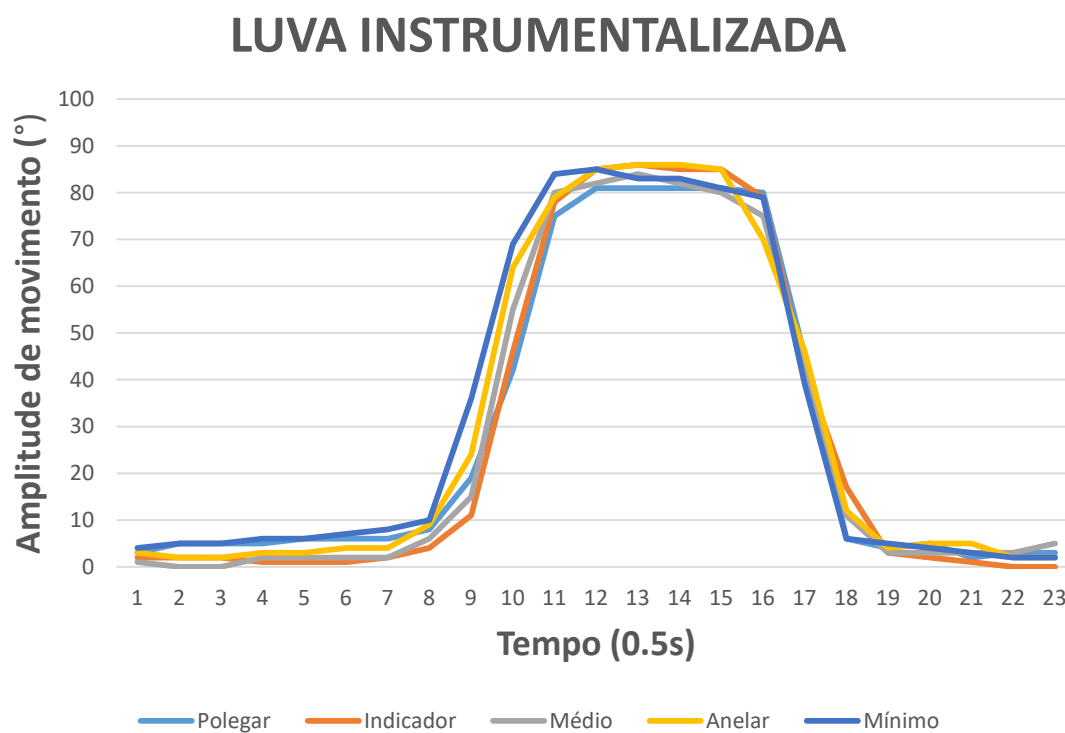


Figura 55. Gráfico com os valores angulares referentes à amplitude de movimento da luva instrumentalizada. Fonte, o autor, 2017.

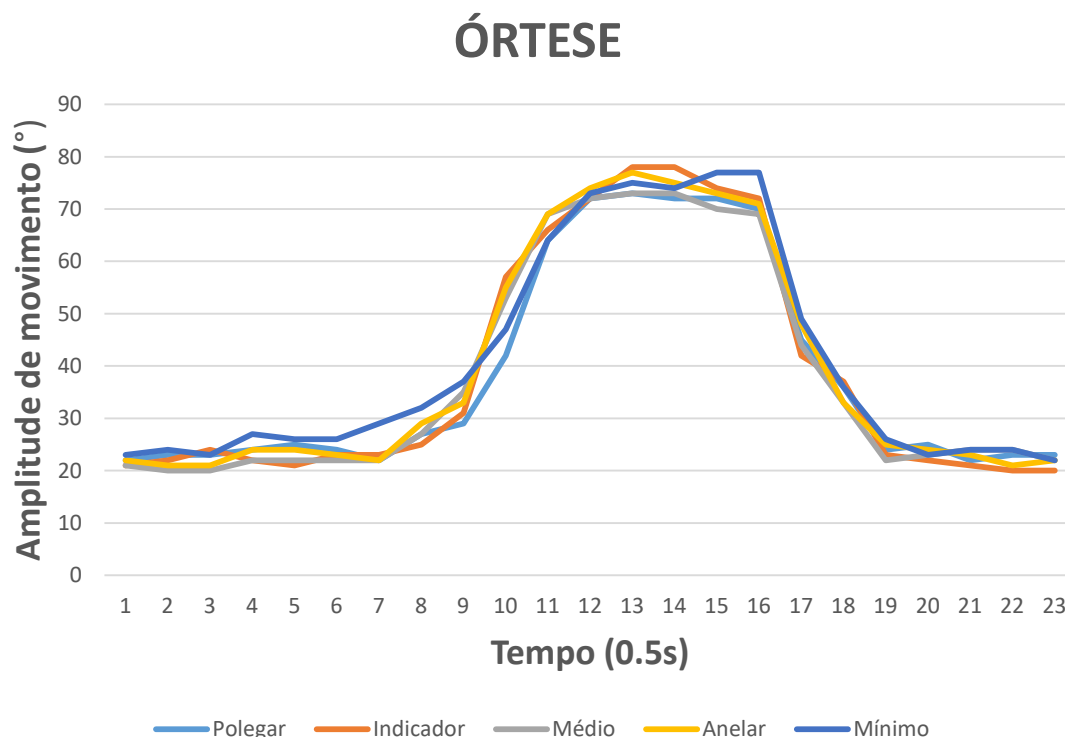


Figura 56. Gráfico com os valores angulares referentes à amplitude de movimento da órtese. Fonte, o autor, 2017.

No início do ensaio *in vivo*, os dedos dos voluntários encontravam-se estendidos (Figura 57), observando assim valores angular abaixo de 10° para a luva instrumentalizada e próximos a 20° para a órtese. Foi solicitado, então, que os voluntários realizassem o movimento de flexão (Figura 58), e no instante 9 (4,5s) demonstrado nos Gráficos das Figuras 55 e 56 ocorreu um aumento do valor angular obtido pelos sensores de flexão, indicando o início da flexão.

Após atingir o ponto máximo de flexão dos dedos, correspondente a valores acima de 80° para a luva instrumentalizada e acima de 70° para a órtese, foi solicitado aos voluntários que realizassem o processo de extensão dos dedos, processo que é notado no instante 16 (8s) indicando o início da extensão, ocorrendo também a diminuição repentina do valor angular obtido pelos sensores de flexão. Com a extensão completa dos dedos, os valores obtidos ficaram próximos ao do início do teste.



Figura 57. Luva instrumentalizada e órtese em estado de extensão.

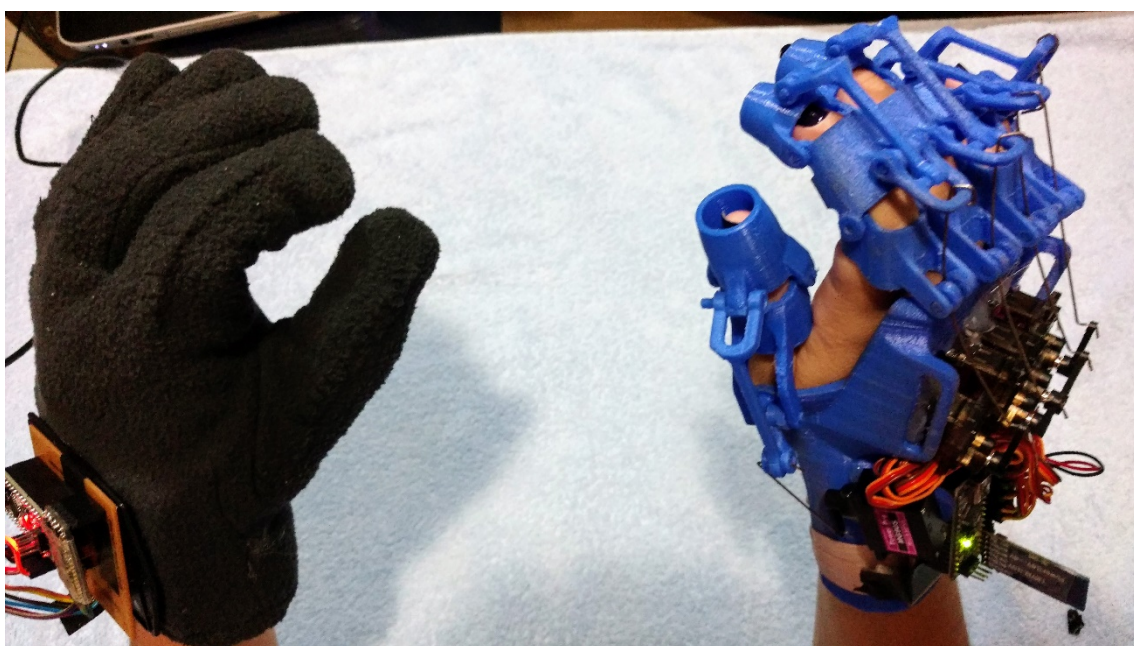


Figura 58. Luva instrumentalizada e órtese em estado de flexão.

Conforme proposto na quarta etapa dos testes *in vivo*, utilizou-se a interface computadorizada (Figura 47) com a órtese. Observou-se resultado idêntico aos valores angulares listados no Gráfico da Figura 59. Na posição de extensão dos dedos, os valores adquiridos pelos sensores de flexão foram abaixo de 25° e no momento de flexão máxima, valores 75° .

Observou-se que durante esses testes não ocorreram “oscilações” nos movimentos dos servomotores em comparação aos testes com a luva instrumentalizada. Essas oscilações ocorrem devido à variação da resistência dos sensores de flexão, explicado na seção 3.6, em comparação à interface computadorizada, que envia para a órtese, somente valores constantes de PWM.

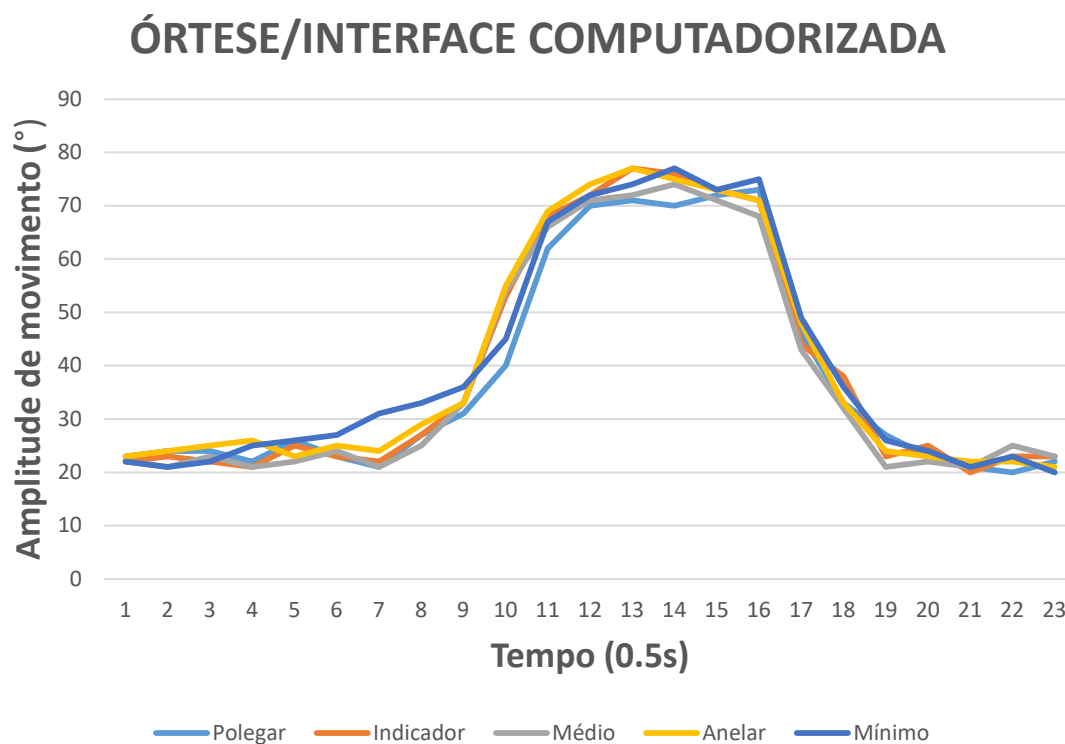


Figura 59. Gráfico com os valores angulares referentes à amplitude de movimento da órtese com a interface computadorizada. Fonte, o autor, 2017.

5 DISCUSSÃO

Com os resultados obtidos, foi possível analisar os movimentos da órtese a partir da luva instrumentalizada ou da interface computadorizada, juntamente com os seus sistemas de controle e acionamento utilizando MCU Arduino Nano. Com os testes realizados, verificou-se a comunicação *Bluetooth* entre os dispositivos e também a utilização dos servomotores. Foi possível verificar algumas limitações dos movimentos que a órtese possui. Já a aplicação dos sensores de flexão trouxe a facilidade de utilizar sensores de fácil uso para medidas de amplitude de movimentos.

Porém, é necessário levar-se em conta que os valores coletados no ensaio *in vivo*, forem feitos com quatros voluntários destros sadios, ou seja, que não apresentam fraqueza muscular causada pelo AVC.

5.1 ÓRTESE E LUVA INSTRUMENTALIZADA

Ao verificar os valores coletados de preensão dos dedos, com e sem órtese, presentes no Gráfico da Figura 54, percebe-se uma diferença entre esses valores. Os valores entre 5N e 25N, obtidos com a mão direita e sem a utilização da órtese, resultam do fato dos voluntários serem saudáveis e não apresentarem fraqueza muscular decorrentes de AVC, enquanto os valores obtidos por meio da órtese, que variaram de 0N a 4 N, dependem somente da força dos servomotores.

No momento da utilização da órtese, foi solicitado aos voluntários hígidos que mantivessem a mão vestida com a órtese relaxada durante o ensaio, porém, a não utilização de um sistema de aquisição de EMG para verificar se a mão com a órtese estava ou não relaxada no momento dos movimentos, podem tornar os valores coletados durante a aquisição da força de preensão viciados, por mais que os valores não ultrapassem 3N.

Já analisando os valores das amplitudes de movimento (em graus) obtidos pela luva instrumentalizada no momento dos ensaios *in vivo*, conforme o Gráfico da Figura 55, indicaram resultados próximos a 90° no momento da flexão total dos dedos. Tais resultados são explicados por dois fatores: os sensores de flexão possuem o tamanho de 2,2 polegadas (5,588 cm), ou seja, o tamanho pode ser menor que os dedos do usuário e a luva utilizada para a captação dos valores ser de tamanho único, ficando grande para os dedos, com isso impossibilitando a flexão total dos sensores.

Verificando os valores da órtese, Gráfico da Figura 56, é possível notar que a extensão nunca será zero, ficando num limiar entre 20 e 30°, valores acima dos obtidos em comparação com os valores da luva instrumentalizada para o mesmo movimento. Isto é devido ao projeto da órtese apresentar uma limitação do movimento (marcação em retângulo vermelho da Figura 51), a estrutura responsável pela realização dos movimentos das falanges distal e medial dos dedos da mão encostam-se, impedindo, assim, que ocorra a extensão total dos dedos, deixando-os levemente curvados.

Da mesma forma, no movimento de flexão, em comparação aos valores obtidos pela luva instrumentalizada descritos no Gráfico da Figura 55, obteve-se valores abaixo de 80°, decorrentes do tamanho dos braços articuladores dos servomotores.

Levando em conta a posição do fim de curso dos componentes da estrutura da órtese, o tamanho dos cabos fixados entre os braços articuladores dos servomotores e a órtese não poderia ser maior para obtenção de uma amplitude maior no movimento de flexão, pois a amplitude do movimento é proporcional ao tamanho do braço articulador do servomotor, que possui 2 cm de comprimento.

Caso ocorresse o aumento do tamanho dos cabos, ocorreria, então, uma maior amplitude de movimento de flexão, com uma diminuição da amplitude de movimento de extensão. Uma solução para isso seria a modificação no projeto da estrutura do movimento das falanges distal e medial dos dedos da órtese, evitando que se encostassem no movimento de extensão, juntamente com ser a utilização de roldanas com cabos flexíveis, aumentando os limites dos movimentos.

Observou-se também que a utilização da interface computadorizada com a órtese teve como resultado os valores angulares máximos e mínimos, idênticos aos valores coletados durante o processo de utilização da luva instrumentalizada e a órtese.

Comparando a trabalhos de órteses passivas como as de Nijenhuis *et al.* (2015) e Ates *et al.* (2013, 2014), neste projeto obteve-se automatização dos movimentos, com a utilização de atuadores elétricos. Já Patar *et al.* (2014), Ochoa *et al.* (2011), Ates *et al.* (2015) e Gasser *et al.* (2015) desenvolveram órteses com funções que se assemelham a deste trabalho. Por exemplo, enquanto Patar *et al.* (2014) utilizam uma órtese pneumática, realizando apenas movimentos do dedo polegar, indicador e do médio. Ochoa *et al.*, (2011) controlam todos os dedos por um único servomotor.

Em sua maioria, as órteses de mão desenvolvidas com atuadores elétricos possuem restrições de movimentos individuais dos dedos, tais como a órtese de Gasser *et al.*, (2015), a qual possui como atuador um motor elétrico para realizar em conjunto o

movimento de quatro dedos, mantendo o polegar imóvel. Em comparação à órtese de Gasser *et al.* (2015), cujo dispositivo foi produzido em resina de baixo custo e executa os movimentos de extensão e flexão dos dedos, em conjunto, conseguiu-se propor e executar nesta pesquisa a independência dos movimentos dos dedos, facilitando, assim, a terapia de reabilitação de diferentes grupos e níveis de futuros pacientes.

Comparando com a órtese de Ates *et al.* (2015), que também executa os movimentos de extensão e flexão dos dedos em conjunto, notou-se que a órtese desenvolvida possibilita uma menor amplitude de movimento (movimento angular) dos dedos e deixando-os mais livres para movimentarem-se. Enquanto a órtese de Ates *et al.* (2015) utiliza um sistema de roldanas para os movimentos de flexão e extensão dos dedos, a órtese desta pesquisa utiliza braços articulados por servomotores, que ocasionam a limitação da amplitude do movimentos mencionada.

Também é necessário notar a limitação de graus de liberdade que este projeto contém. Já Nijenhuis *et al.* (2015), Ates *et al.* (2013, 2014), Wolbrecht *et al.* (2006) e Bae *et al.* (2012) adaptaram ou desenvolveram dispositivos que, além de realizar movimentos de extensão e flexão dos dedos, também poderiam movimentar o punho, expandindo ainda mais a utilização da órtese no processo terapêutico.

5.2 SISTEMA DE CONTROLE E ACIONAMENTO DA ÓRTESE

Com o desenvolvimento de um sistema compacto, evitou-se o uso de cabos para comunicação entre a órtese e a luva instrumentalizada, utilizando-se apenas de baterias, salvo durante o uso da órtese com a interface computadorizada. Dessa forma, o indivíduo pode utilizar a luva e a órtese de uma forma mais descomplicada e rápida.

O emprego do método de controle e tipo de acionamento, propostos na seção 3.6, não mostraram problemas, comparando-os com outros métodos mais robustos, como o método de controle proporcional integral derivativo (PID), que calculam possíveis taxas de erros, para suavizar os movimentos dos servos motores. Como os valores adquiridos pela luva instrumentalizada, são instantaneamente convertidos para a faixa de funcionamento do PWM dos servomotores, conforme descrito pela Equação 2, obteve-se resultados satisfatórios, segundo a visualização dos resultados da amplitude de movimentos por meio dos Gráficos das Figuras 55 e 56.

Estudos como de Aubin *et al.* (2013) e Ates *et al.* (2015), que utilizaram os MCU Arduino para o controle de suas órteses, mostraram que esses dispositivos podem

desempenhar um papel eficiente no controle de seus sistemas. Devido à fácil programação, é possível simular e corrigir possíveis problemas. Com o *software* de controle completamente desenvolvido e testado, foi possível, o sistema de controle em outros Arduino.

Em comparação com os sistemas de controle de Oboe *et al.* (2010), Ragonesi *et al.* (2011) e Patar *et al.* (2014), que utilizaram *softwares* desenvolvidos em computadores, porém, não os especificando, é inevitável o uso de cabos para a comunicação entre o computador e a órtese. Nesta pesquisa, o usuário que utilizar a órtese, não dependerá de ficar fixo a uma mesa devido à utilização de dispositivos *Bluetooth*, salvo, porém, quando for utilizada a interface computadorizada para o funcionamento da órtese..

Devido aos testes de comunicação via *Bluetooth* e USB, pode-se observar resultados equivalentes. Ao enviar os pacotes de dados, durante 1000 repetições, nenhum problema foi encontrado, mostrando que ambas as comunicações são seguras e precisas. Os projetos de Ochoa *et al.* (2011) e Ates *et al.* (2015), ao contrário, contém excesso de cabos que podem gerar dificuldades na movimentação do usuário, fazendo com que o usuário fique imóvel, além de gerar apreensão do usuário e medo de choques elétricos.

O uso dos dispositivos *Bluetooth* para a eliminação dos cabos para comunicação e controle da órtese e da luva instrumentalizada pode proporcionar da mesma forma um meio de comunicação excelente, não apresentando nenhuma perda de informação no envio ou recebimento dos valores. Evidentemente que a proximidade entre a luva instrumentalizada e a órtese facilitou a troca de informação entre os dispositivos.

5.3 SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

Como o desenvolvimento de qualquer pesquisa, esta também deu origem a um leque de possibilidades, tanto para seu aprimoramento quanto para desenvolvimento de novas propostas. Assim sendo, elencam-se, na sequência, algumas sugestões para continuidade do projeto e da pesquisa clínica:

- aplicação da órtese em pacientes com AVC, avaliando-a como terapia de reabilitação, quantificando os resultados dessa terapia e comparando-a com métodos tradicionais;

- emprego de eletromiografia para verificação e avaliação do estado de relaxamento muscular da mão do usuário enquanto utiliza a órtese, para que os resultados possam ser mais confiáveis;
- emprego de eletromiografia para a aquisição dos movimentos do membro saudável, pode possibilitar uma extensão da terapia, pois, caso o paciente consiga ganhos motores com a órtese, a aquisição dos sinais eletromiográficos do próprio membro afetado tornaria a órtese uma extensão do movimento do paciente;
- utilização de Shape Memory-Alloy como um atuador, tornando-se uma tecnologia inovadora de atuação de uma órtese. Entretanto, é necessário lembrar que devido ao calor excessivo gerado em sua utilização, é preciso desenvolver maneiras de evitar possíveis queimaduras, como sistemas de calefação utilizando pasta térmica;
- reestruturação do projeto mecânico, a fim de possibilitar maior amplitude de movimentos de extensão e flexão dos dedos, tornando o sistema mais reprodutível dos movimentos biomecânicos;
- aprimoramento da interface computadorizada, com o desenvolvimento de métodos de acompanhamento remoto, a fim de agilizar a análise dos resultados pelo terapeuta, provendo um *feedback* instantâneo e, assim, necessitando ainda menos da presença do paciente no consultório do terapeuta;
- expansão do projeto para além do controle dos movimentos dos dedos, envolvendo o controle dos punhos, ampliando com isso a quantidade de graus de liberdade e, deste modo, possibilitando a expansão do projeto para outros tipos de movimentos e tratamentos reabilitatórios de membros superiores.

6 CONCLUSÕES

O uso das tecnologias no dia-a-dia das pessoas vem aumentando gradativamente. O emprego da robótica é considerado fundamental para a reabilitação por meio de órteses. Inúmeros projetos de órteses exoesqueletos vem sendo desenvolvidas para recuperar a funcionalidade dos membros inferiores de pessoas paraplégicas e de membros inferiores e superiores de pessoas tetraplégicas, cujas aplicações vêm se estendendo e se dirigindo também para a área terapêutica.

Se uma órtese possui grande complexidade e dificuldade de uso, torna-se imprópria para o uso domiciliar dos pacientes. De modo geral, esta pesquisa mostrou os desafios de conseguir implementar órteses mais simples, capazes de mimetizar e replicar os movimentos do membro saudável no membro afetado vestido com uma órtese.

Considerando os objetivos propostos para o desenvolvimento desta pesquisa e os resultados obtidos por meio da órtese implementada e os ensaios nela realizados, pode-se concluir que:

1. foi possível desenvolver com sucesso um sistema de controle para a órtese de membros superiores, de modo a movimentar os dedos individualmente ou em conjunto, por meio de um MCU pequeno como o Arduino Nano, tornando-o compacto, sem, entretanto, diminuir a quantidade de portas analógicas/digitais necessárias para o funcionamento de todo o sistema, nem a qualidade de processamento necessária para a aquisição dos sensores e cálculos para a movimentação dos servomotores. A utilização da biblioteca **MAP**, nativa do *software* de programação do Arduino, no controle e acionamento da órtese produziu resultados satisfatórios, sem apresentar falhas que exigissem o desenvolvimento de outro método de controle. Como há interação entre a órtese e a luva instrumentalizada, o cálculo que a biblioteca **MAP** precisa fazer ocorre apenas no momento dos movimentos, não havendo necessidade de análise de erros. Dessa forma, a utilização desse tipo de controle foi ideal para este projeto;
2. desenvolveu-se com êxito uma interface computadorizada de controle e configuração de estratégias terapêuticas, utilizando a linguagem de programação Microsoft C# que facilitou a integração com o MCU Arduino e gerou resultados de comunicação excelentes tal qual com a utilização de

dispositivos *Bluetooth*. A configuração de movimentos pré-definidos, como os de flexão e extensão individual ou simultâneos dos dedos, com a possibilidade de ajuste do tempo total para que o movimento ocorra, mostraram resultados idênticos aqueles com a utilização da luva instrumentalizada;

3. um sistema de aquisição dos movimentos dos dedos da mão sadia foi desenvolvido com sucesso. Os sensores resistivos de detecção de flexão utilizados para a aquisição dos movimentos da mão mostraram-se simples mas precisos, conseguindo desempenhar as mesmas funções que outros métodos como a eletromiografia. Porém, devido às oscilações na detecção dos movimentos, é preciso empregar um sistema de filtragem;
4. todos os testes realizados em bancada auxiliaram no desenvolvimento e validação do projeto da órtese terapêutica e seu funcionamento: foi possível avaliar o método de controle e acionamento da órtese, o método de aquisição de amplitude de movimento, por meio da utilização dos sensores de flexão, a comunicação entre os dispositivos (tanto *Bluetooth* quanto via USB), comprovar *in loco* a segurança e confiabilidade do sistema;
5. a avaliação *in vivo*, em um ensaio piloto com voluntários sadios, foi bem sucedida: a órtese executou os mesmos movimentos gerados pela mão sadia e adquiridos pela luva instrumentalizada, tanto com a técnica de reabilitação bimanual, quanto pelos movimentos propostos pela interface computadorizada.

Portanto, conforme preconizado pelo objetivo geral, uma órtese de mão para reabilitação terapêutica de pessoas que sofreram acidente vascular cerebral foi desenvolvida e avaliada experimentalmente. O emprego da impressora 3D tornou a implementação da parte mecânica precisa e rápida. O uso de servomotores e de MCU Arduino Nano, que trabalham com baixas tensões e correntes, desempenharam bons resultados no controle dos movimentos, e auxiliam na reprodução do dispositivo.

De forma geral, esse trabalho acrescenta mais um passo no desenvolvimento e construção de tecnologias assistivas. Diariamente, surgem novos casos de pessoas com sequelas neuromotoras e/ou sensoriais, provocando a necessidade de terapias reabilitatórias. Com o desenvolvimento de novos trabalhos semelhantes a este, poder-se-á obter avanços significativos no desenvolvimento tecnológico e terapêutico, e na simplificação da produção de órteses para essas pessoas.

REFERÊNCIAS

Arya KN, Pandian S, Verma R, Garg RK. Movement therapy induced neural reorganization and motor recovery in stroke: a review. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* (2011) 15, 528-537; doi: 10.1016/j.jbmt.2011.01.023.

Ates S, Leon B, Basteris A, Nijenhuis S, Nasr N, Sale P, Cesario A, Amirabdollahian F, Stienen AHA. Technical evaluation of and clinical experiences with the SCRIPT passive wrist and hand orthosis. *Human System Interactions (HSI)*. 2014; doi: 10.1109/HSI.2014.6860472.

Ates S, Lobo-Prat J, Lammertse P, Kooij H van der, Stienen AHA. SCRIPT Passive Orthosis: Design and technical evaluation of the wrist and hand orthosis for rehabilitation training at home. *Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2013; doi: 10.1109/ICORR.2013.6650401

Ates S, Mora-Moreno I, Wessels M, Stienen AHA. Combined active wrist and hand orthosis for home use: Lessons learned. *Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2015; doi: 10.1109/ICORR.2015.7281232.

Aubin PM, Sallum H, Walsh C, Stirling L, Correia, A. A pediatric robotic thumb exoskeleton for at-home rehabilitation: The Isolated Orthosis for Thumb Actuation (IOTA). *Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2013; doi: 10.1109/ICORR.2013.6650500.

Bae J; Young-Min Kim; Inhyuk Moon. Wearable hand rehabilitation robot capable of hand function assistance in stroke survivors. *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. 2012; doi: 10.1109/ BioRob.2012.6290736.

Dutta T, Chau T. A feasibility study of flexinol as the primary actuator in a prosthetic hand. *Electrical and Computer Engineering, 2003, IEEE CCECE 2003*. 2003; doi: 10.1109/CCECE.2003.1226176.

Fougner A, Scheme E, Chan ADC, Englehart K, Stavdahl Ø. A multi-modal approach for hand motion classification using surface EMG and accelerometers. *Engineering in*

Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. 2011; doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091054.

Ganeson S, Ambar R, Jamil MMA. Design of a low-cost instrumented glove for hand rehabilitation monitoring system. 2016 6th IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering (ICCSCE). 2016; doi: 10.1109/ICCSCE.2016.7893569.

Gasser BW, Goldfarb M. Design and performance characterization of a hand orthosis prototype to aid activities of daily living in a post-stroke population. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2015; doi: 10.1109/EMBC.2015.7319240.

Gopura RARC, Bandara DSV, Kazuo K, Mann GKI. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots. Robotics and Autonomous Systems. 2015; doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2015.10.001>.

Holley D, Johnson M, Harris G, Beardsley S. A Modular Low-Clearance Wrist Orthosis for Improving Wrist Motion in Children with Cerebral Palsy. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2014; doi: 10.1109/EMBC.2014.6944271.

Housman SJ, Vu Le, Rahman T, Sanchez RJ, Reinkensmeyer DJ. Arm-Training with T-WREX After Chronic Stroke: Preliminary Results of a Randomized Controlled Trial. Rehabilitation Robotics. 2007; doi: 10.1109/ICORR.2007.4428481.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). Pesquisa nacional de saúde 2013: Percepção do estado de saúde, estilos de vida e doenças crônicas - Brasil, grandes regiões e unidades da federação. Rio de Janeiro: IBGE; 2014; 180 p.; ISBN 978-85-240-4334-5.

Koo B, Montes J, Gamarnik V, Yeager K, Marra J, Dunaway S, Montgomery M, De Vivo DC, Strauss N, Konofagou E, Kaufmann P, Morrison B. Design and evaluation of a hybrid passive and active gravity neutral orthosis (GNO). Engineering in Medicine and Biology Society. 2009; doi: 10.1109/IEMBS.2009.5332578.

Leeb R, Gubler M, Tavella M, Miller H, Millan JR del. On the road to a neuroprosthetic hand: A novel hand grasp orthosis based on functional electrical stimulation. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2010; doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627412.

Leonardis D, Barsotti M, Loconsole C, Solazzi M, Troncossi M, Mazzotti C, Castelli VP, Procopio C, Lamola G, Chisari C, Bergamasco M, Frisoli A. An EMG-Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Bilateral Rehabilitation. IEEE Transactions on Haptics. 2015; doi: 10.1109/TOH.2015.2417570.

Low J, Ang MH, Chen-Hua Yeow. Customizable soft pneumatic finger actuators for hand orthotic and prosthetic applications. Rehabilitation Robotics (ICORR). 2015; doi: 10.1109/ICORR.2015.7281229.

Marchetti PH, Duarte M. Instrumentação em Eletromiografia. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo. 2006. <http://ebm.ufabc.edu.br/publications/md/EMG.pdf>

Martinez-Valdes M, Cruz-Vargas JL, Gutierrez-Martinez J, Cantillo-Negrete J, Elias-Vinas D, Castaneda-Galvan A, Hernandez-Perez A. Mechanical structure prototype and control unit for an active orthosis for a human had. Health Care Exchanges (PAHCE). 2014; doi: 10.1109/PAHCE.2014.6849621.

Meng W, Bo Sheng, Klinger M, Quan Liu, Zude Zhou, Xie SQ. Design and control of a robotic wrist orthosis for joint rehabilitation. Advanced Intelligent Mechatronics (AIM). 2015; doi: 10.1109/AIM.2015.7222708.

Músculos do Braço, Antebraço e Mão – Anatomia Humana. Disponível em: <http://www.anatomiadocorpo.com/sistema-muscular/musculos-do-braco-antebraço-e-mão/> . Acesso em: 30 mar. 2018.

Netter FH. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

Nijenhuis SM, Prange G.B, Stienentt AHA, Buurke JH, Rietman JS. Direct effect of a dynamic wrist and hand orthosis on reach and grasp kinematics in chronic stroke. *Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2015; doi: 10.1109/ICORR.2015.7281233.

Nycz CJ, Bützer TB, Lamercy O, Arata J, Fischer GS, Gassert R. Design and Characterization of a Lightweight and Fully Portable Remote Actuation System for Use With a Hand Exoskeleton. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2016; doi: 10.1109/LRA.2016.2528296.

Oboe R, Daud OA, Masiero S, Oscari F, Rosati G. Development of a haptic teleoperation system for remote motor and functional evaluation of hand in patients with neurological impairments. *Advanced Motion Control*. 2010; doi: 10.1109/AMC.2010.5464078.

Ochoa JM, Listenberger M, Kamper DG, Lee SW. Use of an electromyographically driven hand orthosis for training after stroke. *Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2011; doi: 10.1109/ICORR.2011.5975382.

Patar MNAA, Takashi K, Low CY, Mahmud J, System Integration and Control of Finger Orthosis for Post Stroke Rehabilitation. *Procedia Technology*, 2014; doi: <https://10.1016/j.protcy.2014.09.048>.

Piassaroli CAP, Almeida GC, Luvizotto JC, Suzan ABBM. Modelos de Reabilitação Fisioterápica em Pacientes Adultos com Sequelas de AVC Isquêmico. *Rev Neurocienc* 2012;20(1):128-137.

Ragonesi D, Agrawal S, Sample W, Rahman T. Series elastic actuator control of a powered exoskeleton. *Engineering in Medicine and Biology Society EMBC*. 2011; doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090583.

Renna RBD, Brasil RDR, Cunha TEB, Beppu MM, Fonseca EGP. Tutoriais PET-Tele - Introdução ao kit de desenvolvimento Arduino. *Curso de Engenharia de Telecomunicações, Universidade Federal Fluminense*. 2013.

Rishikanth C, Sekar H, Rajagopal G, Rajesh R, Vijayaraghavan V. Low-cost intelligent gesture recognition engine for audio-vocally impaired individuals. IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC 2014). 2014; doi: 10.1109/GHTC.2014.6970349.

Sikula J, Roell J, Desai J. Human forearm myoelectric signals used for robotic hand control. Bioengineering Conference (NEBEC), 2014 40th Annual Northeast 2014. 2014; doi: 10.1109/NEBEC.2014.6972940.

Silveira CB. Servo Motor: Veja como Funciona e Quais os Tipos. Website: <https://www.citisystems.com.br/servo-motor/>. 2017.

Terranova TT, Albieri FO, Almeida MD, Ayres DVM, Cruz SF, Milazzotto MV, Tsukimoto DR, Imamura M, Battistella LR. Acidente vascular cerebral crônico: reabilitação. Acta fisiátrica. 2012; doi: 10.5935/0104-7795.20120011.

Wolbrecht ET, Leavitt J, Reinkensmeyer DJ, Bobrow JE. Control of a Pneumatic Orthosis for Upper Extremity Stroke Rehabilitation. Engineering in Medicine and Biology Society. 2006; doi: 10.1109/IEMBS.2006.259941.

Xun Luo, Kenyon RV, Kline T, Waldinger HC, Kamper DG. An augmented reality training environment for post-stroke finger extension rehabilitation. Rehabilitation Robotics. 2005; doi: 10.1109/ICORR.2005.1501112.

APÊNDICE A – TABELAS DOS GRÁFICOS DOS RESULTADOS

Tabela 1. Força de preensão, com e sem a órtese.

FORÇA DE PREENSÃO (N)							
Voluntário 1		Voluntário 2		Voluntário 3		Voluntário 4	
Sem Órtese	Com Órtese	Sem Órtese	Com Órtese	Sem Órtese	Com Órtese	Sem Órtese	Com Órtese
7,62327	0,003	9,97913	0,001	6,97913	0,001	6,97897	0,001
5,42087	0,004	8,42087	0,001	3,42087	0,001	6,62487	0,001
14,14634	0,002	16,14364	0,001	12,14364	0,001	12,13989	0,001
19,02268	0,75064	22,02268	0,75064	19,02268	1,75066	19,02268	1,75066
21,069	3,78226	23,07049	3,78226	21,07049	2,78213	21,07047	3,78016
22,07249	3,44385	24,07159	1,44385	20,06997	3,44415	22,06944	2,44385
22,01878	2,65869	23,01778	3,65869	19,01921	1,65871	21,01918	1,65689
20,07049	4,80844	24,07948	3,80734	21,07211	2,80833	24,0705	2,80844
22,00346	1,90007	23,00356	1,89997	22,00333	3,91	23,004	3,88774
18,07469	4,0104	21,07469	3,0104	17,07469	3,0121	21,07469	3,00983
20,00346	2,036	20,00346	1,03601	19,00401	1,03665	16,00346	1,03593
22,0187	2,41866	24,01878	3,41866	21,01901	2,41799	24,01878	1,41686
21,07049	1,15755	24,07049	2,15679	20,06889	1,15731	20,07049	1,15755
22,01873	0,37888	23,01858	1,3811	21,01866	1,37888	19,01877	2,379
23,01888	0,37888	21,0187	1,3811	19,07772	1,37876	18,01902	0,38001
21,01822	1,54804	23,019	0,55001	17,01902	1,54822	23,01878	0,54804
24,2912	0,7291	23,2912	0,7288	22,2912	0,71997	24,1912	1,7293
11,155	0,82578	8,15521	0,82564	12,1499	0,82585	12,15511	0,82572

Fonte, o autor, 2017

Tabela 2. Valores angulares referentes à amplitude de movimento da luva instrumentalizada.

LUVA INSTRUMENTALIZADA					
Amplitude de movimento (°)					
	Polegar	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Extensão	3	2	1	3	4
Extensão	5	2	0	2	5
Extensão	5	2	0	2	5
Extensão	5	1	2	3	6
Extensão	6	1	2	3	6
Extensão	6	1	2	4	7
Extensão	6	2	2	4	8
Início Flexão	8	4	6	9	10
Flexão	19	11	15	24	36
Flexão	42	46	55	64	69
Flexão	75	78	80	79	84
Flexão	81	85	82	85	85
Flexão	81	86	84	86	83
Flexão	81	85	82	86	83
Flexão	81	85	80	85	81
Início Extensão	80	79	75	70	79
Extensão	45	42	43	46	39
Extensão	6	17	11	12	6
Extensão	4	3	3	4	5
Extensão	5	2	3	5	4
Extensão	2	1	3	5	3
Extensão	3	0	3	2	2
Extensão	3	0	5	2	2

Fonte, o autor, 2017

Tabela 3. Valores angulares referentes à amplitude de movimento da órtese.

ÓRTESE					
Amplitude de movimento (°)					
	Polegar	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Extensão	22	21	21	22	23
Extensão	23	22	20	21	24
Extensão	23	24	20	21	23
Extensão	24	22	22	24	27
Extensão	25	21	22	24	26
Extensão	24	23	22	23	26
Extensão	22	23	22	22	29
Início Flexão	27	25	27	29	32
Flexão	29	31	35	33	37
Flexão	42	57	53	55	47
Flexão	64	66	69	69	64
Flexão	72	72	72	74	73
Flexão	73	78	73	77	75
Flexão	72	78	73	75	74
Flexão	72	74	70	73	77
Início Extensão	70	72	69	71	77
Extensão	45	42	44	48	49
Extensão	36	37	33	33	36
Extensão	24	23	22	25	26
Extensão	25	22	23	24	23
Extensão	22	21	24	23	24
Extensão	23	20	24	21	24
Extensão	23	20	22	22	22

Fonte, o autor, 2017

Tabela 4. Valores angulares referentes à amplitude de movimento da órtese com a interface computadorizada.

ÓRTESE/INTERFACE COMPUTADORIZADA					
Amplitude de movimento (°)					
	Polegar	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
Extensão	23	22	22	23	22
Extensão	24	23	21	24	21
Extensão	24	22	23	25	22
Extensão	22	21	21	26	25
Extensão	26	25	22	23	26
Extensão	23	23	24	25	27
Extensão	21	22	21	24	31
Início Flexão	27	27	25	29	33
Flexão	31	33	33	33	36
Flexão	40	53	54	55	45
Flexão	62	68	66	69	67
Flexão	70	72	71	74	72
Flexão	71	77	72	77	74
Flexão	70	76	74	75	77
Flexão	72	73	71	73	73
Início Extensão	73	71	68	71	75
Extensão	46	44	43	48	49
Extensão	33	38	32	33	36
Extensão	27	23	21	24	26
Extensão	23	25	22	23	24
Extensão	21	20	21	22	21
Extensão	20	23	25	22	23
Extensão	22	23	23	21	20

Fonte, o autor, 2017

APÊNDICE B – SOFTWARE ÓRTESE

```
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Servo.h>

SoftwareSerial BluetoothSerial(4, 3);
Servo myservo1, myservo2, myservo3, myservo4, myservo5;

String A, B, C, D, E, F; //temporario
char x; //para armazenar o caracter da serial
int valor1, valor2, valor3, valor4, valor5, valor6;

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  BluetoothSerial.begin(9600);
  myservo1.attach(5);
  myservo2.attach(6);
  myservo3.attach(9);
  myservo4.attach(10);
  myservo5.attach(11);
}
void loop()
{
  if (BluetoothSerial.available())
  {
    A = " "; //Um espaço para esvaziar a string.
    B = " "; //Um espaço para esvaziar a string.
    C = " "; //Um espaço para esvaziar a string.
    D = " "; //Um espaço para esvaziar a string.
    E = " "; //Um espaço para esvaziar a string.
    F = " "; //Um espaço para esvaziar a string.

    while(true)
    {
      // delay(20); //coloquei um retardo porque estava sujando minha serial
      x = BluetoothSerial.read(); //leia um caractere
      if(x == 'A')
      {
        valor1 = A.toInt();
        break; //ser for A, sai do while
      }
      else A += x; //senao, adiciona na string temporaria

      if(x == 'B') //ser for ponto-e-virgula, sai do while
      {
        valor2 = B.toInt();
        break; //ser for B, sai do while
      }
      else B += x; //senao, adiciona na string temporaria
```

```
if(x == 'C') //ser for ponto-e-virgula, sai do while
{
    valor3 = C.toInt();
    break; //ser for C, sai do while
}
else C += x; //senao, adiciona na string temporaria

if(x == 'D') //ser for ponto-e-virgula, sai do while
{
    valor4 = D.toInt();
    break; //ser for D, sai do while
}
else D += x; //senao, adiciona na string temporaria

if(x == 'E') //ser for ponto-e-virgula, sai do while
{
    valor5 = E.toInt();
    break; //ser for E, sai do while
}
else E += x; //senao, adiciona na string temporaria

if(x == 'F') //ser for ponto-e-virgula, sai do while
{
    valor6 = F.toInt();
    break; //ser for E, sai do while
}
else F += x; //senao, adiciona na string temporaria
}

myservo1.write(valor6);
myservo2.write(valor2);
myservo3.write(valor3);
myservo4.write(valor4);
myservo5.write(valor5);
}
}
```

APÊNDICE C – SOFTWARE LUVA INSTRUMENTALIZADA

```
#include <SoftwareSerial.h>
```

```
SoftwareSerial BluetoothSerial(4, 3);
```

```
int pot1, pot2, pot3, pot4, pot5, valor1, valor2, valor3, valor4, valor5;
```

```
int x1, y1, z1, x2, y2, z2, x3, y3, z3, x4, y4, z4, x5, y5, z5;
```

```
int a, b, c, d, e, i;
```

```
void setup()
```

```
{
  Serial.begin(9600);
  BluetoothSerial.begin(9600);
  pot1 = analogRead(A0);
  y1 = pot1;
  pot2 = analogRead(A1);
  y2 = pot2;
  pot3 = analogRead(A2);
  y3 = pot3;
  pot4 = analogRead(A3);
  y4 = pot4;
  pot5 = analogRead(A4);
  y5 = pot5;
}
```

```
void loop()
```

```
{
  a=0;
  b=0;
  c=0;
  d=0;
  e=0;

  for(i=0; i<=50; i++)
  {
    pot1 = analogRead(A0);
    a = a + pot1;

    pot2 = analogRead(A1);
    b = b + pot2;

    pot3 = analogRead(A2);
    c = c + pot3;

    pot4 = analogRead(A3);
    d = d + pot4;

    pot5 = analogRead(A4);
    e = e + pot5;
  }
```



```
a = a /50;
b = b /50;
c = c /50;
d = d /50;
e = e /50;

if (y1>=a)
{
    y1 = a;
}
if (a>=z1)
{
    z1 = a;
}
valor1 = map(a, y1, z1, 0, 179);

if (y2>=b)
{
    y2 = b;
}
if (b>=z2)
{
    z2 = b;
}
valor2 = map(b, z2, y2, 179, 0);

if (y3>=c)
{
    y3 = c;
}
if (c>=z3)
{
    z3 = c;
}
valor3 = map(c, z3, y3, 130, 0);

if (y4>=d)
{
    y4 = d;
}
if (d>=z4)
{
    z4 = d;
}
valor4 = map(d, z4, y4, 0, 179);

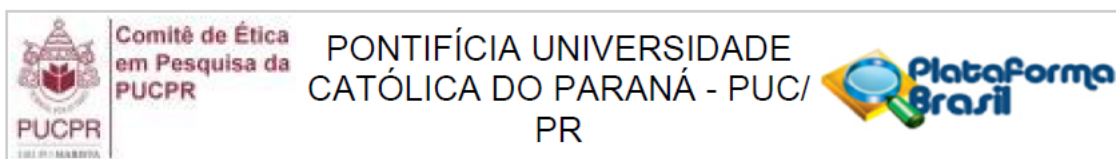
if (y5>=e)
{
    y5 = e;
}
if (e>=z5)
```

```
{
  z5 = e;
  // z1=z1+10;
}
valor5 = map(e, z5, y5, 0, 179);

BluetoothSerial.print(valor1);
BluetoothSerial.print("A");
BluetoothSerial.print(valor2);
BluetoothSerial.print("B");
BluetoothSerial.print(valor3);
BluetoothSerial.print("C");
BluetoothSerial.print(valor4);
BluetoothSerial.print("D");
BluetoothSerial.print(valor5);
BluetoothSerial.print("E");
BluetoothSerial.print(valor1);
BluetoothSerial.print("F");

// BluetoothSerial.flush();

// BluetoothSerial.flush();
delay(25);
}
```

ANEXO A – APROVAÇÃO PELO COMITE DE ÉTICA**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: ÓRTESE DE MÃO PARA REABILITAÇÃO TERAPÊUTICA DE PESSOAS QUE SOFRERAM ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

Pesquisador: ALISSON THIAGO SILVEIRA

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 80171517.1.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.412.284

Apresentação do Projeto:

ÓRTESE DE MÃO PARA REABILITAÇÃO TERAPÊUTICA DE PESSOAS QUE SOFRERAM ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo primário desta dissertação consiste em desenvolver uma órtese de mão para reabilitação terapêutica de pessoas que sofreram acidente vascular cerebral.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: É possível que aconteçam desconforto na utilização da órtese e/ou do apoio do cotovelo sobre a mesa, dores decorrentes do processo de repetição dos movimentos e do apoio do cotovelo sobre a mesa.
Benefícios: imediato o participante não obterá benefícios pontuais, porém, com o resultado satisfatório e eficiente desse estudo, o uso de órteses para a reabilitação e movimentos das mãos, poderá ajudar em um todo o público afetado por essa enfermidade.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa muito interessante e de utilidade prática nesse grupo de indivíduos

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências

Considerações Finais a critério do CEP:**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1025013.pdf	21/11/2017 15:06:13		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Tese_Alisson_Thiago_Silveira.pdf	21/11/2017 15:05:50	ALISSON THIAGO SILVEIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Alisson_Silveira.pdf	21/11/2017 14:58:58	ALISSON THIAGO SILVEIRA	Aceito
Folha de Rosto	20171121071822928.pdf	21/11/2017 10:39:46	ALISSON THIAGO SILVEIRA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

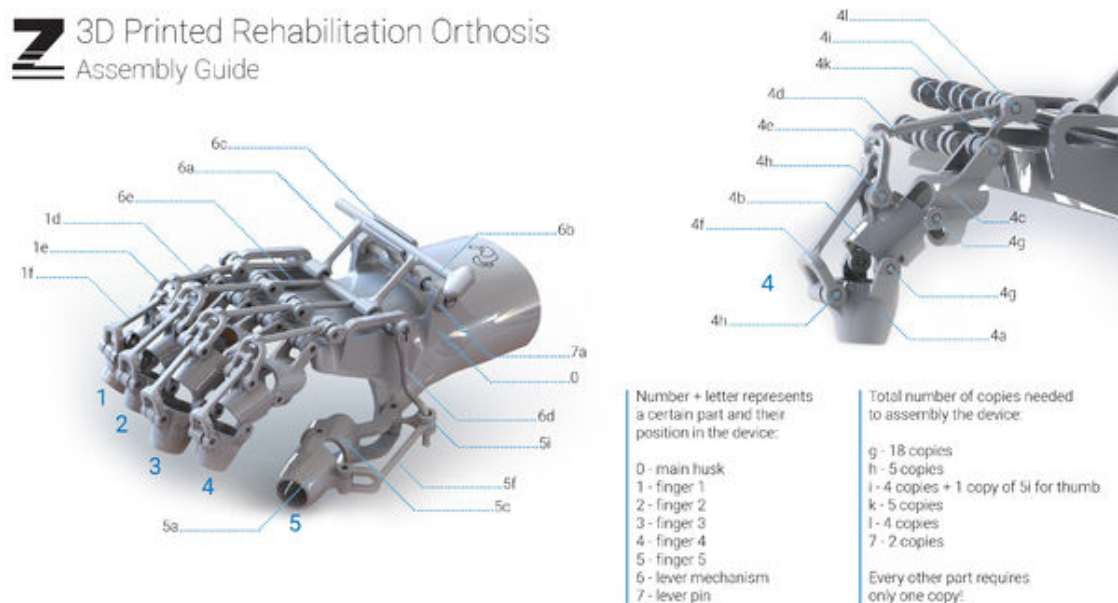
Necessita Apreciação da CONEP:

Não

ANEXO B – PROJETO MECÂNICO DA ÓRTESE POR ZMORPH

O projeto da órtese construída nessa pesquisa foi obtido através do link da empresa ZMorph: website <http://blog.zmorph3d.com/3d-printed-rehabilitation-orthosis/>.

Consistem em um total de 59 partes para impressão, porém, foram utilizados apenas 53, devido a configuração da órtese de passiva para ativa.

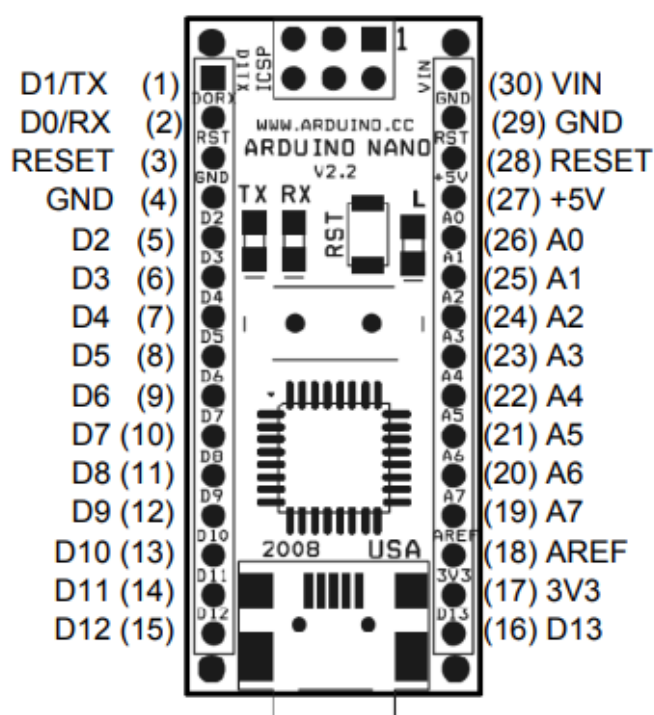


© 2016 - ZMorph and Eliza Wróbel. All rights reserved. This design is free of charge for all educational and hobby non-commercial use.

ANEXO C – DATASHEET ARDUINO NANO

As configurações como portas de entrada e saída digitais e analógicas do Arduino Nano são obtidas através do *datasheet*, disponibilizado no site do fabricante: <https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>.

Arduino Nano Pin Layout



Pin No.	Name	Type	Description
1-2, 5-16	D0-D13	I/O	Digital input/output port 0 to 13
3, 28	RESET	Input	Reset (active low)
4, 29	GND	PWR	Supply ground
17	3V3	Output	+3.3V output (from FTDI)
18	AREF	Input	ADC reference
19-26	A7-A0	Input	Analog input channel 0 to 7
27	+5V	Output or Input	+5V output (from on-board regulator) or +5V (input from external power supply)
30	VIN	PWR	Supply voltage