

Maicon Francisco

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BIOFEEDBACK
PARA REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR PARA
PACIENTES PÓS ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL**

Trabalho de Conclusão de Curso
submetido ao Departamento de
Engenharia Elétrica e Eletrônica da
Universidade Federal de Santa Catarina
para a obtenção do título de Bacharel
em Engenharia Eletrônica
Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum
Marques, PhD.

Florianópolis
2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária
da UFSC.

Francisco, Maicon

Desenvolvimento de um Sistema de Biofeedback para
Reabilitação de Membro Superior para Pacientes Pós Acidente
Vascular Cerebral / Maicon Francisco ; orientador,
Jefferson Luiz Brum Marques, 2019.
132 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico,
Graduação em Engenharia Eletrônica, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

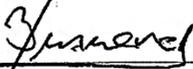
1. Engenharia Eletrônica. 2. Acidente Vascular Cerebral.
3. Eletromiografia. 4. Exoesqueleto. 5. Biofeedback. I.
Luiz Brum Marques, Jefferson. II. Universidade Federal de
Santa Catarina. Graduação em Engenharia Eletrônica. III.
Título.

Maicon Francisco

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BIOFEEDBACK
PARA REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR PARA
PACIENTES PÓS ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL**

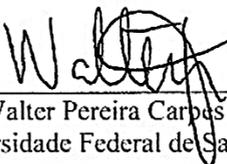
Este Trabalho foi julgada adequada para obtenção do Título de Bacharel
em Engenharia Eletrônica e aprovada em sua forma final pela Banca
Examinadora

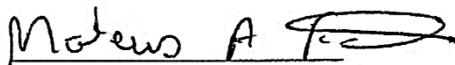
Florianópolis, 18 de Junho de 2019.


Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:


Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina


Prof. Walter Pereira Carpes Júnior, DSc.
Universidade Federal de Santa Catarina


Eng. Mateus Andre Favretto, MSc.
Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado a todos que me ajudaram em cada desafio dessa jornada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente aos meus pais Walmor e Clarice, que são minha fonte de inspiração e coragem para tudo na vida, por sempre batalharem para dar a melhor educação para mim e meus irmãos e por todo o apoio, compreensão, pelo carinho e paciência nesses anos de graduação, tonando meu sonho de virar engenheiro realidade.

Aos meus irmãos Clailton e Larissa pelo companheirismo nessa caminhada que realizamos juntos, cada um em seu curso, com suas dificuldades, mas sempre um dando suporte ao outro.

Expresso aqui minha enorme gratidão a minha amada Suzana, por me auxiliar em todo o meu trajeto da graduação, tendo paciência, compreensão e muito companheirismo, e agradeço por sua grande contribuição na realização deste trabalho.

Ao meu orientador Jefferson Luiz Brum Marques, pelas discussões e orientações durante a realização deste trabalho, e por ter me desafiado e acreditado que eu conseguiria tornar possível a ideia deste projeto.

A todos os meus colegas das empresas Social Good Brasil e WEG, que ajudaram na minha formação como profissional, trabalhando com metas e responsabilidade e nunca esquecendo que somos seres humanos, e que apesar de toda tecnologia nossa maior preocupação sempre deve ser com o próximo.

Aos colegas Túlio, José, Felipe e Ericson que proporcionaram companheirismo e brincadeiras durante este percurso de grande dedicação e estudos e também aos colegas Leonardo, Mateus, Gustavo, Cintia, Luciana, Lucas, Marconi, André e Daian por terem colaborado de alguma forma na realização deste trabalho.

Ao INEP, que colaborou com a confecção das placas eletrônicas.

Aos amigos da Família JJ que sempre me apoiaram, incentivaram e proporcionaram dias de descontração, aliviando a tensão dos estudos e pelo elo de amizade que nos une.

Por fim agradeço a Deus, que me deu o dom da vida, por todas as oportunidades, por todas as conquistas e perdas e principalmente por ter me dado forças para continuar e nunca desistir, colocando pessoas tão incríveis na minha vida!

“Um homem jogando dardos de olhos vendados tem menos probabilidades de fazer uma boa pontuação quanto sem a venda, porque o *feedback* visual faz diferença”.
(Michael G. McKee, 2008)

RESUMO

Devido ao elevado número de pacientes que apresentam hemiparesia dos membros superiores após um acidente vascular cerebral, estratégias de reabilitação são estudadas com o objetivo de melhorar a recuperação do membro parético visando promover uma melhora da qualidade de vida do paciente. Estudos com *biofeedback* tem mostrado resultados positivos na recuperação do membro afetado, pois utilizam uma técnica onde o paciente recebe informação de forma visual ou de áudio, sinais fisiológicos do seu corpo. Esta técnica permite melhorar o controle motor, diminuir a espasticidade, diminuir a dor, elevar a força, e outros benefícios ao membro parético. Desta forma, este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema de *biofeedback*, formado por um exoesqueleto da mão direita, um eletromiograma para coletar informações das ações musculares, uma unidade de controle que tomará as ações de quais movimentos pré-determinados serão realizados, tais como os movimentos de agarrar e pinça. Com o auxílio de atuadores e sensores, a UC também terá a função de determinar como serão realizados esses movimentos. O projeto ainda permite a possibilidade de armazenar as informações coletadas do paciente em cada uma das suas seções de fisioterapia. Desta forma, o trabalho realizado possibilita que pacientes com paresia da mão direita tenham maior autonomia da fisioterapia e com acompanhamento da sua progressão de reabilitação.

Palavras-chave: Acidente Vascular Cerebral. Biofeedback. Eletromiografia. Exoesqueleto. Reabilitação. Hemiparesia.

ABSTRACT

Due to the high number of patients with hemiparesis of the upper limbs after a stroke, rehabilitation strategies are studied with the aim of improving recovery of the paretic limb in order to promote an improvement in the quality of life of the patient. Studies with biofeedback have shown positive results in recovery of the affected limb, because they use a technique where the patient receives visual or audio information, physiological signals from his body. This technique allows to improve the motor control, decrease spasticity, decrease pain, increase strength, and others benefits to the paretic limb. In this work was development a right hand exoskeleton that will be used by the patient, an electromyogram that will collect information of the muscular activities, a control unity that will do actions of which predetermined movements to perform, such as grab and pinch. With the help of actuators and sensors, the UC will also have the function of determining how these movements will be performed. This project also allows for the possibility of storing the information collected from the patient in each of their physiotherapy sections. In this way, the work allows patients with right hand paresis to have greater autonomy in their physiotherapy and with monitoring of their progression of rehabilitation.

Keywords: Stroke. Biofeedback. Electromyography. Exoskeleton. Rehabilitation. Hemiparesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Evolução temporal de eventos isquêmicos cerebrais. Um AVC isquêmico transitório ocorre por um período curto de tempo, que produz déficits neurológicos, mas retornam ao normal. Um AVC em evolução causa déficits de forma gradativa, piorando com o tempo. Um AVC completo é definido por déficits persistentes.	30
Figura 2. Ilustração dos tipos de AVC isquêmico e hemorrágico.	31
Figura 3. Sistemas de <i>feedback</i> (a) Sistema simples sem realimentação. (b) Sistema com realimentação.	38
Figura 4. Sistema de <i>biofeedback</i> por EMGs	42
Figura 5. Ossos da mão humana e suas divisões.	43
Figura 6. Músculos do antebraço em corte superficial, onde temos em (a) vista posterior do antebraço; e (b) vista anterior do antebraço. ...	44
Figura 7. Sinal de EMG, onde a amplitude do sinal aumenta proporcionalmente a força muscular exercida.	45
Figura 8. Motoneurônios alfa e gama e suas áreas de inervação.	47
Figura 9. Decomposição de um sinal EMGs	48
Figura 10. Arranjo bipolar de eletrodos, onde m_1 é o sinal captado pelo eletrodo 1, m_2 é o sinal captado pelo eletrodo 2, e n é o sinal em comum entre os dois eletrodos.	50
Figura 11. (a) Sinal analógico EMGs; (b) Representação dos parâmetros RMS e ARV do sinal EMGs.	52
Figura 12. Diagrama de blocos do sistema de <i>biofeedback</i>	55
Figura 13. Diagrama de Blocos do EMGs	56
Figura 14. Amplificador de Instrumentação INA128	57
Figura 15. Filtro Passa-alta Sallen-Key de 2ª ordem.	58
Figura 16. Comportamento do filtro na frequência de corte para diferentes fatores de qualidade	59
Figura 17. Filtro passa-baixa Sallen-Key de 2ª ordem	59
Figura 18. Filtro Notch topologia Fliege.	60
Figura 19. Amplificador Inversor.	61
Figura 20. Retificador de onda completa.	62
Figura 21. Saída em frequência da simulação do EMGs	63
Figura 22. Circuito Integrador.	64
Figura 23. Etapas do sinal EMG captado ao longo do circuito ..	64
Figura 24. Descrição da estrutura do exoesqueleto.	66
Figura 25. Distribuição do sistema eletrônico dentro da base do exoesqueleto.	66
Figura 26. Diagrama de blocos do código do LabView.	68

Figura 27. Painel Frontal no LabView, onde: (a) COM que UAS está conectada; (b) dados recebido pela USB; (c) botão para finalizar a interface; (d) gráfico tanque do movimento do dedo Indicador; (e) gráfico tanque do movimento do Polegar; (f) gráfico tanque da força muscular; (g) gráfico cartesiano do sinal EMG.	69
Figura 28. Diagramação interna do SI8422AB-D-ISR e sua configuração.....	70
Figura 29. Diagramação do sistema completo do protótipo.	71
Figura 30. Microcontrolador ATmega328P.	71
Figura 31. Ordem dos dados enviados via USB.	72
Figura 32. Driver DRV8825 e sua configuração.	73
Figura 33. Gráfico Motor x MPU6050.	74
Figura 34. As posições (a), (b) e (c) representam as posições dos eletrodos de detecção testados e (d) é a posição do eletrodo de referência.	78
Figura 35. Gráficos da metade do movimento sendo executado.	79
Figura 36. Gráficos do movimento completo.	79
Figura 37. Mão em posição natural de repouso.	80
Figura 38. Posição de agarrar.	81
Figura 39. Posição de pinça.	81
Figura 40. Sistema de ajuste dos fios.	82
Figura 41. Parte interna da Base do exoesqueleto.	83
Figura 42. Circuito Integrador (Folha_1).	95
Figura 43. Circuito da UC (Folha_2).	96
Figura 44. Circuito de Isolação (Folha_3).	97
Figura 45. Código do LabView para Interface.	98
Figura 46. Circuito esquemático do EMGs.	99
Figura 47. Falange dedo anelar.	100
Figura 48. Falange dedo anelar e médio.	101
Figura 49. Falange dedo polegar.	102
Figura 50. Falange dedo mínimo.	103
Figura 51. Falange proximal.	104
Figura 52. Suporte para arduino Uno.	105
Figura 53. Suporte para baterias.	106
Figura 54. Suporte do eixo do motor para sistema de puxar os fios.	107
Figura 55. Suporte para sistema de puxar a corda.	108
Figura 56. Peça para fazer o caminho onde os fios passam.	109
Figura 57. Peça para encaixar a falange proximal na peça da Figura 50.	110

Figura 58. Peça onde os fios passam antes das falanges e que fixa a falange proximal na base.	111
Figura 59. Suporte dos motores.	112
Figura 60. Suporte das placas eletrônicas.	113
Figura 61. Peça da base para o apoio do antebraço.	114
Figura 62. Peça para tampar a base.	115
Figura 63. Peça lateral esquerda da base.	116
Figura 64. Peça frontal da base.	116
Figura 65. Peça posterior da base.	117
Figura 66. Peça inferior da base.	118
Figura 67. Vista lateral do protótipo com visão interna da base.	119
.....	
Figura 68. Vista lateral direita.	119
Figura 69. Vista superior.	120
Figura 70. Vista frontal.	121
Figura 71. Vista posterior.	121
Figura 72. Vista inferior.	122

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores de ganhos do INA128 para diferentes valores de R_g	57
Tabela 2 – Ganho das etapas do circuito.	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPB – *Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback*
A/D – Analógico-Digital
ARV – *Average Rectified Value*
AVC – Acidente Vascular Cerebral
AVD – Atividade de Vida Diária
BCIA – *Biofeedback Certification of Alliance*
CMRR – *Common Mode Rejection Ratio*
IDE – *Integrated Development Environment*
EMG – Eletromiograma
EMGs – Eletromiograma de Superfície
FFT – *Fast Fourier Transform*
ISNR – *International Society for Neurofeedback and Research*
MUAP – *Motor Unit Action Potential*
OMS – Organização Mundial da Saúde
RMS – *Root Mean Square*
SUS – Sistema Único de Saúde
UAS – Unidade de Aquisição de Sinais
UC – Unidade de Controle
UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
1.1	OBJETIVOS	28
1.1.1	Objetivos específicos	28
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	29
2.1	O AVC	29
2.1.1	Definição.....	29
2.1.2	Tipos de AVC.....	31
2.1.3	Causas e Prevenções.....	32
2.1.4	Hemiparesia	32
2.1.5	Reabilitação	34
2.1.6	Reabilitação pós-AVC.....	34
2.1.7	<i>Feedback</i>	37
2.1.7.1	Biofeedback.....	38
2.1.8	<i>Biofeedback</i> por EMGs	42
2.2	A Mão Humana e seus Movimentos	43
2.3	Eletromiografia	45
2.3.1	O Músculo Esquelético e o Potencial de Ação.....	46
2.3.2	Unidade Motora	46
2.3.3	Origem dos Sinais de EMGs.....	48
2.3.4	Eletrodos	49
2.3.5	Influência na Característica do Sinal	50
2.3.6	Análise do Sinal de EMG.....	51
3	MATERIAIS E MÉTODOS	55
3.1	Eletromiografia de Superfície	56
3.1.1	Pré-Amplificação.....	56
3.1.2	Filtros Passa Alta e Passa Baixa.....	58
3.1.3	Filtro Notch.....	60
3.1.4	Segundo Ganho.....	61

3.1.5	Retificador de Onda Completa	62
3.1.6	Ganho Total.....	62
3.1.7	Simulação.....	63
3.1.8	Integrador.....	63
3.2	EXOESQUELETO	65
3.3	SENSOR DE MOVIMENTO	67
3.4	INTERFACE	67
3.4.1	Programação em blocos.....	67
3.4.2	Painel frontal.....	69
3.5	AQUISIÇÃO DE SINAIS E CONTROLE.....	70
3.5.1	Unidade de Aquisição de Sinais	72
3.5.2	Unidade de Controle.....	72
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	77
4.1	UAS e Interface.....	77
4.2	UC e Exoesqueleto.....	80
5	CONCLUSÃO	85
	REFERÊNCIAS.....	87
	ANEXO A – Circuitos Eletrônicos	95
	ANEXO B – Código LabView.....	98
	ANEXO C – Esquemático EMGs no LTspice	99
	ANEXO D – Desenhos	100
	ANEXO E – Vistas do Exoesqueleto	119
	ANEXO F – Código da UAS.....	123
	ANEXO G – Código da UC.....	127

1 INTRODUÇÃO

O acidente vascular cerebral (AVC) é a segunda principal causa de morte no mundo, que ocorre principalmente em adultos de meia-idade e idosos. No Brasil, o AVC está entre as mais importantes doenças crônicas, sendo umas das principais causas de internação e mortalidade, e que na maioria dos pacientes, pode causar algum tipo de deficiência, seja parcial ou completa (ALMEIDA, 2012).

Para isso necessita-se de estratégias de reabilitação para minimizar o impacto da lesão cerebral na qualidade de vida do paciente. Devem-se considerar as alterações do tônus muscular, força, amplitude de movimento, as atividades de vida diária e capacidade para marcha (TERRANOVA et al., 2012). A força muscular está diretamente relacionada com a capacidade motora do indivíduo para a realização das atividades de vida diária (KENDALL et al., 2007). Sendo assim, estratégias para avaliar e recuperar a força muscular são fundamentais para a reabilitação motora, onde os métodos mais comuns são a dinamometria, que mensura a força muscular, e a eletromiografia, que mensura a atividade muscular (GIGGINS et al., 2013). Existe também a técnica de *biofeedback* no processo de reabilitação, em processos de autorregulação podem ajudar na recuperação de funções musculares e redução da dor (FERNANDO e BASMAJIAN, 1998). Os sinais de *biofeedback* podem ser de origem biomecânica, como movimento, controle postural e força, ou de origem fisiológica, como neuromuscular, cardiológico e respiratório.

O desenvolvimento do sistema de *biofeedback* depende de uma unidade de processamento e uma interface gerada para o paciente. A captação dos sinais das atividades musculares é feita através de um eletromiograma de superfície, este sinal será processado por uma unidade de controle, decidindo uma atuação direta ou indireta sobre a mão do paciente. A interface dará um feedback visual ao paciente sobre a realização do movimento, quanto a amplitude e a força executadas. Esses dados gerados para a interface serão armazenados, sendo possível realizar uma comparação entre os mesmos, possibilitando análise da evolução do paciente.

O protótipo terá a liberdade da realização de dois movimentos: agarrar e pinçar. Antes da execução do movimento pelo paciente, um dos dois movimentos será definido, assim, será observada a leitura do eletromiograma, onde através de análises práticas, serão definidos os valores elevados e reduzidos do mesmo. Se o resultado for um nível baixo, um exoesqueleto irá executar o movimento através dos atuadores,

puxando os dedos do paciente com um exoesqueleto. Caso o nível muscular seja alto, e seja reconhecido por um sensor giroscópio que o paciente executou a curvatura dos dedos, os atuadores irão acompanhar o movimento, assim, caso o paciente não tenha nível muscular suficiente, o protótipo irá finalizar o movimento a partir deste ponto.

Este trabalho tem a finalidade da construção e descrição de um sistema que utiliza técnicas de biofeedback para auxiliar na fisioterapia da mão de paciente pós AVC. Para finalidades práticas de validação e demonstração da atuação do sistema projetado, um exoesqueleto foi produzido na tentativa de mostrar a ativação e comportamento dos atuadores do sistema sobre os dedos da mão direita de um paciente.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de *biofeedback* para auxiliar na reabilitação dos movimentos da mão em pacientes que sofreram um acidente vascular cerebral, realizando uma fisioterapia mais autônoma. A ideia do sistema é auxiliar o movimento da mão do paciente com base na autonomia do mesmo, ou seja, se a pessoa não conseguir realizar o movimento, o sistema irá realizar, se a pessoa conseguir finalizar, ou ter pouco sucesso na finalização do movimento, o sistema irá apenas dar o suporte para o paciente completar o movimento. Para esta representação de auxílio dos movimentos dos dedos, um exoesqueleto da mão direita é projetado para demonstrar a atuação do sistema.

1.1.1 Objetivos específicos

- Desenvolver um sistema para controlar dois motores de passo;
- Desenvolver sistema de tratamento dos sinais lidos pelos sensores;
- Desenvolver interface gráfica, apresentando os sinais adquiridos pelos sensores de forma visual;
- Desenvolver um exoesqueleto da mão direita para demonstrar os resultados do sistema de biofeedback;
- Desenvolver um sistema de eletromiografia para aquisição dos sinais das atividades musculares;
- O projeto será disponibilizado para a comunidade de forma aberta, permitindo a fácil replicação do projeto, e alterações caso o usuário deseje.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste Capítulo é apresentada a fundamentação teórica em três contextos: a doença; a mão humana; e o biofeedback, visando atingir o objetivo proposto do presente trabalho.

2.1 O AVC

O acidente vascular cerebral (AVC) ocorre predominantemente em adultos de meia-idade e idosos, sendo a segunda principal causa de morte no mundo. Segundo dados da Organização Mundial da Saúde (OMS), em 2005 o AVC foi responsável por 5,7 milhões de mortes em todo o mundo, e mais de 85% dessas mortes ocorrem em países de baixa e média renda e um terço ocorre em pessoas com menos de 70 anos de idade (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2006). No Brasil, segundo dados de domínio público do Sistema Único de Saúde (DATA-SUS), mais de 160 mil internações por doenças cerebrovasculares foram registradas em 2009 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2009).

Estima-se, entre os sobreviventes de um AVC, que 60% recuperem a independência para o autocuidado e 75% recuperem a marcha independente, sendo que 20% necessitarão de cuidados institucionais (TERRANOVA et al., 2011). Mesmo que após um AVC, em geral, ocorra certo grau de retorno motor e funcional, muitos sobreviventes apresentam sequelas crônicas que são complexas e heterogêneas, podendo originar problemas em vários domínios referentes à capacidade de realizar atividades do dia-a-dia, seja no aprendizado e aplicação de conhecimentos, na comunicação, na mobilidade, no autocuidado, na vida doméstica e nas interações interpessoais e sociais. (ALMEIDA, 2012).

2.1.1 Definição

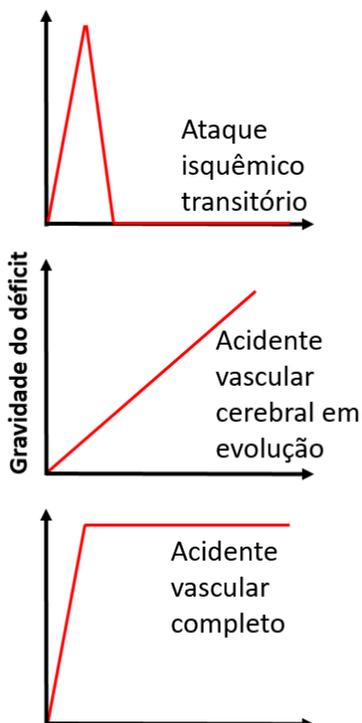
A OMS define o AVC como sendo um “comprometimento neurológico focal (ou às vezes global), de ocorrência súbita e duração de mais de 24 horas (ou que causa morte) e provável origem vascular” (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2006). Outra definição para AVC pode ser vista na Biblioteca Virtual em Saúde do Ministério da Saúde, que descreve:

“O acidente vascular cerebral, ou derrame cerebral, ocorre quando há um entupimento ou o rompimento dos vasos que levam sangue ao cérebro provocando a paralisia da

área cerebral que ficou sem circulação sanguínea adequada” (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006).

Os acidentes vasculares cerebrais já podem começar com déficits neurológicos máximos, ou podem progredir ao longo do tempo. Um AVC que esteja progredindo ativamente, em consequência de um distúrbio vascular subjacente, ou tenha progredido em pouco tempo, é denominado AVC em evolução ou progressivo (GREEBER; AMINOFF; SIMON, 2014), como é representado na Figura 1. Evolução temporal de eventos isquêmicos cerebrais. Um AVC isquêmico transitório ocorre por um período curto de tempo, que produz déficits neurológicos, mas retornam ao normal. Um AVC em evolução causa déficits de forma gradativa, piorando com o tempo. Um AVC completo é definido por déficits persistentes.

Figura 1. Evolução temporal de eventos isquêmicos cerebrais. Um AVC isquêmico transitório ocorre por um período curto de tempo, que produz déficits neurológicos, mas retornam ao normal. Um AVC em evolução causa déficits de forma gradativa, piorando com o tempo. Um AVC completo é definido por déficits persistentes.



Fonte: GREENBERG, AMINOFF e SIMON (2014).

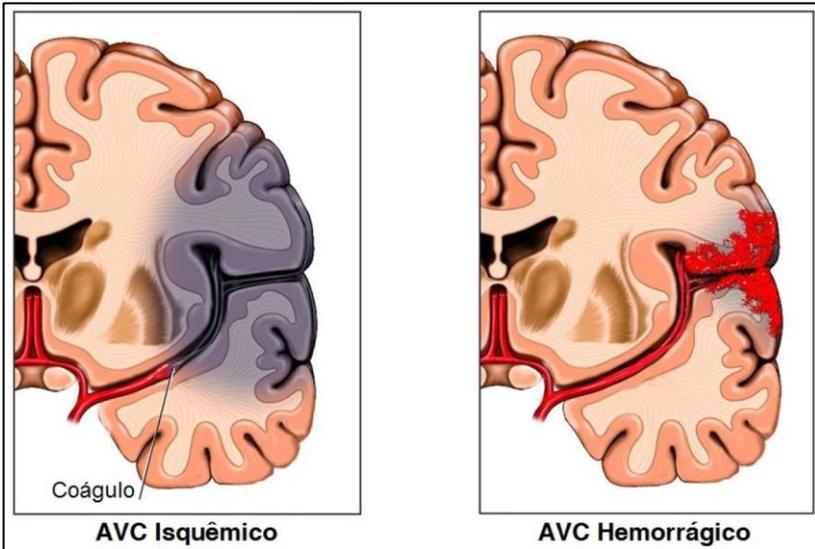
2.1.2 Tipos de AVC

O AVC pode ser proveniente de duas causas: por isquemia ou hemorragia (Figura 2. Ilustração dos tipos de AVC isquêmico e hemorrágico.). O AVC isquêmico é causado por uma obstrução de um vaso sanguíneo que irriga o encéfalo, já o hemorrágico ocorre quando há o rompimento de um vaso sanguíneo no encéfalo, privando os vasos distais do sangue necessário, comprometendo assim diferentes regiões do cérebro, como explica Greeber, Aminoff e Simon (2014).

Em um AVC isquêmico [...], a oclusão de um vaso sanguíneo interrompe o fluxo sanguíneo para uma região cerebral específica, interferindo com as funções neurológicas dependentes da região, levando a um padrão de déficits mais ou menos estereotipado. A hemorragia produz um padrão menos previsível de

envolvimento focal, pois complicações como aumento da pressão intracraniana, edema cerebral, compressão de tecido e vasos cerebrais, ou dispersão do sangue pelo espaço subaracnoide ou pelos ventrículos cerebrais podem comprometer a função cerebral em locais distantes da hemorragia.

Figura 2. Ilustração dos tipos de AVC isquêmico e hemorrágico.



Fonte: NOVELETTO (2016)

2.1.3 Causas e Prevenções

A principal forma de prevenção do AVC é o cuidado com os fatores de risco que propiciam a ocorrência da doença (PEARSON et al., 2002, APUD MOURA, 2012; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016). A prevenção reduz os custos principalmente em reabilitação e hospitalização (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016). O principal fator de risco é a idade acima de 65 anos, que está relacionada a 65% dos casos (ROGER et al., 2011, APUD MOURA, 2012). Os demais fatores que podem ocasionar a doença são: histórico de doenças vasculares, doenças cardíacas, consumo de bebidas alcoólicas e drogas, tabagismo, hipertensão arterial, diabetes, sedentarismo, obesidade, colesterol elevado, uso de anticoncepcionais (LO et al., 2003, APUD MOURA, 2012). O ministério da Saúde (2016) cita ainda, como outros fatores de risco: sexo masculino, baixo peso ao nascimento, negros, história familiar

de ocorrência de AVC, condições genéticas como anemia falciforme, fibrilação atrial, terapia hormonal pós-menopausa. Os indivíduos que se enquadram nesses grupos devem realizar avaliações médicas mais frequentes e mudar seu estilo de vida, adotando hábitos mais saudáveis (MOURA, 2012).

Para minimizar os danos causados pelo AVC, o indivíduo que apresentar sinais e sintomas relacionados à doença deve ser encaminhado para um atendimento especializado nas primeiras horas após o diagnóstico (ADAMS et al., 2007, APUD MOURA, 2012). Os sinais para um caso de AVC incluem alterações visuais em um ou em ambos os olhos de instalação súbita, deficiência na fala, disfagia, distúrbio da marcha, dificuldades de comunicação, dormência ou fraqueza em uma metade do corpo, tontura, dor de cabeça súbita e intensa (RATHORE et al., 2002; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016).

2.1.4 **Hemiparesia**

A hemiparesia é a disfunção motora mais comum na fase crônica pós-AVC, caracterizada pela redução do controle motor do lado do corpo contralateral a lesão cerebral (NOVELETTO, 2016; GOMES et al., 2006). Muitas pesquisas evidenciam que a fraqueza muscular é o primeiro sinal em pessoas que sofreram AVC (ADA; DORSCH; CANNING, 2006).

Fraqueza seguida de AVC se refere para hemiparesia e hemiplegia. Apesar de estes termos serem muito utilizados para designarem o mesmo o problema (LUNDY-ECKMAN, 2004), hemiparesia significa fraqueza muscular, mas que ainda existe certo controle motor, já hemiplegia significa perda total do controle motor, ambos termos significam para perda do controle motor de um lado do corpo (PATTEN; LEXELL; BROWN, 2004).

Prejuízos significativos são observados em pessoas pós-AVC incluindo fraqueza, perda do controle motor voluntário, espasticidade, e disfunção sensorial e cognitiva (PATTEN; LEXELL; BROWN, 2004). No trabalho de Cauraugh e Kim (2003), eles relatam que 65% dos sobreviventes de AVC apresentam quadros de disfunção motora hemiparética até um ano após o evento do AVC. Winstein et al. (2004), dizem que entre 73% e 88% dos sobreviventes do seu primeiro AVC apresentam hemiparesia aguda nos membros superiores e inferiores, impactando nas funcionalidades de vida diária.

Estudos evidenciam que a fraqueza da hemiparesia tem uma explicação não muscular, ou seja, a fraqueza não está associada apenas ao

músculo (PAK; PATTEN, 2008), mas sim a aspectos neurais relacionados ao controle da força. Fraqueza muscular pode ser definida como a incapacidade do paciente para gerar níveis de força muscular sobre uma específica condição de teste (AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION, 2001). Como uma contração voluntária depende da atuação de mecanismos neurais motores, a fraqueza causada por uma hemiparesia é decorrente da incapacidade da ativação dos músculos agonistas¹ pelos neurônios motores² (GOWLAND et al., 1992). Além da força muscular, diversos outros fatores influenciam no funcionamento motor de pacientes com hemiparesia, como distúrbio no mecanismo de reflexo postural, sequenciamento anormal da ativação muscular, presença da espasticidade, alterações de destreza e coordenação (CHAGAS; TAVARES, 2001).

O quadro de hemiparesia tem um grande e preocupante impacto no paciente, pois conduz a um quadro progressivo de perdas funcionais, configurado pela incapacidade de executar as atividades de vida diárias³ (AVD) e resulta em perda de autonomia da pessoa (TREVISAN; TRINTINAGLIA, 2010). A fraqueza muscular de membros inferiores pode resultar em alterações do equilíbrio, limitações da marcha, em subir e descer escadas, e aumento do gasto energético para execução destas tarefas (PAK; PATTEN; 2008). Anualmente mais de 20 milhões de pessoas sofrem de AVC, e aproximadamente 40% delas sofrem de paralisia dos membros superiores (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2002), apresentando grandes dificuldades das mãos na realização de movimentos delicados, como agarrar, movimento de pinça, movimentos individuais dos dedos e adução e abdução do polegar (SUDERLAND et al., 1992), impactando em atividades básicas de vida diária, como segurar um copo, manusear uma chave, uma colher, uma caneta, vestir uma roupa, etc. Estima-se que 60% dos sobreviventes pós AVC, recuperem a independência para o autocuidado e 75% recuperem a marcha independente, sendo que 20% necessitarão de cuidados institucionais (TERRANOVA et al., 2011).

¹ Músculos responsáveis pela realização do movimento.

² Células que controlam a atividade dos músculos esqueléticos (LUNDY-ECKMAN, 2014).

³ Atividades de Vida Diária são atividades comuns do dia a dia, como: caminhar, vestir uma roupa, tomar água, comer, etc.

Uma recuperação motora efetiva pós-AVC requer intensas práticas de atividades de vida diária usando o membro parético⁴ (PAGE; LEVINE; LEONARD, 2007). Estes exercícios ajudam a realizar a neuroplasticidade⁵ (FARMER et al., 2004).

2.1.5 Reabilitação

A reabilitação tem a função de ajudar a capacitar indivíduos com déficits para melhorarem funções físicas, intelectuais, psicológicas e/ou sociais, de forma a ajudar ao doente aprender a lidar e melhorar a sua incapacidade tornando-se o mais independente possível (SILVA, 2010; WADE; HEWER, 1987).

2.1.6 Reabilitação pós-AVC

A reabilitação pós-AVC tem como objetivo maximizar a recuperação do paciente nas AVD, buscando melhorar sua independência funcional e qualidade de vida (NOVELETTO, 2016).

No processo de recuperação pós-AVC, os estímulos realizados devem aperfeiçoar a capacidade de reorganização cerebral, estabelecendo a recuperação espontânea através de estímulos terapêuticos e do ambiente sócio familiar com atividades de vida diária (CAROD-ARTAL et al., 2002). A recuperação é observada com maiores progressos nas primeiras semanas da reabilitação (ASHBURN, 1997; BRUNO, 2004), embora não tão rapidamente, continue até os 6 meses (ASHBURN, 1997), e melhorias ainda são observadas em períodos mais longos, mas de forma menos expressiva (BRUNO, 2004). O tempo e nível de recuperação podem variar para cada paciente, da quantidade de exercícios realizados e seu comprometimento (MOURA, 2012). Entre os sobreviventes do AVC, 30% readquirem total independência nas primeiras três semanas, e aproximadamente 50% em seis meses (WADE; HEWER, 1987).

No processo de reabilitação é de grande importância a fisioterapia para esses pacientes, pois proporciona a reeducação dos movimentos e o

⁴ Membro parético é o membro que sofre uma paresia, um tipo de paralisia causada por lesão neurológica que não é completa (NOVELETTO, 2016).

⁵ Neuroplasticidade refere-se à capacidade do sistema nervoso se reorganizar a nível estrutural e funcional, quando ao longo do desenvolvimento neuronal, e quando sujeito a novas experiências (LUNDY-ECKMAN, 2014).

equilíbrio postural (SILVA, 2010). Para auxiliar na reabilitação pós-AVC, recomenda-se a repetitividade e aumento da intensidade das tarefas de treinamento, sempre orientadas por profissionais, e respeitando os limites de cada paciente (WADE; HEWER, 1987).

Segundo Gresham et al., o processo de reabilitação envolve seis áreas de foco:

- 1) Prevenção, reconhecimento e gestão das complicações e comorbidades;
- 2) Terapia para adquirir máxima independência;
- 3) Facilitar ao máximo a capacidade do indivíduo e da família de lidar com a situação e se adaptarem;
- 4) Prevenção do déficit secundário através de reintegração social, incluindo regresso a casa, família e atividades de recreação e vocacionais;
- 5) Reforço da qualidade de vida levando em conta o déficit residual;
- 6) Prevenção de recorrentes AVCs e outras condições vasculares como infarto do miocárdio que ocorre com frequência em pacientes com AVC.

O déficit mais comum e evidente são as sequelas motoras, ocasionando uma hemiplegia ou hemiparesia, limitando tanto na execução das AVD quanto nas relações interpessoais. Os distúrbios motores são extremamente onerosos tanto para pacientes e família quanto para os sistemas de seguridade social (MOURA, 2012). Em consequência disso, a concentração da reabilitação é voltada para a reeducação motora e recuperação funcional dos movimentos, sendo as técnicas fisioterapêuticas convencionais para recuperação da função motora a principal abordagem terapêutica nos casos de AVC (KOLLEN; KWAKKEL; LINDEMAN, 2006).

Para a realização de uma avaliação mais objetiva, os usos de medidas quantitativas permitem realizar a fisioterapia com base nas necessidades comprovadas. Os instrumentos de medidas devem ser capazes de mostrar se ocorreram alterações com o tempo e que seja validada e comprovadamente sensível às variações no desempenho do indivíduo (DURWARD; BAER; WADE, 2000; SILVA, 2010). Uma das formas mais comuns para a avaliação de um paciente é por meio da utilização de escalas e índices, onde estas permitem transcrever informações clínicas para uma linguagem objetiva. Estes instrumentos de medidas pontuam as atividades realizadas pelo paciente, podendo ser reavaliadas, permitindo o terapeuta analisar a eficiência do processo

aplicado ao paciente (FLOREZ, 1994). Os melhores instrumentos validados (SILVA, 2010) são o índice de Barthel e o FIM (Functional Independence Measure), que avaliam a AVD e medem a independência, incluindo a mobilidade, autocuidado e continência, e permitem avaliar a progressão na reabilitação (GRESHAM et al., 1997; DUNCAN et al., 2005).

Além da avaliação da incapacidade funcional, é importante a avaliação formal e intervenção em muitas outras áreas afetadas. A decisão das formas de avaliação específicas depende do déficit neurológico e inclui a avaliação das capacidades motoras, equilíbrio, mobilidade, emoções/depressão, alterações da comunicação, disfagia, função cognitiva, padrões funcionais da saúde, e continência (SILVA, 2010; GRESHAM et al., 1997).

A plasticidade do cérebro é responsável pela recuperação funcional do paciente, tanto espontânea como resultante de tratamentos intensivos. As sugestões de Moura (2012) e Wade e Hewer (1987) para uma intervenção mais benéfica a fim de promover a recuperação das funções, devem ser a repetitividade e treinamento intenso tarefa-específico, com *feedback* da performance do paciente. Treinamentos envolvendo a observação, prática, e representação em um visor, podem auxiliar os mecanismos de plasticidade do cérebro a induzir o sistema de neurônios espelho (SAPOSNIK et al, 2010; MOURA, 2012).

Existem diversas propostas para a reabilitação motora de pacientes pós-AVC. O trabalho de Langhorne et al. (2009), apresenta que existem diversas evidências de melhora da função motora dos membros superiores após o AVC com terapia de restrição de movimento, *biofeedback* eletromiográfico, robótica e prática mental com imagética motora.

Terranova et al (2012), realizaram uma avaliação dos trabalhos presentes na literatura, levantando informações sobre o tratamento e reabilitação de pacientes acometidos por AVC em fase crônica, período de AVC maior que três meses. Neste trabalho, foi analisado que pacientes que realizam Terapia de Contensão Induzida obtiveram recuperação funcional do membro superior hemiplégico, em sessões de 10 a 15 dias, entre duas a seis horas, restringindo o membro superior não acometido em 80% a 90% das horas ativas. Este tipo de terapia traz melhorias na habilidade motora, funcionalidade ao membro superior hemiplégico, desempenho cinemático (tempo) para o movimento de alcance, domínio de quantidade de movimento e domínio de qualidade de movimento.

Terranova et al. (2012), conclui que não há evidências suficientes para afirmar ou contestar a eficácia do uso de órteses (estática) de membro superior em adultos pós AVC, e que apesar da utilização de órteses, há

pouca padronização na sua utilização, e pouca documentação válida – análise quantitativa - quanto aos resultados.

Em relação ao tratamento com *biofeedback*, Terranova et al. (2012), relata que o uso de EMG com *biofeedback*, ajuda na reabilitação de pacientes hemiplégicos de membros superiores, com evidências de benefícios para melhora de amplitude de movimento articular, atividade muscular, redução da espasticidade, melhora da função motora e do desempenho das AVD.

As terapias assistidas por robô, podem produzir resultados expressivos de melhora da funcionalidade do membro superior parético, da precisão e suavidade dos movimentos, e da funcionalidade durante as AVD após a intervenção com a terapia robótica, nos primeiros seis meses, porém, não há evidências de ganhos na recuperação após esse período (TERRANOVA et al., 2012).

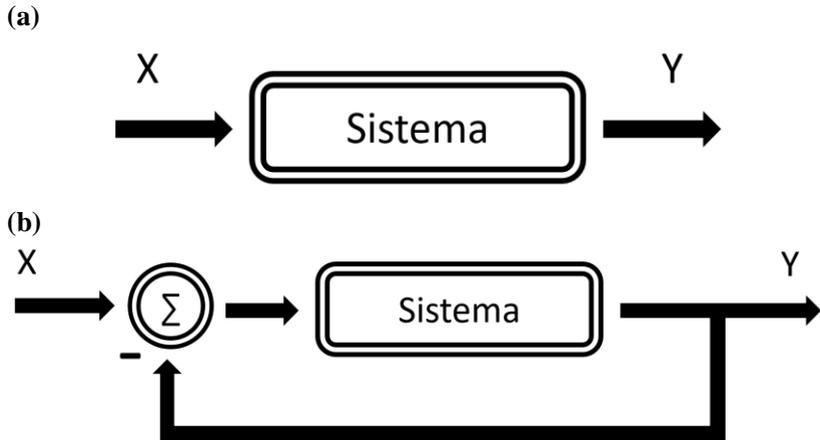
2.1.7 *Feedback*

De forma geral, um sistema é projetado para gerar uma saída Y desejada para uma dada entrada X, dessa forma podemos projetar um sistema como mostrado na Figura 3. Sistemas de *feedback* (a) Sistema simples sem realimentação. (b) Sistema com realimentação. a. Idealmente este sistema chamado de malha aberta, resultaria na saída desejada. Entretanto, na prática, as características do sistema variam com o tempo, em função do próprio tempo de uso do sistema, ou substituição de alguns componentes, ou então de mudanças no ambiente no qual o sistema está operando. Estas variações causam mudanças na saída para a mesma entrada, sendo indesejáveis dependendo da aplicação do sistema (LATHI, 2007).

Uma solução para este problema é adicionar um componente de sinal à entrada que não é uma função predeterminada do tempo, mas que irá ser alterada para contrabalancear os efeitos da variação das características do sistema e do ambiente. Explicando de outra forma, deve-se realizar uma correção da entrada do sistema para considerar as mudanças indesejadas. Como essas variações geralmente são imprevisíveis, sendo difícil pré-programar as correções necessárias, entretanto, a diferença entre a saída e a entrada fornece uma indicação da correção adequada que deve ser aplicada a entrada do sistema. Desta forma, pode ser possível contrabalançar as variações através da alimentação da saída de volta à entrada, realizando uma realimentação, como é apresentado na Figura 3. Sistemas de *feedback* (a) Sistema simples sem realimentação. (b) Sistema com realimentação. b (LATHI, 2007).

Resumidamente, *Feedback*, ou realimentação/retroalimentação, é a designação dada ao procedimento de um sistema, em que a sua entrada também é alimentada por parte da sua saída, com o objetivo de melhorar o controle da sua saída (ALMEIDA, 2010).

Figura 3. Sistemas de *feedback* (a) Sistema simples sem realimentação. (b) Sistema com realimentação.



Fonte: ALMEIDA, 2010

2.1.7.1 Biofeedback

O *feedback* dado por um instrumento de medição capaz de fornecer em tempo real informações de uma função biológica é chamado de *biofeedback* (ALMEIDA, 2010). O *biofeedback* pode ser fornecido por ângulos dos membros e a força dos músculos, coletados por instrumentos que monitoram continuamente, amplificam e transformam sinais elétricos e eletromecânicos em *feedbacks* em áudio ou visual (SHWARTZ et al, 2016). Esta informação pode ser utilizada para uma peça robótica auxiliar nos movimentos de uma pessoa, disponibilizando de uma forma áudio/visual esses dados e estimularem pacientes a alcançarem determinadas metas, ajudar na autorregulação como batimento cardíaco, pressão arterial, entre outras aplicações.

Em 2008, três organizações profissionais, a *Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback*⁶ (AAPB), *Biofeedback Certification Institution of Alliance*⁷ (BCIA), e *International Society for Neurofeedback and Research*⁸ (ISNR), definiram *biofeedback* como:

Um processo que habilita um indivíduo para aprender como muda a atividade fisiológica para os propósitos de melhorar a saúde e desempenho. Instrumentos precisos medem a atividade fisiológica como ondas cerebrais, funcionamento cardíaco, respiração, atividade muscular, e temperatura da pele. Estes instrumentos com rapidez e precisão, “realimentam” (*feedback*) informação para o usuário. A apresentação dessas informações frequentemente em conjunto com mudanças em pensamentos, emoções, e comportamento suportam as mudanças fisiológicas. Ao longo do tempo, essas informações podem suportar sem uso contínuo de um instrumento (AAPB, 2008).

Biofeedback se refere a ambos, o processo e a instrumentação usada no processo. O termo tem data em meados de 1969 quando foi utilizado para descrever procedimentos desenvolvidos nos anos de 1940, onde pesquisas descobriram como modificar frequência cardíaca, pressão arterial, e outras funções que normalmente não são controladas conscientemente (MCKEE, 2008).

Instrumentos de *biofeedback* medem um ou mais processos fisiológicos, transformando essa medida em sinais de áudio e/ou visual, e apresentando esses dados de forma simples, direta e imediata. Equipamentos de *biofeedback* geralmente são não invasivos, ou seja, não há perfurações do paciente. Estes instrumentos permitem monitorar de

⁶ AAPB é uma associação sem fins lucrativos que promove a compreensão de biofeedback e avançar os métodos utilizados nesta prática (AAPB, 2018).

⁷ BCIA é uma organização sem fins lucrativos que certifica indivíduos que atendem aos padrões de educação e treinamento em *biofeedback* e *neurofeedback* (BCIA, 2018).

⁸ ISNR é uma organização composta por pessoas de vários países e diversos profissionais realizando neuroterapia, treinamento com *neurofeedback* e pesquisas (ISNR, 2018).

forma contínua e transformam os dados fisiológicos para um formato compreensível para o paciente monitorado, podendo até salvar as informações (MCKEE, 2008). O objetivo do uso de *biofeedback* é auxiliar o paciente a tentar controlar algum processo fisiológico, sendo orientados pelas informações providas do equipamento. (DURAND; BARLOW, 2009; MCKEE, 2008; SMITH, 1979).

O treinamento por *biofeedback* envolve um treinador/instrutor/terapeuta com o âmbito de explicar o equipamento e o seu uso, geralmente exigindo conhecimentos em terapia, onde o profissional não ensina apenas ao paciente como usar a informação do instrumento, mas também guia o paciente identificando e alterando o cognitivo, emocional, e padrões de comportamento que contribuem para reatividade excessiva (MCKEE, 2009).

A AAPB e a SNR publicaram cinco critérios para a validação da eficácia clínica da intervenção do *biofeedback* (YOUCHA C., GILBERT C., 2004; MOSS D., GUNKELMAN J., 2002, P. 278-284, APUD MCKEE, 2009).

1) Não empiricamente suportado

Designação aplicada a intervenções suportadas por relatos e/ou estudos de caso não revisados (não apoiados empiricamente);

2) Possivelmente eficazes

Aplicado em intervenções suportadas por pelo menos um estudo estatisticamente suficiente com resultados bem identificados, mas sem atribuição aleatória para uma condição de controle interna ao estudo.

3) Provavelmente eficaz

Aplicado em intervenções suportadas por múltiplos estudos observacionais, estudos clínicos, e estudos replicados que demonstrem a eficácia.

4) Eficaz

Em comparação com um grupo sem tratamento, tratamento alternativo ou controle simulado (placebo, usando a atribuição teórica, a intervenção mostrou ser estatisticamente superior à condição de controle, ou a intervenção é equivalente a um tratamento de eficácia estabelecida, onde os estudos tenham sido conduzidos com uma população tratada para um problema específico. O estudo também deve utilizar medidas de resultados válidos e claramente especificados, sendo submetidos a uma análise de dados apropriada. As variáveis e procedimentos de diagnóstico e tratamento devem ser

claramente definidos de forma a permitir a replicação do estudo por pesquisadores independentes. A superioridade ou equivalência da intervenção deve ser demonstrada em pelo menos dois contextos de pesquisa independentes.

5) Eficaz e específico

Aplicado quando a intervenção apresenta resultados superiores que terapias confiáveis, ou tratamento alternativo em pelo menos dois ambientes de pesquisa independentes.

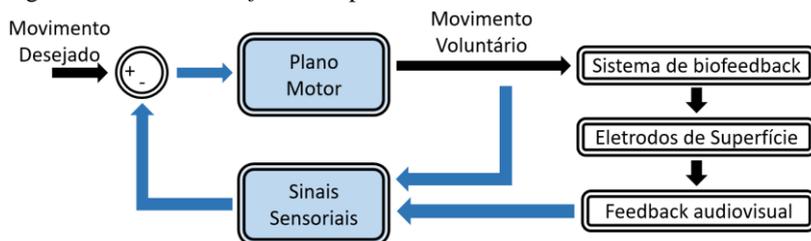
Estes instrumentos de *biofeedback* vêm sendo aprimorados ao longo dos anos, com novas versões e novas interpretações dos dados coletados em áreas utilizando a eletromiografia, eletroencefalografia e eletrocardiografia, entre outros. O EMG é um dos tipos de aquisição de sinais mais estudado no campo do *biofeedback*, e existem diversas pesquisas que utilizam o EMG feedback na reabilitação de pacientes pós-AVC (SCHWARTZ, 2016). Smith (1934, apud SCHWARTZ, 2016) relata o controle voluntário e consciente do potencial EMG de unidades motoras, e Marinacci e Horand (1960, apud SCHWARTZ, 2016) relatam casos sobre utilizar os sinais EMG para auxiliar pacientes na reeducação neuromuscular. Em estudos sobre os membros superiores observou-se que pacientes que realizaram terapia de *biofeedback* por EMG apresentaram aumento da amplitude de movimento e diminuição da espasticidade muscular (WOLF, BINDER, 1983).

O uso de *feedback* para o paciente, através de fontes visuais ou audíveis, proporciona ganho de controle voluntário sobre atividades neuromusculares (STEVEN, 1983). No trabalho de Wissel et al. (1989), utilizam *biofeedback* que melhoram membros paréticos tanto inferiores quanto superiores, aumentando a força e capacidade de realização de tarefas específicas. Os experimentos de Harrison e Connolly (1971, apud WALKER; COLE, 1980), mostram o uso de EMG para controlar as atividades dos músculos flexores do antebraço, onde os sujeitos eram treinados para diminuir a atividade muscular e para produzir mínimos picos de atividade EMG, resultando em ganho do controle muscular desses sujeitos. Brudny et al. (1976, apud WALKER; COLE, 1980), mostram a redução da espasticidade e aumento na contração de músculos paréticos em pacientes com hemiparesia, que realizaram treinamento com *biofeedback*.

2.1.8 **Biofeedback por EMGs**

Em um processo de *biofeedback* por eletromiograma de superfície (EMGs), o processo fisiológico em questão é a aquisição de sinais das atividades motoras, realizando um *feedback* com informações para o indivíduo, aumentando a aprendizagem e melhorando o desempenho motor (MCKEE, 2008; CARR, SHEPHERD, 2003). O EMGs é utilizado para adquirir sinais musculares e retroalimentar o sistema motor, seja de forma visual e/ou auditiva (Figura 4. Sistema de *biofeedback* por EMGs) (ALMEIDA, 2010).

Figura 4. Sistema de *biofeedback* por EMGs



Fonte: ALMEIDA, 2010

Uma das maiores dificuldades em relação aos instrumentos de *biofeedback* é que não existem escalas de medida padronizadas (ALMEIDA, 2010), fazendo com que as leituras de *biofeedback* possam ser comparadas apenas se obtidas de um mesmo equipamento e sob as mesmas condições (PRENTICE, 2005).

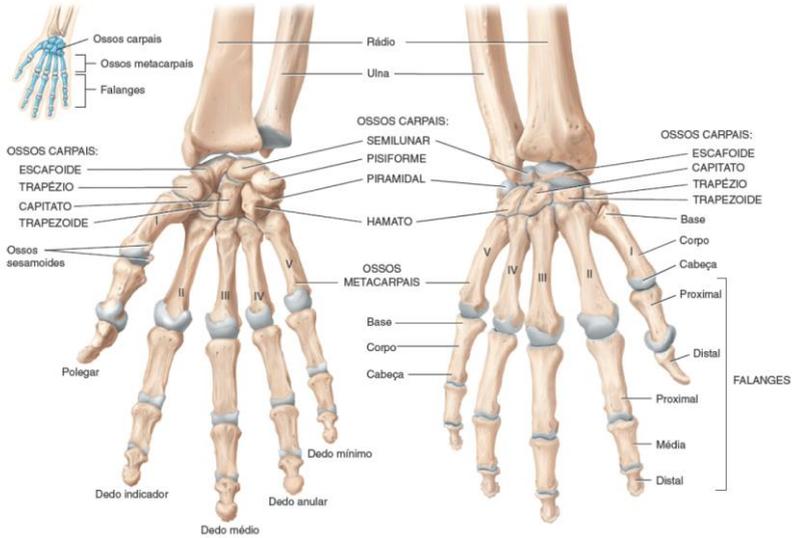
2.2 A Mão Humana e seus Movimentos

Os movimentos realizados pela mão humana envolvem diversos músculos da mão e antebraço. O punho e mão são constituídos por articulações complexas, cuja principal função está relacionada com as AVD.

A complexidade de movimentos realizada pela mão se deve a quantidade de ossos e articulações. A mão humana é composta por 27 ossos e 37 músculos (TORTORA, 2000). Os ossos são divididos em

regiões das falanges distais, falanges médias, falanges proximais, metacarpos e carpos, como ilustra a Figura 5.

Figura 5. Ossos da mão humana e suas divisões.

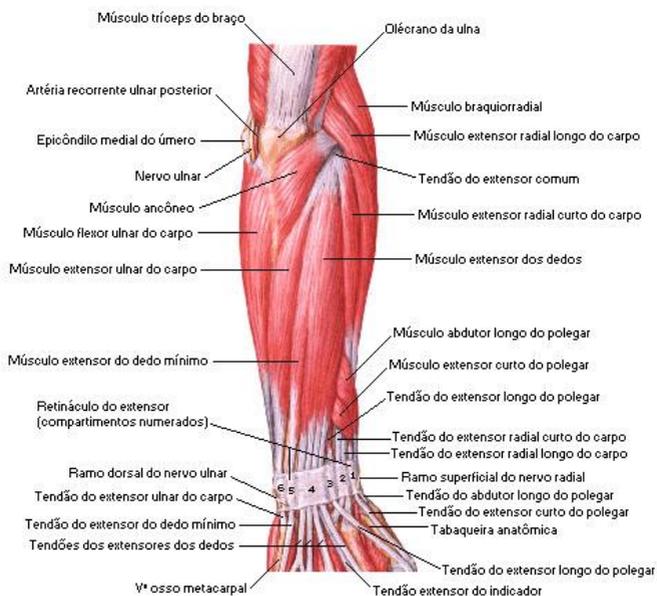


Fonte: TORTORA, 2000.

No antebraço estão presentes diversos músculos que realizam os movimentos da mão e do punho. Na Figura 6 podemos ver, em um corte de dissecação superficial, alguns dos músculos que realizam a flexão e extensão dos dedos (TORTORA, 2000).

Figura 6. Músculos do antebraço em corte superficial, onde temos em (a) vista posterior do antebraço; e (b) vista anterior do antebraço.

(a)



(b)



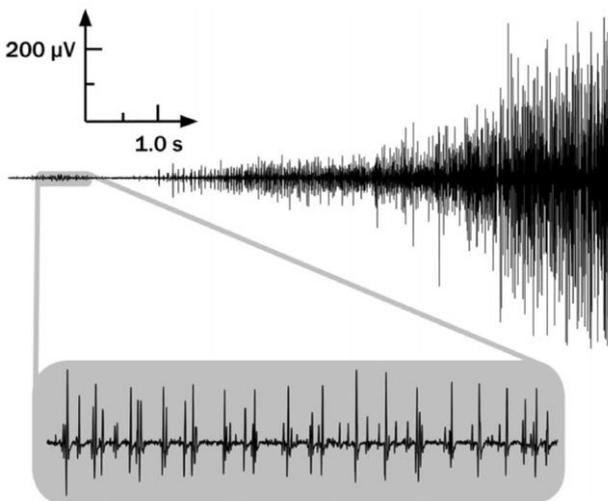
Fonte: NETTER, 2000.

2.3 Eletromiografia

Eletromiografia é a disciplina que lida com a detecção, análise, e uso do sinal elétrico que provém da contração muscular (De LUCA, 2006). Um sinal EMGs é a representação superficial da atividade elétrica de um músculo em contração (ALMEIDA, 2010), constituído por uma somatória temporal e espacial do potencial de ação de várias unidades motoras (NOVELETTO, 2016), ou seja, um sinal EMGs é a captação da atividade muscular através da pele, e não diretamente no músculo, captando sinais de potencial de ação de mais de uma fibra muscular, e realizando assim uma medição não invasiva.

O sinal EMG (Figura 7) é uma representação da corrente gerada pelo fluxo iônico através do sarcolema⁹ que se propaga através dos tecidos, podendo ser captada por meio de eletrodos na superfície da pele ou de forma invasiva dentro do músculo (NOVELETTO, 2016). A eletromiografia em neuroreabilitação é uma ferramenta que possibilita analisar aspectos relevantes do sinal de EMG como a intensidade e duração da atividade elétrica muscular (NOVELETTO, 2016).

Figura 7. Sinal de EMG, onde a amplitude do sinal aumenta proporcionalmente a força muscular exercida.



Fonte: De LUCA, 2006

⁹ Membrana de uma célula muscular.

2.3.1 O Músculo Esquelético e o Potencial de Ação

Os músculos esqueléticos são excitáveis, contráteis, extensíveis e elásticos (LUNDY-ECKMAN, 2004), constituídos por sarcolema, sarcoplasma¹⁰ e miofibrilas¹¹ (COHEN, 2001, APUD ALMEIDA, 2010). O sarcolema tem projeções que se estendem pelo músculo, designados como túbulos transversos ou túbulos T. Próximo aos túbulos T, encontram-se o retículo sarcoplasmático, uma série de bolsas para o armazenamento de íons cálcio (Ca^{++}) (LUNDY-ECKMAN, 2004).

A ativação de um motoneurônio pelo sistema nervoso central resulta na propagação de um impulso até a placa motora, quando a acetilcolina de neurônio motor inferior se liga aos receptores no sarcolema, gerando o potencial de ação. O potencial de ação muscular inicia com o aumento da permeabilidade do sarcolema ao íon sódio (Na^+), abundante no meio extracelular, resultando em um aumento de concentração interna de Na^+ , provocando a despolarização da membrana. Após, há um aumento da permeabilidade ao íon potássio (K^+), abundante no meio intracelular, que eflui para o meio extracelular, repolarizando a membrana. As porções adjacentes do sarcolema são subsequentemente despolarizadas e o potencial de ação resultante se propaga nas duas direções ao longo da fibra muscular. A despolarização permite o influxo de íons Ca^{++} , que provoca a liberação de íons Ca^{++} por suas bolsas de armazenamento no retículo sarcoplasmático, que servem para o mecanismo de interação das miofibrilas responsável pela contração muscular (ALMEIDA, 2010; LUNDY-ECKMAN, 2004).

2.3.2 Unidade Motora

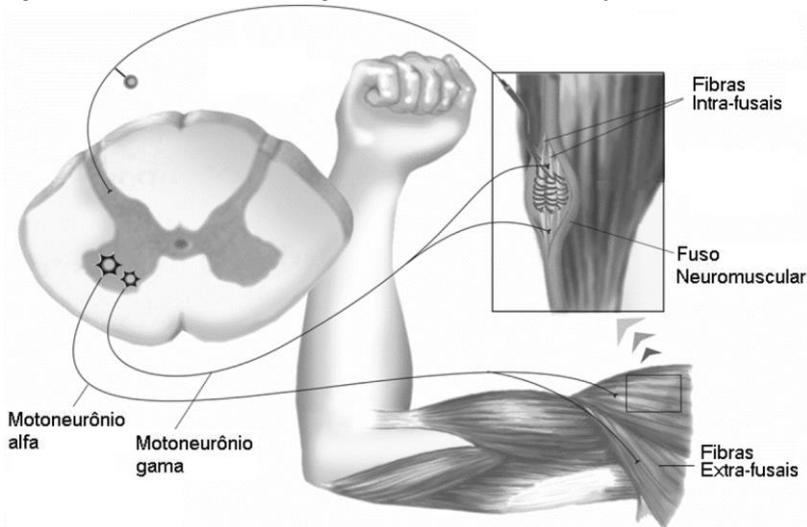
A unidade funcional do músculo é chamada de unidade motora. Lundy-Eckman (2004) traz a composição de uma unidade como “constituída de um único neurônio motor alfa e das fibras musculares que esse neurônio motor inerva”. A ativação das fibras musculares se uma unidade motora gera um sinal elétrico que pode ser registrado através de eletrodos como um potencial de ação dessa unidade motora, que consiste na unidade fundamental do sinal eletromiográfico (NOVELETTO, 2016). A manifestação elétrica através de potenciais de ação gerada a partir de uma unidade motora induz a contração das fibras musculares (GONZALES, 1998, APUD NOVELETTO, 2016).

¹⁰ Citoplasma das fibras musculares.

¹¹ São organelas tubulares responsáveis pela sua contratibilidade

As fibras musculares são inervadas por neurônios do sistema nervoso periférico, chamados motoneurônios inferiores, alfa e gama. O motoneurônio alfa se projeta para as fibras extrafusais, e os motoneurônios gama para as fibras intrafusais. Os motoneurônios estão presentes na medula espinhal, onde seus axônios seguem pela raiz ventral pelo nervo espinhal e periférico, até atingir o músculo, como ilustra a Figura 8 (LUNDY-ECKMAN, 2004; ALMEIDA, 2010). Os axônios dos neurônios motores alfa se ramificam em numerosos terminais junto do músculo. A designação de uma unidade motora é dada por um neurônio motor alfa e as fibras musculares por ele inervadas (LUNDY-ECKMAN, 2004).

Figura 8. Motoneurônios alfa e gama e suas áreas de inervação.



Fonte: ALMEIDA, 2010

As unidades motoras são classificadas em contração rápida ou lenta. Pequenos músculos de reação rápida e de controle preciso apresentam, de forma geral, fibras musculares inervadas por várias fibras nervosas, enquanto que músculos grandes não necessitam de um controle muito fino, podem apresentar várias centenas de fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa (ALMEIDA, 2010; LUNDY-ECKMAN, 2004). Para termos de comparação, o músculo gastrocnêmio tem mais de 1000 fibras musculares inervadas por cada neurônio motor, os músculos intrínsecos da mão e músculos extra-oculares, em contraste,

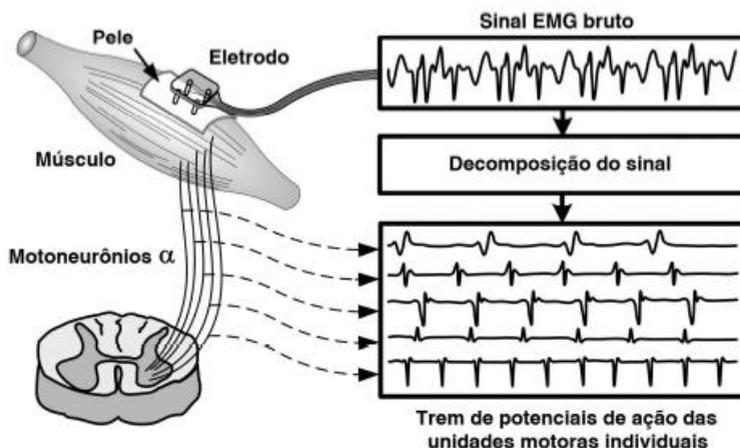
têm apenas cerca de 10 fibras por neurônio motor, por ser necessário um controle mais preciso (LUNDY-ECKMAN, 2004).

2.3.3 Origem dos Sinais de EMGs

Um sinal EMGs é a representação superficial da atividade elétrica nas fibras musculares de um músculo através da pele (ALMEIDA, 2010).

O sinal EMGs é produzido pela somatória dos potenciais de ação das unidades motoras (MUAP), e estas são a somatória de potenciais de ação das fibras musculares inervadas por um único motoneurônio alfa (Figura 9. Decomposição de um sinal EMGs) (ALMEIDA, 2010).

Figura 9. Decomposição de um sinal EMGs



Fonte: NOVELETTO, 2016.

Mesmo que um sinal EMGs seja a representação das atividades mioelétricas abaixo da área de captação dos eletrodos, o sinal captado representa uma quantidade muito pequena da quantidade de MUAP's realmente ativadas (ALMEIDA, 2010). O sinal EMGs representa a profundidade conforme o tamanho das unidades motoras, de forma geral representa a profundidade de 1 a 1,2 cm, e nas unidades motoras maiores chegam a profundidade de 3,5 cm (FUGLEVAND et al, 1992, APUD ALMEIDA, 2010).

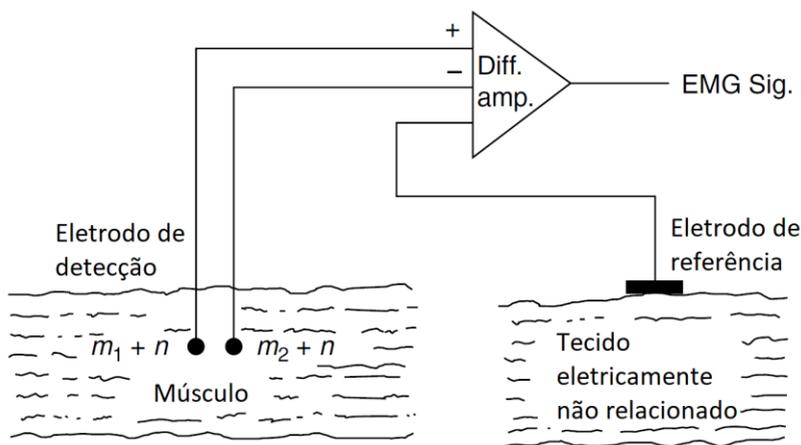
2.3.4 Eletrodos

Dois tipos de eletrodos são principalmente utilizados para detectar um sinal EMG: eletrodos de superfície e eletrodos de inserção. A configuração dos eletrodos pode ser singular, monopolar, ou em pares, bipolar (De LUCA, 2006).

EMGs utiliza eletrodos de superfície, que ficam aderidos sobre a pele. A forma mais simples de um eletrodo consiste em um disco de prata, que fica em contato com a pele. Para aumentar o contato elétrico é utilizado gel ou pasta condutiva entre a pele e o eletrodo. É recomendada também a limpeza da região da pele onde será colocado o eletrodo, essa limpeza pode ser feita com a remoção dos pelos e limpeza da área com álcool, esse processo ajuda a diminuir a impedância na região de contato entre pele e eletrodo (De LUCA, 2006; ALMEIDA, 2010). Eletrodos de inserção são utilizados para detecção de individual de MUAP's, detecção da atividade muscular de músculos maiores e mais profundos (De LUCA 2010), maiores informações sobre eletrodos de inserção podem ser consultadas em De LUCA, 2006.

Para uma melhor análise do sinal EMGs, utiliza-se a configuração bipolar da distribuição dos eletrodos sobre a pele (Figura 10). A configuração bipolar utiliza três eletrodos, dois pontos de potenciais sobre o músculo de interesse, e um eletrodo de referência. Os dois sinais captados pelos eletrodos dos pontos de potenciais, alimentam um amplificador diferencial, que amplifica a diferença entre os dois sinais, eliminando qualquer componente de “modo comum”, como ruído de 50 ou 60 Hz e nível DC, e o terceiro eletrodo deve ficar em uma região que não tenha relação com os sinais captados pelos outros dois eletrodos, e que não tenha atividade elétrica (De LUCA, 2006).

Figura 10. Arranjo bipolar de eletrodos, onde m_1 é o sinal captado pelo eletrodo 1, m_2 é o sinal captado pelo eletrodo 2, e n é o sinal em comum entre os dois eletrodos.



Fonte: De LUCA, 2006.

A distância e posicionamento dos eletrodos de detecção tem influência direta no sinal captado, como apresentado no trabalho de Almeida (2010), onde essas variáveis influenciam os parâmetros de análise no tempo e na frequência, e amplitude do sinal. De Luca (2006), sugere que os eletrodos de detecção devem ser colocados na região entre o centro da zona de inervação do músculo e o tendão. Almeida (2010), levanta que a distância entre os eletrodos deve ser de 20 mm, recomendado pela *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assesment of Muscles*¹² (SENIAM).

2.3.5 Influência na Característica do Sinal

Muitos fatores influenciam a característica do sinal, entre elas estão as camadas de tecido. A camada de tecido entre as fibras musculares e os eletrodos, tecido adiposo, pele, fluxo sanguíneo, produzem o efeito de um filtro passa baixas sobre o sinal EMGs (ALMEIDA, 2010; De LUCA, 2006).

A interface eletrodo-pele também gera influência no sinal. O contato entre a superfície metálica de detecção do eletrodo e o tecido epitelial, forma uma junção eletroquímica que se comporta como um

¹² SENIAM é um projeto com o objetivo de integrar investigação básica e aplicada na eletromiografia de superfície a nível europeu, a fim de resolver os principais desafios na área (SENIAM, 2018).

filtro passa alta (De LUCA, 2006), além de introduzir ruído ao sinal (ALMEIDA, 2010). Uma forma de reduzir a influência da interface eletrodo-pele é a limpeza da pele, remoção dos pelos na região de contato, e utilizar gel ou pasta condutiva (ALMEIDA, 2010; De LUCA, 2006).

2.3.6 Análise do Sinal de EMG

O sinal EMG é um sinal dependente do tempo e força, com variação de natureza randômica acima e abaixo do valor zero (Figura 11a). Um método comumente utilizado para realizar a análise do sinal, é fazer uma retificação. Este processo também serve para a captação do sinal em um conversor A/D. A retificação do sinal pode ser realizada eliminando os valores negativos (retificador de meia onda), ou invertendo os valores negativos em positivos (retificador de onda completa) (De LUCA, 2006).

O sinal EMGs comumente representado por parâmetros no domínio do tempo e da frequência. No domínio da frequência, os parâmetros mais utilizados são o valor médio do sinal retificado (ARV) e valor da raiz média quadrática (RMS) (Figura 11b). O sinal ARV utiliza a média do valor randômico do sinal, removendo as maiores flutuações, tendo uma suavização do sinal analógico. O parâmetro RMS é recomendado como principal forma de análise, pois mede a energia do sinal (ALMEIDA, 2010; De LUCA, 2006).

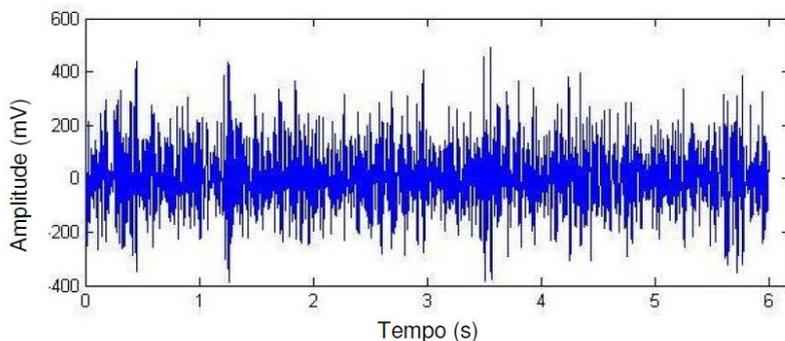
$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (1)$$

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

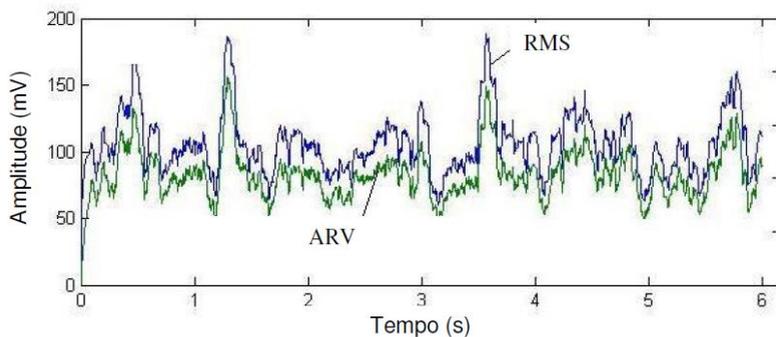
Onde x_i é o sinal de EMGs amostrado e N é o número de amostras do trecho considerado na análise (FARINA, MERLETTI, 2000; APUD ALMEIDA, 2010).

Figura 11. (a) Sinal analógico EMGs; (b) Representação dos parâmetros RMS e ARV do sinal EMGs.

(a)



(b)



Fonte: ALMEIDA, 2010.

Análise do sinal EMG no domínio da frequência envolve medidas e parâmetros que descrevem aspectos do espectro de frequência do sinal, onde são utilizadas técnicas como a Transformada Rápida de Fourier (FFT) para obter a densidade de potência do sinal. Esta análise realiza a medida de três parâmetros do espectro da densidade de potência: a frequência mediana; frequência média; e a largura de banda do espectro (ALMEIDA, 2010; De LUCA, 2006).

Técnicas que utilizam o domínio da frequência são mais apropriadas para analisar sinais que são estacionários ou quase estacionários, como os realizados por isometria¹³. Medidas dos

¹³ Característica de contração muscular onde se tem um equilíbrio entre os músculos agonista e antagonista de um movimento (contração mantida).

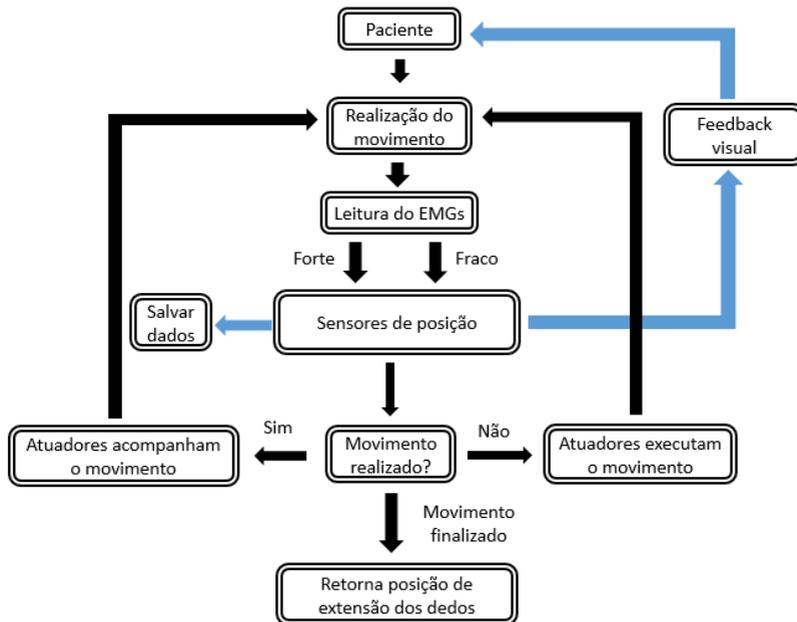
parâmetros de frequência durante contração dinâmica requerem técnicas de medida temporal (De LUCA, 2006).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento deste trabalho apresenta um sistema para auxiliar na fisioterapia de mãos de pacientes pós AVC e sofreram hemiplegia ou hemiparesia. O exoesqueleto faz uso de leituras musculares detectadas por um EMGs, que será comparado com os sensores de

posição que estão acoplados na região das falanges distais dos dedos, a fim de identificar se os dedos do paciente se moveram. Através dessa comparação, será identificada a necessidade de atuadores auxiliarem de forma direta o movimento do paciente, ou apenas acompanhar o movimento. O paciente terá uma forma de biofeedback visual sobre o movimento executado e nível de força muscular, e os dados coletados do paciente poderão ser salvos. A Figura 12 apresenta um diagrama das etapas de funcionamento do sistema.

Figura 12. Diagrama de blocos do sistema de *biofeedback*.



Fonte: Próprio autor

Para uma análise do sistema de biofeedback desenvolvido, há a necessidade de um eletromiograma de superfície e um exoesqueleto para mão.

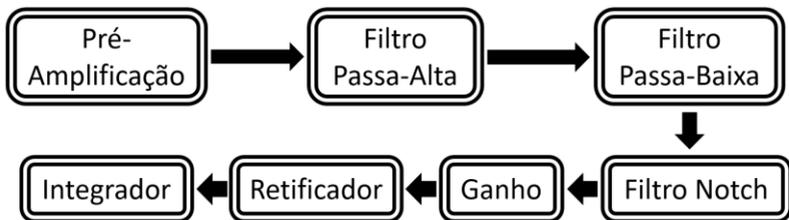
O foco deste trabalho não é a análise da efetividade da técnica utilizada para fisioterapia, mas sim o detalhamento do desenvolvimento de um sistema de biofeedback com mais autonomia ao paciente na realização da fisioterapia da mão.

3.1 Eletromiografia de Superfície

O eletromiograma de superfície (EMGs) é uma leitura da atividade elétrica das fibras musculares de um músculo em contração (ALMEIDA, 2010) utilizando eletrodos aderidos a superfície da pele próximos ao músculo de interesse.

Os sinais adquiridos em EMGs geralmente se encontram em uma faixa de amplitude típica entre 50 μV e 5 mV e largura de banda de 2 a 500 Hz (COHEN, 2006). A construção de um EMGs é realizada em 5 estágios: pré-amplificação, filtro passa-altas, filtro passa-baixas, filtro notch, ganho e retificador (RATHKE, 2008). A Figura 13 ilustra um diagrama de blocos do circuito.

Figura 13. Diagrama de Blocos do EMGs



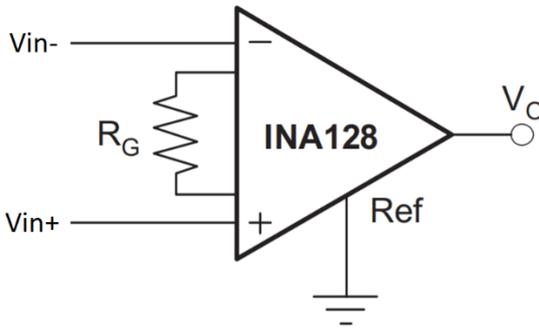
Fonte: Próprio autor.

O circuito realizado foi baseado na dissertação de RATHKE, 2010, e desenvolvido em conjunto com o trabalho de AGUIAR, 2018. A simulação do circuito EMG foi realizada utilizando o software *open source* LTspice XVII.

3.1.1 Pré-Amplificação

Para a etapa de pré-amplificação é utilizado um amplificador de instrumentação, o INA128 da Texas Instruments, que possui um elevado CMRR (Common Mode Rejection Ratio), em torno de 100 dB com ganho a 1 kHz e alta impedância de entrada. Assim, um ganho elevado é dado ao sinal na entrada através do amplificador de instrumentação INA128, conforme ilustra a Figura 14.

Figura 14. Amplificador de Instrumentação INA128



Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2018.

$$\text{Ganho} = \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_g} + 1 \quad (1)$$

O fabricante também disponibiliza, através do *datasheet* do INA128, uma tabela com alguns valores de ganhos para diferentes valores de R_g , que pode ser visto na Tabela 1. Para simulação, optou-se por um ganho de 50, tendo então um valor de $R_g = 1 \text{ k}\Omega$.

Tabela 1 – Valores de ganhos do INA128 para diferentes valores de R_g

Valor de R_g (Ω)	Ganho Calculado
50,0 k	2,00
12,5 k	5,00
5,556 k	10,00
2,632 k	20,00
1,02 k	50,00
505,1	100,0
251,3	200,0
100,2	500,0
50,05	1000,0

Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2018.

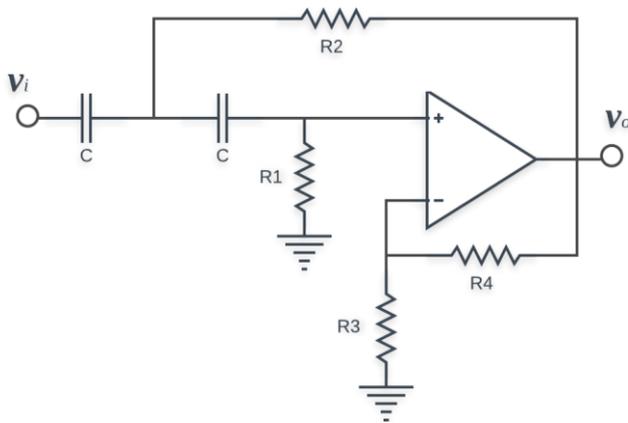
3.1.2 Filtros Passa Alta e Passa Baixa

Para eliminar sinais que não pertencem a faixa de frequência do sinal de interesse, é realizado um filtro banda passante, formado por um filtro passa-alta e um passa-baixa, onde o componente ativo escolhido foi

o TL074, por ser de baixo ruído e de fácil aquisição. Os filtros criados para o projeto são dois filtros ativos de topologia Sallen-key, pois utilizam apenas um ampop para criar um filtro de segunda ordem (RAZAVI, 2014), ou seja, uma queda de 6 dB na frequência de corte e -40 dB/década, eliminando melhor as frequências indesejadas.

O filtro passa-alta Sallen-key é observado pela Figura 15, onde tem a função de eliminar sinais de baixa frequência.

Figura 15. Filtro Passa-alta Sallen-Key de 2ª ordem.



Fonte: AGUIAR, 2018

Seus componentes podem ser calculados pelas seguintes equações:

$$f = \frac{1}{2\pi * R * C} \quad (2)$$

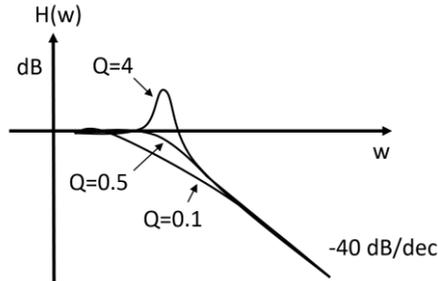
$$Q = \frac{1}{3 - Av} \quad (3)$$

$$Av = \frac{R4}{R3} + 1 \quad (4)$$

Onde f é frequência de corte, Q o fator de qualidade, e Av é o ganho de tensão do filtro.

O fator de qualidade tem grande importância na resposta do filtro na frequência de corte, onde dependendo do seu valor a resposta por dar um ganho na frequência de corte, ou realizar uma transição mais suave, como é apresentado na Figura 16.

Figura 16. Comportamento do filtro na frequência de corte para diferentes fatores de qualidade

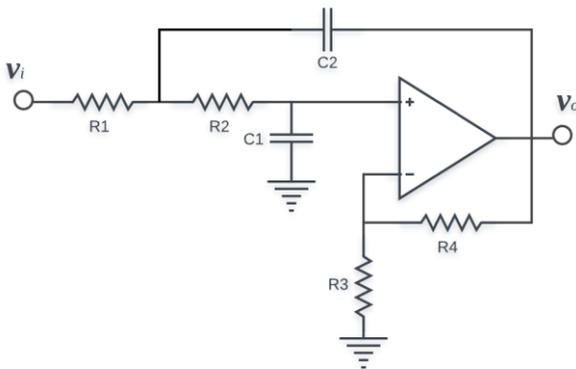


Fonte: RAZAVI, 2017.

Assim, para um comportamento mais suavizado na frequência de corte, foi escolhido um fator de qualidade de aproximadamente 0,7, resultando em $A_v = 1,57$. Assim, fixando $R_4 = 100 \text{ k}\Omega$, por (3) e (4) temos que $R_3 = 160 \text{ k}\Omega$. Para uma frequência de corte de 2Hz e fixando $R_1 = R_2 = R = 160 \text{ k}\Omega$, por (1) temos que o valor do capacitor C é de 470 nF.

O filtro passa-baixa Sallen-key é observado pela Figura 17, tendo a função de eliminar sinais de altas frequências, reduzindo o ruído.

Figura 17. Filtro passa-baixa Sallen-Key de 2ª ordem



Fonte: AGUIAR, 2018

Os cálculos dos componentes seguem as mesmas equações do filtro passa-alta, assim, para $Q = 0,7$ e $f = 530 \text{ Hz}$, resultando $A_v = 1,57$, obtemos $R_3 = 3\text{k}\Omega$, $R_4 = 2\text{k}\Omega$, $R_1 = R_2 = R = 3 \text{ k}\Omega$ e $C_1 = C_2 = 100 \text{ nF}$.

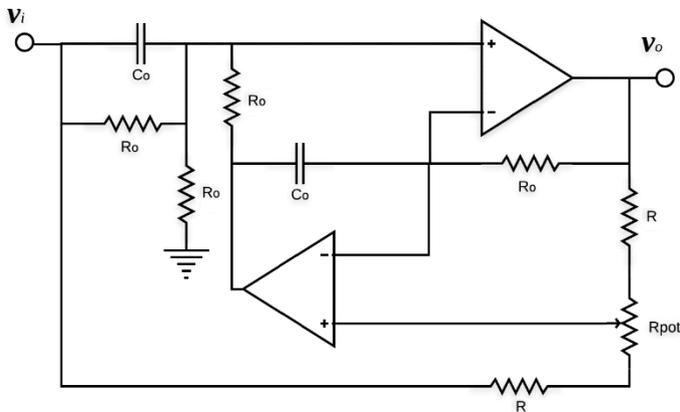
3.1.3 Filtro Notch

Devido a interferências da rede elétrica, um filtro para cancelar esse ruído é necessário, assim, um filtro rejeita faixa, mais conhecido como filtro Notch .

O filtro utilizado foi retirado de RATHKE, 2008, em que utilizou um filtro Notch de topologia Fliege, que tem a vantagem de poder ajustar o fator de qualidade sem alterar a frequência de corte (Figura 18).

Um resistor variável é adicionado ao circuito pois permite o ajuste da frequência central, corrigindo variações devido aos componentes, e da rede elétrica.

Figura 18. Filtro Notch topologia Fliege.



Fonte: RATHKE, 2010

As equações para determinar o filtro se encontram abaixo:

$$f = \frac{1}{2\pi * R_o * C_o} \quad (5)$$

$$Q = \frac{RQ}{2 * R_o} \quad (6)$$

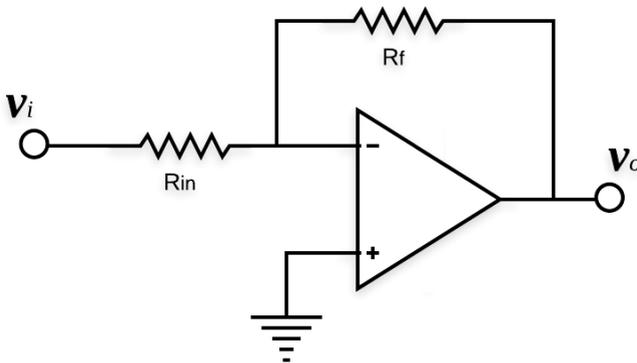
Onde f é a frequência desejada a ser eliminada, e Q o fator de qualidade. Em RATHKE, 2008, é utilizado um fator de qualidade de 2,78, encontrado de forma experimental, e fixando $C_o = 100$ nF, para frequência de corte de 60 Hz, então $R_o \approx 27$ k Ω .

3.1.4 Segundo Ganho

Um segundo estágio de ganho é necessário, para que o sinal a ser analisado seja aplicado à entrada do conversor A/D do microcontrolador com uma amplitude adequada. O sinal não deve ultrapassar a amplitude máxima de entrada do conversor A/D e não deve ter uma amplitude muito baixa, de maneira a preencher todos os níveis de quantização do conversor.

Desta forma, o circuito de ganho utilizado é um amplificador inversor (Figura 19), pois sua montagem e cálculos são simples, e para ajustar o ganho, segundo a equação (7), basta alterar R_f . Este circuito, além de aplicar um ganho, como observado na equação (7), inverte a polaridade do sinal, mas este efeito não tem problema, pois será analisada a potência do sinal.

Figura 19. Amplificador Inversor.



Fonte: RAZAVI, 2014

A equação para o ganho do circuito é dada por:

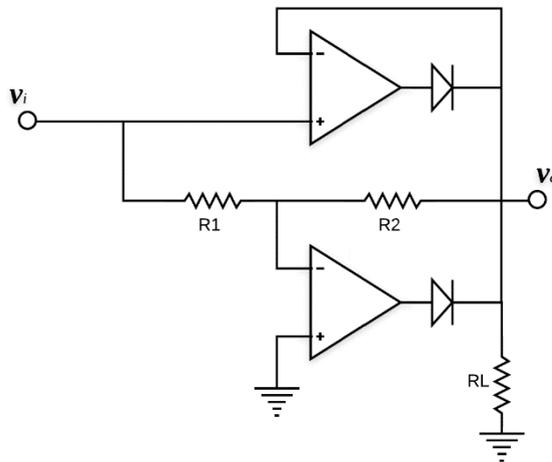
$$Ganho = -\frac{R_f}{R_{in}} \quad (7)$$

O valor do ganho escolhido inicialmente é um ganho de 2, sendo então $R_f = 2 \text{ k}\Omega$ e $R_{in} = 1 \text{ k}\Omega$.

3.1.5 Retificador de Onda Completa

Devido ao intervalo de operação do conversor analógico-digital do microprocessador ser de 0 a 5V, é realizada uma retificação do sinal. Os sinais a serem analisados são de baixa amplitude, podendo sofrer efeitos de não linearidade em circuitos de retificador a diodo, assim, o circuito implementado é um retificador de precisão, onde utiliza dois amplificadores. Nesta configuração (Figura 18), cada amplificador conduz em um semiciclo das componentes alternadas, sem problemas de distorção, atraso de faixa de amplitude e frequência de interesse (AGUIAR, 2018).

Figura 20. Retificador de onda completa



Fonte: RAZAVI, 2014

3.1.6 Ganho Total

Os filtros utilizados são filtros ativos, o que significa que esses circuitos também aplicam ganho no sinal a ser analisado, assim, foi construída a Tabela 2 com o ganho de cada etapa, podendo calcular o total do circuito.

Tabela 2 – Ganho das etapas do circuito.

Etapa do circuito	Ganho (V/V)
-------------------	-------------

Amplificador de Instrumentação	50
Filtro Passa Alta	1,57
Filtro Passa Baixa	1,57
Segundo Ganho	2
Total	246,49

Fonte: Próprio autor.

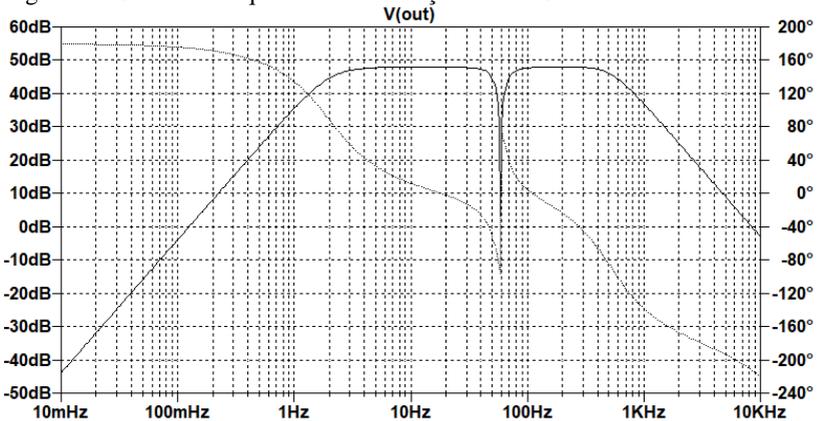
O ganho total do circuito multiplicando todos os ganhos é de 246,49, ou ≈ 48 dB na banda passante.

3.1.7 Simulação

O circuito foi simulado no software LTspice XVII, um software freeware da empresa Linear Technology que simula circuitos eletrônicos. O circuito esquemático do EMGs pode ser visto no ANEXO C – Esquemático EMGs no LTspice.

A Figura 19 mostra a resposta em frequência do circuito completo, operando entre as frequências de 2 Hz a 530 Hz, com um ganho na janela de operação, como esperado, de aproximadamente 50 dB.

Figura 21. Saída em frequência da simulação do EMGs



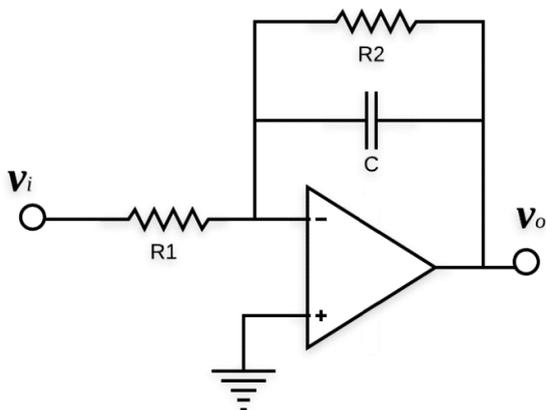
Fonte: Próprio autor.

3.1.8 Integrador

Um integrador (Figura 22) é adicionado ao circuito antes da leitura do sinal pelo microprocessador. O integrador realiza uma envoltória no sinal observado, reduzindo a taxa de amostragem, e consequentemente

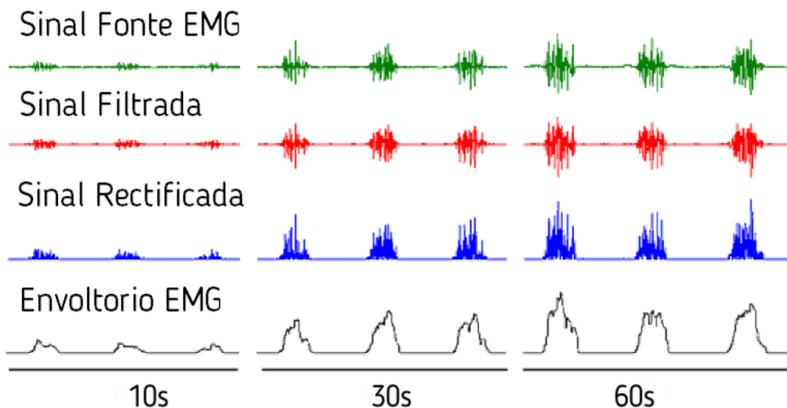
diminuindo o consumo de energia do microprocessador. A Figura 23 apresenta as etapas do sinal captado pelo circuito EMGs.

Figura 22. Circuito Integrador.



Fonte: ARDILA, 2015.

Figura 23. Etapas do sinal EMG captado ao longo do circuito



Fonte: ARDILA, 2015.

A frequência de corte do circuito integrador é de 12 Hz para obter a envoltória do sinal EMG com uma frequência de 120 Hz. O sinal resultante do processamento analógico é registrado pela plataforma

embarcada por um canal ADC de 10 bits com uma frequência de amostragem de 250 Hz.

3.2 EXOESQUELETO

O exoesqueleto foi desenvolvido com base em um modelo disponibilizado pela empresa 3DPrintIt, e remodelado para atender as necessidades deste projeto. As partes do exoesqueleto foram modeladas utilizando o software SolidWorks e a sua confecção foi realizada através de impressão 3D.

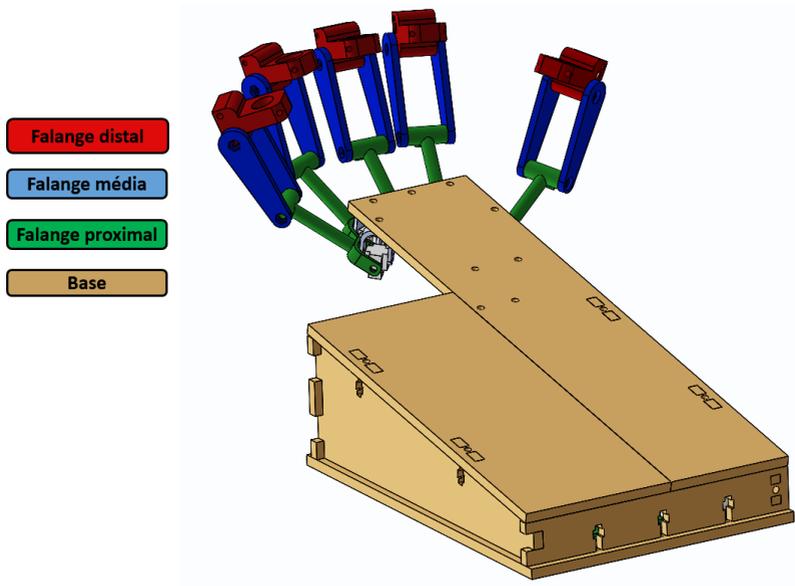
A remodelagem consistiu em melhorar os suportes dos dedos, utilizar porcas e parafusos para juntar as peças e reduzir o atrito, de forma a deixar o movimento entre as peças o mais livre possível. A Figura 24 apresenta o exoesqueleto e as demais vistas em ANEXO E – Vistas do Exoesqueleto.

O exoesqueleto é formado pelas estruturas das falanges e base. As estruturas das falanges são compostas pelas falanges distais, falanges médias e falanges proximais. As falanges médias são acopladas as falanges distais, e acopladas a uma junta universal, onde é acoplado a falange proximal. A falange proximal é então fixada no suporte, que é fixada na base.

Os modelos da região da falange média foram criados dois furos passantes nas regiões das bordas, de forma a poder passar um fio, que será utilizado para controlar o movimento do exoesqueleto. Os modelos da falange distal, foram criados de forma ao paciente encaixar a ponta dos dedos, dois furos pequenos também foram feitos para auxiliar nos movimentos de adução e abdução da mão. Ainda no modelo da falange distal, existe uma região plana para acoplar os sensores de identificação da posição da mão.

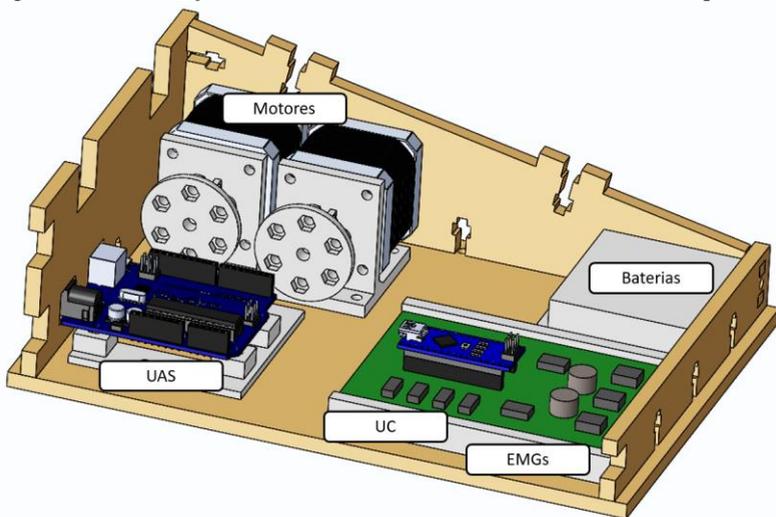
A base serve como apoio para a mão e antebraço do paciente, é uma peça retangular, com furos para fixar as falanges proximais, e duas regiões com furos onde serão passados os fios para movimentar a mão do paciente. O furo da falange do polegar não é perpendicular à superfície da peça, mas sim um furo na diagonal, de forma a acompanhar o movimento natural do polegar. Na base também é armazenada toda a parte eletrônica e motores (Figura 25). No ANEXO D – Desenhos, são apresentadas todas as partes do exoesqueleto com suas medidas e formas.

Figura 24. Descrição da estrutura do exoesqueleto.



Fonte: Próprio autor.

Figura 25. Distribuição do sistema eletrônico dentro da base do exoesqueleto.



Fonte: Próprio autor.

3.3 SENSOR DE MOVIMENTO

O transdutor para identificar a posição dos dedos é o MPU6050 da InvenSense, que contém dois sensores, um giroscópio e um acelerômetro. O sensor giroscópio fornece informações nos três eixos cartesianos X, Y e Z, e o sensor acelerômetro informações de velocidade executados pelo sensor. O transdutor se comunica com o microcontrolador por padrão I2C. A alimentação do módulo pode variar de 3 a 5V.

O transdutor é acoplado na região da falange distal, de forma que a variação observada pelo sensor será apenas no eixo Z, identificando a posição da curvatura das falanges.

Apenas dois transdutores MPU6050 foram utilizados, um no dedo indicador e um no polegar, devido à limitação do microprocessador escolhido no projeto, que consegue realizar somente duas comunicações I2C.

3.4 INTERFACE

A interface com o usuário foi criada através do software LabView da National Instruments. Ele contém uma linguagem de programação gráfica chamada “G”, que é realizada de acordo com o modelo de fluxo de dados, facilitando a aquisição de dados e sua manipulação. O software é composto pelo painel frontal, que contém a interface, e pelo diagrama de blocos, que contém o código gráfico do programa.

3.4.1 Programação em blocos

O programa é dividido em 4 etapas: leitura da porta USB, divisão da informação obtida, tratamento da informação, e armazenamento.

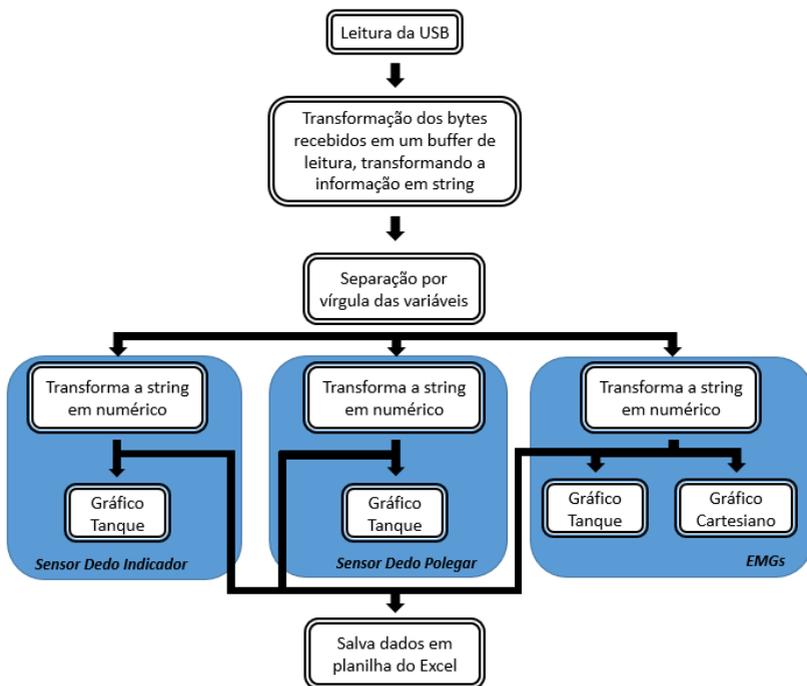
A leitura da porta USB é realizada através dos blocos *VISA I/O*, *VISA Open Function* e *VISA serial*, onde é colocada a informação de taxa de dados e de leitura. Em seguida o bloco *VISA Read Function* converte a informação obtida em uma *string*, que pode ser vista no painel frontal através do bloco *read buffer*. Essa informação é enviada pelo microprocessador através de uma comunicação USB, na configuração de quatro números separados por vírgula, e cada número representa o valor lido por um sensor.

As informações são isoladas em parte através da vírgula. O primeiro valor da *string* é o valor do sensor do Polegar, que ao ser separado do resto da *string*, ele é convertido em número, e dado como

entrada no bloco de tanque *Dedo Indicador*, para ser apresentado de forma visual o seu nível no painel frontal. A *string* restante inicia com uma vírgula, pois o primeiro valor foi separado, assim, ignoramos o primeiro valor da *string*, isolamos novamente o primeiro valor da nova *string*, convertemos em número, e assim temos o valor do sensor do Dedo Indicador, que alimenta o bloco tanque, para a representação visual. Para o eletromiograma, são realizados os mesmos passos, separando os valores dos sensores que captam as informações de adução. A visualização da eletromiografia acontece em dois blocos: um bloco de representação gráfica cartesiana, e uma representação com um bloco tanque.

Por fim, os valores numéricos são concatenados e escritos em uma planilha do Excel através do bloco *Write To Measurement File*. A Figura 26 mostra um fluxograma da realização do código realizado. O ANEXO B – Código LabView mostra o código diagrama no LabView.

Figura 26. Diagrama de blocos do código do LabView.



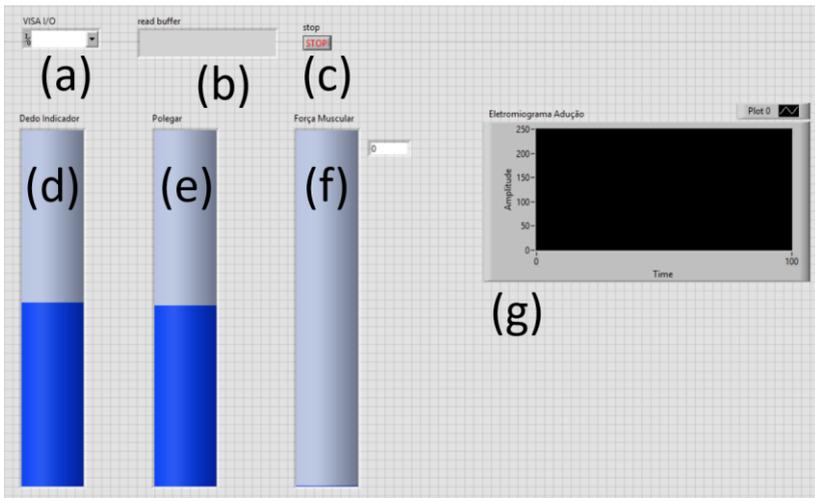
Fonte: Próprio autor.

3.4.2 Painel frontal

O Painel Frontal tem a função de interface visual para o paciente, podendo identificar os níveis de força muscular através de gráficos tanque e cartesianos (Figura 27). O Painel Frontal contém uma região onde o usuário precisa identificar qual unidade USB o microcontrolador está conectado, uma janela que apresenta os valores lidos na USB, um botão STOP para finalizar a execução do programa, três gráficos tanque e um gráfico cartesiano.

Através dos gráficos tanque Dedo Indicador e Polegar, o paciente tem um feedback da movimentação dos dedos, onde nível baixo no tanque significa que os dedos estão esticados, e tanque cheio significa a flexão dos dedos. O tanque de Força Muscular representa a força executada pelo paciente e o gráfico cartesiano “Eletromiograma Adução” representam o sinal analógico lido pelas portas analógicas do microprocessador.

Figura 27. Painel Frontal no LabView, onde: (a) COM que UAS está conectada; (b) dados recebido pela USB; (c) botão para finalizar a interface; (d) gráfico tanque do movimento do dedo Indicador; (e) gráfico tanque do movimento do Polegar; (f) gráfico tanque da força muscular; (g) gráfico cartesiano do sinal EMG.



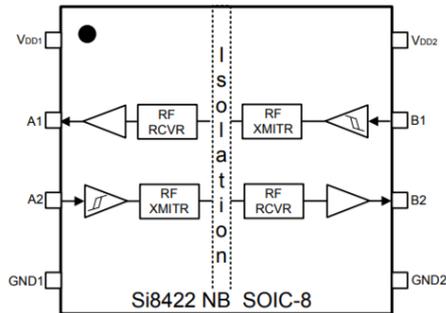
Fonte: Próprio autor.

3.5 AQUISIÇÃO DE SINAIS E CONTROLE

A aquisição dos sinais dos sensores e o controle dos atuadores foram separados em duas unidades de processamento: Unidade de Aquisição de Sinais (UAS) e Unidade de Controle (UC). A UAS é alimentada somente por baterias, e a UC por uma fonte de 12 V ligada a rede elétrica. Dessa forma, é realizado um circuito isolador entre as duas unidades de processamento, para garantir que não ocorra nenhuma descarga no paciente através dos eletrodos, preservando sua segurança.

O isolador utilizado foi o SI8422AB-D-ISR da Silicon Labs, que permite a comunicação entre os Tx e Rx de ambos os microprocessadores de forma isolada, como mostra a Figura 28.

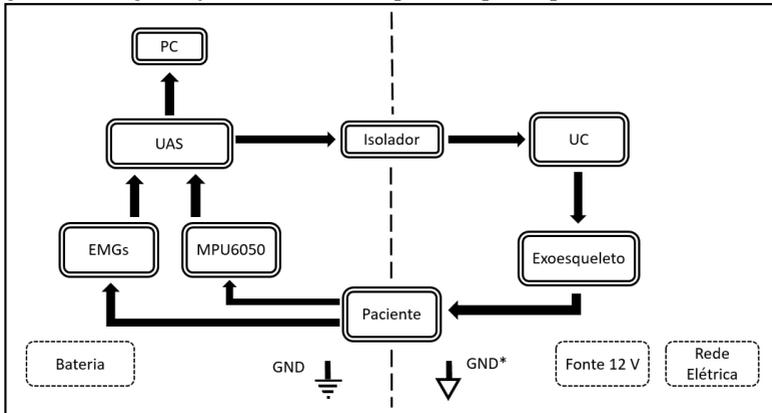
Figura 28. Diagramação interna do SI8422AB-D-ISR e sua configuração.



Fonte: SILICON LABS, 2019.

A UAS tem um microcontrolador com as funções de ler os sensores e transmitir as informações coletadas via USB para um computador, e por comunicação UART para o outro microcontrolador da UC. A UC tem um microcontrolador com a função de controlar os motores de acordo com as informações recebidas pela UAS. A Figura 29 apresenta a diagramação do sistema completa do protótipo, mostrando as ligações entre os blocos, e o isolamento entre as unidades.

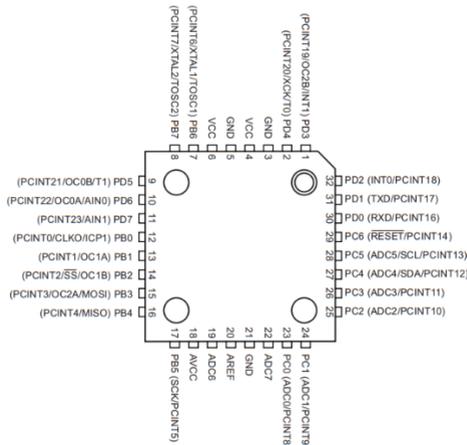
Figura 29. Diagramação do sistema completo do protótipo.



Fonte: Próprio autor.

O microcontrolador (Figura 30. Microcontrolador ATmega328P.) utilizado por ambas unidades é o ATMEL ATmega328P de 8 bits, única diferença é que a UAS utiliza esse microprocessador na plataforma Arduino UNO e a UC na Arduino Nano. O ATmega328P tem 14 entradas/saídas digitais, 6 entradas analógicas, cristal oscilador de 16 MHz, memória flash de 32 KB, memória SRAM de 2 KB, EEPROM de 1 KB, conexão USB, tensão de operação de 5 V e alimentação de 7 a 12 V.

Figura 30. Microcontrolador ATmega328P.



Fonte: ATMEL, 2019.

A programação do microcontrolador é realizada através do software gratuito *integrated development environment* (IDE) Arduino v1.8.8.

3.5.1 Unidade de Aquisição de Sinais

Os sinais dos eletromiogramas são lidos pelas portas analógicas do microcontrolador, que tem a limitação do conversor A/D de 5 V, com um valor digital correspondente de 0 a 1024, com clock de 50 kHz. A aquisição das informações dos sensores MPU6050 acontecem por meio de comunicação I2C, e o microcontrolador tem o limite de realizar apenas duas comunicações I2C simultâneas. Os transdutores MPU6050 estão localizados no dedo indicador e polegar, e o microcontrolador lê apenas as informações do eixo Z, que variam em um valor de 0 a 180.

Todas as informações coletadas pelo ATmega328P são transmitidas para a USB como *strings*, e essas informações são valores numéricos e separados por vírgula, seguindo a estrutura conforme Figura 31. O código da UAS pode ser visto no ANEXO F – Código da UAS.

Figura 31. Ordem dos dados enviados via USB.



Fonte: Próprio autor.

3.5.2 Unidade de Controle

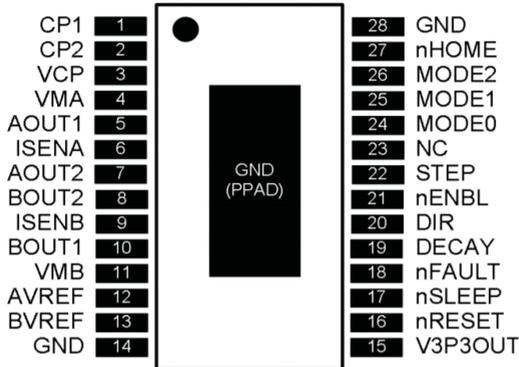
A etapa de controle é formada pelo microprocessador, drivers e atuadores. O microprocessador tem a função de se comunicar com a UAS, recebendo as informações das posições dos dedos e do nível do EMG, e executar as decisões de ativar os atuadores através dos drivers.

O driver utilizado para o controle dos motores é o DRV 8825 da Texas Instruments. Este driver pode controlar velocidade e rotação de um motor de passo bipolar, como o motor NEMA 17 utilizado neste projeto. O driver (Figura 32) contém 16 pinos de interface, sendo pinos para controle de velocidade, rotação, alimentação, ligação com o motor, e um pino de habilita e desabilita o drive, podendo controlar qual motor girar.

Outro fator a ser considerado é que existe um potenciômetro no DRV 8825 que controla a corrente de saída para os motores, ajustando assim o nível de força necessário para os motores conseguirem movimentar os dedos do paciente. Este nível de corrente é ajustado de acordo com a fórmula (8).

$$\text{Corrente limite} = VREF \times 2 \quad (8)$$

Figura 32. Driver DRV8825 e sua configuração.



Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2019.

Onde $VREF$ é a tensão entre o potenciômetro e o terra do circuito. A corrente foi limitada em 2 A, pois é a corrente encontrada experimentalmente que consegue ter força suficiente para movimentar os dedos do usuário, logo a tensão $VREF$ é de 1 V.

A atuação da UC será sempre dependente da UAS, que irá mandar um sinal informando se o sinal dos EMGs é alto ou baixo, e o valor da posição coletada pelo MPU6050. O movimento a ser realizado pelo paciente é selecionado via código e carregado ao microcontrolador. Assim, o paciente irá tentar executar o movimento, a UAS irá detectar através dos EMGs e informar a UC. Se o nível muscular captado pelo EMGs for suficiente, será realizada uma comparação com os sensores dos dedos, para verificar se a posição foi alterada, se sim, os atuadores, compostos por motores de passo e fios, irão se movimentar de forma a acompanhar o movimento realizado pelo paciente, se não, os atuadores irão forçar o paciente a executar o movimento. Este processo é realizado em forma de um loop, realizando comparações e ativando os atuadores até que o movimento esteja completo. Ao finalizar o movimento, os atuadores forçam a mão da pessoa a ficar estendida. O diagrama de blocos

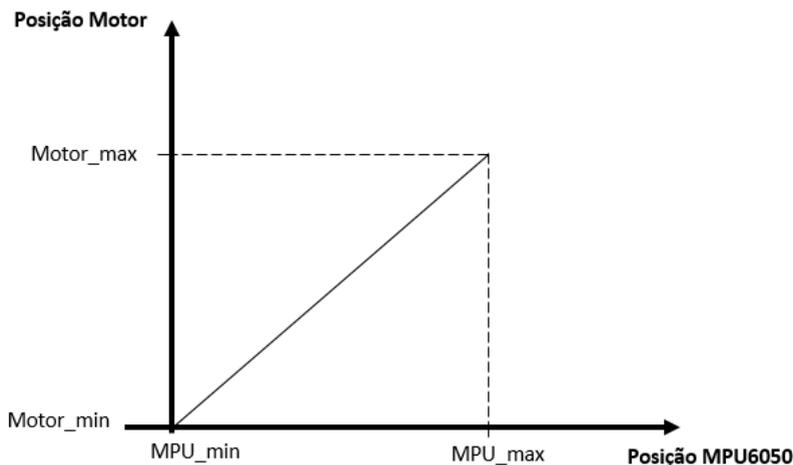
do funcionamento do controle pode ser visto na Figura 12 no início do capítulo.

Os atuadores têm uma posição zero e uma posição de fim de curso, sendo a posição zero a posição de extensão dos dedos, e a posição de fim de curso será o valor máximo lido pelos sensores de movimento, de forma que, cada passo corresponde a uma posição do sensor.

Os atuadores têm dois motores de passo, um para movimentar os dedos médio, anelar e mínimo, e outro para os dedos indicador e polegar. Dessa forma, para a realização do movimento agarrar, ambos os motores irão atuar, enquanto que o movimento de pinça, apenas o motor dos dedos indicador e polegar será acionado.

Os motores irão realizar um movimento linear de acordo com os valores lidos pelos sensores MPU6050. Este sensor é configurado para trabalhar de 0 a 180°, e o motor irá trabalhar nessa faixa de valores em graus também. As posições que indicarão que os dedos estão esticados (variáveis *MPU_min* e *Motor_min*) e dedos flexionados (variáveis *MPU_max* e *Motor_max*) serão adquiridas em testes práticos no capítulo resultados. A Figura 33 ilustra o comportamento entre posição do motor e posição dos dedos lido pelo MPU6050.

Figura 33. Gráfico Motor x MPU6050.



Fonte: Próprio autor.

Assim, a equação que rege a linearidade do movimento dos motores será:

$$pos_{Motor} = pos_{MPU} \quad (8)$$

Onde pos_{MPU} é o valor lido pelos MPU6050, e pos_{Motor} é a posição em graus que o motor exercerá.

O código da UC pode ser visto no ANEXO G – Código da UC.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados e discussão serão apresentados em duas partes, subdivididas em um subcapítulo sobre a aquisição de sinais, processamento e interface, e outro relacionado à resposta da UC e avaliação do exoesqueleto.

Os resultados obtidos se baseiam em testes no próprio autor deste trabalho. Foram realizados testes de processamento e aquisição dos sinais (EMGs e posição das falanges) junto da interface e também avaliação dos movimentos com o exoesqueleto e UC. Os resultados podem ser visualizados em um vídeo disponível no link: <http://bit.ly/VIDEO2019TCCMAICON>.

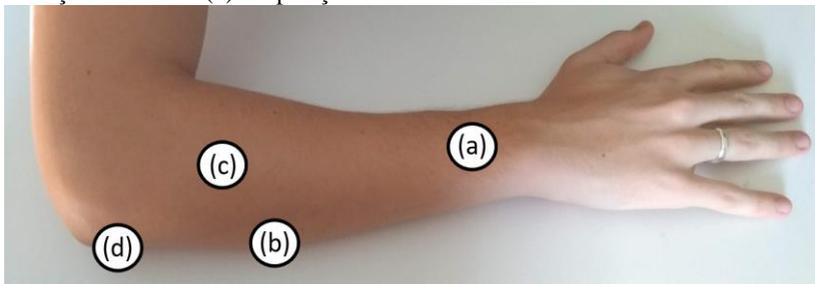
4.1 UAS e Interface

Antes da realização das leituras musculares foi determinada a posição dos eletrodos. A escolha da distância entre os dois eletrodos de detecção seguiu o trabalho de Almeida (2010), como apresentado no item 2.3.4 Eletrodos, sendo determinada uma distância de 20 mm. O eletrodo de referência foi colocado no cotovelo, mais especificamente na extremidade da região do osso da ulna, pois é uma região com pouca atividade muscular.

A posição dos eletrodos de detecção foi escolhida de forma empírica, selecionando a posição onde encontrou-se uma boa leitura muscular entre extensão e flexão dos dedos, sendo esta entre o músculo extensor dos dedos e músculo flexor ulnar do carpo. A Figura 34 mostra as posições dos eletrodos, onde no eletrodo (a) houve boa captação da extensão e flexão do polegar e da extensão do indicador, mas baixa atividade muscular para os outros dedos. No eletrodo (b), há boa captação das atividades musculares de flexão dos dedos médio, anelar e mínimo, mas sem nível representativo de extensão e das atividades dos dedos indicador e polegar. Já no eletrodo (c), há boa captação das atividades musculares de flexão e extensão dos dedos, exceto extensão do polegar. Como esta posição se mostrou a melhor para captação da maior quantidade de atividade muscular dos dedos em geral, em comparação com (a) e (b), esta foi a localização escolhida para as medidas neste trabalho.

A atividade muscular captada pelo EMGs pode ser observada no gráfico cartesiano da interface criada, onde os picos do gráfico representam a contração muscular.

Figura 34. As posições (a), (b) e (c) representam as posições dos eletrodos de detecção testados e (d) é a posição do eletrodo de referência.



Fonte: Próprio autor.

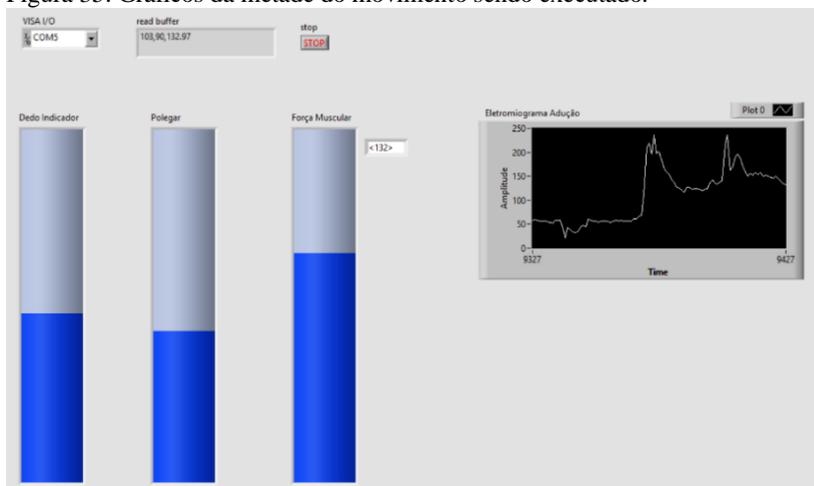
Os valores recebidos dos sensores e processados pelo microcontrolador são enviados via USB para um computador, que apresenta de forma gráfica os valores coletados. Nesses gráficos são ajustados os valores de máximo e mínimo conforme os valores observados experimentalmente.

No gráfico “tanque” do dedo indicador determinou-se o valor mínimo na posição de 60° , devido ao fato de que a mão em repouso não fica totalmente estendida para que o valor do sensor seja 0° , e também considerando a angulação formada pela base do protótipo. O valor máximo foi determinado em 150° por limitação do exoesqueleto de concluir corretamente o movimento. O gráfico do dedo polegar teve o mínimo em 60° e máximo em 130° , também por limitação da estrutura e do movimento anatômico diferenciado do polegar, já que ele apresenta somente duas falanges, distal e proximal, enquanto o restante dos dedos possui também a falange média.

No EMGs foi ajustado o valor de saída do sinal com o potenciômetro em $7\text{ k}\Omega$, resultando num ganho de $58,72\text{ dB}$, evitando a saturação do sinal em uma contração. No gráfico “tanque” do EMGs os valores mínimo e máximo foram de 80 e 250, respectivamente.

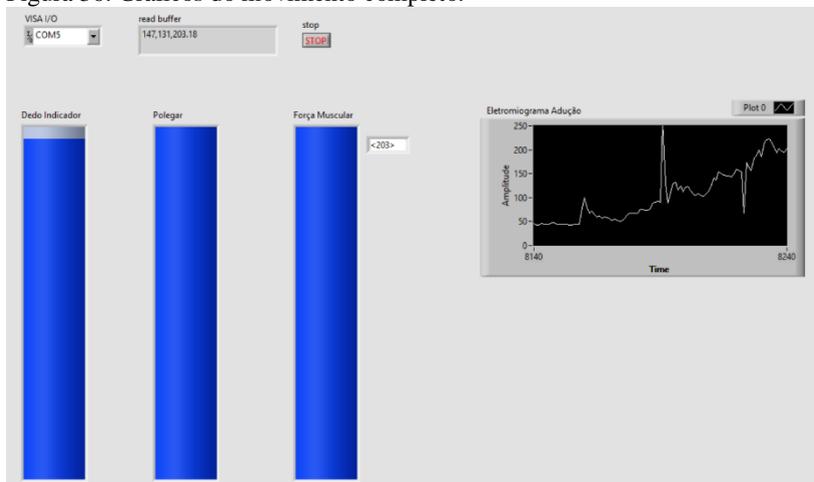
A seleção de cada movimento, agarrar ou pinça, é feita na UC, que ao dar início no protótipo, após 5 segundos começará a exercer a função de leitura e execução da lógica para movimentar os dedos. Conforme o paciente vai executando o movimento, ou a ação sendo executada pelo protótipo, os gráficos são incrementados de forma gradual (Figura 35), até chegar no ponto máximo (Figura 36).

Figura 35. Gráficos da metade do movimento sendo executado.



Fonte: Próprio autor.

Figura 36. Gráficos do movimento completo.

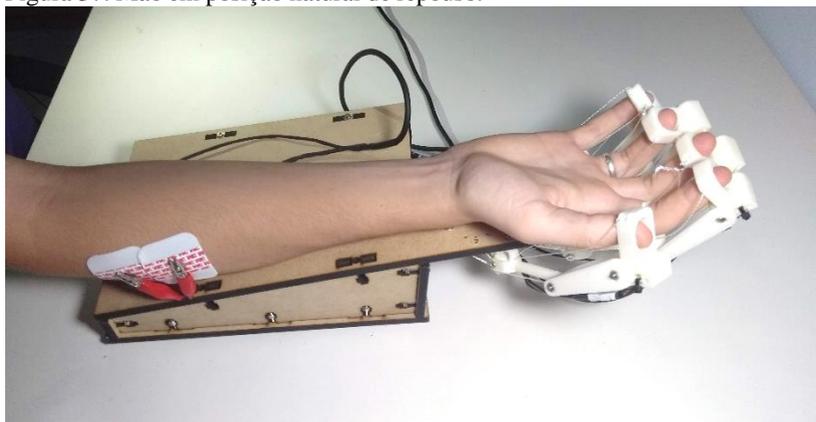


Fonte: Próprio autor.

4.2 UC e Exoesqueleto

O exoesqueleto (Figura 37) não apresentou boa flexibilidade e liberdade de movimento, pelo fato de ser uma estrutura rígida. Este ponto também causa desconforto no seu uso, podendo gerar lesões na pele devido ao atrito. O modelo da estrutura foi desenvolvido baseado em uma mão direita adulta, necessitando então de ajustes individuais para cada paciente em relação ao tamanho total da estrutura (adulto ou infantil), das falanges e das circunferências das peças das falanges distais. Outro ajuste é necessário se o paciente sofreu AVC com comprometimento da mão esquerda, já que o exoesqueleto foi desenvolvido para a mão direita. O sistema de cordas que movimentará as falanges tem limitações por causar envelhecimento dos fios, podendo acarretar em problemas mecânicos e impossibilidade do correto funcionamento.

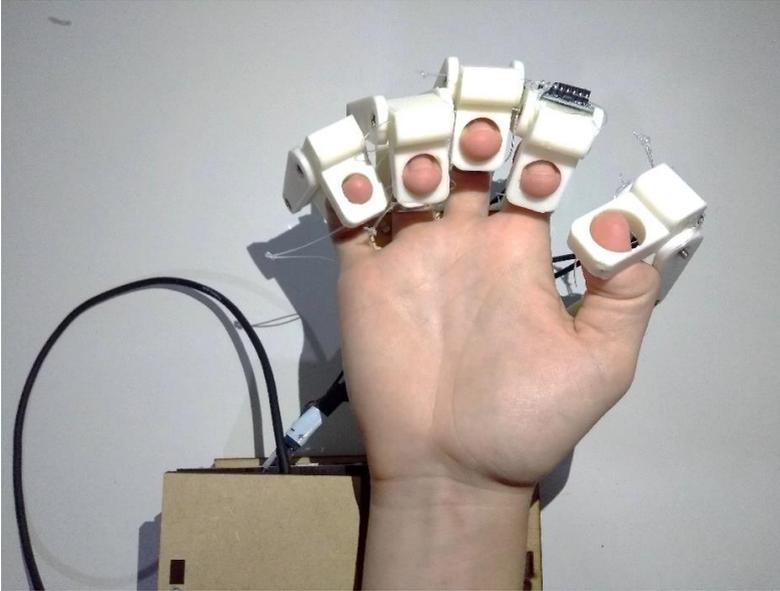
Figura 37. Mão em posição natural de repouso.



Fonte: Próprio autor.

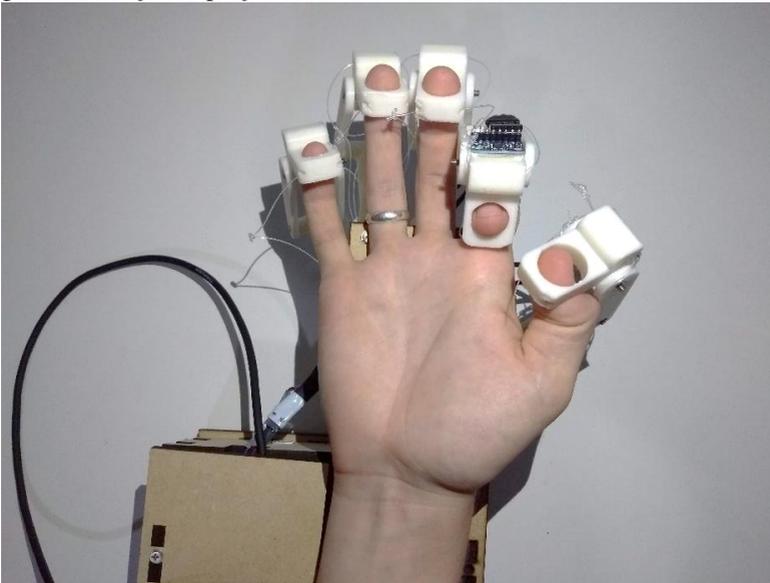
O sistema das falanges com linhas não correspondeu ao movimento exato de agarrar (Figura 38) e pinça (Figura 39), de forma que apenas as falanges distais e médias realizam o movimento de dobrar, porém formam um movimento “incompleto”. Outro problema encontrado, foi no movimento do polegar, que diferente dos outros dedos, naturalmente ele não dobra as falanges verticalmente com a palma da mão, e o exoesqueleto não executa esse movimento de diagonal das falanges de forma correta, causando desconforto e movimentação errada do polegar do usuário.

Figura 38. Posição de agarrar.



Fonte: Próprio autor.

Figura 39. Posição de pinça.

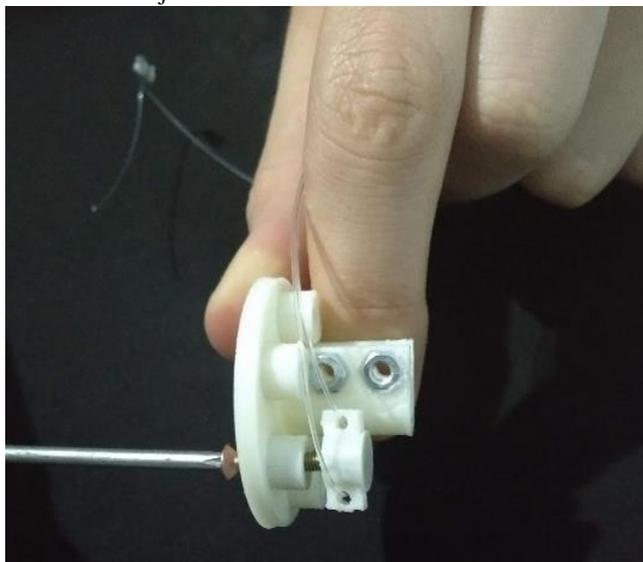


Fonte: Próprio autor.

O sistema de fios primeiramente foi utilizado nylon, mas como é um material que não mantém sua posição quando dobrado, o nylon prendia em outras peças dentro da base e embolando, impossibilitando o movimento das falanges impressas quando o motor era acionado. Este problema foi corrigido ao utilizar linha de polipropileno, que apresentou resistência e maleabilidade.

As linhas de polipropileno são ajustadas junto a uma peça no eixo do motor. Após passar a linha pelos furos das peças das falanges distais, ela deve ser presa junto a uma estrutura que é presa a um parafuso. Este será rosqueado na estrutura presa ao eixo do motor, e é ajustada a tensão da linha girando este parafuso. A Figura 40 mostra o sistema de ajuste da linha.

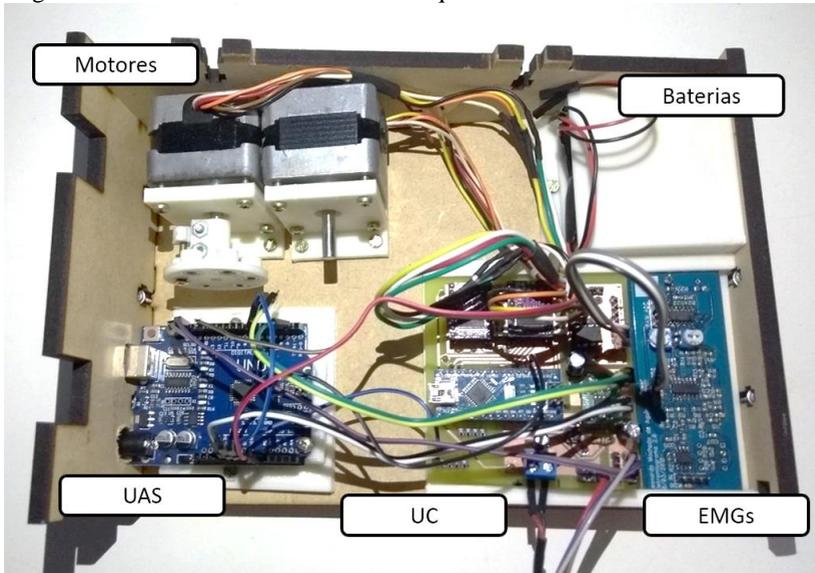
Figura 40. Sistema de ajuste dos fios.



Fonte: Próprio autor.

A base do exoesqueleto, tendo a função de apoio para o antebraço, apresentou um bom espaço para a distribuição da eletrônica, motores e baterias, como apresentado na Figura 41.

Figura 41. Parte interna da Base do exoesqueleto.



Fonte: Próprio autor.

O sistema linear do controle do movimento dos motores com os valores dos sensores MPU6050, funcionou conforme esperado e descrito no item 3.5.2 Unidade de Controle. O código foi adaptado para que o valor inicial (posição zero) dos motores correspondesse ao valor mínimo de cada sensor MPU6050, sendo este 60° . Este valor é diminuído do valor real lido pelo sensor MPU6050, ou seja, quando a leitura do sensor for 61° , o motor irá girar apenas 1° , sendo descontado o valor de repouso (60°) e apenas levando em consideração 1° que foi movimentado.

Quando o valor do EMGs é baixo e a UC comanda a flexão das falanges, os motores giram 5° . Este valor foi escolhido pois não realiza uma grande movimentação das falanges, tendo o usuário a liberdade de conseguir realizar algum movimento e de não levar um tempo longo para finalizar um movimento. Como o grau máximo que o motor irá girar é de 90° , temos sua tarefa realizada em 18 ciclos para um movimento finalizado apenas pela UC.

5 CONCLUSÃO

O AVC é a segunda maior causa de morte do mundo e acontece principalmente em adultos de meia-idade e idosos. A maior parte dos sobreviventes não tem mais a qualidade de vida que tinham antes da doença devido as sequelas. Esses dados são alarmantes devido ao aumento da população idosa, sendo realizadas pesquisas relacionadas à reabilitação dessas pessoas, como o desenvolvimento de sistemas com *biofeedback*, estimulado por organizações que estabelecem normas para as pesquisas. O sistema de *biofeedback* desenvolvido apresenta uma boa resposta ao tratamento dos sinais dos sensores, controle e interface, permitindo de forma geral, que o paciente execute uma fisioterapia sem a necessidade da utilização do membro saudável ou de um profissional fisioterapeuta supervisionando a execução do movimento em tempo integral, dando maior autonomia ao paciente.

A UAS apresentou bons resultados na aquisição e processamento dos sinais captados pelos sensores, apenas com a limitação da comunicação I2C, que permitiu utilizar apenas dois sensores para a captação da posição dos dedos. A interface permitiu apresentar os valores dos sensores de forma visual através de gráficos “tanque” e cartesiano, de fácil interpretação. Este sistema de interface ainda acrescenta a possibilidade de salvar os valores captados pelos sensores para cada sessão de fisioterapia realizada pelo paciente, permitindo um acompanhamento quantitativo do seu desenvolvimento.

A UC, que tem a lógica de determinar quando o paciente consegue realizar o movimento, funcionou como o esperado. As unidades escolhidas de angulação das posições dos dedos e quantidade de passos dos motores pré-determinados, podem ser alterados no código da UC, permitindo uma versatilidade do sistema, ajustando o modo de movimento conforme um profissional (fisioterapeuta, médico) ache melhor para o seu paciente. A UC criada foi desenvolvida apenas para dois movimentos e utiliza dois motores para isso. Outra alteração que pode ser realizada na UC é acrescentar uma lógica também para a extensão dos dedos, de forma que a pessoa consiga exercitar da mesma forma flexão e extensão dos dedos.

O exoesqueleto desenvolvido conseguiu apresentar a ideia de demonstrar a execução do sistema na realização dos movimentos, mas não apresentou bons resultados quanto a naturalidade desses movimentos.

Este trabalho apresenta a possibilidade de melhorar o sistema proposto de *biofeedback*. O sistema de UC pode ser melhorado para a realização de mais movimentos, podendo acrescentar mais motores, se

necessário, bastando realizar poucas alterações de circuito e código. Existe a possibilidade de aumentar a quantidade de sensores dos dedos que utilizam comunicação I2C, com um circuito multiplexador.

O sistema de exoesqueleto pode ser melhorado utilizando técnicas diferentes da desenvolvida neste trabalho, para tentar diminuir a rigidez dos movimentos e proporcionar movimentos mais naturais. É interessante também que o sistema do exoesqueleto seja de tamanho ajustável, pois o comprimento e espessura dos dedos varia entre a população.

O trabalho desenvolvido foi de grande aprendizado, envolvendo outras áreas além da eletrônica para a sua realização, como mecânica, e o uso de diversas ferramentas, como softwares e impressora 3D. Os arquivos desenvolvidos neste trabalho tornam-se disponíveis para acesso à comunidade, de forma aberta, através do link: <http://bit.ly/2019TCCMAICON>.

REFERÊNCIAS

3DPrint. **3D Printed Exoskeleton Hands**. Disponível em: <<https://sellfy.com/p/BXw2/>>. Acesso em: 5 de março de 2018.

ADA, L.; DORSCH, S.; CANNING, C. G. **Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review**. *Aust J Physiother.* 2006; 52(4):241–248. 5.

AGUIAR, L. M. **Próteses Impressas: Uma abordagem de Baixo Custo**. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Engenharia Eletrônica) – Programa de Graduação em Engenharia Eletrônica, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2018.

ALMEIDA, C. A. P. **Investigação de Parâmetros Espectrais d EMG Aplicáveis à Terapia por Biofeedback**. Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 2010.

ALMEIDA, S. **Análise epidemiológica do Acidente Vascular Cerebral no Brasil**. *Revista Neurociências*, [s.l.], v. 20, p.481-482, 21 jan. 2012. *Revista Neurociencias*. <http://dx.doi.org/10.4181/rnc.2012.20.483ed.2p>.

American Physical Therapy Association. **Guide to Physical Therapist Practice**. 2nd ed. *Phys Ther.* 2001;81(1):9–746.

ASHBURN, A. **Physical Recovery Following Stroke, Physiotherapy**, 1997; Vol.83, N.9, pp. 480- 490.

ASSOCIATION FOR APPLIED PSYCHOPHYSIOLOGY AND BIOFEEDBACK. **About AAPB**. Disponível em: <<https://www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3279>>. Acesso em: 3 de dezembro de 2018.

ATMEL. **ATmega328P: 8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Programmable Flash**. Disponível em: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf>. Acesso em: 9 de maio de 2019.

BIOFEEDBACK CERTIFICATION INSTITUTION OF ALLIANCE.
About BCIA. Disponível em:
 <<https://www.bcia.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3349>>. Acesso em:
 3 de dezembro de 2018.

Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral.** Brasília : Ministério da Saúde, 2013.

BRUNO, A. **Motor Recovery in Stroke.** Visualizado em 15 Outubro 2018, Acessado em <http://www.emedicine.com/pmr/topic234.htm>.

CAROD-ARTAL, F. et al. **Functional recovery and instrumental activities of daily living: followup 1-year after treatment in a stroke unit,** *Brain Injury*, 2002; Vol.16, N.3; pp. 207-216.

CARR, J.; SHEPHERD, R. **Ciência do movimento: fundamentos para fisioterapia na reabilitação.** 2. ed. Barueri: Manole; 2003.

CAURAUGH, J. H.; KIM, S. B. **Chronic stroke motor recovery: duration of active neuromuscular stimulation.** *J Neurol Sci.* 2003; 215(1-2):13-19.

CHAGAS, E. F.; TAVARES, M. C. G. C. F. **A simetria e transferência de peso do hemiplégico: relação essa condição com o desempenho de suas atividades funcionais.** *Revista de Fisioterapia*, vol. 8, p. 40-50. 2001.

COSTA, F. A.; SILVA, D. L. A.; ROCHA, V. M. **Estado neurológico e cognição de pacientes pós-acidente vascular cerebral.** *Rev Esc Enferm USP* 2011; 45(5): 1083-8.

DUNCAN, P. W.; ZOROWITZ, R.; BATES, B.; CHOI, J. Y.; GLASBERG, J. J.; GRAHAM, G. D.; KATZ, R. C.; LAMBERTY, K.; REKER, D. **Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: a clinical practice guideline.** *Stroke* 2005;36(9):e100-43.

DURWARD, B.; BAER, G.; WADE, J. **Acidente vascular cerebral.** In: Stokes M. *Neurologia para fisioterapeutas.* São Paulo: Premier; 2000. p.83-100.

FARMER, J.; ZHAO, X.; van PRAAG, H.; WODTKE, K.; GAGE, F. H.; CHRISTIE, B. R.; **Effects of voluntary exercise on synaptic plasticity and gene expression in the dentate gyrus of adult male Sprague-Dawley rats in vivo.** *Neuroscience*, vol.124, pp.71-79, 2004.

GOMES, B. M.; NARDONI, G. C. G.; LOPES, P. G.; GODOY, E. **O efeito da técnica de reeducação postural em um paciente com hemiparesia após acidente vascular encefálico.** *Acta Fisiátrica*, [s.l.], v. 13, n. 2, p.103-108, 2006.

GOWLAND, C.; DeBRUIN, H.; BASMAJIAN, J. V.; PLEWS, N.; BURCEA, I. **Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke.** *Phys Ther.* 1992;72(9):624-633.

GREENBERG; D. A.; AMINOFF, M. J.; SIMON, R. P. **Neurologia Clínica.** 8. ed. Porto Alegre: Amgh, 2014.

GRESHAM, G. E.; ALEXANDER, D.; BISHOP, D. S.; GIULIANI, C.; et al. **American Heart Association Prevention Conference. IV. Prevention and Rehabilitation of Stroke. Rehabilitation.** *Stroke* 1997;28(7):1522-6.

INTERNATIONAL SOCIETY FOR NEUROFEEDBACK & RESEARCH. **About ISNR.** Disponível em: <<https://www.isnr.org/about-isnr>>. Acesso em: 3 de dezembro de 2018.

INVENSENSE INC. **Product Specification MPU-6000 and MPU-6050.** Disponível em: <<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Components/General IC/PS-MPU-6000A.pdf>>. Acesso em: 15 janeiro 2019.

KOLLEN, B.; KWAKKEL, G.; LINDEMAN, E. **Functional recovery after stroke: a review of current developments in stroke rehabilitation research.** *Rev. Recent Clin Trials* 1:75-80. 2006.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. **Motor recovery after stroke: a systematic review.** *Lancet Neurol* 8:741-54. 2009.

LATHI B. P. **Sinais e Sistemas Lineares**. 2. Ed. Porto Alegre: Bookman, 2007.

LUNDY-ECKMAN, L.. **Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.

MCKEE, G. M. **Biofeedback: Na overview in the context of heart-brain medicine**. Cleveland and Clinic Journal of Medicine, vol. 75, 2008.

Ministério da Saúde [internet]. Brasil. **AVC - Acidente Vascular Cerebral**. [elaborado em agosto de 2006; acesso em 03 de setembro de 2018]. Disponível em: <http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/dicas/105avc.html>.

MOURA, D. M. S. **Proposta de Intervenção para Auxiliar a Reabilitação Motora e Cognitiva de Pacientes com Acidente Vascular Cerebral**. Dissertação (Mestrado em Psicobiologia) - Programa de Pós-Graduação em Psicobiologia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal. 2012.

NACHT, M. B; WOLF, S. L.; COOGLER, C. **Use of Electromyographic Biofeedback During the Acute Phase of Spinal Cord Injury**. Physical Therapy, [s.l.], v. 62, n. 3, p.290-294, 1 mar. 1982. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.1093/ptj/62.3.290>.

NETTER, Frank H.. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NOVELETTO, F. **Sistema Biomédico para Avaliação e Reabilitação Motora em Hemiparéticos por AVC**. Exame de Qualificação para Doutorado. UDESC, 2001.

Organização Mundial da Saúde (2002). **The World Health Report: 2002**. Genebra, Organização Mundial da Saúde.

Organização Mundial da Saúde (2006). **Manual STEPS de Acidentes Vasculares Cerebrais da OMS: enfoque passo a passo para a vigilância de acidentes vasculares cerebrais**. Genebra, Organização Mundial da Saúde.

PAGE, S. J.; LEVINE, P.; LEONARD, A. C. **Mental practice in chronic stroke: Results of a Randomized, Placebo-controlled trial.** *Stroke*, 2007, 38(4):1293-1297.

PAK, S.; PATTEN, C. **Strengthening to Promote Functional Recovery Poststroke: An Evidence-Based Review.** *Topics In Stroke Rehabilitation*, [s.l.], v. 15, n. 3, p.177-199, maio 2008. Informa UK Limited. <http://dx.doi.org/10.1310/tsr1503-177>.

PATTEN, C.; LEXELL, J.; BROWN, H. E. Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy. *J Rehabil Res Dev*. 2004;41(3A):293–312.

PRENTICE, W. E., **Therapeutic Modalities in Rehabilitation.** Ed. McGraw-Hill Medical, 2005.

RATHKE, J. E. **Sistema de Processamento de Sinais Biomédicos: Módulos Didáticos de ECG, EMG, EOG e Conversão Analógico-Digital de Biosinais.** Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2008.

RATHORE, S. S. et al. **Characterization of Incident Stroke Signs and Symptoms.** *Stroke*, [s.l.], v. 33, n. 11, p.2718-2721, nov. 2002. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1161/01.str.0000035286.87503.31>.

RAZAVI, B. **Fundamentos de Microeletrônica** / Behzad Razavi ; tradução e revisão técnica J. R. Souza. – [Reimpr.]. – Rio de Janeiro : LTC, 2014.

SAPOSNIK, G. et al. **Effectiveness of Virtual Reality Using Wii Gaming Technology in Stroke Rehabilitation.** *Stroke*, [s.l.], v. 41, n. 7, p.1477-1484, jul. 2010. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1161/strokeaha.110.584979>.

SCHWARTZ, M. S. et al. **The History and Definitions of Biofeedback and Applied Psychophysiology.** In: SCHWARTZ, Mark S.; ANDRASIK, Frank. **Biofeedback: A Practitioner's Guide.** 4. ed. New York: Guilford Press, 2017. Cap. 1. p. 3-17.

SILICON LABS. **Si8410/20/21 (5 kV) Si8422/23 (2.5 & 5 kV)**. Disponível em: <<https://www.silabs.com/documents/public/datasheets/si841x-2x-datasheet.pdf>>. Acesso em: 23 de fevereiro de 2019.

SILVA, E. J. A, **Reabilitação após o AVC**. Monografia (Mestrado Integrado em Medicina) - Faculdade de Medicina da Universidade do porto. 2010.

SMITH, K. N. **Biofeedback in strokes**. Australian Journal of Physiotherapy, Volume 25, Issue 4, 155 – 161. 1979.

SUDERLAND, A., TINSON D. J., BRADLEY E. L., et al. **Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke: A randomised controlled trial**. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1992;55:530-535.

SURFACE ELECTROMYOGHAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESMENT OF MUSCLES. **What is Seniam?**. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 10 de dezembro de 2018.

TERRANOVA, T. T. et al. **Chronic cerebral vascular accident: rehabilitation**. Acta Fisiátrica, [s.l.], v. 19, n. 2, p.50-59, 2012. GN1 Genesis Network. <http://dx.doi.org/10.5935/0104-7795.20120011>.

TEXAS INSTRUMENTS. **INA 12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>>. Acesso em: 15 de outubro de 2018.

TEXAS INSTRUMENTS. **DRV8825 Stepper Motor Controller IC**. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv8825.pdf>>. Acesso em: 15 de janeiro de 2019.

TORTORA, G. J. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia** / Gerard J. Tortora; trad. Cláudia L. Zimmer...[et al]. – 4.ed. – Porto Alegre : Artmed Editora, 2000.

TREVISAN, C. M.; TRINTINAGLIA, V. **Efeito das terapias associadas de imagem motora e de movimento induzido por restrição**

na hemiparesia crônica: estudo de caso. Fisioterapia e Pesquisa, vol. 17, n. 3, p. 264-69. 2010.

WADE D. T., HEWER R. L. **Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis.** J Neurol Neurosurg Psychiatry 1987;50(2):177-82.

WALKER M.; COLE J. **BIOFEEDBACK IN TREATMENT OF STROKE.** Australian Journal of Physiotherapy, [s.l.], v. 26, n. 6, p.221-226, dez. 1980. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0004-9514\(14\)60812-6](http://dx.doi.org/10.1016/s0004-9514(14)60812-6).

WINSTEIN, C.; ROSE, D.; TAN S.; LEWTHWAITE, R.; CHUI, H. C.; AZEN, S. P. **A randomized controlled comparison of upper extremity rehabilitation strategies in acute stroke: a pilot study of immediate and longer-term outcomes.** Arch Phys Med Rehabil. 2004;85:620–628.

WISSEL, J.; EBERSACH, G.; GUTJARH, L.; et al. **Treating chronic hemiparesis with modified biofeedback.** Arch Phys Med Rehabil 1989;70:612–7.

WOLF, S. L. **Electromyographic Biofeedback Applications to Stroke Patients: A Critical Review,** *Physical Therapy*, Volume 63, Issue 9, 1 September 1983, Pages 1448–1459, <https://doi.org/10.1093/ptj/63.9.1448>.

WOLF, S. L., BINDER MACLEOD, S. A., 1983, **Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient. Changes in upper extremity neuromuscular and functional status,** *Physical Therapy*, v. 63, n. 9, pp. 1393- 1403.

ANEXO A – Circuitos Eletrônicos

Figura 42. Circuito Integrador (Folha_1).

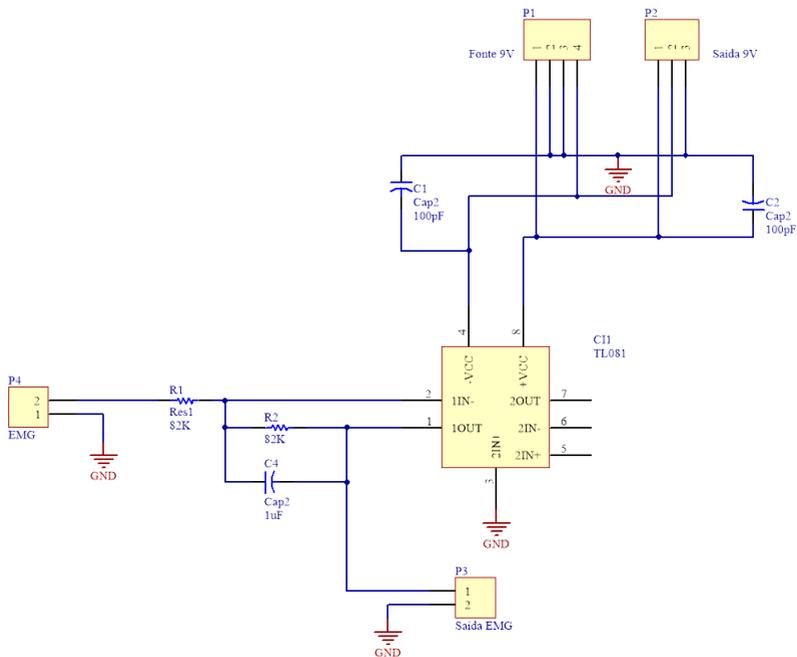


Figura 43. Circuito da UC (Folha_2).

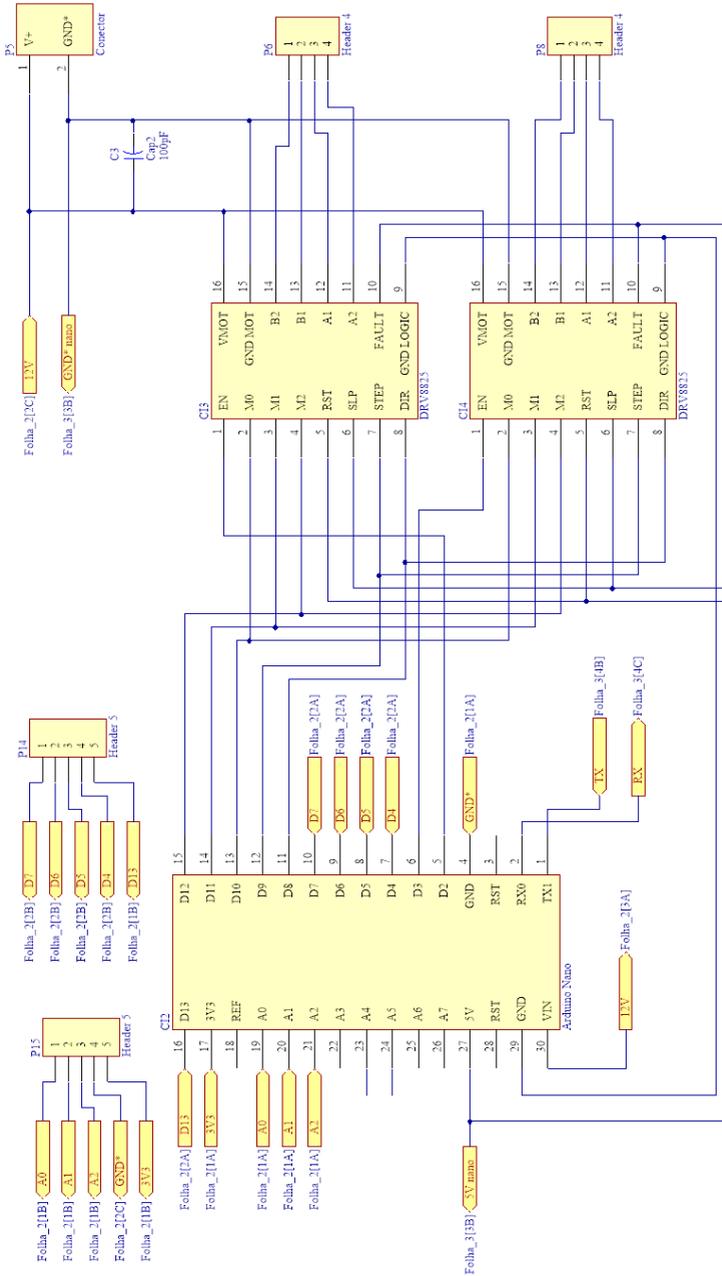
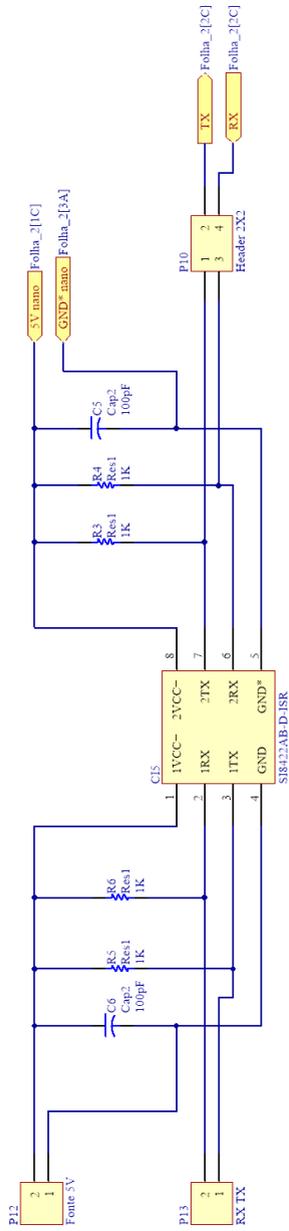
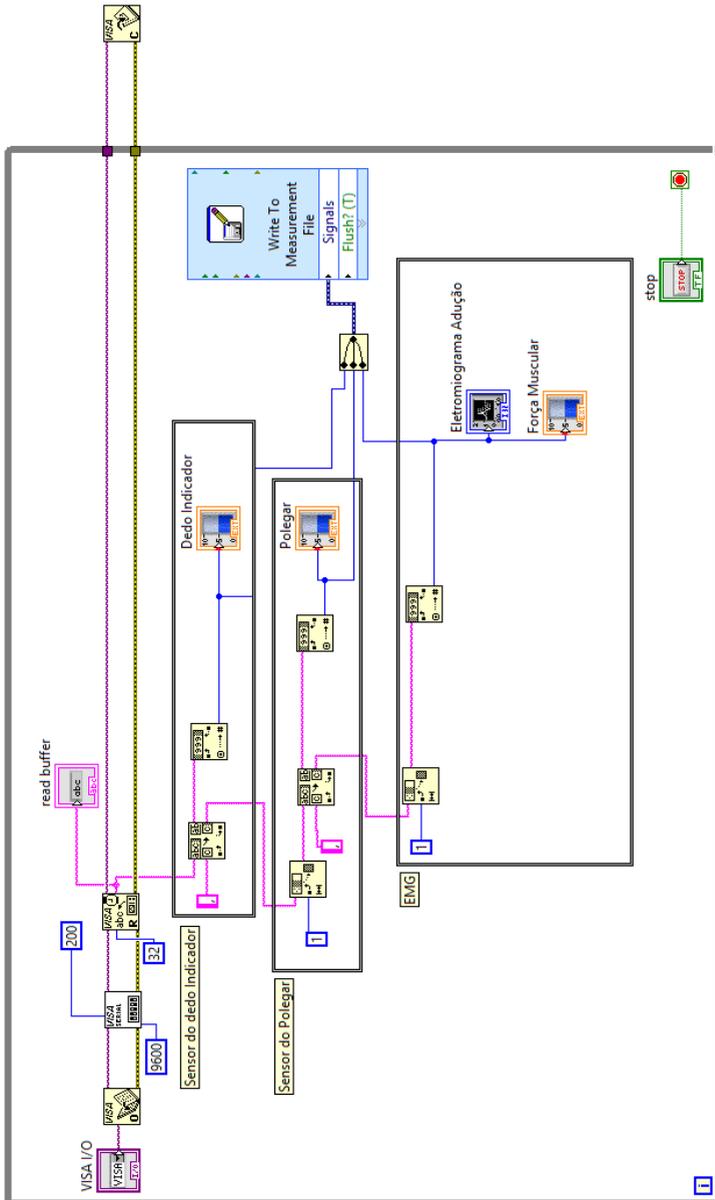


Figura 44. Circuito de Isolação (Folha_3).



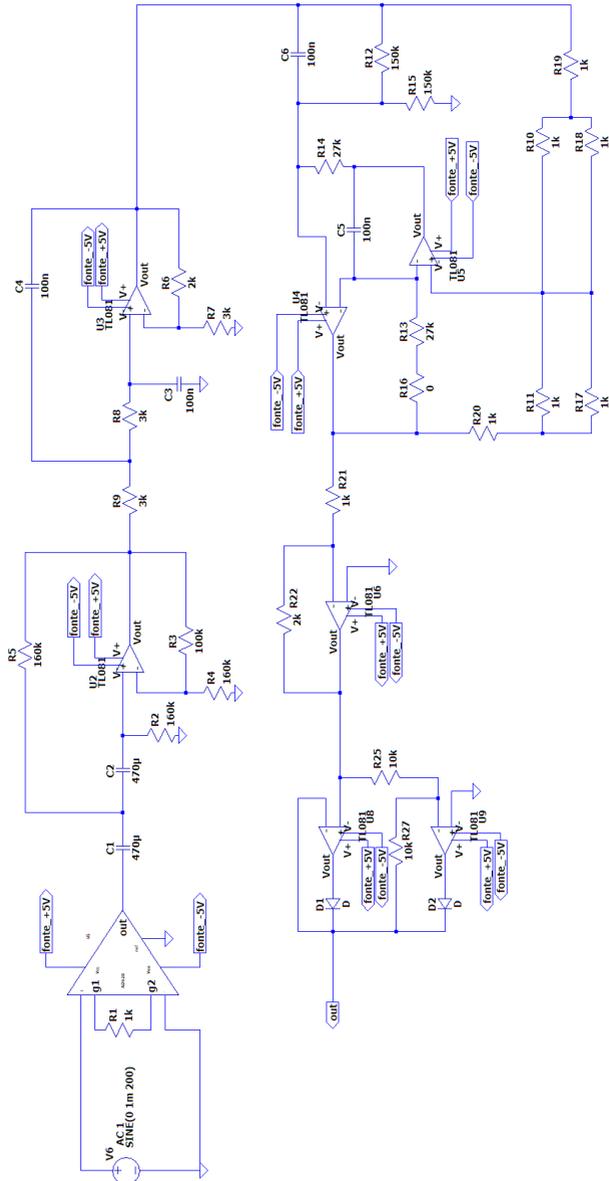
ANEXO B – Código LabView

Figura 45. Código do LabView para Interface.



ANEXO C – Esquemático EMGs no LTspice

Figura 46. Circuito esquemático do EMGs.



ANEXO D – Desenhos

Todas as medidas dos desenhos abaixo estão em milímetros.

Figura 47. Falange dedo anelar.

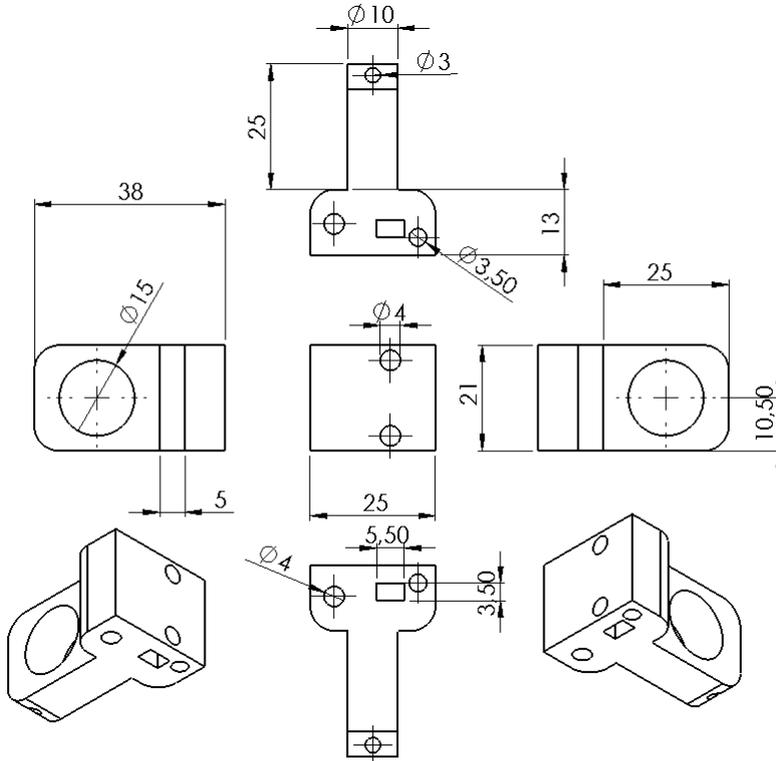


Figura 48. Falange dedo anelar e médio.

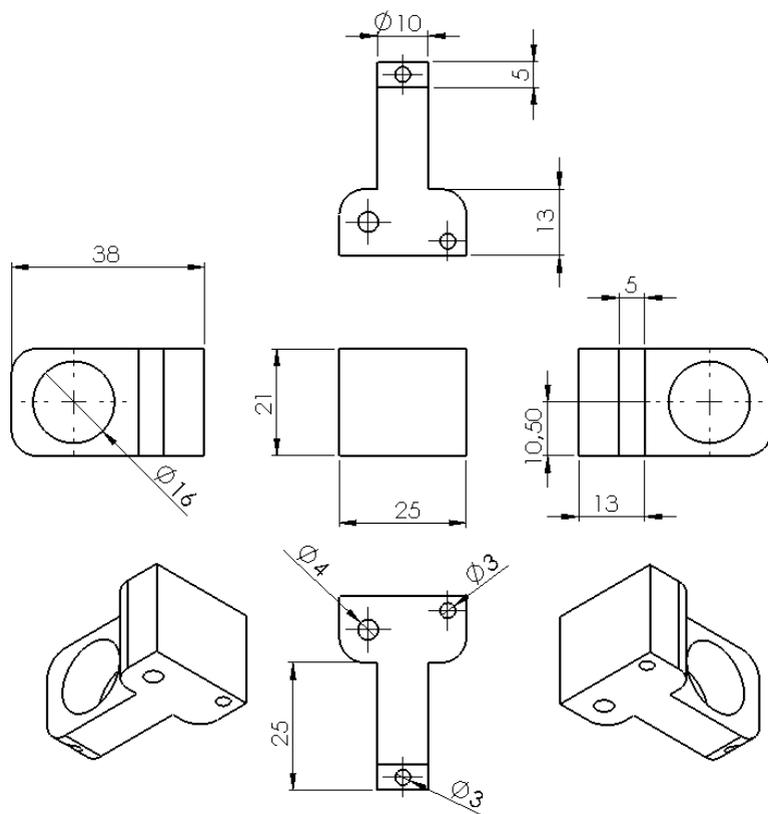


Figura 49. Falange dedo polegar.

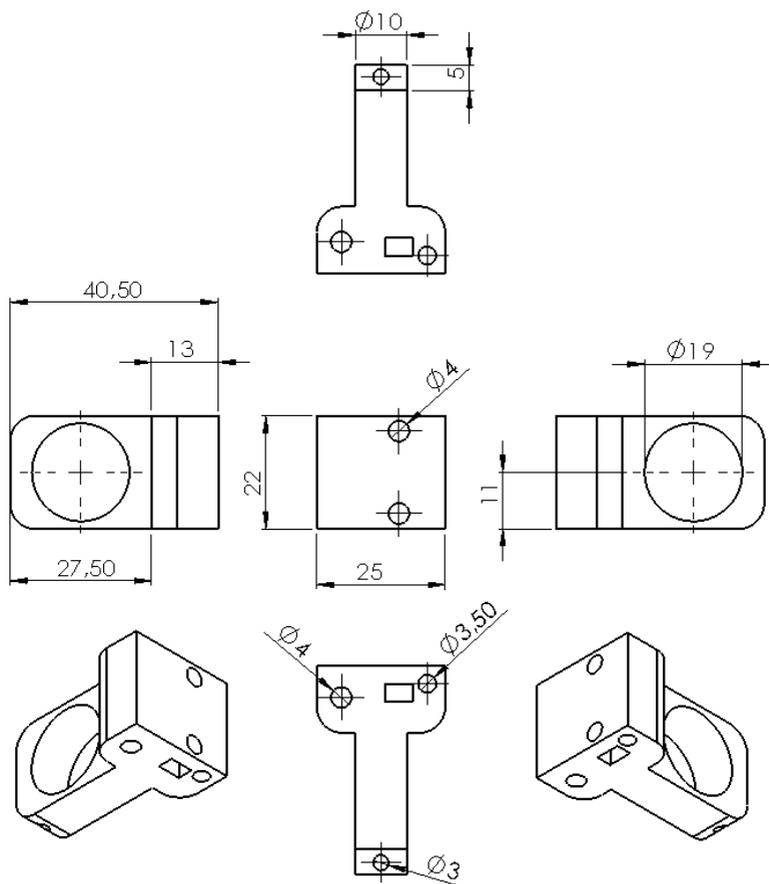


Figura 50. Falange dedo mínimo.

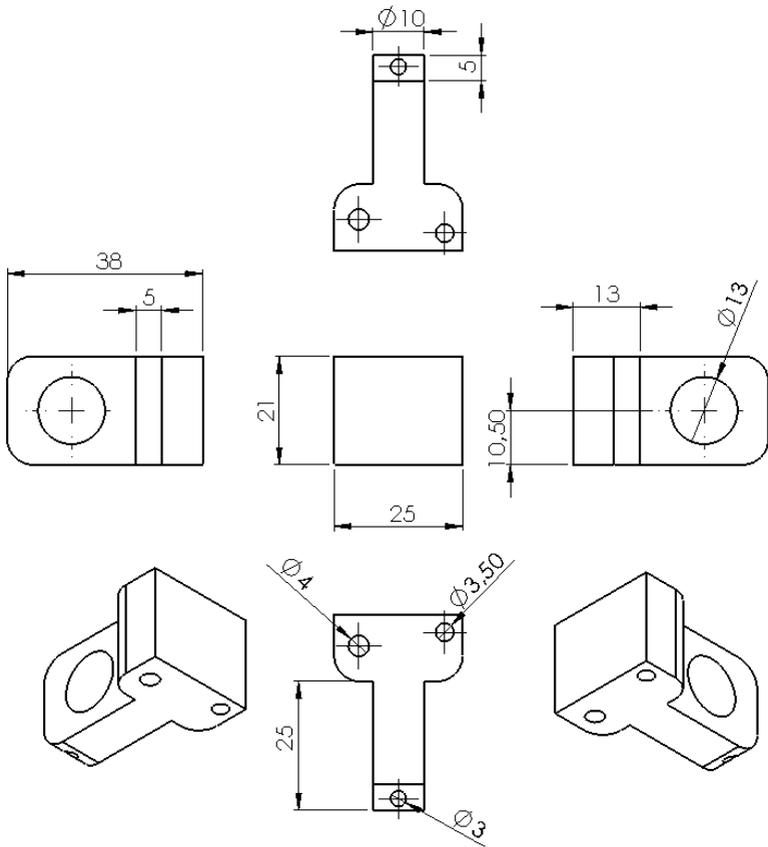


Figura 51. Falange proximal.

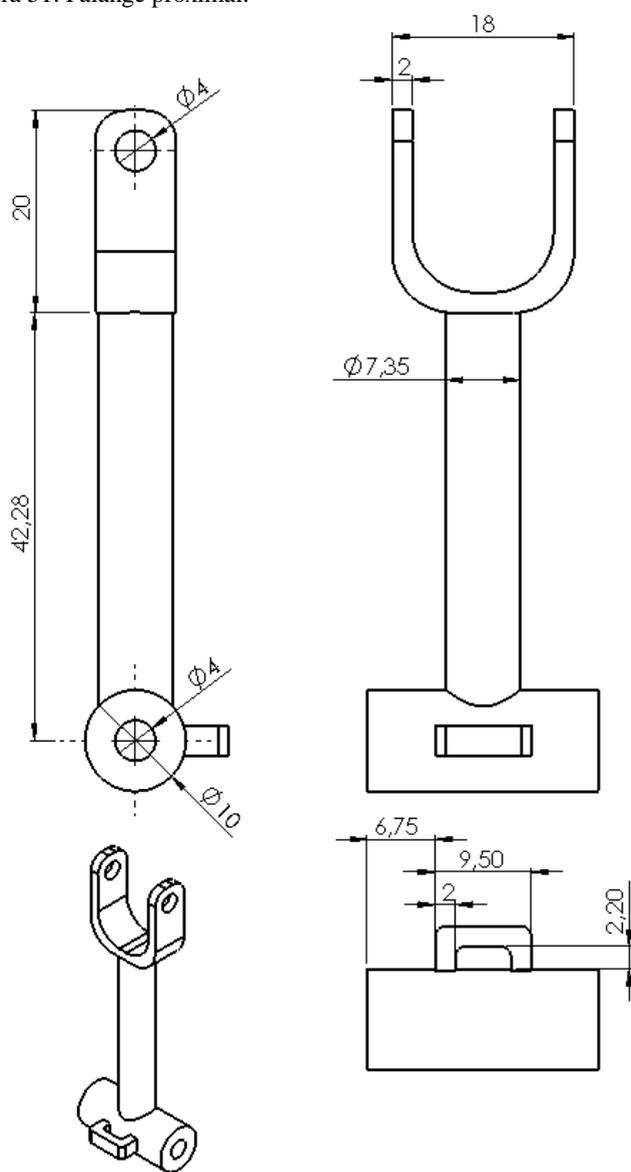


Figura 52. Suporte para arduino Uno.

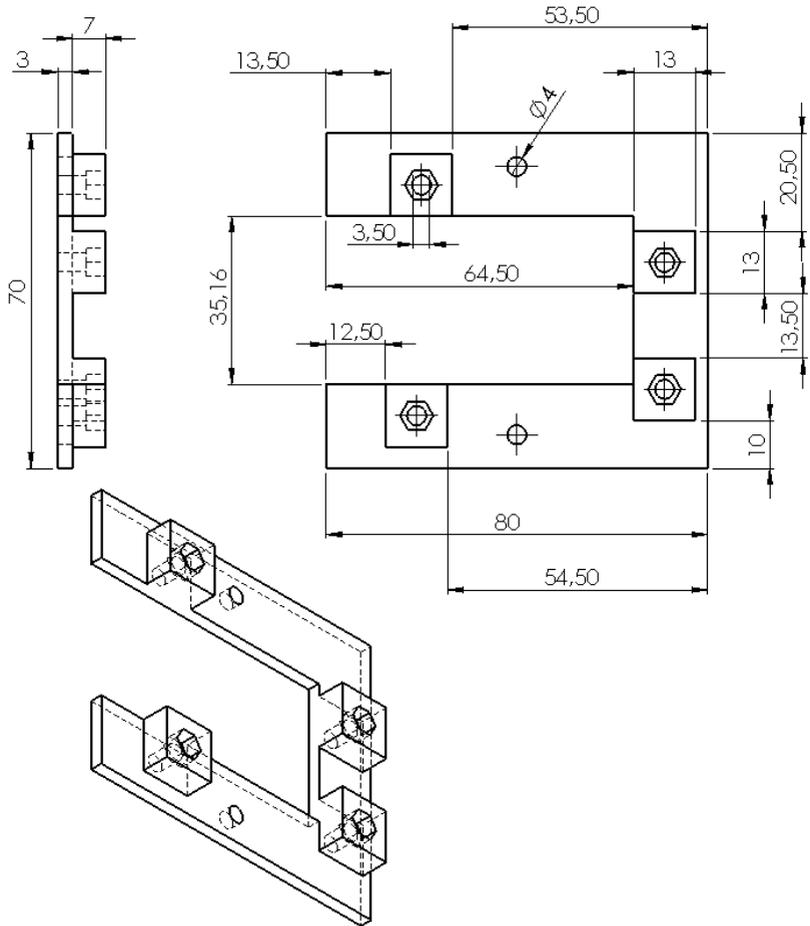


Figura 53. Suporte para baterias.

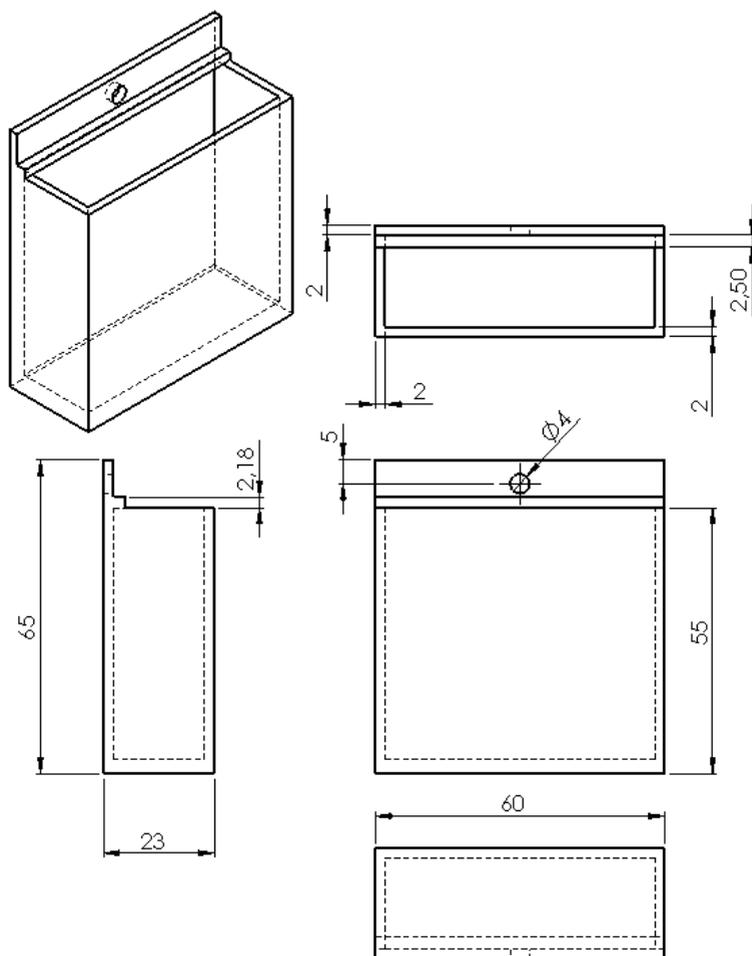


Figura 54. Suporte do eixo do motor para sistema de puxar os fios.

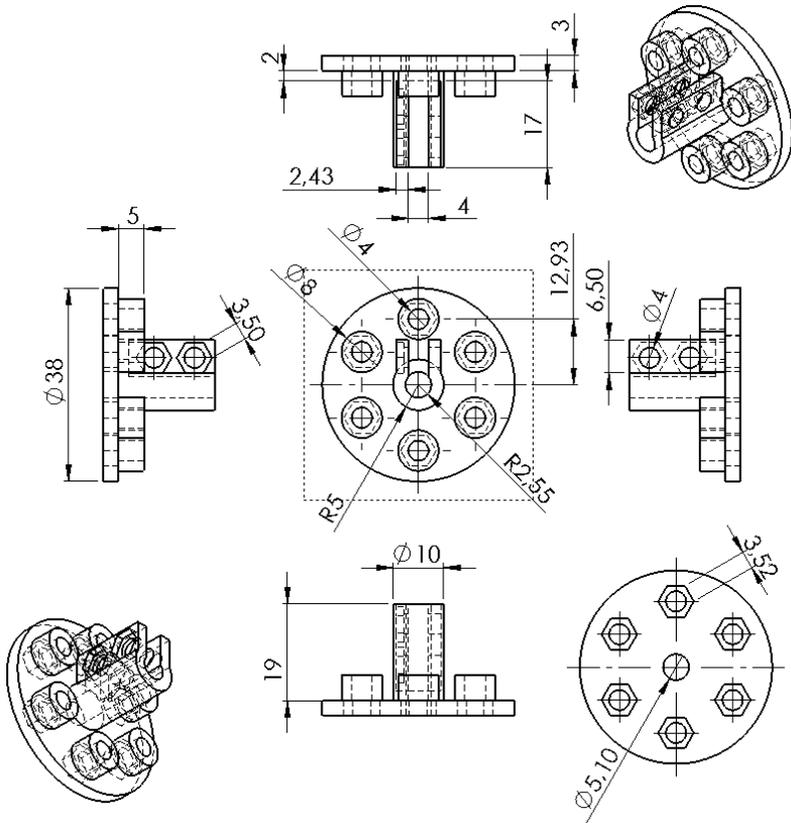


Figura 55. Suporte para sistema de puxar a corda

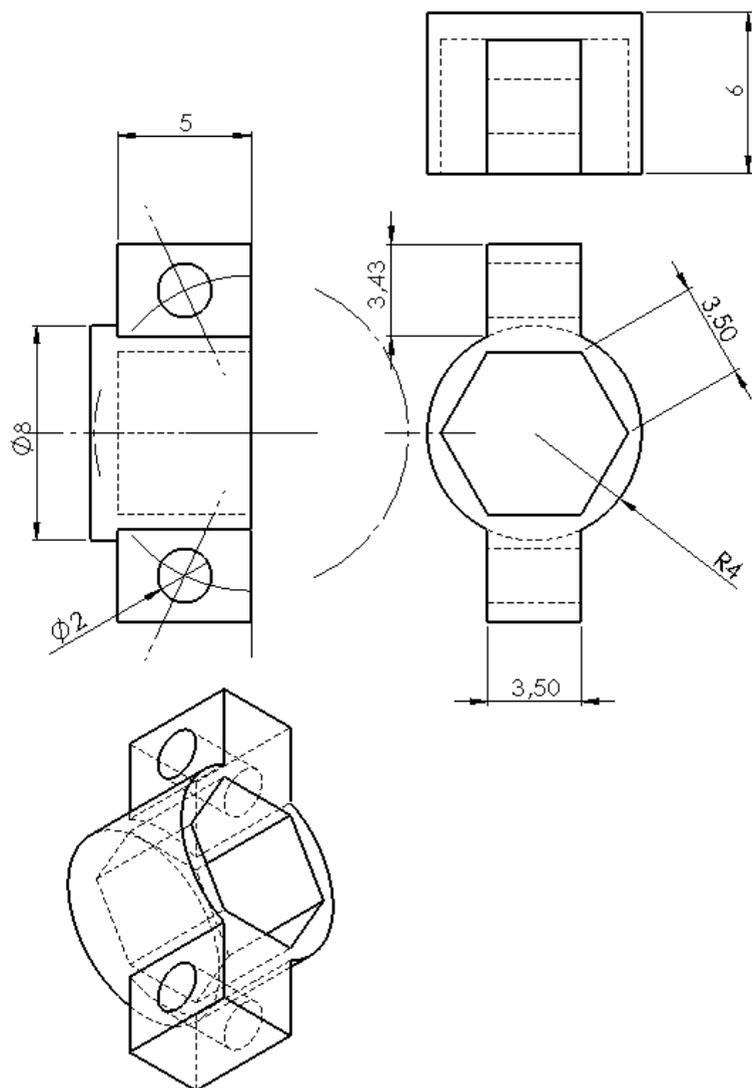


Figura 56. Peça para fazer o caminho onde os fios passam.

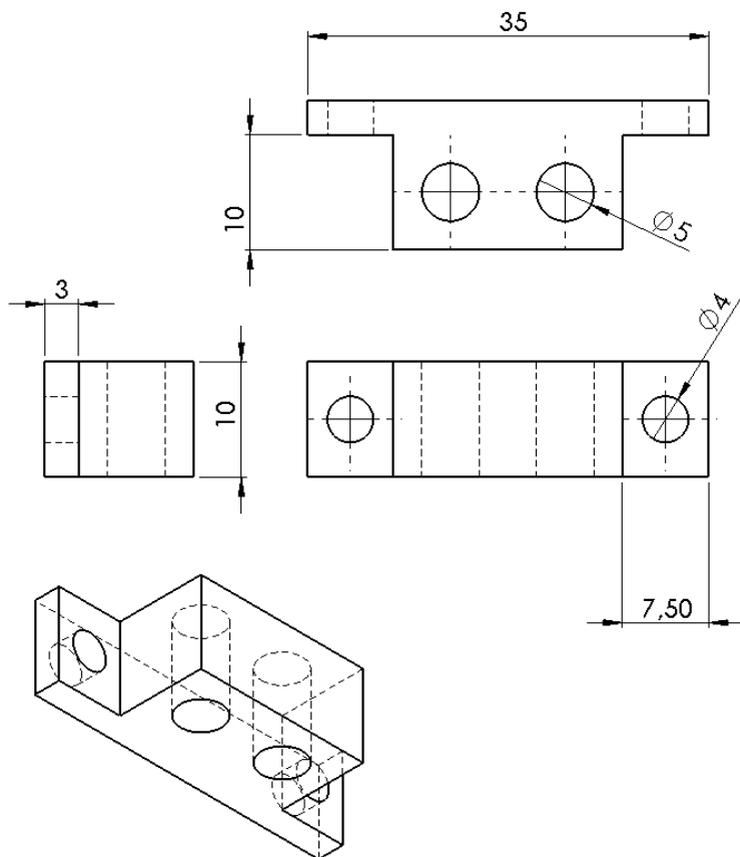


Figura 57. Peça para encaixar a falange proximal na peça da Figura 50.

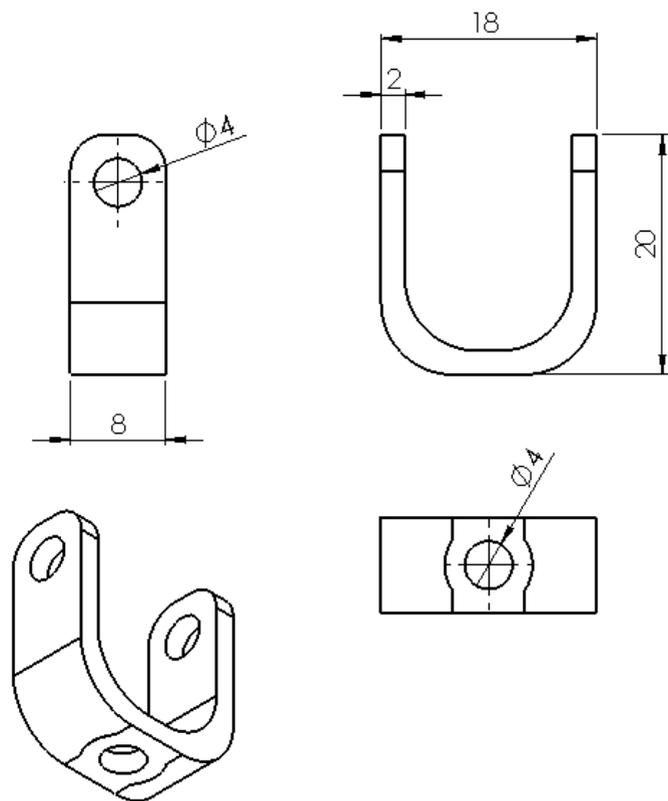


Figura 58. Peça onde os fios passam antes das falanges e que fixa a falange proximal na base.

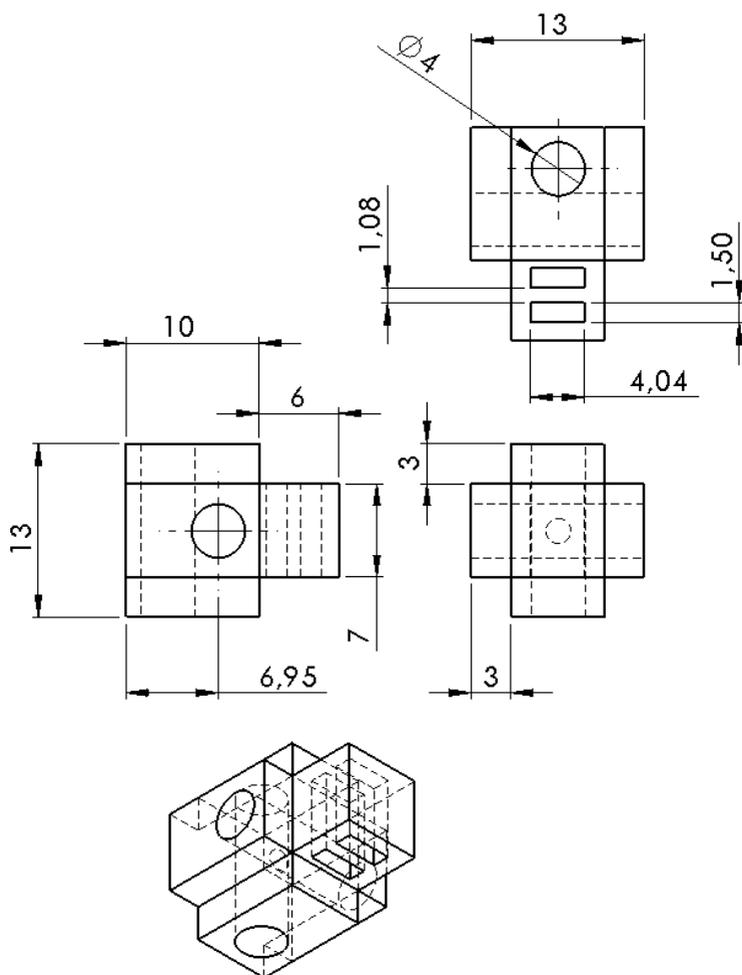


Figura 59. Suporte dos motores.

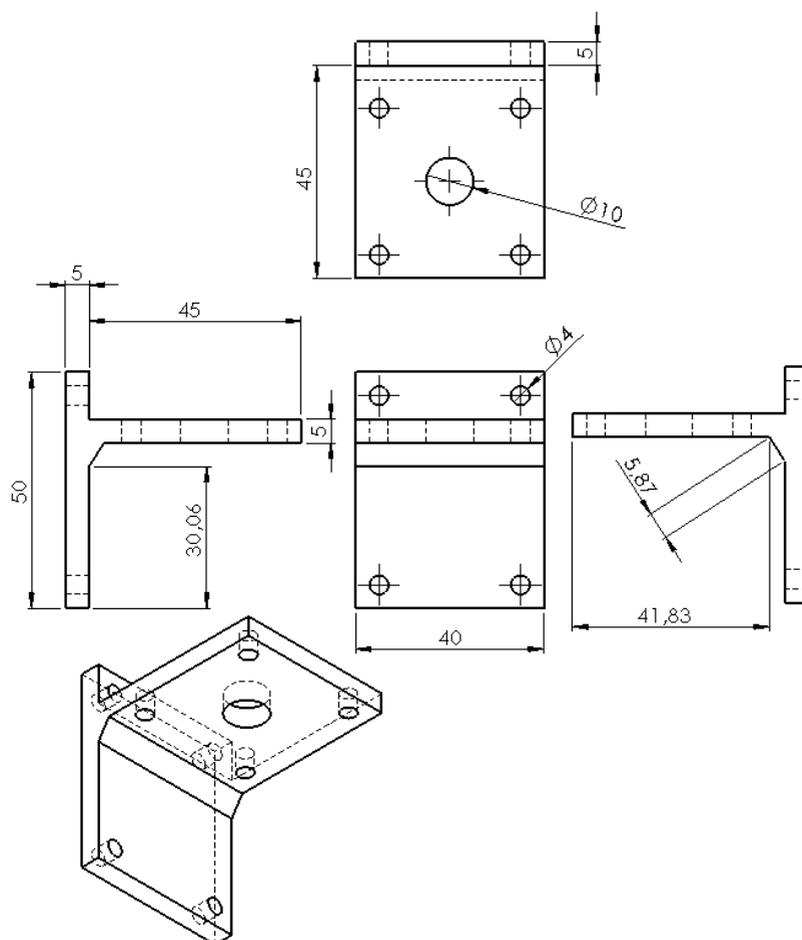


Figura 60. Suporte das placas eletrônicas.

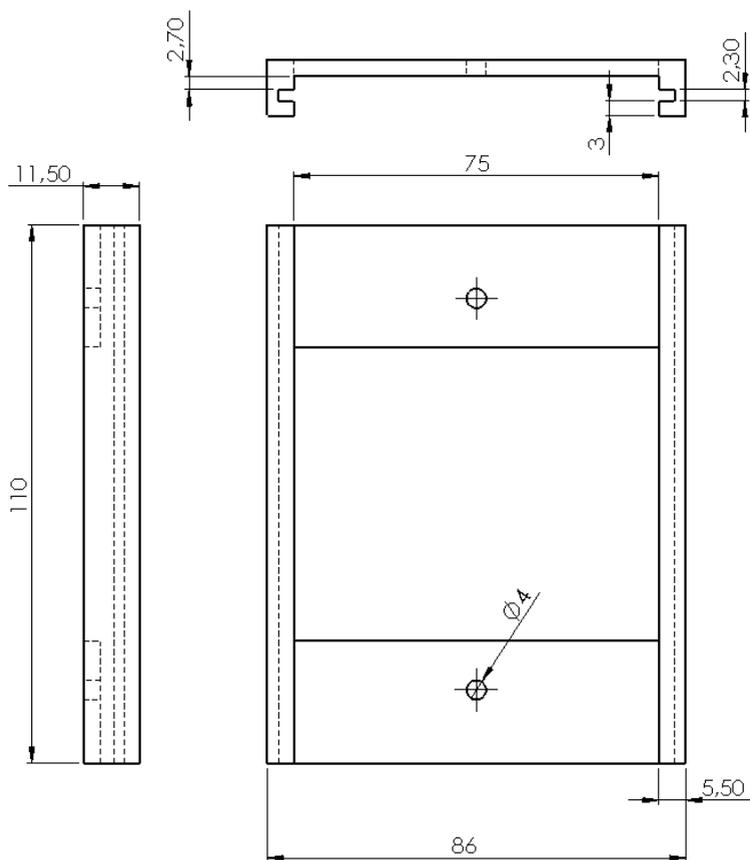


Figura 61. Peça da base para o apoio do antebraço.

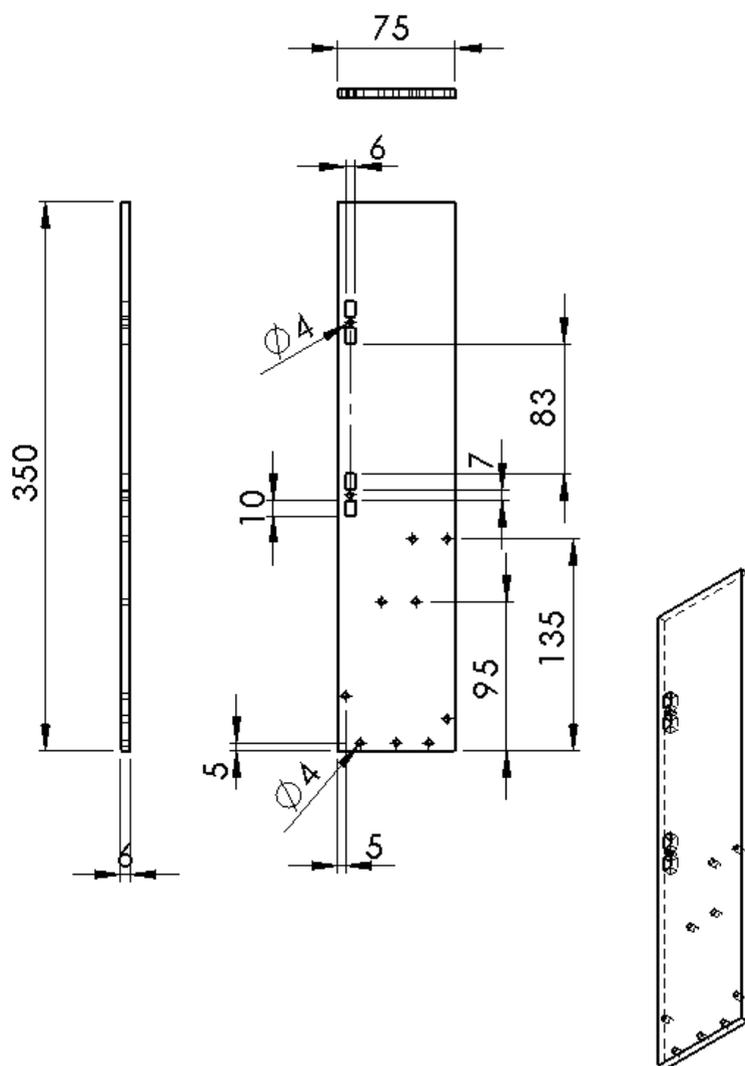


Figura 62. Peça para tampar a base.

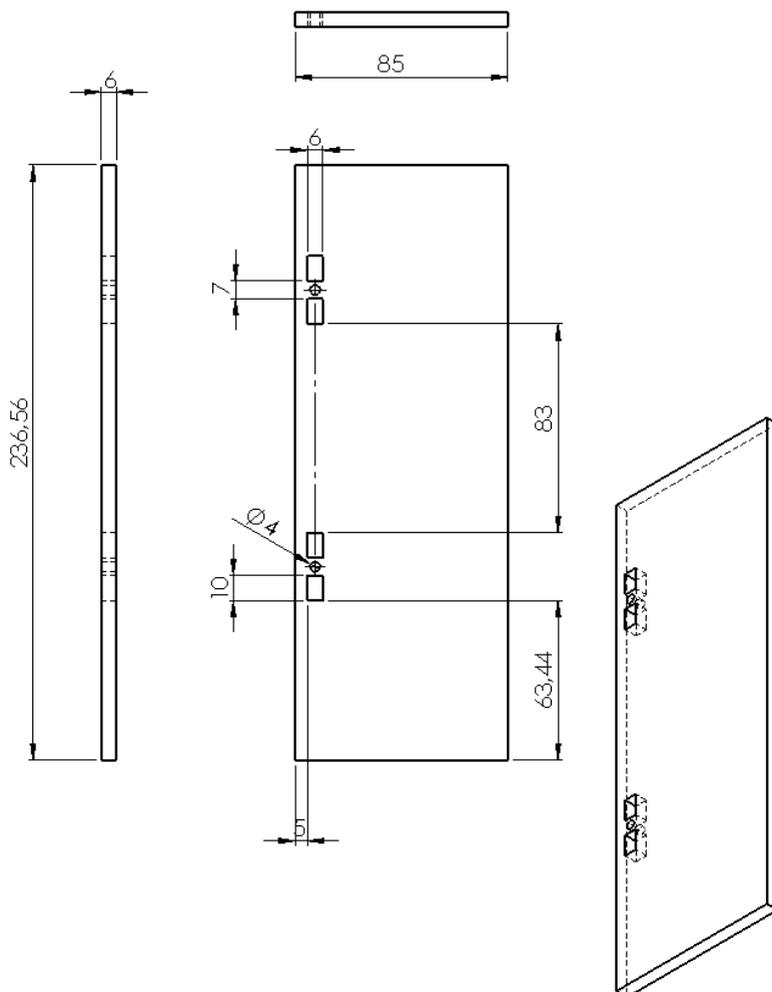


Figura 63. Peça lateral esquerda da base.

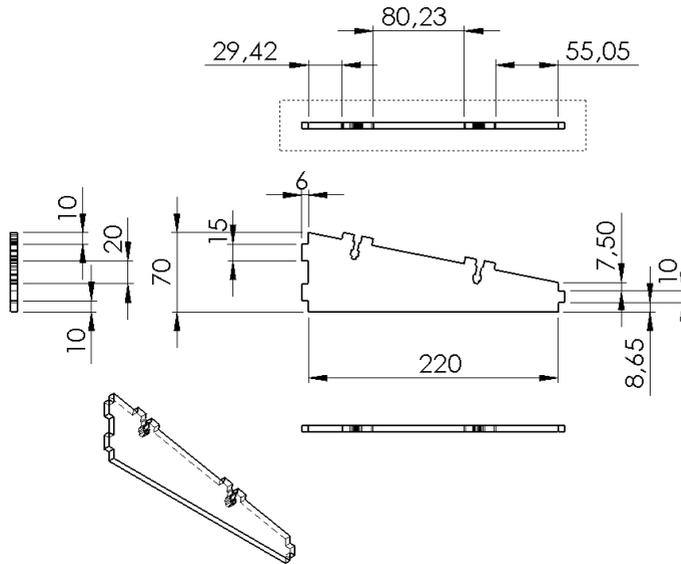


Figura 64. Peça frontal da base.

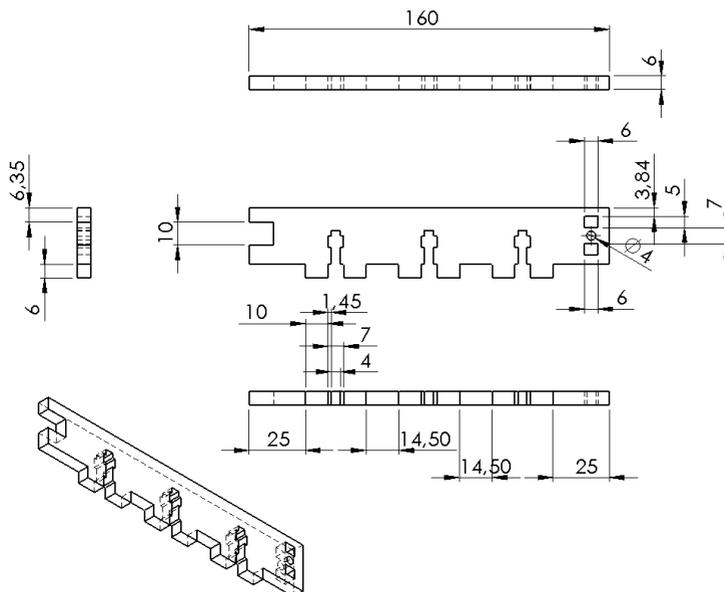
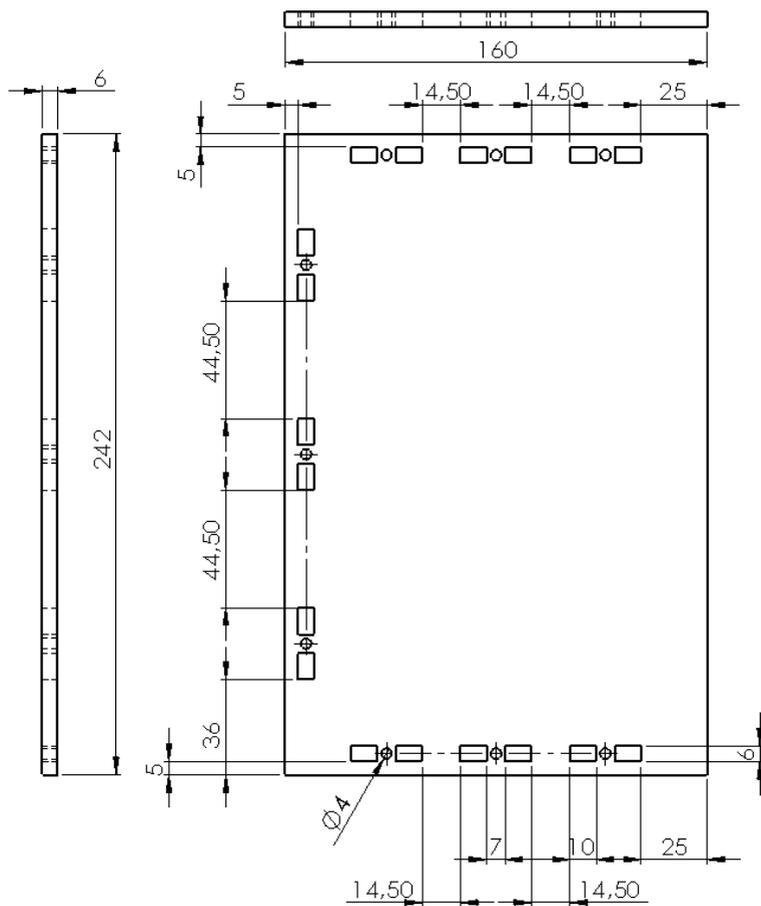


Figura 66. Peça inferior da base.



ANEXO E – Vistas do Exoesqueleto

Figura 67. Vista lateral do protótipo com visão interna da base.

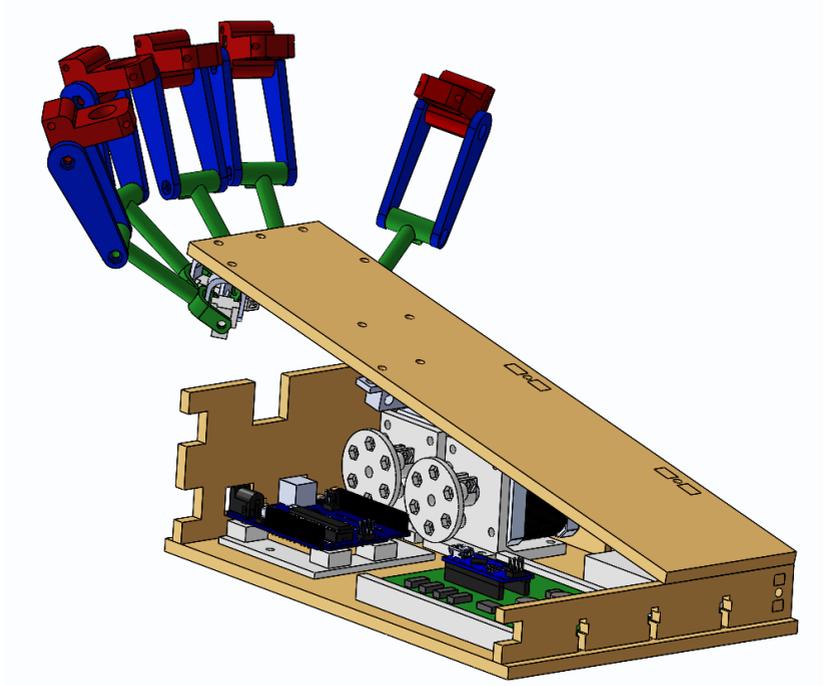


Figura 68. Vista lateral direita.

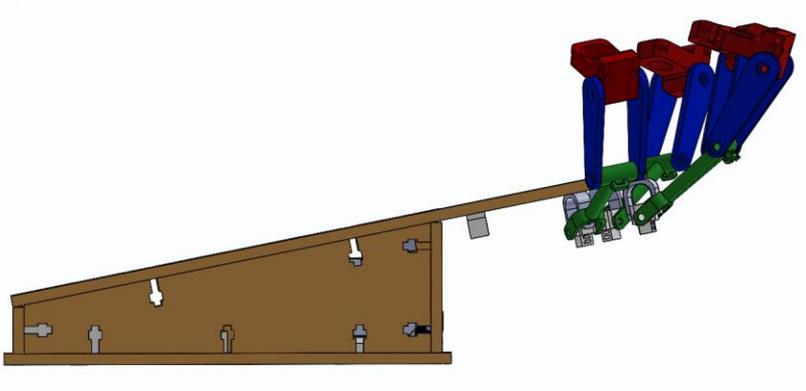


Figura 69. Vista superior.

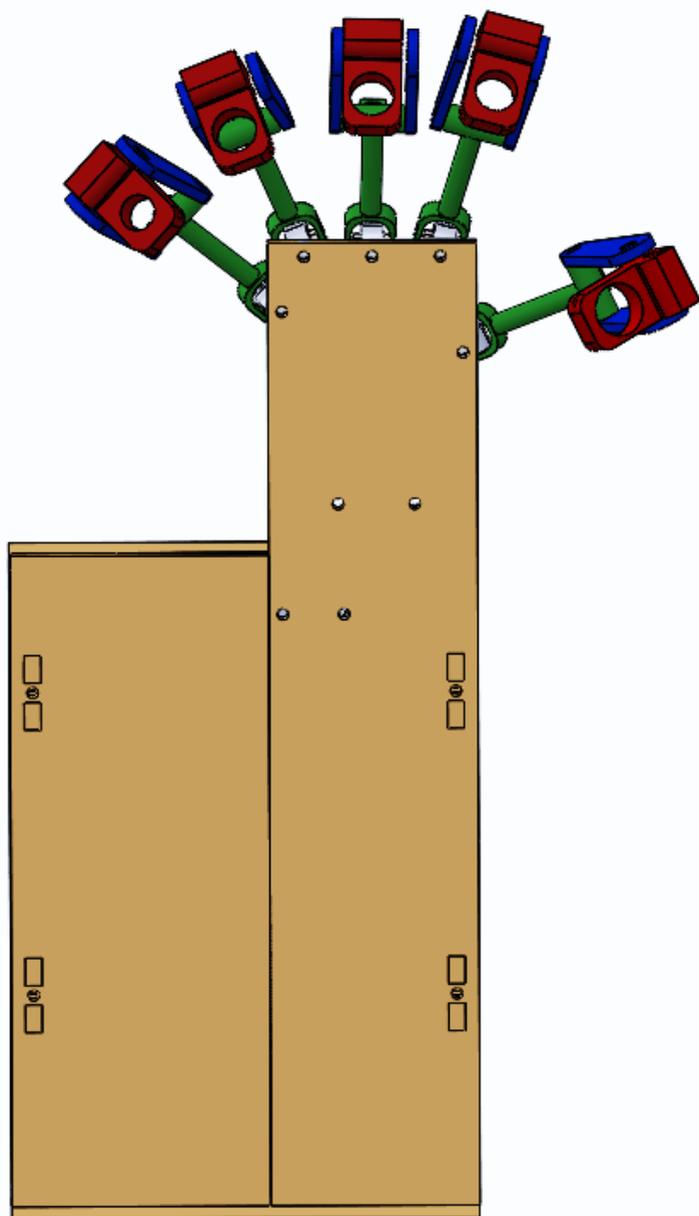


Figura 70. Vista frontal.

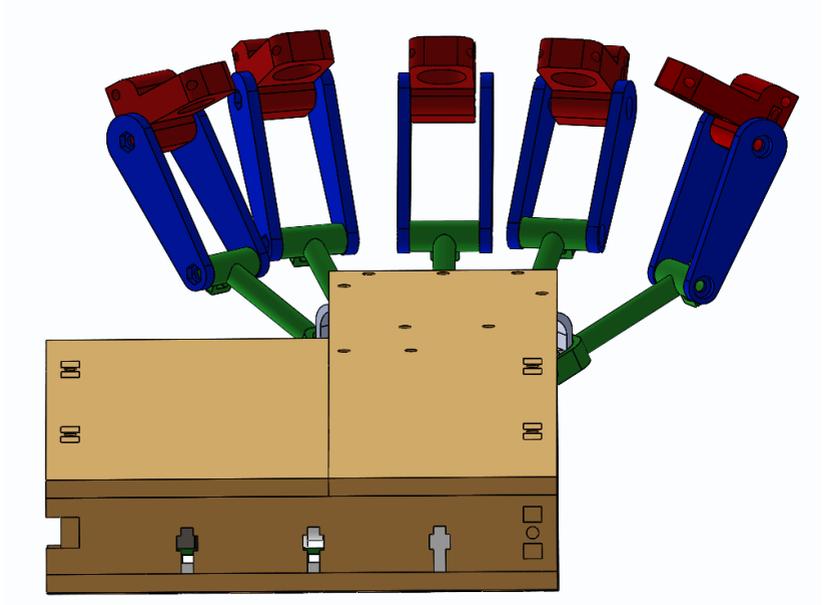


Figura 71. Vista posterior.

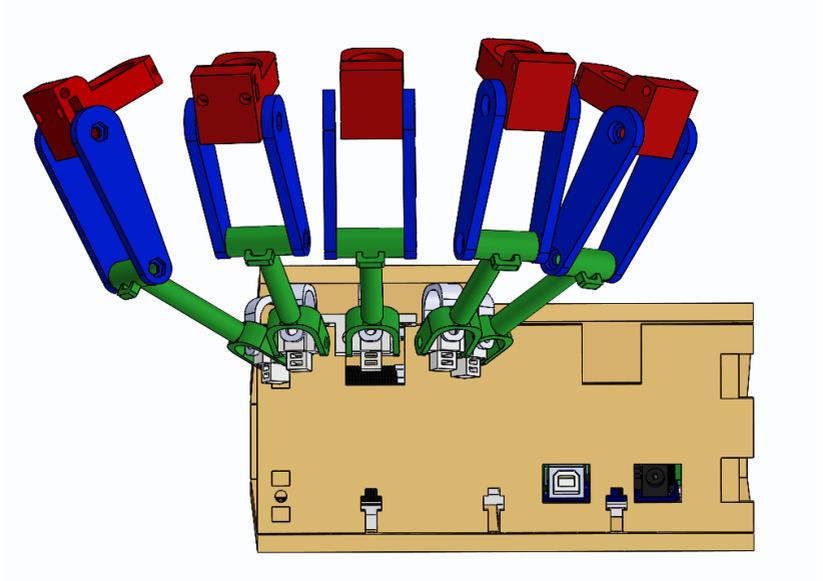
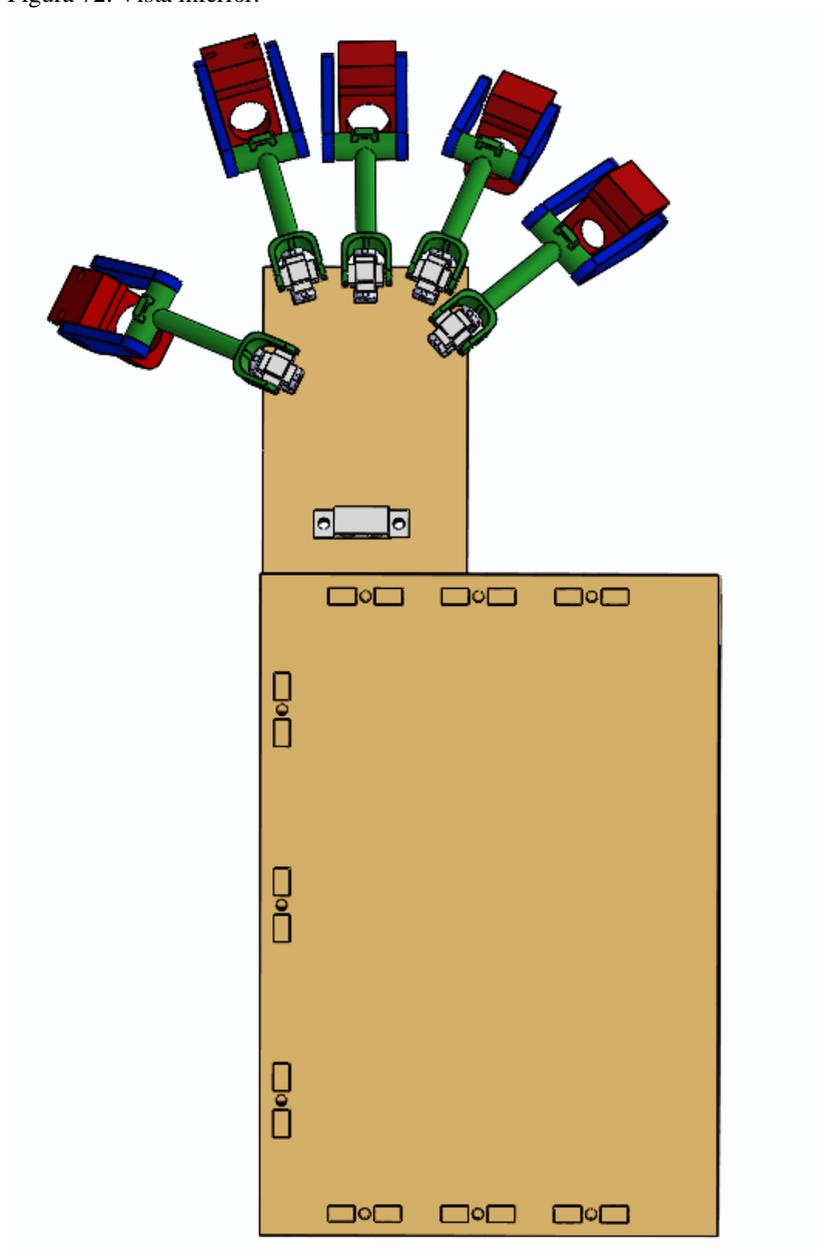


Figura 72. Vista inferior.



ANEXO F – Código da UAS

```

/*****
// Universidade Federal de Santa Catarina
// Aluno: Maicon Francisco
// Maio/2019
// *****/
//
//          Programação UAS          //
//
// *****/
//-----
// Comunicação TX/RX
#include <SoftwareSerial.h> // soft serial
#define rxPin 2 // soft serial
#define txPin 3 // soft serial
#define ledPin 6
SoftwareSerial mySerial = SoftwareSerial (rxPin, txPin);

//-----
// Variáveis
float DS18B20_01 = 0;
int DS18B20_int = 0;
int16_t teste = 0;
char b[15];
char c[1];
char d[16];
String str1;
String str2;
String str3;
int valor_final = 0;

//-----
// MPU6050
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"

// AD0 low = 0x68
// AD0 high = 0x69
//MPU6050
MPU6050 accelgyroIC1(0x68);

```

```

MPU6050 accelgyroIC2(0x69);

int16_t ax1, ay1, az1;
int16_t gx1, gy1, gz1;

int16_t ax2, ay2, az2;
int16_t gx2, gy2, gz2;

//-----
// EMGs
#include <Filters.h>

float filterFrequency = 500.0;
float emg_filtered = 0;
float EMG = 0;
float RMS_EMG = 0;

//-----
//-----
void setup()
{
    // Definindo pinos tx/rx
    pinMode(rxPin, INPUT);
    pinMode(txPin, OUTPUT);
    pinMode(ledPin, OUTPUT);
    // Comunicação serial
    mySerial.begin(9600);
    // USB
    Serial.begin(9600);
    //Definindo MPU6050
    Wire.begin();
    Serial.println("Initializing I2C devices...");
    accelgyroIC1.initialize();
    accelgyroIC2.initialize();
    // EMGs na entrada analógica A0
    pinMode(A0, INPUT);
}

//-----

```

```

//-----
void loop () {

    // ----- MPU6050 -----
    accelgyroIC1.getMotion6(&ax1, &ay1, &az1, &gx1, &gy1, &gz1);
    accelgyroIC2.getMotion6(&ax2, &ay2, &az2, &gx2, &gy2, &gz2);

    az1 = map (az1, -17000, 17000, 0, 180) ;

    az2 = map (az2, -17000, 17000, 0, 180) ;

    str1 = String(az1);

    // ----- EMGs -----
    RMS_EMG = RMS();

    // ----- Transformação de string -----
    if (az1 < 1) {
        az1 = 1;
    }
    if (EMG > 80) {
        str2 = "2";
    } else {
        str2 = "1";
    }
    str3 = str2 + str1;
    valor_final = str3.toInt();

    // ----- Comunicação -----
    mySerial.println (valor_final);

    Serial.print(az1); Serial.print(",");
    Serial.print(az2); Serial.print(",");
    Serial.println(EMG);
    delay(100);

}

//Função para calcular valor RMS do EMG
float RMS() {
    // Filtros digitais com dois polos

```

```
FilterTwoPole lowpassFilter( LOWPASS, filterFrequency );
FilterTwoPole highpassFilter( HIGHPASS, 5.0 );

for (int i = 0; i < 100; i++) {
    emg_filtered = lowpassFilter.input( analogRead( A0 ) );

    // Média móvel no sinal adquirido
    float sample = 5.0 * analogRead(emg_filtered) * 100.0 / 1024.0;
    RMS_EMG = sample;
    RMS_EMG += pow(RMS_EMG, 2);
}

RMS_EMG = RMS_EMG / 100;
return RMS_EMG;
}
```

ANEXO G – Código da UC

```

*****
// Universidade Federal de Santa Catarina
// Aluno: Maicon Francisco
// Maio/2019
// *****
//
//          Programação UC          //
//
// *****
//-----
// Motor
#include <Arduino.h>
#include "DRV8834.h"
#include "A4988.h"
#include "DRV8825.h

// Quantidade de passos por volta completa
#define MOTOR_STEPS 200

// Definição de pinos DIR e STEP
#define DIR 8
#define STEP 9

// Pinos de controle do DRV8825
#define MODE0 10
#define MODE1 11
#define MODE2 12

#define motor_1 2
#define motor_2 3

// Instância da biblioteca para controle do Driver
DRV8825 stepper(MOTOR_STEPS, DIR, STEP, MODE0, MODE1,
MODE2);

//-----
// EMGs
int EMG = 0;

```

```

//-----
// Constantes
float y_ind = 0;
float y_ind_calc = 0;
int y_som = 0;
int az1_old = 0;
int az1 = 0;
bool reset = false;

int DS18B20_int;
float DS18B20_01;
int a = 0;
char b[16];
String str;
int motor_max = 180; //máximo grau que o motor pode chegar

//-----
// Tipo de Movimento
int agarrar = true;
int pinca = false;

//-----
//-----
void setup()
{
  // Comunicação serial
  Serial.begin (9600);
  // Inicio da instância
  stepper.begin(5);
  //Controle de cada motor
  pinMode(2, OUTPUT); //Pino do motor dos dedos médio, anelar e
  mínimo
  pinMode(3, OUTPUT); //Pino do motor do polegar e indicador
  // Acionamento dos drivers
  // LOW -> ligado
  // HIGH -> desligado
  digitalWrite(motor_1, LOW);
  digitalWrite(motor_2, LOW);
  // Tipo de Movimento
  int agarrar = true;
  int pinca = false;

```

```

}

//-----
//-----
void loop()
{
  // ----- Comunicação serial -----
  int incoming = Serial.available();
  if (incoming > 0)
  {
    DS18B20_int = Serial.parseInt();

    // Transforma pacote recebido uma string -----
    str = String(DS18B20_int);
    str.toCharArray(b, 16);
    int EMG = b[0] - '0'; // Primeiro bit de referência do EMG
    //Serial.print("EMG "); Serial.println(EMG);
    az1 = atoi( &b[1] ); // Resto dos bits representam o valor do MPU6050
    //Serial.print("az1 "); Serial.println(az1);
    int ignore = b - '0';
    // -----

    if (ignore < 0 && ignore > 180) {
      EMG = 1;
    }

    //Serial.print("serial "); Serial.println(str);

    if (az1 < 10) {
      reset = false;
    }

    // ----- Motores -----
    // Definindo modo do micropasso (1,2,4,8,16 ou 32 micropassos)
    stepper.setMicrostep(32); // modo 32

    // ----- Movimento -----
    if (agarrar == true) {
      // Habilita os dois motores
      digitalWrite(2, LOW);

```

```

digitalWrite(3, LOW);
int az1 = mediaMovel(az1);

// Se EMG = 2 -> EMG com nível muscular alto
if (EMG == 2 ) {
  az1_old = az1;
  if (reset == false) {
    movimentar_motor();
  }
}

// Se EMG = 2 -> EMG com nível muscular alto
if (EMG == 1) {
  if (az1 <= az1_old + 90 && az1 < 180) {
    az1_old = az1;
    if (reset == false) {
      forcar_movimento();
    }
  }
}

}

if (pinca == true) {
  // Habilita os dois motores
  digitalWrite(2, LOW);
  digitalWrite(3, LOW);
  int az1 = mediaMovel(az1);

  // Se EMG = 2 -> EMG com nível muscular alto
  if (EMG == 2 ) {
    az1_old = az1;
    if (reset == false) {
      movimentar_motor();
    }
  }

  // Se EMG = 2 -> EMG com nível muscular alto
  if (EMG == 1) {
    if (az1 <= az1_old + 90 && az1 < 180) {
      az1_old = az1;

```

```

        if (reset == false) {
            forcar_movimento();
        }
    }
}

}

}
delay(100);
}

// Função para movimentar o motor conforme a pessoa mexe o dedo
void movimentar_motor() {

    if (az1 > y_ind_calc && az1 < 180 && az1_old < az1 + 20) {
        y_ind_calc = az1;
        // Cálculo de quantos graus o motor deve girar
        y_ind = y_ind_calc - y_som;

        // Cálculo de quantos graus o motor já girou
        y_som = y_som + y_ind;

        // Motor gira y_ind graus
        stepper.rotate(y_ind);

        // Se a posição de az1 for maior que 150, reinicia o movimento
        if (az1 >= 150) {
            y_som = 0;
            y_ind = 0;
            y_ind_calc = 0;
            az1 = 0;
            voltar_posicao();
            reset = true;
        }
    }
}

// Função que força a pessoa a mexer o dedo
void forcar_movimento() {
    // Motor gira 5 graus

```

```

y_ind = 5;

// Cálculo de quantos graus o motor já girou
y_som = y_som + y_ind;

stepper.rotate(y_ind);

// Se a posição de az1 for maior que 150, reinicia o movimento
if (y_som >= 150) {
    y_som = 0;
    y_ind = 0;
    y_ind_calc = 0;
    az1 = 0;
    voltar_posicao();
    reset = true;
}
}

// Volta posição de repouso da mão
void voltar_posicao() {
    while (true) {
        stepper.rotate(-10);
        accelgyroIC1.getMotion6(&ax1, &ay1, &az1, &gx1, &gy1, &gz1);
        az1 = map (az1, -17000, 17000, 0, 180) ;
        if (az1 <= 60) break;
    }
}

// Filtro de média móvel
float mediaMovel(float xis) {
    static float media = 0.0;
    static int indice = 1;

    if (indice == 0 || indice == 33) {
        indice = 1;
        media = 0.0;
    }

    media = media + (xis - media) / indice++;
    return media;
}

```