

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
COORDENAÇÃO DE AUTOMAÇÃO INDUSTRIAL  
TECNOLOGIA EM AUTOMAÇÃO INDUSTRIAL**

**ANTONIO DONIZETI DE SARRO JUNIOR  
JOSÉ JAIR ALVES MENDES JÚNIOR  
STEFFAN HIDEKI FRANTZ**

**CONTROLE DE UM BRAÇO ROBÓTICO ATRAVÉS DE  
ELETROMIOGRAFIA**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**PONTA GROSSA**

**2014**

**ANTONIO DONIZETI DE SARRO JUNIOR**  
**JOSÉ JAIR ALVES MENDES JÚNIOR**  
**STEFFAN HIDEKI FRANTZ**

**CONTROLE DE UM BRAÇO ROBÓTICO ATRAVÉS DE  
ELETROMIOGRAFIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de Tecnólogo em Tecnologia em Automação Industrial, da Coordenação de Automação, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Luiz Stevan Jr.  
Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Okida

**PONTA GROSSA**

**2014**



---

## TERMO DE APROVAÇÃO

CONTROLE DE UM BRAÇO ROBÓTICO ATRAVÉS DE ELETROMIOGRAFIA  
por

ANTONIO DONIZETI DE SARRO JUNIOR  
JOSÉ JAIR ALVES MENDES JÚNIOR  
STEFFAN HIDEKI FRANTZ

Este Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado em 10 de dezembro de 2014 como requisito parcial para a obtenção do título de Tecnólogo em Automação Industrial. Os candidatos foram arguidos pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

---

Sérgio Luiz Stevan Jr  
Prof. Orientador

---

Sérgio Okida  
Prof. Co - orientador

---

Elói Agostini Junior  
Membro titular

---

Frederic Conrad Janzen  
Membro titular

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, que sempre esteve presente em nossas vidas, independente de momentos de alegria ou tristeza.

Ao Prof. Dr. Sergio Luiz Stevan Jr., nosso orientador, pela disponibilidade, colaboração e paciência prestados a nós desde o início deste trabalho, e, principalmente, por ser um excelente colaborador, que nos fez enxergar além daquilo que nós podíamos. Ao Prof. Dr. Sergio Okida, pela sua dedicação ao auxiliar-nos em momentos de dúvidas. E a todos os professores que nos auxiliaram, independente da sua ajuda, colaborando com nossas perguntas de dificuldades, especialmente ao professor Frederic Conrad Janzen pela ajuda no software LabView e ao professor Elói Agostini Junior pela melhor compreensão dos circuitos.

Aos nossos familiares, que nos apoiaram e ajudaram para continuarmos no decorrer do curso; que nos momentos difíceis, momentos que mais precisávamos, nos deram conforto, ânimo, alegria; e pelos sacrifícios aos quais tiveram que passar para que hoje estivéssemos no lugar que estamos.

Enfim, a todos aqueles que confiaram em nosso trabalho, participaram dos nossos testes, nossos colegas de sala, aula e cursos, principalmente à equipe dos laboratórios LAPD e LSC, que estiveram nos ajudando, nos divertindo e dividindo seu tempo, que já era pouco, para a melhora do ambiente e do nosso tempo.

E a Fundação Araucária pelo financiamento do projeto.

## RESUMO

SARRO JUNIOR, Antonio Donizeti de; MENDES JÚNIOR, José Jair Alves; FRANTZ, Steffan Hideki. **Controle de um braço robótico através de eletromiografia**. 2014 114f. Trabalho de Conclusão de Curso (Tecnologia Automação Industrial) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2014.

A eletromiografia (EMG) pode ser definida como uma técnica de detecção, análise e gravação de sinais elétricos obtidos de contrações musculares, usada tanto para fins de diagnóstico quanto controle de movimentos, usando conceitos ligados a sistemas biomecânicos e robóticos. Esse trabalho apresenta um controle de um braço robótico através de sinais eletromiográficos obtidos do bíceps braquial. Foi realizado um estudo da técnica de eletromiografia de superfície e o projeto, simulação e desenvolvimento de um circuito de condicionamento de sinais, com as etapas de amplificação e filtragem, em seu estágio final em uma placa de circuito impresso. Além disso, foi projetado e montado um braço robótico com um grau de liberdade e uma ferramenta, sendo esta uma garra. Para a montagem de um sistema de controle do braço foram coletados dados de pessoas, autorizado pelo comitê de ética sob registro 30162814.5.0000.5547. Os dados foram coletados por uma aplicação no software *LABVIEW™* através de uma placa de aquisição de dados, *NI DAQ*, da *Nationals Instruments* e encaminhados para um programa de geração de gráficos a fim de serem analisados. Posteriormente, os dados foram analisados e foram desenvolvidas rotinas de algoritmo para controle do braço, a partir da análise de limiar a fim de detectar a presença ou não de atividade muscular. Isso culminou em uma aplicação no *LABVIEW™*, contendo etapas de aquisição, ajuste de limiar e controle efetivo do braço com a escrita de dados na porta serial. O comando dos servomotores do braço foi embarcado por uma plataforma *Arduino Mega*, com um programa que realiza a leitura de dados seriais e envia os valores correspondentes aos servos ligados ao braço robótico. Por fim, o sistema de controle apresentou resultados eficazes com relação ao seu funcionamento, oferecendo uma grande gama de possibilidades para trabalhos futuros.

**Palavras-chave:** Eletromiografia. Robótica. Instrumentação Biomédica. *LABVIEW™*. Condicionamento de Sinais.

## ABSTRACT

SARRO JUNIOR, Antonio Donizeti de; MENDES JÚNIOR, José Jair Alves; FRANTZ, Steffan Hideki. **Control of a robotic arm through electromyography** . 2014. 114f. Trabalho de Conclusão de Curso (Tecnologia em Automação Industrial) - Federal Technology University - Parana. Ponta Grossa, 2014.

Electromyography (EMG) can be defined as a detection, analysis and electrical muscle pattern recording technique used as a diagnostics tool and for movement control, using biomechanics and robotics' concepts. This paper presents the control of a robotic arm utilizing EMG signals obtained from the brachial biceps. A study was developed in superficial electromyography technique and the project, simulation and development of a signal conditioning circuit, divided in two steps, amplification and filtering, can be found on its final stage on a printed circuit board. Furthermore, a robotic arm was designed with one degree of freedom and a tool, which is a claw. For the development of a robotic arm control system, was collected data from different people, authorized by the ethics committee registrant 30162814.5.0000.5547. These data were collected using a LABVIEW™ application through a NI DAQ data acquisition board from National Instruments and sent to a graphic generator application used for the signal analysis. After that, the data were analyzed and a control algorithm was developed for the robotic arm control, using the threshold analysis to detect the presence of muscular activity. All of this culminated in a LABVIEW™ application containing an acquisition stage, threshold adjustment, and the arm's control through the data writing on serial port. The arm's servomotors control was embedded using Arduino Mega platform utilizing a code that performs the serial data read and sends it to the servomotors used on the robotic arm. Lastly, the control system presented effective results on its operation, offering a great possibilities gamma for future work.

**Keywords:** Electromyography. Robotic. Biomedical Instrumentation. LABVIEW™ . Signal Conditioning.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Subsistemas do sensoriamento eletromiográfico com sequência das etapas de condicionamento do sinal desde a detecção da contração muscular até a extração das características e classificação para uso.	18
Figura 2 -	Unidade Motora.....	23
Figura 3 -	Potencial de ação típico. ....	24
Figura 4 -	Representação de Unidades Motoras propagando Potencias de Ação e a sua aquisição na superfície da pele. ....	25
Figura 5 -	Estágios de um circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos. ....	27
Figura 6 -	Principais musculaturas dos movimentos de flexão e extensão do braço humano. ....	28
Figura 7 -	Posicionamento adequado do eletrodo no músculo.....	30
Figura 8 -	Modelo do circuito de Amplificação.....	33
Figura 9 -	Estágio de segunda ordem do filtro passa-baixa de com topologia de <i>Sallen</i> e <i>Key</i> com ganho unitário.....	35
Figura 10 -	Filtro rejeita-faixa com topologia de <i>Sallen</i> e <i>Key</i> com ganho unitário.	38
Figura 11 -	Circuito final da etapa de condicionamento de sinais .....	40
Figura 12 -	Diagrama de Bode da Magnitude do sistema total para os valores obtidos do (a) <i>MATLAB</i> ®, (b) <i>Orcad/Pspice</i> e (c) circuito impresso. ....	42
Figura 13 -	Sinal Adquirido de <i>EMG</i> pelas saídas dos sistemas de (a) Amplificação e (b) Filtragem.....	43
Figura 14 -	Resposta em Frequência do sinal de <i>EMG</i> adquirido pelas saídas dos sistemas de (a) Amplificação e (b) Filtragem e (c) diferença entre os sinais de filtragem e amplificação. ....	44
Figura 15 -	Projeção do braço nos eixos X-Y. ....	46
Figura 16 -	Projeção do braço com relação a sua cinemática.....	47
Figura 17 -	Imagem isométrica projetada do braço. ....	48
Figura 18 -	Imagem isométrica do conjunto do braço.....	49
Figura 19 -	a) Configuração de gravidade e b) adição de gravidade na simulação.....	49
Figura 20 -	a) Configuração de força na garra e b) sua adição na simulação. ....	50
Figura 21 -	a) Resultado da simulação de deformação e b) legenda. ....	51
Figura 22 -	Detalhamento das partes do braço, sendo a) Suporte estrutural da garra, b) engrenagens da garra, c) Conjunto da garra, d) Estrutura braço, e) base suporte braço e f) suporte dos servos.....	51
Figura 23 -	Esquemático da sequência de operações para o controle do braço robótico. ....	56

Figura 24 -	Esquemático da ligação do sistema com a placa de aquisição.....	56
Figura 25 -	Estrutura do Programa em <i>LABVIEW™</i> para controle do braço. ....	61
Figura 26 -	Estrutura da etapa de Calibração do programa em <i>LABVIEW™</i> para controle do braço. ....	62
Figura 27 -	Estrutura da etapa de Ajuste do programa em <i>LABVIEW™</i> para controle do braço. ....	63
Figura 28 -	Estrutura da etapa de Controle do programa em <i>LABVIEW™</i> para controle do braço. ....	64
Figura 29 -	Interface gráfica do VI de aquisição de dados e controle do braço pelo <i>LABVIEW™</i> , em destaque as áreas de a) calibração, b) ajuste de limiar e c) controle. ....	68
Figura A.1 -	VI de condicionamento com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	83
Figura A.2 -	VI de Filter_1 com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	84
Figura A.3 -	VI de Filter_2 com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	85
Figura A.4 -	VI de Média do sinal com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	86
Figura A.5 -	VI de Decomposição de <i>array</i> com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	86
Figura A.6 -	VIs de Algoritmos com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	85
Figura A.7 -	VI de conversão de medidas com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	88
Figura A.8 -	VI de comunicação serial com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	89
Figura A.9 -	VI de detector de borda com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos. ....	90
Figura B.1 -	Diagrama de Blocos do programa de aquisição e salvamento de dados no <i>LABVIEW™</i> . ....	92
Figura B.2 -	Painel Frontal do programa de aquisição e salvamento de dados no <i>LABVIEW™</i> . ....	93
Figura D.1 -	Diagrama de Blocos total do programa de aquisição de dados e controle do braço. ....	100
Figura D.2 -	Diagrama de Blocos expandida primeira parte do programa de aquisição de dados e controle do braço. ....	101
Figura D.3 -	Diagrama de Blocos expandida da segunda parte do programa de aquisição de dados e controle do braço. ....	102
Figura D.4 -	Painel Frontal da aba de Calibração do programa de aquisição de dados e controle do braço. ....	103

Figura D.5 - Painel Frontal da aba de Ajuste de <i>Threshold</i> do programa de aquisição de dados e controle do braço.....	104
Figura D.6 - Painel Frontal da aba de Calibração do programa de aquisição de dados e controle do braço .....	105
Quadro 1 - Músculos do Movimento de flexão do braço e suas principais características.....	29
Quadro C.1- Dados referentes ao indivíduo 1. ....	95
Quadro C.2- Dados referentes ao indivíduo 2. ....	96
Quadro C.3- Dados referentes ao indivíduo 3. ....	97
Quadro C.4- Dados referentes ao indivíduo 4. ....	98
Fotografia 1 - Circuito de Condicionamento de Sinais em uma placa de circuito impresso.....	41
Fotografia 2 - Teste de funcionamento do sistema em voluntário. ....	41
Fotografia 3 - Modelo estrutural final do braço após a montagem. ....	52
Fotografia 4 - Multi-testador de servos.....	53
Fotografia 5 - Montagem do sistema, visualização na parte (a) anterior e (b) posterior do antebraço. ....	58

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Relação de componentes/variáveis calculadas no projeto e o valor comercial disponível para o Filtro Passa Baixa. ....	37
Tabela 2 - Relação de componentes/variáveis calculadas no projeto e o valor comercial disponível para o Filtro Rejeita Faixa.....	39
Tabela 3 - Variação de posição do braço e da garra.....	54

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>12</b>
1.1	TEMA DA PESQUISA	12
1.1.1	Delimitação do Tema	12
1.2	PROBLEMA	14
1.3	HIPÓTESE / PREMISA	15
1.4	OBJETIVOS	15
1.4.1	Objetivo Geral	15
1.4.2	Objetivos Específicos	15
1.5	JUSTIFICATIVA	15
1.6	METODO DA PESQUISA	17
1.7	ESTADO DA ARTE DE PRÓTESES COM ELETROMIOGRAFIA	18
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>22</b>
2.1	ELETROMIOGRAFIA	22
2.1.1	Características do Condicionamento de sinais eletromiográficos	26
2.2	ANATOMIA DO BÍCEPS	28
2.2.1	Posicionamento dos Eletrodos	29
2.3	PRINCÍPIOS DE ROBÓTICA	30
<b>3</b>	<b>SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS</b>	<b>32</b>
3.1	ISOLAÇÃO DA REDE ELÉTRICA	32
3.2	AMPLIFICADOR	32
3.3	FILTRAGEM	35
3.4	TESTES E VALIDAÇÃO DO SISTEMA	40
3.4.1	Metodologia para validação do circuito de condicionamento	40
3.4.2	Resultados dos circuitos de condicionamento de sinais eletromiográficos	42
<b>4</b>	<b>BRAÇO ROBÓTICO</b>	<b>45</b>
4.1	PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS E CINEMÁTICA	45
4.2	PROJETO E SIMULAÇÃO	48
4.3	CONSTRUÇÃO BRAÇO	50
4.4	VERIFICAÇÃO DE FUNCIONAMENTO DO BRAÇO ROBÓTICO	52
<b>5</b>	<b>COLETA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS</b>	<b>55</b>
5.1	AQUISIÇÃO E ROTINA DE GRAVAÇÃO DE DADOS	56
5.2	METODOLOGIA DA AQUISIÇÃO DE DADOS DOS INDIVÍDUOS	58
5.3	RESULTADO E ANÁLISE DOS DADOS ELETROMIOGRÁFICOS	59
<b>6</b>	<b>COLETA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS</b>	<b>61</b>
6.1	DESCRIÇÃO DO SISTEMA E FLUXOGRAMA	61
6.2	DETALHES DO VI DE AQUISIÇÃO E CONTROLE DO BRAÇO ROBÓTICO E SEU DESENVOLVIMENTO	64
6.3	RESULTADOS E DISCUSSÃO DO FUNCIONAMENTO DO VI INTEGRADO AO BRAÇO ROBÓTICO	68

<b>7</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>71</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>74</b>
	<b>APÊNDICE A – SubVIs desenvolvidos e utilizados na programação do LABVIEW™ .....</b>	<b>82</b>
	<b>APÊNDICE B – Virtual Instrument de captura, visualização e salvamento de dados.....</b>	<b>91</b>
	<b>APÊNDICE C – Dados adquiridos do bíceps braquial.....</b>	<b>94</b>
	<b>APÊNDICE D – Virtual Instrument de aquisição de dados e controle do braço.....</b>	<b>99</b>
	<b>APÊNDICE E – Programa de Comunicação Serial no Arduino .....</b>	<b>106</b>
	<b>ANEXO A – Modelo dos Termos de Compromisso dos Participantes dos testes.....</b>	<b>110</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A Engenharia Biomédica se estende para diversos ramos, visando sempre trazer benefícios ao ser humano. Dentre um dos seus ramos, encontra-se a Engenharia de Reabilitação, uma ciência que envolve pessoas com necessidades especiais na busca de criar novas soluções para que certas dificuldades possam ser supridas ou diminuídas através do uso da tecnologia.

Acessibilidade é um tema que se encaixa nesse quesito, em que muitos estudos e aplicações nela são desenvolvidos. Nessa área, os trabalhos envolvidos estão ligados a atuações como adaptação automóvel, controle ambiental, acesso ao computador, cuidados pessoais, ajudas sensoriais, tecnologias para mobilidade, modificação de habitações, estimulação elétrica, próteses e órteses e sistemas robóticos, ao quais os últimos temas são tratados.

Nesse panorama, encontra-se o uso de biosinais, provenientes do corpo humano, que, ao serem processados podem ser utilizados para a construção de sistemas que visam o auxílio de tarefas e funções. O uso dos mesmos para estas funções tem estado em voga desde o início do estudo da anatomia e fisiologia humana, contando com contribuições significativas ao longo do tempo, simplificando quesitos que se referem à construção e análises de sistemas que conciliem bioengenharia a mecanismos robotizados/automatizados.

### 1.1 TEMA DA PESQUISA

O tema da pesquisa é controlar um braço robótico por pulsos de sinais provenientes da ação eletromiográfica.

#### 1.1.1 Delimitação do Tema

A eletromiografia tem suas raízes no hábito grego de utilizar enguias elétricas como método de tratamento de doenças. A origem e detecção deste tipo de aplicação permaneceu obscura até que em 1666, Francesco Redi percebeu que este “choque” originava-se a partir do tecido muscular, sendo este conceito, comprovado por Luigi Galvani em 1791 (GALVANI, 1953 apud DELUCA, 2006). Após esta descoberta, alguns pesquisadores interessaram-se pela área e coube a DuBois Reymond, 60 anos

após, provar que tal sinal poderia ser detectado a partir de um músculo humano realizando uma contração voluntária (DU BOIS, 1849 apud DELUCA, 2006).

Tal descoberta permaneceu inexplorada até o surgimento de equipamentos mais avançados como amplificadores de tubos de vácuo, eletrodos de metal, e o eletrodo de agulha, sendo este a revolucionária invenção que possibilitou a detecção do sinal de eletromiografia (EMG). Este equipamento possibilitou que a eletromiografia fosse incorporada como um recurso indispensável para procedimentos de diagnósticos. Destaca-se também o trabalho realizado durante os anos 1940 e 1950 o qual revela uma relação monotônica entre a amplitude do sinal EMG e sinais de velocidade e força de uma contração muscular, o qual popularizou o estudo da eletromiografia voltada a função muscular, cinesiologia – ciência que tem como enfoque análise dos movimentos do corpo - e controle motor (INMAN, SAUNDERS, ABBOTT, 1944).

Em 1960, as investigações cinesiológicas receberam outro grande avanço com a introdução de eletrodos por fio, o qual acompanhado da evolução tecnológica que reduziu o tamanho de componentes eletrônicos e desenvolveu de baterias mais leves e compactas, possibilitou o estudo no campo de controle mioelétrico de próteses com alimentação externa, sendo os primeiros dispositivos deste gênero introduzidos por Tomovic e Kobrinski no início da década em questão (DELUCA, 2006).

Nos anos seguintes, um embasamento teórico formal para a área começou a evoluir com as pesquisas de DeLuca e Lindstrom, os quais descreviam modelos matemáticos capazes de explicar propriedades dos parâmetros do domínio do tempo e frequência respectivamente, do sinal EMG (DELUCA, 2006; LINDSTROM, 1970 apud DELUCA, 2006). Estas descobertas possibilitaram que no início dos anos 1980 este conhecimento fosse utilizado para geração de algoritmos computacionais sofisticados e com auxílio da teoria da comunicação, decompor os sinais EMG a atividades elétricas individuais das fibras dos músculos. Atualmente, esta decomposição do sinal está revolucionando eletromiografia clínica, gerando ferramentas de investigação de como o sistema nervoso produz contrações musculares.

Na década de 1990, técnicas de processamento efetivas de análise e utilização do sinal EMG surgiram, como por exemplo, análise de sinais EMG de superfície para a medição da contribuição relativa dos músculos lombares durante a presença e ausência de dor na mesma região e a análise de tempo-frequência para o

campo de laringologia. Hoje, surgem grandes promessas para este campo de pesquisa, como a utilização de detecção multicanal de larga escada a fim de localizar origens de anormalidades na fibra muscular e a aplicação de redes neurais para possibilitar maiores graus de liberdade para controles de próteses mioelétricas (DELUCA, 2006).

Baseados nesses princípios, vários projetos nacionais e internacionais foram desenvolvidos e estão sendo aprimorados, como um controle de motores de uma cadeira de rodas (ALBRETCH, 2010); uso de plataformas embarcadas para aquisição e análise do sinal (MENDES, 2005); controle de um braço robótico utilizando eletromiografia de superfície (SHENOY *et al*, 2008); e análise de parâmetros usados para fins de controle fornecidos pelo sinal (GRAMAR, WILLIAMS II, 2013). Como pesquisa para desenvolvimento de produtos, a empresa canadense *Thalmic Labs* apresenta a plataforma *Myo*, um produto composto de uma pulseira de aquisição de dados com um programa desenvolvedor de projetos. A proposta da empresa é usar controles eletromiográficos através de plataformas móveis como *smartphones* e *smartglasses* - óculos inteligentes que possuem funções e *gadgets* de um celular (THALMIC LABS, 2014).

O presente trabalho apresenta a coleta das informações ao respeito do processamento do sinal eletromiográfico e usa as de tal forma a estabelecer um simples controle de um grau de liberdade. Para isso, foi estudado o controle através do sinal do músculo Bíceps Braquial; levando em consideração as características provenientes do biosinal, focando em estratégias que possam ser implementadas tanto via *software* quanto embarcadas, no início da construção de um sistema estável e seguro.

## 1.2 PROBLEMA

A seguinte pesquisa possuiu vários fatores que se tornaram empecilhos na premissa de conciliar conceitos biológicos, eletrônicos e mecânicos em uma só plataforma. Podendo trazer novos conhecimentos ao meio acadêmico, o problema fundamentador foi responder a seguinte questão: é possível e viável o controle de um grau de liberdade para fins robóticos a partir de um sinal eletromiográfico, com a disponibilidade de material e recursos, levando em conta a complexidade que esse sinal apresenta e fator humano em que futuramente este possa ser empregado?

### 1.3 HIPÓTESE / PREMISSE

Ao fim desse trabalho, desejava-se alcançar a definição de parâmetros essenciais para o controle robótico através do sinal de eletromiografia e implementá-lo de forma simples, eficiente e concisa, esperando que o parâmetro principal que realizasse o comando fosse a amplitude do sinal, quantizada para valores em ângulos para a atuação de um servomotor.

### 1.4 OBJETIVOS

#### 1.4.1 Objetivo Geral

Adquirir e usar o sinal eletromiográfico no músculo Bíceps Braquial para que este possa ser usado em um sistema de movimentação robótica.

#### 1.4.2 Objetivos Específicos

- Analisar o sinal de Eletromiografia (EMG) entre as suas características principais;
- Levantar os circuitos de condicionamento de sinal utilizados para sinais eletromiográficos e seus principais componentes e estágios;
- Construir um circuito de condicionamento de sinais eletromiográfico;
- Construir um braço robótico de inicialmente um grau de liberdade;
- Analisar o sinal eletromiográfico proveniente do músculo bíceps braquial e;
- Realizar a conversão entre os sinais reconhecidos para o uso em valores de atuação em servomotores.

### 1.5 JUSTIFICATIVA

Tem se desenvolvido, na área de engenharia biomédica, o uso de aparelhos que apliquem sinais provenientes do corpo do ser humano para a utilização em

sistemas que auxiliem na qualidade de vida. O exemplo mais simples disso pode ser visto na prática de exames. Ao uma pessoa querer saber a sua pressão arterial, poderá ir a um posto de saúde. Entretanto, poderá ter um aparelho que realize a mesma função, sem a necessidade de deslocamento. Mesmo sendo apenas um simples exemplo, apresenta o bom uso da tecnologia como elemento de acessibilidade. Outro exemplo se baseia na medição de glicose que é feita por pacientes que possuem diabetes. Para medir a quantidade de glicose, uma das formas é fazer uso de um equipamento que fure a pele, como agulha, lanceta ou outro dispositivo que realize a punção, causando certo desconforto no paciente. Estudos recentes apresentam dispositivos e formas de realizar a medição de glicose no corpo humano sem o desconforto da introdução de objetivos furadores com o uso de técnicas como medição de eletrobioimpedância e espectroscopia. Isso possibilitou, e possibilita, a chamada tecnologia assistiva, na qual os parâmetros não são apenas gravados, mas são apresentados em tempo real, permitindo interações além de sistemas de amostragem, como telas e sistemas computadorizados, necessitando de alto processamento. A aquisição de sinais pode acontecer em sistemas *mobiles*, móveis, permitindo o uso nas novas linhas de produtos '*smarts*', como *smart-tvs*, *smartphones* e *smartglasses*, destacando os últimos dois itens pela já discutida mobilidade. Sendo um termo muito amplo, complexo e novo, o foco principal está em apresentar novas possibilidades para o uso de sinais biológicos.

Uma das áreas que tem crescido no estudo de biosinais é o uso da Eletromiografia. Antes, o seu uso estava relacionado a exames ligados a esportes físicos, comportamento dos músculos, detecção e monitoramento de músculos lesionados, entre outros. Com o progresso da eletrônica e da robótica, há o desenvolvimento de sistemas para captação de sinais mioelétricos para aplicá-los em sistemas de comandos eletromecânicos.

A grande fundamentação para o uso dos sinais mioelétricos nessa pesquisa encontra-se na engenharia de reabilitação, ramo da engenharia biomédica que tem como foco o desenvolvimento de sistemas capazes de auxiliar pessoas portadoras de necessidades físicas; para que através de um equipamento acoplado ao seu corpo ou ao aparelho que esteja usando, possa efetuar ações triviais e comuns sem possuir problemas, como lesões, esforço acentuado e dores. Um sistema eletromiográfico de qualidade pode, por exemplo, exercer o controle de uma cadeira de rodas de um deficiente que só consegue usar determinado músculo, ou uma pessoa com um

membro atrofiado pode controlar uma prótese eletromecânica através de um sistema muscular que obtenha domínio.

Tendo esse horizonte, da percepção das diferentes novas aplicações de biosinais, do crescente uso da eletromiografia e do desenvolvimento de sistemas de engenharia de reabilitação, o seguinte trabalho se encontra como um primeiro passo para o *design* de sistemas que realizem funções de controle. A princípio, apresenta-se como o início de avaliação de técnicas de condicionamento e processamento de sinais, visando sempre a aplicação que tornem acessíveis tarefas para pessoas portadoras de necessidades especiais.

## 1.6 MÉTODO DA PESQUISA

A seguinte pesquisa possui como base um ponto de vista aplicado devido a sua natureza de gerar conhecimentos para aplicação prática e direcionados para a solução de problemas de forma específica (SILVA, MENEZES, 2005). As propostas aqui pensadas e logo desenvolvidas farão parte de um sistema que será construído de forma real, na prática.

Com relação à forma de como os dados serão abordados, o problema da pesquisa se enquadra como quantitativa. Isso porque considera tudo que o pode ser quantificável, traduzindo em números as informações e opiniões para após classificá-las e analisá-las através de recursos e técnicas de estatística ou de análise numérica (SILVA, MENEZES, 2005).

O trabalho busca identificar os fatores que determinam os fenômenos, buscando a explicação da causa, porquê do acontecimento. Nessa premissa, enquadra-se como pesquisa explicativa, pois a principal análise é o estudo do sinal na prática (GIL, 1994). De uma forma geral, a investigação tem como foco tornar inteligível o dado estudado, identificando os fatores que o originam, visando esclarecer os fatores que contribuem para a ocorrência de um fenômeno (MORESI, 2003).

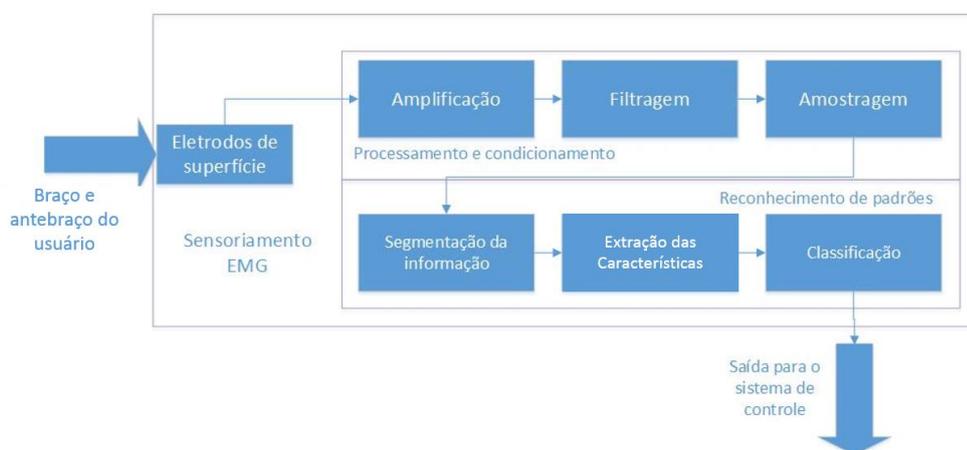
Por fim, com relação aos procedimentos técnicos, a pesquisa encontra-se como experimental. Moresi (2003, p.10) afirma que a pesquisa experimental “é a investigação empírica na qual o pesquisador manipula as variáveis independentes e observa as variações que a manipulação e controle produzem em variáveis dependentes”. De certa forma, a pesquisa tratada pode se confundir com o método *ex post facto*, entretanto, na *ex post facto*, não há controle de um fato já ocorrido

(MORESI, 2003). Assim, a pesquisa se encontra nesse campo, pois como Gil (1994, p.207) conceitua, na pesquisa experimental “se determina um objeto de estudo, selecionam-se variáveis que o influenciam, define-se as formas de controle e de observações dos efeitos que as variáveis produzem no objeto”. Assim, nas diferentes metodologias usadas nos testes, a presença ou não de movimento foi a variável principal a ser considerada e a que foi maior controlada.

## 1.7 ESTADO DA ARTE DE PRÓTESES COM ELETROMIOGRAFIA

Como este trabalho visa futuramente usar os conceitos aqui vistos e aplicados em um estudo de próteses comandadas por eletromiografia, é de importância analisar o estado da arte: o que é feito e quais são os avanços realizados nessa área.

A parte sensora de próteses mioelétricas está baseada na aquisição de sinais EMG, as expressões elétricas da ativação neuromuscular gerada por músculos esqueléticos (DELUCA, 2002) que contém informações importantes em relação ao movimento requerido pelo usuário. Em pesquisas atuais relativas à próteses, em sistemas de controle mioelétricos, são utilizados os sinais de EMG, que por reconhecimento através técnicas de processamento, são usados para comandar sistemas eletromecânicos. O princípio básico para os sistemas é basicamente o mesmo, e pode ser visto na Figura 1.



**Figura 1 - Subsistemas do sensoriamento eletromiográfico com sequência das etapas de condicionamento do sinal desde a detecção da contração muscular até a extração das características e classificação para uso.**

**Fonte: Autoria própria.**

Pela movimentação muscular, sinais elétricos são percebidos através dos eletrodos de superfície, como visto na Figura 1, os quais são repassados, para as etapas de processamento, que aumentam a amplitude do sinal (amplificação), atenuam ruídos (filtragem), apresentam em tempos pré-definidos (amostragem), processam as características (segmentação e extração) e classificam de acordo com a lógica desejada.

O período de aquisição e processamento devem ser pequenos para garantir que o usuário não perceba um atraso, *delay*, desconfortável. Este *delay* é definido como o tempo desde o usuário gerar o sinal de entrada para a função desejada e o tempo dos cálculos necessários para geração do movimento como apresentado na Figura 1. Mesmo assim, há uma pequena janela de tempo, devido ao fato de que um período de análise deve ser longo o suficiente para gerar confiabilidade de quais movimentos estão sendo estimulados (ENGLEHART,1993). Em 1993, Hudgins, Parker e Scott (1993) afirmaram que o tempo de análise e o tempo de processamento não deveriam ser superior a 300 ms, sendo que um intervalo maior do que este seria perceptível e desconfortável para o usuário. Apesar de este limite ter sido aceitado pelos estudiosos pelas últimas duas décadas, relativamente poucos trabalhos têm sido realizados com objetivo de analisar os efeitos nos atrasos de controle na desempenho das próteses (FARRELL, WEI, 2007).

Recentemente, Farrel e Wei (2007) readequaram o valor definido por Hudgins, Parker e Scott através de testes de próteses com pessoas sem deficiência física, este dado foi definido que deve estar entre 100 e 125 ms. Esta pesquisa realizada gerou discussões pelos estudiosos, pois um tempo menor de processamento criaria um prótese mais utilizável, porém, com tempos menores, a precisão poderia estar comprometida. Hangrove *et al* (2010) afirmam que os usuários preferem próteses mais lentas com maior número de funções controláveis à próteses mais rápidas mas com menos opções de controle. Apesar disso, os pesquisadores tentaram incorporar as recomendações de Farrell e Weir, como pode ser encontrado nas publicações de Hargrove *et al* (2010) e outros (YANG, ZHAO, JIANG, 2009). Além disso, o controle proporcional de velocidade e força está em pauta entre as principais necessidades de próteses efetivas, uma estratégia de processamento natural e intuitiva capaz de replicar a sua originalidade do sistema neuromuscular, capaz de controlar proporcionalmente e simultaneamente várias funções.

A amplitude do sinal de EMG é consequência de uma contração isométrica estável de um músculo proporcional à força gerada pelo próprio (STAUDENMANN *et al*, 2006). Porém, poucos estudos incluem o chamado controle proporcional em sistemas de reconhecimentos de padrões, isto pode ocorrer devido ao desafio maior de derivação da velocidade de contração ou força por classe em problemas de classes múltiplas (HARGROVE *et al*, 2010). Hargrove *et al* (2010) aplicou uma combinação linear de valores raízes quadradas através de todos os canais e os normalizou utilizando um “fator específico de movimento”. Yang, Zhao, Jiang (2009) e outros autores recentemente incluíram controle proporcional em experimentos.

O controle simultâneo de movimentos de punho e movimentos de “pega” não veem sendo abordados de forma ampla pela literatura, esta abordagem foi utilizada em testes pelos autores da prótese SVEN porém não foram encontrados resultados qualitativos. O controle simultâneo de dois ou mais padrões de contração também já foi abordado por Yang, Zhao, Jiang (2009), porém o foco da pesquisa era controle proporcional, e devido a isso não foram publicados resultados explícitos voltados ao controle simultâneo.

Sistemas de controle de próteses mioelétricas combinam os sinais de saída do sistema sensor EMG com informações de sensores internos e externos para gerar os movimentos requeridos pelo usuário. Estes sistemas podem ser divididos em duas partes: o complexo sistema de controle que interpreta o sinal EMG para produzir os ângulos desejados para cada junta e o sistema relativamente simples que recebe os os sinais de referência gerados pelo sistema anterior e controla as juntas individuais nos ângulos adequados. Um processamento é realizado a fim de incrementar a densidade do sinal; idealmente o sinal da contração deve ser retirado e retido, as demais informações irrelevantes devem ser descartadas. Muitos métodos diferentes para tal necessidade foram produzidos, sendo alguns destes, a análise do domínio do tempo (TD), análise auto regressiva (AR) e de características cepstrais (espectro de frequências) (GRAUPE, SALAH, KOHN, 1982). Métodos de análise tempo-frequência mostraram a capacidade de efetivamente demonstrar os padrões resultantes de contrações dinâmicas (LUCAS *et al*, 2008). Através de estudos foi observado que com a utilização da concatenação da análise do tempo e análise autorregressiva para análise de padrões variáveis lentos sobrepõe as demais técnicas.

Para a maioria das pesquisas, a informação relativa a força e posição é direcionada ao braço somente (YANG, ZHAO, JIANG, 2009), mas alguns esforços

estão sendo realizadas para fornecer um sinal de retorno, *feedback*, ao usuário. Um modo natural de encerramento da rotina (*looping*) de controle que também incorpora uma realimentação ao usuário é a utilização de propriocepção fisiológica estendida como proposto por Simpson (1974). Exemplos de realimentação artificial através de estimulações nervosa podem ser encontrados, mas o foco em pesquisa está presente na estimulação eletrotátil e vibrotátil devido a sua fácil aplicação e conforto ao usuário.

Aplicações primitivas de *feedback* de força utilizaram em sua maioria estimulação eletrotátil. Os níveis de força eram modulados ou por amplitude – seguido de uma relação linear (BEEKER, DURING, DEN HERTOOG, 1967) ou não linear (ROHLAND, 1975), ou por frequência de 6 pulsos (SCHMIDL, 1977). Os efeitos deste foram avaliados subjetivamente e mostraram resultados positivos (SCHMIDL, 1977).

Um *feedback* de posicionamento foi encontrado somente em duas aplicações: no primeiro protótipo do *Utah Arm* - trata-se de uma combinação do feedback de compressão e nível de abertura das mão, realizada através de um único eletrodo – (PRIOR *et al*, 1975); e na segunda aplicação é utilizado o fenômeno da sensação fantasma, no qual as sensações são geradas através de dois estimuladores ativados simultaneamente com diferentes intensidades (MANN, REIMERS, 1970).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

O estudo da eletromiografia na área de Interface Homem-Máquina (IHM) para o controle de próteses eletromecânicas foi primeiramente desenvolvido na Rússia, por meio de uma mão artificial, desenvolvida por A.E. Kobrinski em 1961. Posteriormente, em 1965, a *Otto Bock Orthopedic Industries* desenvolveu uma mão com mais de um dedo, e não apenas uma garra, também controlada por eletromiografia, o que chegou mais próximo de uma mão humana (SIJIANG, 2003).

Somente no período entre 1980 e 1990, com as soluções de alta tecnologia é que foi possível o surgimento de uma prótese com novos materiais e componentes miniaturizados. Com o desenvolvimento dessa nova tecnologia, os usuários tiveram a possibilidade de usar confortavelmente tais prótese eletromecânicas, mais leves e funcionais, durante um período de oito horas diárias (SIJIANG, 2003).

Diante de tal quadro evolutivo, é necessário esclarecer que além de ser utilizada para comandos eletrônicos e/ou eletromecânicos, a eletromiografia pode ser interpretada para o diagnóstico clínico, o que vem sendo feito há mais de 40 anos (MALTA *et al*, 2006).

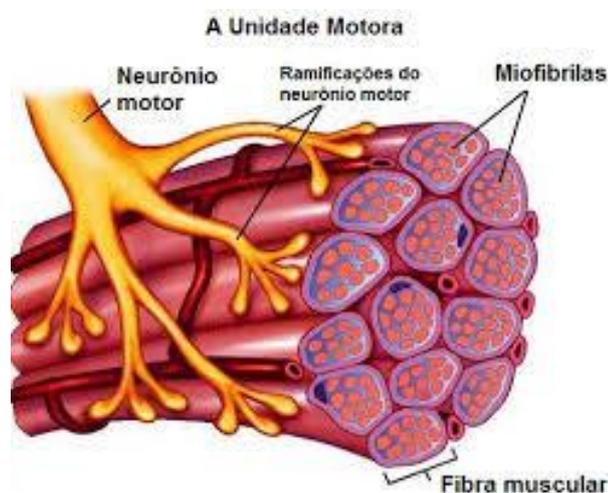
### 2.1 ELETROMIOGRAFIA

Os biopotenciais eletromiográficos são os sinais elétricos gerados pelas células musculares, oferecendo parâmetros para a análise do funcionamento da atividade muscular durante o movimento (MALTA *et al*, 2006).

Para que se possa medir, monitorar e registrar tais biopotenciais, utiliza-se a eletromiografia, ou seja, tal método visa mensurar os sinais produzidos pelos músculos por meio de estimulação das unidades motoras (UMs, UM no singular). A representação de uma unidade motora pode ser vista na Figura 2 (RODRIGUEZ- AÑEZ, 2000).

Ao estar o músculo repouso, em condições normais, não apresenta nenhuma atividade elétrica. É necessário provocar estímulos de origem elétrica ou mecânica para haver uma contração muscular. Assim, o músculo pode ser estimulado tanto por comandos elétricos provenientes do córtex motor, que controla os movimentos

voluntários quanto por impulsos elétricos provenientes de estímulos sensoriais pelas células localizadas na medula (CARVALHO, 2008).



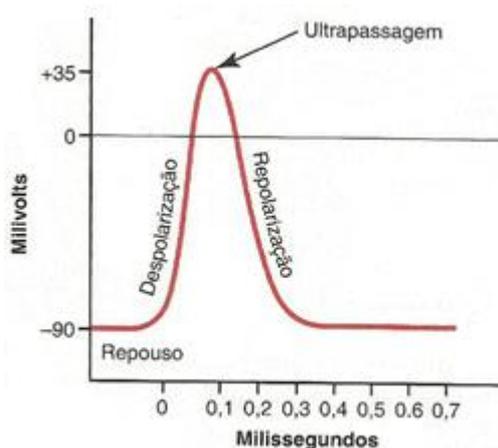
**Figura 2: Unidade Motora.**  
**Fonte: Evidência Saúde (2012)**

Quando ocorre a realização de um esforço voluntário, há a contração muscular e a produção da força, provocadas por um deslizamento de filamentos no interior do músculo, o que constitui o processo de despolarização das fibras musculares. Neste processo, as unidades motoras são ativadas, carregando um impulso iônico para o músculo nas ramificações do neurônio motor (RODRIGUEZ-AÑEZ, 2000). A chegada do impulso do axônio do neurônio motor para as unidades motoras faz com que a acetilcolina seja liberada (CARVALHO, 2008). Esse mediador químico é responsável pelas alterações na permeabilidade da membrana da fibra muscular ao íon de sódio, e então é criado um potencial de ação, ou seja, a mudança no potencial de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular, atingindo fibras e as miofibrilas (RODRIGUEZ-AÑEZ, 2000; CARVALHO, 2008).

Cumprindo ressaltar que os potenciais de ação são amplamente utilizados pelo sistema nervoso para a comunicação entre este, os tecidos e glândulas, formando uma ponte de sinais elétricos. Ou seja, a unidade funcional de um músculo é como um motor e todas as fibras que pertencem a ele são ativadas ao mesmo tempo, sendo que o potencial de ação da unidade motora é a resposta elétrica para o impulso desde o axônio (GUYTON, HALL, 2011).

A Figura 3 apresenta a forma de um potencial de ação. Ele pode ser dividido em três estágios. Primeiramente, há o estágio de repouso, antes do início do potencial

de ação na membrana, em que a membrana está polarizada com uma diferença de potencial de aproximadamente  $-90$  mV. Ao ficar muito permeável com os íons de sódio, inicia-se o estágio da despolarização na membrana, que com sua carga positiva se difunde para o interior do axônio. Dependendo de como são as fibras musculares, o nível do potencial pode sofrer um *overshoot*, ou seja, atravessa valores acima do limiar de  $0$  V. Após alguns décimos de segundo, os canais de sódio começam a se fechar, os canais de potássio se abrem mais que o normal e os íons de potássio se difundem para o exterior da membrana no estágio chamado de repolarização. Terminada a repolarização, a membrana volta ao seu potencial negativo de  $-90$  mV (GUYTON, HALL, 2011).



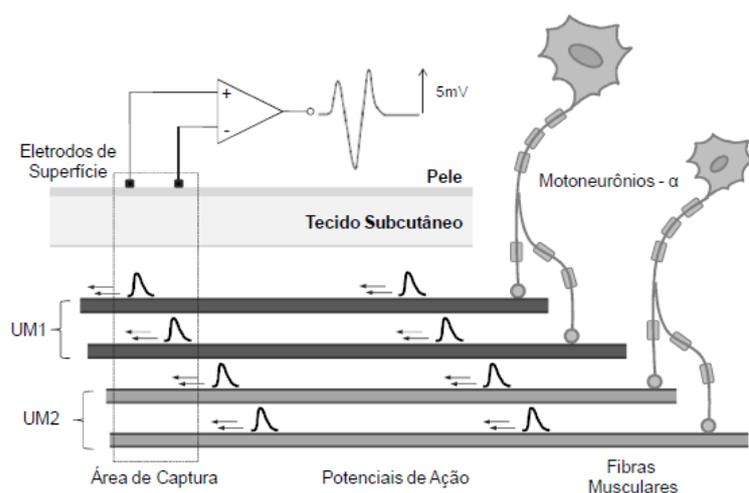
**Figura 3 - Potencial de ação típico.**  
**Fonte : Guyton, Hall (2011)**

Assim, eletromiografia é a leitura dos sinais provenientes dos potenciais de ação dos músculos, os quais são chamados de eletromiogramas, com capacidade de estudo e análise do sistema muscular baseado no processo de despolarização e repolarização das fibras musculares. (KONRAD, 2006).

Quanto a propagação dos potenciais de ação, a corrente iônica gera um campo elétrico pela propagação dos Potenciais de Ação de Unidade Motora (PAUMs, PAUM no singular, em inglês *Motor Unity Action Potential, MUAP*). Os tecidos entre os neurônios e os eletrodos se comportam como um filtro passa-baixa, atenuando os sinais, problema que acontece ao se tratar de eletromiografia de superfície, já que não considera apenas uma UM e sim sua somatória PAUM (ALMEIDA, 2012). Isso pode ser visto na Figura 4, que exemplifica como um sinal que sai dos motoneurônios- $\alpha$  é transmitido através das fibras musculares. Essa ação gera os potenciais de ação, que

na aquisição, se associam aos potenciais próximos, em uma soma de PAUMs e são adquiridos.

Dentre as características do sinal captado através da pele, destacam-se as baixas amplitudes (de até 5 mV estimado para atletas), com frequências de 6 a 500 Hz, e sinais de maior amplitude entre as frequências de 20 a 150 Hz (KONRAD, 2006). Há certa discrepância entre a faixa de valores de amplitude exatos que são apresentados pelo sinal, devido que particularidades como massa, preparo físico, entre outros, influenciam a magnitude do sinal; entretanto, as faixas mais usuais estão entre amplitudes entre 50  $\mu$ V e 5 mV ou 0 a 10 mV, com frequências nas faixas de 1 a 500 Hz, com sinais dominantes entre 50 a 150 Hz (DELUCA, 2002; SOUZA, SOUZA, ROMERO, 2006; KONRAD, 2006).



**Figura 4: Representação de Unidades Motoras propagando Potenciais de Ação e a sua aquisição na superfície da pele.**  
**Fonte : Almeida (2012)**

Para a aquisição desses sinais é necessário ter o posicionamento correto do eletrodo no músculo, bem como o modelo para ser usado. Os eletrodos para essa função se dividem em duas classes principais: eletrodos invasivos (como os do tipo agulha), que fornecem precisão do sinal de uma ou poucas UMs; e os eletrodos não-invasivos (eletrodos de superfície), que conseguem captar mais de uma UM, constituindo uma soma espaço-temporal de vários PAUMs, dependentes de fatores como profundidade do músculo, espessura e condutividade das camadas subcutâneas e a geometria dos eletrodos (ALMEIDA, FERRI, QUEVEDO, 2012).

A escolha dos eletrodos não invasivos implica em uma obtenção rápida e ágil dos sinais, levando em consideração que os eletrodos do tipo invasivo podem causar

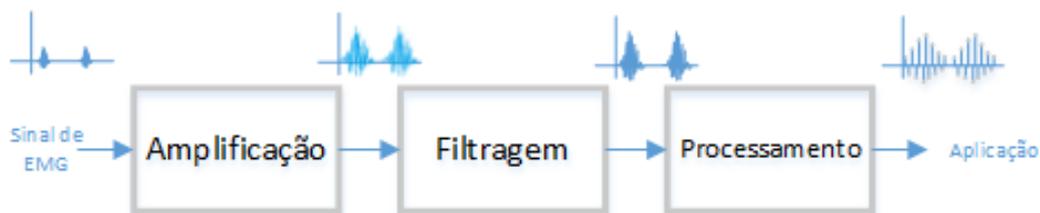
incômodo e dor, além de precisão para a localização de uma UM (QUEVEDO, 1993). Por sua vez, os sinais obtidos pelos eletrodos não invasivos podem apresentar difícil interpretação, pois como captam mais sinais (provenientes de interferências) possuem aparência mais ruidosa se comparada com o sinal obtido por apenas uma UM (QUEVEDO, 1993)

Dentre as configurações que podem ser feitas com eletrodos, destaca-se o modo bipolar, em que dois eletrodos são inseridos nas extremidades do feixe muscular e um eletrodo é colocado em um ponto de referência (geralmente onde não há ativação do sinal). Nessa configuração, os sinais entre as extremidades do músculo são subtraídos, e essa diferença (também chamada de sinal diferencial) é amplificada tendo como referência um sinal (que é captado pelo eletrodo com potencial nulo), adquirindo os sinais de um grupo muscular com maior clareza (DELUCA, 2002; DELUCA, 2006)

Com relação às interferências mencionadas anteriormente, estas podem estar relacionadas com os seguintes fatores: dispositivos fornecedores de energia ao circuito, que injetam ruídos do ambiente, especialmente a frequência de transmissão da rede de distribuição elétrica (60 Hz ou 50 Hz e suas harmônicas, em menor amplitude); junção entre eletrodo-pele (também chamado de ruído de transdutor), em que a corrente, sobre a forma iônica, sofre interferências de fatores de corrente alternada (CA) e corrente contínua (CC); interferências do próprio corpo humano, como frequência dos batimentos cardíacos; e por fim, de fontes geradores de eletromagnetismo parasita, não sendo os dois últimos itens tão críticos e eletricamente fáceis de serem atenuados (HENNEBERG, 2000).

### 2.1.1 Características do Condicionamento de sinais eletromiográficos

A Figura 5 apresenta os passos utilizados nos circuitos de condicionamento de sinais. O sinal eletromiográfico possui uma baixa amplitude e deve ser aumentado, ou seja amplificado. Entretanto, a amplificação também amplifica os ruídos, necessitando de um estágio de filtragem. Por fim, o sinal deve passar por um estágio de processamento, em que sofrerá diversas análises para coletar os dados pertinentes à sua aplicação final



**Figura 5: Estágios de um circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos**  
**Fonte: Autoria própria.**

Para funcionamento adequado, devido aos baixos níveis de sinais captados pelos eletrodos, é necessária uma etapa de amplificação para melhorar o desempenho da etapa de filtragem. Para esta amplificação, usualmente são usados amplificadores diferenciais (MOZHANOVA, 2012; JAMAL, 2012). Atendendo a esses quesitos, são usados os amplificadores diferenciais de instrumentação, ou apenas amplificadores de instrumentação. Um amplificador de instrumentação é capaz de aquisição de dados de forma precisa e com baixa presença de ruído diferencial. A utilização deste amplificador operacional gera um excelente resultado com baixa corrente residual. Isto, combinado com um range de operação amplo ( $\pm 3,5$  V à  $\pm 18$  V) o faz uma opção ideal para sistemas de aquisição de dados portáteis (AHAD, 2007).

Estes amplificadores atenuam sinais com propriedades comuns (pertencentes a outros biopotenciais e ruídos) e amplificam sinais diferentes (que nesse caso é o sinal eletromiográfico). Possuem uma alta impedância de entrada (para possibilitar melhor aquisição), uma baixa impedância de saída (para uma maior transmissão do sinal por ele amplificado), uma alta razão de rejeição de modo comum (atenuando parte considerável dos ruídos de modo comum) e alto ganho diferencial (razão entre a saída e entrada). (KITCHIN, COUNTS, 2006).

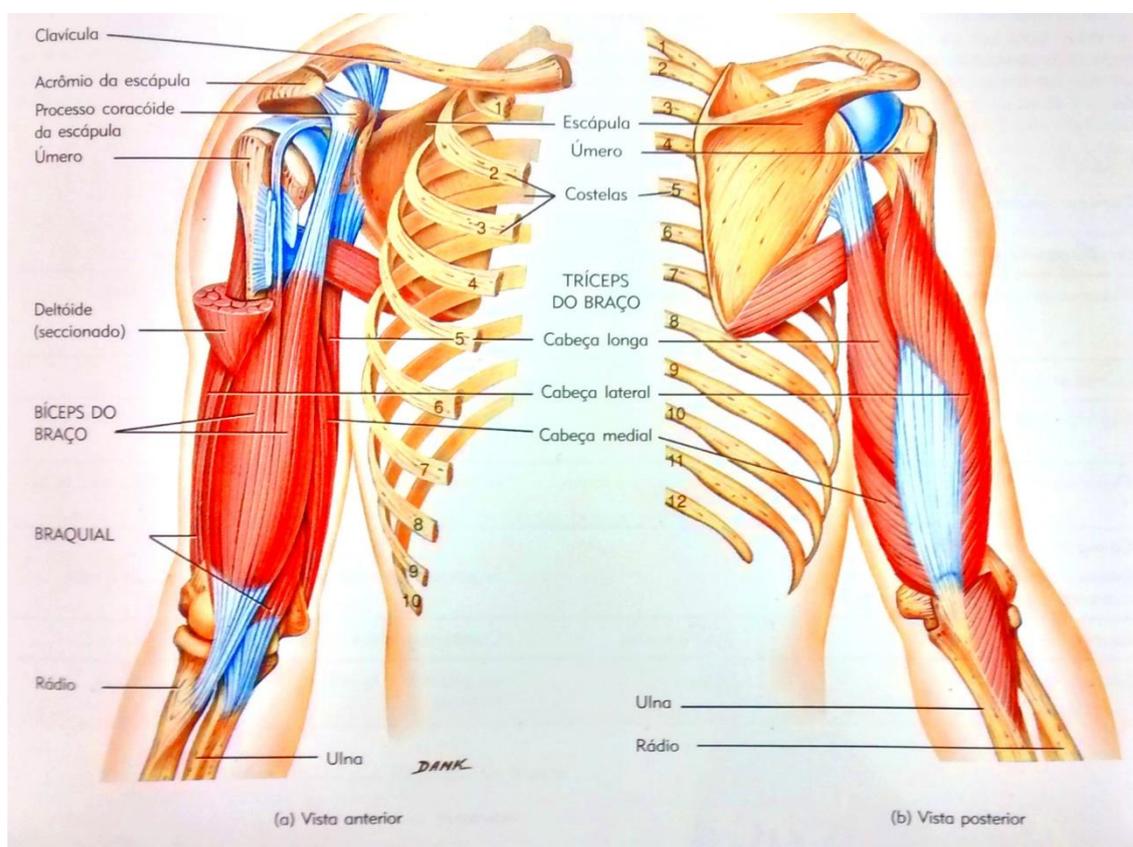
Segundo Merletti (1999) e DeLuca (2002), como recomendações para desenvolvimento do sistema, após amplificação o sinal deve ser filtrado utilizando filtros passa-baixa (500 Hz), os quais são necessários para evitar efeitos *anti-aliasing* na amostragem. Em certos casos, a baixa utilização de filtros deve-se a influência que os mesmos exercem no estudo do sinal, pois dependendo da topologia e projeto, os filtros podem gerar alterações, as quais podem influenciar nos resultados da pesquisa. (MERLETTI, 1999; DELUCA, 2002)

Porém, ruídos oriundos da rede elétrica através de seus harmônicos, com frequência aproximada de 60 Hz, podem ser excessivamente intensos, podendo provocar erros nos estimadores eletromiográficos, causando também erro na interpretação dos dados e conseqüentemente erros de diagnóstico; desse modo,

torna-se necessário, além das medidas preventivas no momento de coleta dos sinais, a aplicação de um pré-processamento do sinal para remoção dos sinais de interferência deste tipo (PEDROSO, 2013).

## 2.2 ANATOMIA DO BÍCEPS

A Figura 6 apresenta anatomicamente da estrutura do braço humano. Nela, podem ser vistos os maiores músculos dos membros superiores, rádio e ulna, parte do antebraço e os músculos dessa região. A estrutura muscular que move o rádio e a ulna (antebraço) está dividida em músculos flexores e extensores, sendo possível apenas esses dois movimentos devido ao fato de a articulação do cotovelo ser do tipo gínglimo, também conhecido como movimento de dobradiça. Assim, os músculos flexores, que tem a função de realizar ou auxiliar no movimento de flexão com ponto de vértice no cotovelo são: bíceps do braço (bíceps braquial), braquial e braquiorradial (TORTORA, 2000; WIRHED, 1986). Sobre esses músculos, as suas principais características são apresentadas no Quadro 1.



**Figura 6: Principais musculaturas dos movimentos de flexão e extensão do braço humano. Fonte: Tortora (2000).**

Músculo	Função(ões)	Inserções de Origem/ Terminal	Ação
Bíceps do Braço ( <i>biceps</i> = duas cabeças de origem/ <i>brachion</i> = braço)	1. Flexionar o antebraço no cotovelo 2. Rodar o antebraço (supinação) 3. Flexão do braço na articulação do ombro	Escápula/Rádio	Flete e supina o antebraço, flexiona e rotaciona o braço
Braquial	Flexiona o antebraço no cotovelo	Úmero/Ulna	Flete o antebraço
Braquiorradial ( <i>radialis</i> = rádio)	Flexiona o antebraço no cotovelo e ajuda a controlar sua rotação	Úmero/Rádio	Flete o antebraço

**Quadro 1 – Músculos do Movimento de flexão do braço e suas principais características.**  
Fonte: Tortora (2000) e Wirhed (1986) (adaptado).

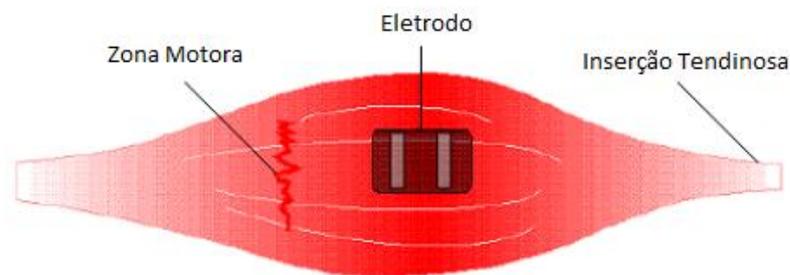
Para a aplicação proposta neste trabalho em que foi escolhida a captação dos sinais provenientes do bíceps do braço (bíceps braquial), a sua arquitetura em relação ao tipo de fibra é classificada como fusiforme, ou seja, músculos com fibras que se estendem paralelamente ao eixo gerador de força do músculo (JAMAL, 2012). Este movimento gera a flexão do braço, como citado anteriormente, já que o músculo flete e supina o antebraço.

### 2.2.1 Posicionamento dos Eletrodos

De acordo com Jamal (2012), os eletrodos de superfície comparados com os demais eletrodos de EMG são relativamente fáceis de serem utilizados devido a não necessidade de certificação médica mais específica para sua aplicação. Outro grande motivo da sua utilização em maior quantidade é que o mesmo não gera desconforto ao usuário (JAMAL, 2012).

A fim de obter um sinal confiável e uma leitura efetiva é necessário posicionar o eletrodo corretamente, para que se consiga captar efetivamente os sinais gerados pela musculatura (sendo necessário um conhecimento básico sobre arquitetura muscular), e preparar a pele para minimização da sua impedância, através da eliminação os pêlos, da limpeza da pele com álcool, uso recomendável de um gel abrasivo com intuito de reduzir a cada secagem da pele e reduzir a umidade e o suor para a medição ser adequada. (KELLIS, 1998 apud FONSECA, SILVA, OCARINE, URSINE, 2001; NURIA MASSO, 2010; JAMAL, 2012).

Segundo Jamal (2012) e DeLuca (2002), normalmente dois dispositivos de detecção (eletrodos) são colocados na pele do usuário em uma configuração bipolar, devendo estar posicionados entre a unidade motora - também conhecida como zona de inervação - e a inserção do tendão no músculo. A maior efetividade na aquisição do sinal é dada quando os eletrodos estão posicionados no ventre do músculo, devido que nesta posição a densidade das fibras musculares é a maior possível para o músculo, tal como apresentado na Figura 7. A distância entre os eletrodos devem ser de 1 a 2 cm de distância em paralelo com o comprimento da fibra muscular (JAMAL, 2012).



**Figura 7: Posicionamento adequado do eletrodo no músculo**  
**Fonte: Jamal (2012)**

Jamal (2012) também afirma que o sinal gerado pelo eletrodo de superfície deve ser adquirido em relação a uma referência, pois tal eletrodo age como um aterramento para o sinal. Este deve ser posicionado a certa uma distância do músculo a fim de evitar interferências (DELUCA, 2002).

### 2.3 PRINCÍPIOS DE ROBÓTICA

De acordo com Pazos (2002, p. 11), um robô pode ser considerado como “um manipulador reprogramável, multifuncional, projetado para mover materiais, peças, ferramentas ou dispositivos especiais em movimentos variáveis programados para a realização de uma variedade de tarefas”. Ou seja, para ser considerado um robô, é necessário que o sistema possua, além de meio físico, um sistema responsável pelo seu processamento, que pode ser tanto um microcontrolador, um microprocessador, um controlador lógico programável ou um microcomputador. Esse sistema deve possuir a possibilidade de programação, em que um usuário possa fazer modificações quando se achar necessário.

Dentre as razões do porque do uso de um robô, se destacam: o custo, que a longo prazo é menor se comparado ao de uma pessoa contratada para o mesmo serviço; melhora na produtividade, com melhora na qualidade do produto, com funções, que se bem precisas, eliminam falhas humanas; capacidade de operar em ambientes hostis ou perigosos, para evitar que seres humanos trabalhem em condição muito adversas que possam prejudicar sua saúde; melhora do gerenciamento da produção, pela facilidade de trabalho e tempo de operabilidade; e por fim, utilização da medicina, para o uso em cirurgias, garantindo melhor precisão e controle em situações de risco (PAZOS, 2002).

Em uma classificação simples, existem dois tipos principais de robôs: os chamados exploradores e os manipuladores. Os exploradores possuem como objetivo principal o deslocamento, exploração de um determinado ambiente; enquanto que os manipuladores são os braços mecânicos, para deslocamento de materiais de um ponto para outro no espaço acompanhando uma trajetória dentro de um espaço de trabalho (PAZOS, 2002).

O sistema físico do robô é composto por elos, estruturas rígidas, que estão conectadas com juntas, que fazem a movimentação entre os elos próximos. Com relação aos principais modelos de juntas, essas podem ser de revolução (ou rotação, que realizam esse tipo de movimento) ou prismáticas (que realizam movimento de translação) (CRAIG, 1989). O número de graus de liberdade que um manipulador possui é o número de posições independentes variáveis no qual um manipulador pode se movimentar (CRAIG, 1989). Basicamente, é o número da quantidade de juntas que um robô possui.

### 3 SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

#### 3.1 ISOLAÇÃO DA REDE ELÉTRICA

Antes de ser utilizado em uma pessoa, um circuito que faz a aquisição de biosinais deve estar isolado da rede elétrica de alimentação. A proteção do indivíduo é a base principal de um sistema, de forma que ele não sofra algum distúrbio fisiológico (choque elétrico principalmente) ou faltas elétricas (NAGEL, 2000). O valor de corrente que um ser humano começa a sentir, chamado de limiar de percepção, varia a níveis de 0,6 a 7 mA (OLSON, 2010). Isso é considerado para circuitos que injetam corrente elétrica. Entretanto, os circuitos propostos apenas fazem a aquisição dos sinais, ou sejam, a corrente proveniente dos eletrodos vem do indivíduo e possui uma magnitude menor que o limiar de percepção.

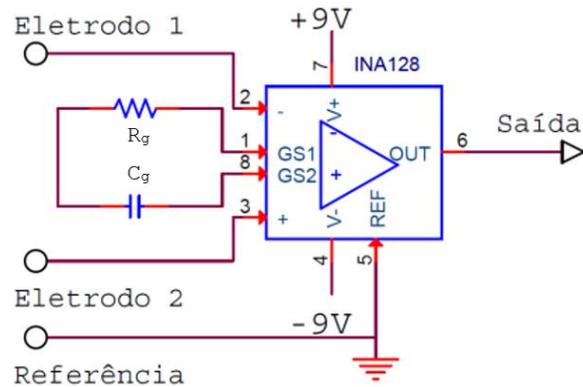
Deixando o sistema isolado da rede de alimentação, toda a alimentação do circuito de condicionamento baseia-se baterias de 9 V, conectadas de forma simétrica, provendo + 9 V e – 9 V. Esse valor foi escolhido devido à sua fácil obtenção, por estar dentro do range dos dispositivos empregados e não oferece a circulação de uma corrente com magnitudes perigosas.

#### 3.2 AMPLIFICADOR

Para amplificação, utilizou-se o circuito integrado (CI) INA128, que possui, dentre suas características, resistência de entrada na ordem de  $10^{10} \Omega$ , ganho de malha aberta de 10000 e Razão de Rejeição de Modo Comum – *Common Mode Rejection Ratio* - CMRR mínimo de 80 dB para ganho unitário e 120 dB para ganho entre 100 a 1000 (BURR-BROWN PRODUCTS, 1995).

O circuito construído para essa etapa é apresentado na Figura 8. O ganho escolhido (sem considerar o capacitor  $C_g$ ) para o amplificador foi de 400, sendo calculado pela equação (1) (BURR-BROWN PRODUCTS, 1995)

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \therefore R_g = \frac{50k\Omega}{(G - 1)} \quad (1)$$



**Figura 8 - Modelo do circuito de Amplificação**  
**Fonte: Autoria Própria**

em que:

$G$  é o ganho do amplificador, adimensional;

$R_g$  é resistência de ganho em  $[\Omega]$ .

A constante de  $50\text{ k}\Omega$  se deve às resistências do circuito interno do CI e a constante 1 deve-se à simplificação da dedução das equações do circuito interno. Para um ganho de 400, é necessário de um resistor com  $125,31\ \Omega$ . Como é inviável tal precisão com apenas um resistor sem ser usado um resistor variável de precisão, trimpot, utilizou-se um valor comercial de  $120\ \Omega \pm 5\%$ , alterando o ganho para 417,67. Como a tolerância do resistor utilizado pode variar  $\pm 5\%$ , os valores de ganho calculado estão em uma faixa de 397,82 a 439,6. Foi preferível usar este valor devido ao seu baixo custo em comparação ao trimpot. Para um primeiro momento, sua importância está no fato de amplificar o sinal de EMG a níveis que possam ser visualmente e instrumentalmente consideráveis, facilitando seu processamento.

Analisando os capacitores colocados junto ao resistor de ganho, estes alteram sua função de ganho no domínio de  $(s)$  como analisado pela equação (2)

$$G_a(s) = 1 + \frac{50\text{k}\Omega s C_g}{1 + R_g s C_g} \therefore 1 + \frac{50\text{k}\Omega}{\frac{1}{s C_g} + R_g} \quad (2)$$

em que:

$G_a(s)$  é a função do ganho para o domínio de  $(s)$  com a análise do efeito de;

$C_g$ , que é a capacitância equivalente ligada em série com o resistor de ganho,

em  $[F]$ ;

$s$  é valor equivalente à frequência angular que a função possui em determinado momento, sendo esta uma grandeza complexa devido estar no domínio de  $(s)$ , utilizando os conceitos de Laplace.

O comportamento do circuito para altas frequências pode ser obtido pela relação expressa pela equação (3)

$$\lim_{s \rightarrow \infty} G_a(s) = \lim_{s \rightarrow \infty} 1 + \frac{50k\Omega s C_g}{1 + R_g s C_g} = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \quad (3)$$

em que:

$\lim_{s \rightarrow \infty}$  é o limite da função para  $s$  tendendo ao infinito.

Ou seja, quando a frequência inserida no sistema for alta, o circuito que se comporta com a função de transferência da equação (2) passa a se comportar como a função da equação (1). Dessa forma, o ganho é limitado apenas pelo resistor. Comprova-se que, ao formar uma função de um filtro passa-alta, a frequência de corte pode ser calculada por (4)

$$f_c = \frac{1}{(2\pi R_g C_g)} \therefore C_g = \frac{1}{(2\pi R_g f_c)} \quad (4)$$

em que:

$f_c$  é a frequência de corte em [Hz] e;

$C$  é o valor da capacitância em [F].

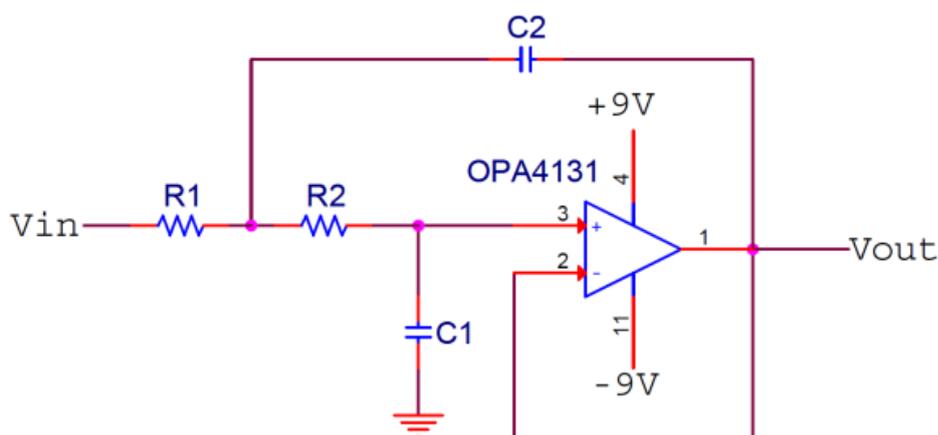
A razão de se implementar um filtro passa alta no estágio de amplificação é aproveitar as características presentes nos amplificadores de instrumentação e utilizá-las de tal forma que o hardware possa ser simplificado mas mantendo-se eficiente, reduzindo a quantidade de CIs e, conseqüentemente, minimizando o custo com amplificadores e espaço adicional. Os sinais que estão sendo atenuados nessa faixa de frequência correspondem, em maior parte, a ruídos presentes entre os tecidos celulares e movimentação dos artefatos.

Projetou-se uma frequência de corte de 20 Hz, que nesse caso, seria necessário de um capacitor de 66,31  $\mu$ F. Devido à disponibilidade, utilizaram-se dois capacitores de 100  $\mu$ F em série, resultando em 50  $\mu$ F, para uma frequência de 26,52 Hz, e devido à precisão dos componentes, não há uma mudança significativa.

### 3.3 FILTRAGEM

Para realizar a limitação de uma faixa de leitura com a intenção de se conseguir mensurar valores para interpretação de sinais, foi proposto a construção de dois circuitos de filtragem ativa, sendo um filtro passa-baixa para frequências até 500 Hz e outro rejeita-faixa para o ruído externo de 60 Hz. A estrutura escolhida para a construção dos filtros foi a *Sallen e Key*, também conhecida como estrutura de fonte de tensão controlada por tensão (VCVS, *voltage controlled voltage source*). Esta topologia foi escolhida por ter uma função de transferência facilmente implementada com ganho unitário ou superior na faixa de passagem. Desta maneira o amplificador funcionará como uma fonte de tensão cuja a saída está em função da tensão de entrada e do ganho do circuito (PERTENCE JUNIOR, 2003).

Para a construção dos circuitos de filtragem, tanto passa-baixa quanto rejeita-faixa, foi utilizado o CI OPA4131, que é um amplificador operacional de uso geral e de fácil aquisição (BURR-BROWN PRODUCTS, 1994). No circuito do filtro passa-baixa foi utilizado dois estágios de segunda ordem, como apresentado na Figura 9, sendo um acoplado em seguida o outro, para obtenção de um circuito de quarta ordem, tendo ganho uniforme em ambos CIs para que a etapa de posterior amplificação fique responsável inteiramente pelo circuito de processamento de sinal.



**Figura 9 - Estágio de segunda ordem do filtro passa-baixa de com topologia de Sallen e Key com ganho unitário**  
**Fonte: Autoria própria**

A função de transferência do filtro que demonstra o seu comportamento, obtida pelas Leis de Kirchhoff e análise de circuitos, é dada por (5)

$$G_1(s) = \frac{1}{s^2 R_1 R_2 C_1 C_2 + s C_1 (R_1 + R_2) + 1} \quad (5)$$

em que:

$G_1(s)$  é a função de transferência do filtro passa baixa no domínio da frequência em questão;

$s$  possui a mesma função vista na equação (2);

$R_1$ ,  $R_2$ ,  $C_1$  e  $C_2$  são os valores dos resistores em [ $\Omega$ ] e capacitores em [F] vistos na Figura 9.

Quanto à sua construção e dimensionamento, Pertence Junior (2003) descreve que deve-se determinar as seguintes variáveis:

- valor de ganho,
- frequência de corte,
- os parâmetros da aproximação do filtro (a e b) e,
- valores dos capacitores e resistores.

O ganho (K) e a frequência, como comentado, foram estabelecidos e os valores de  $a$  e  $b$  retirados das tabelas fornecidas pelo autor, sendo escolhida a aproximação *Butterworth*, que possui uma magnitude plana na banda de passagem e de corte, além de realizada a conversão da frequência em Hz pela frequência angular em rad/s, feita pela equação (6).

Os valores dos capacitores  $C_2$  foram selecionados seguindo o critério de um valor próximo ao comercial de  $10/f_c$  (sendo o resultado em  $\mu\text{F}$  se  $f_c$  for em Hz). Em seguida, encontrou-se um valor para os capacitores  $C_1$ , fornecidos pela condição da equação (7) e os valores referentes aos resistores  $R_1$  e  $R_2$ , encontrados respectivamente nas equações (8) e (9)

$$\omega_c = 2\pi f \quad (6)$$

$$C_1 \leq \frac{[a^2 + 4b(K - 1)]C_2}{4b} \quad (7)$$

$$R_1 = \frac{2}{\left[ aC_2 + \sqrt{([a^2 + 4b(K - 1)]C_2^2 - 4bC_1C_2)} \right] \omega_c} \quad (8)$$

$$R_2 = \frac{1}{bC_1C_2R_1\omega_c^2} \quad (9)$$

em que:

$\omega_c$  é a frequência angular em [rad/s];

$f$  é a frequência de corte em [Hz];

$K$  é o ganho do filtro, adimensional;

$R_1$  e  $R_2$  são os valores das resistências  $R_1$  e  $R_2$  em [ $\Omega$ ];

$C_1$  e  $C_2$  são os valores das capacitâncias  $C_1$  e  $C_2$  em [F] e;

$a$  e  $b$  são os valores que correspondem à aproximação *Butterworth*.

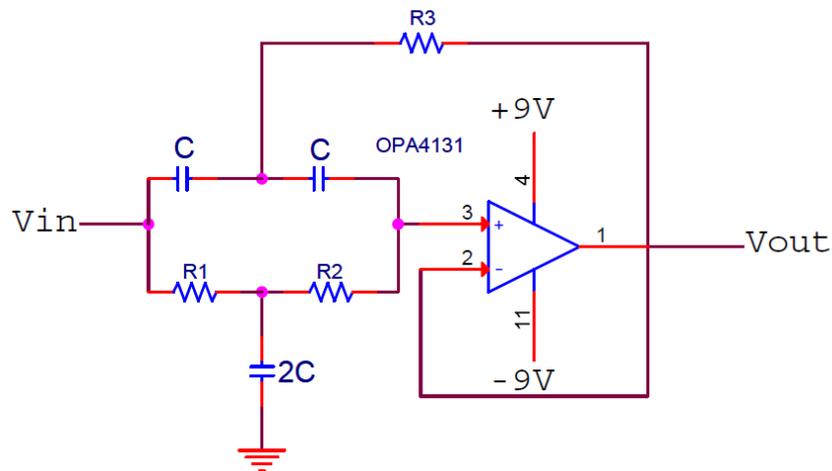
Realizando todos os cálculos e adaptando para valores comerciais aproximados e disponíveis, os componentes e as variáveis usados nos filtros estão listados na Tabela 1. Para os valores de resistores e capacitores, aqueles que estão marcados como 'a' são referentes ao primeiro estágio do filtro passa baixa, enquanto que os marcados como 'b' são referentes ao segundo estágio. Sobre as constantes,  $a_1$  e  $b_1$  são as aproximações referentes ao primeiro estágio e  $a_2$  e  $b_2$ , ao segundo estágio.

**Tabela 1 - Relação de componentes/variáveis calculadas no projeto e o valor comercial disponível para o Filtro Passa Baixa**

Componente/ Variável	Valor Calculado	Valor Comercial
$a_1$	0,765367	-
$a_2$	1,847759	-
$b_1$	1	-
$b_2$	1	-
$R_{1a}$	16,75 k $\Omega$	18 k $\Omega$ $\pm$ 5%
$R_{1b}$	7,97 k $\Omega$	8,2 k $\Omega$ $\pm$ 5%
$R_{2a}$	2,42 M $\Omega$	2,4 M $\Omega$ $\pm$ 5%
$R_{2b}$	49,42 k $\Omega$	47 k $\Omega$ $\pm$ 5%
$C_{1a}$	$\leq$ 3,66 nF	100 pF $\pm$ 5%
$C_{1b}$	$\leq$ 21,33 nF	10 nF $\pm$ 5%
$C_{2a}$	$\approx$ 20 nF	22 nF $\pm$ 5%
$C_{2b}$	$\approx$ 20 nF	27 nF $\pm$ 5%

Fonte: Autoria Própria

Utilizando as mesmas instruções de Pertence Junior (2003), construiu-se um filtro rejeita-baixa de 60 Hz usando as estruturas de Sallen e Key, igual da passa-baixa, assim como representado na Figura 10.



**Figura 10 - Filtro rejeita-faixa com topologia de Sallen e Key com ganho unitário.  
Fonte: Autoria Própria.**

Tal como o filtro anterior, deduziu-se a função de transferência para o seguinte filtro em (10)

$$G_2(s) = \frac{2s^3 C^3 R_1 R_2 R_3 + s^2 C^2 R_3 (R_1 + R_2) + 2s C R_3 + 1}{2s^3 C^3 R_1 R_2 R_3 + s^2 C^2 R_3 (5R_1 + R_2) + 2s C (R_1 + R_3) + 1} \quad (10)$$

em que:

$G_2(s)$  é a função de transferência do filtro rejeita-faixa no domínio de (s);

$s$  possui o mesmo papel que na função de transferência anterior e;

$R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$  e  $C$  são os valores dos resistores  $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$  e do capacitor  $C$ , respectivamente, mesmos encontrados na Figura 10.

Diferente do modelo de filtro anterior, este requer estabelecer um fator de qualidade  $Q_0$  para garantir uma atenuação mais estreita para a banda a ser atenuada. Para isso, foi estipulado que as frequências as quais o filtro estaria atenuando corresponderiam a faixa de 50 a 70 Hz, sendo encontrada o valor de  $f_0$ , ou seja, a frequência central entre a faixa de corte, pela equação (11); e a equação (12) apresenta a equação para o cálculo do fator de qualidade. Para o dimensionamento dos capacitores, o mesmo critério usado para  $C_2$  no filtro anterior é válido (usando  $f_0$  no lugar de  $f$ ), já para os demais resistores, foram usadas as equações (13), (14) e (15) para encontrar os valores de, respectivamente,  $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$ . Os resultados obtidos e usados para o filtro se encontram na Tabela 2.

$$f_0 = \sqrt{f_{c2} \times f_{c1}} \quad (11)$$

$$Q_o = \frac{f_o}{f_{c2} - f_{c1}} \quad (12)$$

$$R_1 = \frac{1}{2Q_o \omega_o C} \quad (13)$$

$$R_2 = \frac{2Q_o}{\omega_o C} \quad (14)$$

$$R_3 = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \quad (15)$$

em que:

$f_o$  representa a frequência central da faixa de corte em [Hz];

$Q_o$  representa o fator de qualidade do filtro, adimensional;

$f_{c1}$  representa o limite inferior da faixa a ser rejeitada em [Hz];

$f_{c2}$  representa o limite superior da faixa a ser rejeitada em [Hz];

$R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$  representam os resistores  $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$  em [ $\Omega$ ] e;

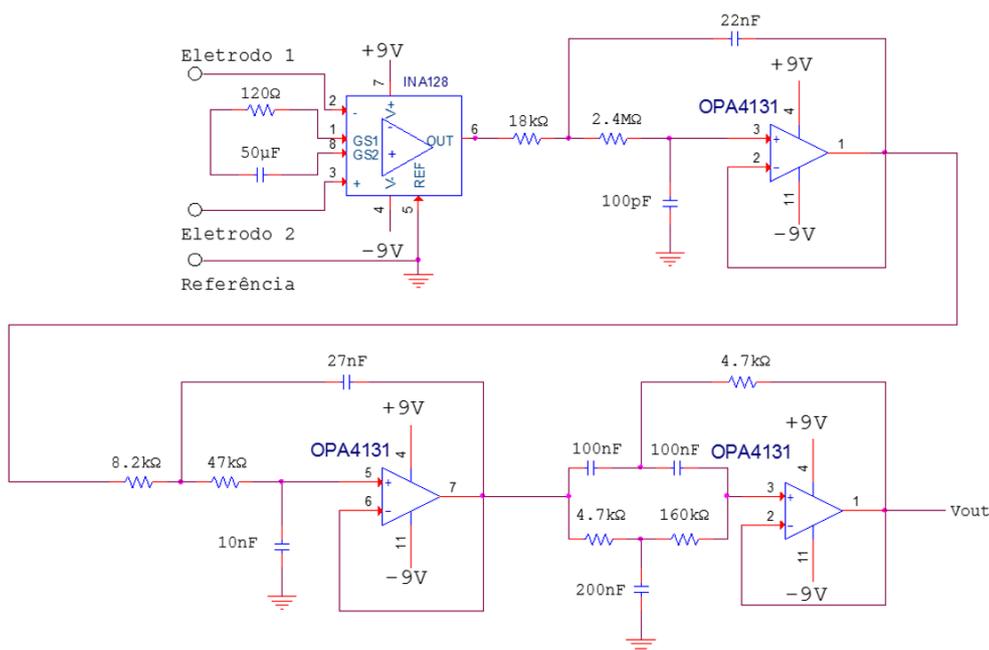
$C$  é o valor dos capacitores usados em [F].

**Tabela 2: Relação de componentes/variáveis calculadas no projeto e o valor comercial disponível para o Filtro Rejeita Faixa**

Componente/ Variável	Valor Calculado	Valor Comercial
$f_o$	59,19 Hz	-
$Q_o$	2,958	-
$C$	169 nF	100 nF $\pm 5\%$
$R_1$	4,53 k $\Omega$	4,7 k $\Omega$ $\pm 5\%$
$R_2$	159,16 k $\Omega$	160 k $\Omega$ $\pm 5\%$
$R_3$	4,53 k $\Omega$	4,7 k $\Omega$ $\pm 5\%$

**Fonte: Autoria Própria**

O sistema proposto em sua forma final é apresentado na Figura 11, com todos os estágios de amplificação e filtragem e os valores comerciais correspondentes aos resistores e capacitores.



**Figura 11 – Circuito final da etapa de condicionamento de sinais.**  
**Fonte: Autoria Própria.**

### 3.4 TESTES E VALIDAÇÃO DO SISTEMA

#### 3.4.1 Metodologia para validação do circuito de condicionamento

A análise do funcionamento do sistema e comprovação dos resultados foi realizada em três métodos: simulação através dos parâmetros matemáticos (MATLAB®), simulação através de *software* de simulação de circuitos eletrônicos (*Orcad/Pspice*) e comprovação a partir de dados retirados do circuito real.

Iniciando pelos parâmetros matemáticos, foram inseridas as funções de transferências no *software* MATLAB®, obtendo-se os respectivos Diagramas de Bode, em especial, os valores da sua magnitude. Para o sistema de amplificação, a equação (2) foi submetida à simulação, e esta foi multiplicada pelas equações (5) e (10) para obter a função de transferência total do sistema, bem como usando a equação (5) duplicada devido ao segundo estágio do filtro passa-baixa.

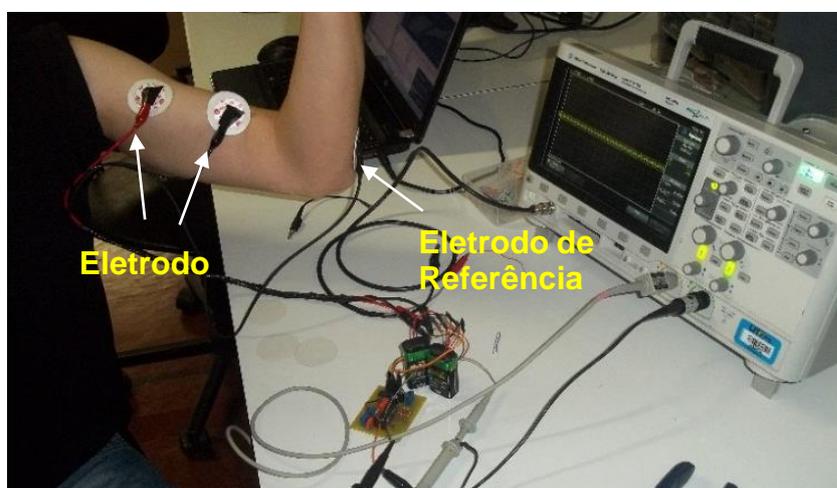
Em um segundo momento, o circuito foi simulado no *Orcad/Pspice*. As faixas de frequência para as análises foram definidas pelo comportamento dos circuitos para cada caso: de 1 a 300 Hz para o circuito amplificador e de 10 a 1,3 kHz para o sistema de filtragem. A importância dessa análise é a verificação do comportamento dos sistemas para além de suas frequências de corte e da magnitude de sua amplificação.

Por fim, o circuito foi montado em uma placa de circuito impresso (PCI), conforme a Fotografia 1, e submetido à uma onda senoidal com amplitude de pico de 20 mV, com variação da sua frequência - respeitando os mesmos limites impostos anteriormente - para a sua análise nesse domínio. Foi calculado o ganho de cada estágio com as medições de cada entrada/saída.

Terminada essa etapa, o sistema foi testado nos pesquisadores, mediante a aprovação do comitê de ética de número de CAAE 30162814.5.0000.5547, que de livre e espontânea vontade, realizaram estímulos ao músculo do bíceps braquial esquerdo, com eletrodos descartáveis usados em Eletrocardiograma (ECG) de Prata/Prata-Clorada devido a sua disponibilidade de eletrodos de EMG. Os sinais foram adquiridos usando osciloscópio *Agilent DSO-2012* e seus dados salvos em formato de pontos (.csv), tal como apresentado na Fotografia 2.



**Fotografia 1 – Circuito de Condicionamento de Sinais em uma placa de circuito impresso.**  
Fonte: Autoria Própria



**Fotografia 2 - Teste de funcionamento do sistema em voluntário**  
Fonte: Autoria Própria

### 3.4.2 Resultados dos circuitos de condicionamento de sinais eletromiográficos

A Figura 12 apresenta os resultados obtidos através do MATLAB®, *Orcad/Pspice* e dados obtidos pela placa de circuito impresso. Recordando que o valor absoluto obtido para o ganho na equação (1) era de 417,66 e o obtido na Figura 12 é 52,4 dB. Sabendo que a relação de decibéis em ganho, para tensão, está presente na equação (16)

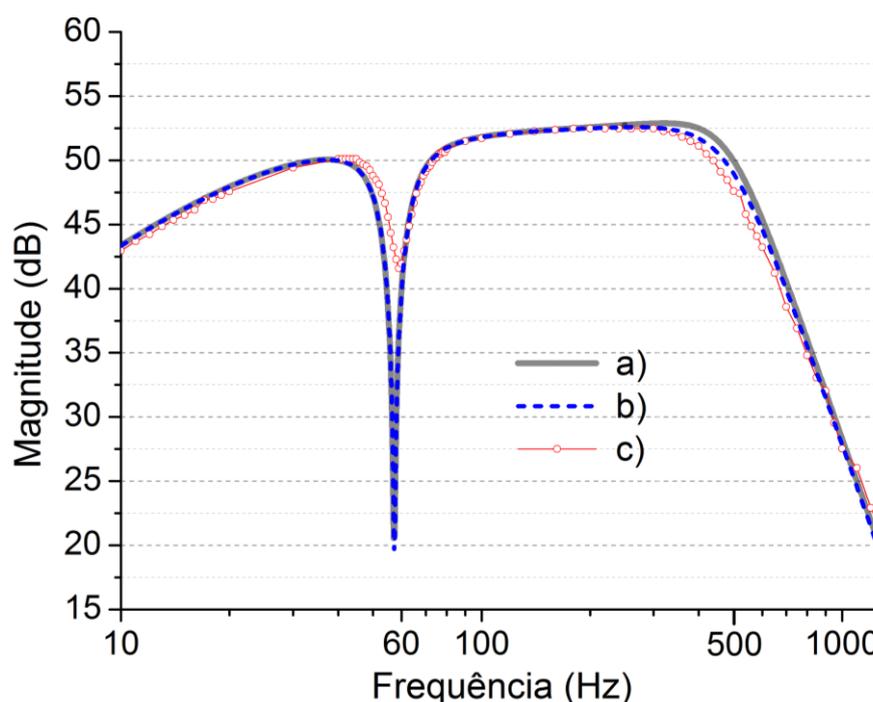
$$A_{dB} = 20 \log \left( \frac{V_{out}}{V_{in}} \right) \quad (16)$$

em que:

$A_{dB}$  é o ganho em [dB];

$V_{out}$  é a tensão de saída em [V] e;

$V_{in}$  é a tensão de entrada em [V] .



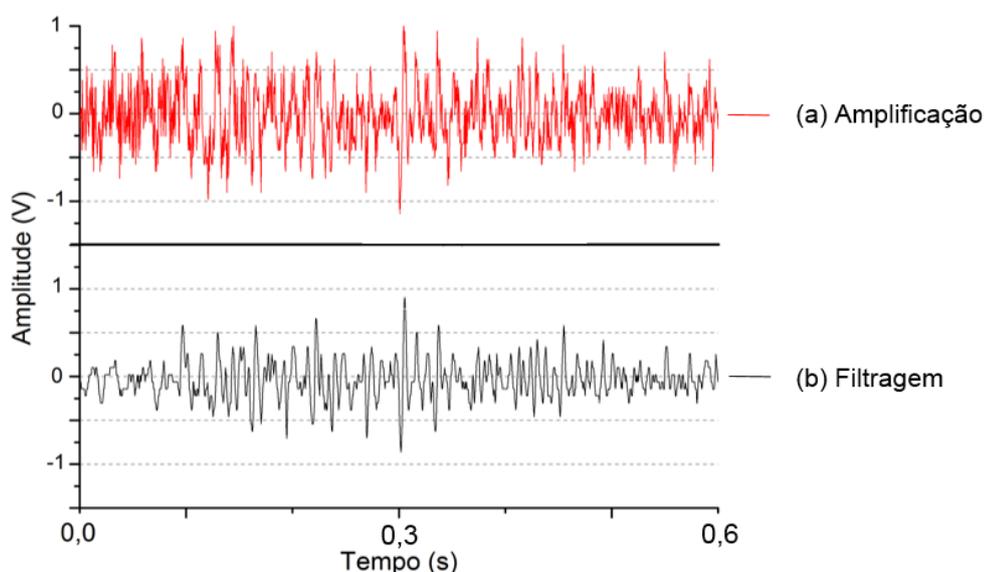
**Figura 12 - Diagrama de Bode da Magnitude do sistema total para os valores obtidos do (a) MATLAB®, (b) *Orcad/Pspice* e (c) circuito impresso.  
Fonte: Autoria Própria.**

Inserindo na equação (16) o valor de 52,4 dB, tem-se como ganho o valor de 416,869, se aproximando com exatidão ao valor calculado. Escolheu-se trabalhar com relações de ganho para serem melhor analisadas pelos estágios.

Com relação à frequência de corte da filtragem do amplificador, a -3 dB (de atenuação, equivalente à metade do sinal, em 49,4 dB), esta é 26,5 Hz. Nota-se, na

Figura 12, que os valores obtidos no circuito aproximaram-se muito dos valores correspondentes às simulações, pois ambas as curvas estão praticamente sobrepostas. Entretanto, encontra-se uma certa diferença entre os valores simulados e reais na região do filtro rejeita-faixa. Seu pico de atenuação é de -32 dB à frequência correspondente de 57,6 Hz, que deve-se a tolerância dos componentes empregados. Para a frequência de 60 Hz, obtém-se uma atenuação de -12 dB, equivalente a 1/8 do sinal de 60 Hz, melhorando a relação de sinal ruído do sistema. No circuito real, não se obtém o grande valor de atenuação de cerca de -32 dB devido à falta de precisão dos componentes e fatores referente à placa (material e estruturas). Entretanto, consegue-se uma atenuação de -10 dB para a frequência de 60 Hz, aproximando-se de uma redução de quase 8 vezes do sinal de 60 Hz antes dessa etapa da filtragem. E para o filtro passa-baixa, a atenuação de -3 dB se encontra na frequência de 481 Hz com uma queda abrupta a partir dos próximos valores.

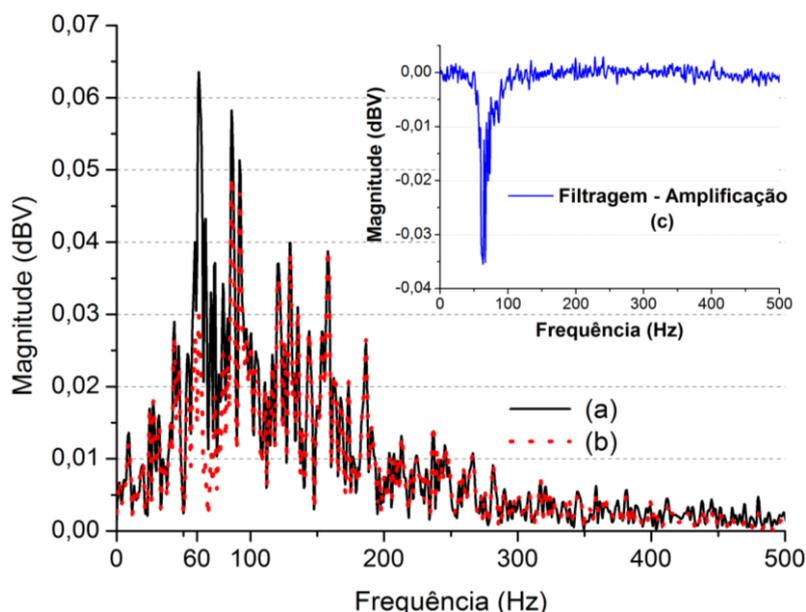
Entre os sinais obtidos pelos pesquisadores, a Figura 13 apresenta os sinais referente as saídas dos sistemas de amplificação e de filtragem representando a ativação do músculo pelo levantamento do braço. Percebe-se nitidamente a ação do estágio de filtragem, que tornou o sinal de EMG mais nítido para as próximas aplicações.



**Figura 13 - Sinal Adquirido de EMG pelas saídas dos sistemas de (a) Amplificação e (b) Filtragem.**

**Fonte: Autoria Própria**

O espectro de frequências dos sinais pode ser visto na Figura 14.



**Figura 14 - Resposta em Frequência do sinal de EMG adquirido pelas saídas dos sistemas de (a) Amplificação e (b) Filtragem e (c) diferença entre os sinais de filtragem e amplificação.**  
**Fonte: Autoria Própria**

Observa-se, primeiramente, que a banda dos sinais de EMG com maior potência está concentrada de 40 a 150 Hz, comprovando o que foi afirmado anteriormente. É perceptível também a ação do filtro rejeita-faixa, que consegue eliminar boa parte do sinal de ruído de 60 Hz, representado pelo sinal contínuo, Figura 14 a), e tracejado, Figura 14 b) . Pode-se perceber melhor a sua ação na Figura 14 c), já que apresenta a subtração do sinal de filtragem com o sinal de amplificação, ficando bem visível a atenuação nessa faixa de frequência.

## 4 BRAÇO ROBÓTICO

### 4.1 PRINCIPAIS CARACTERÍSTICAS E CINEMÁTICA

Foi projetado e construído um braço robótico com o intuito de serem realizados testes físicos da aquisição e filtragem dos sinais eletromiográficos e conversão dos mesmos em sinais de comando, que ao receber as coordenadas em seus servos, estabelecessem o grau de levantamento do braço e a abertura da garra. Ao trabalho a ser apresentado, seria necessário apenas o grau correspondente ao cotovelo do braço, mas para usos futuros, foi construída a garra. Para poder realizar esse projeto foi utilizado o *software* de modelagem *SolidWorks 3D 2012*. Com esta ferramenta foi possível criar as peças a serem usadas na construção estrutural do braço e selecionar as características físicas e materiais de cada componente empregado na construção, de forma que com estes dados posteriormente fosse possível a simulação completa do conjunto.

Para a construção do braço foram levantados alguns dados em relação a tamanho e estrutura, pois a intenção do protótipo era de ser compacto e de fácil construção para obtenção de resultados rápidos e de baixo custo. Assim foi estipulado um comprimento do braço com 150 mm de estrutura, mais aproximadamente 85 mm até a extremidade da garra, assim tendo uma estrutura curta do braço para não gerar uma força de momento muito alta no servo do eixo principal, podendo ser elevado mais peso na extremidade da garra.

Foram adquiridos servo-motores similares ao *Futaba 3003*, servo com especificações padrão, *standard*, de torque e velocidade utilizados em modelos de rádio controle. A escolha deste modelo de servo foi devido às suas características, como a sua massa de aproximadamente 37 gramas e dimensões consideradas pequenas, com largura de 20 mm, comprimento 38 mm e altura 40 mm. De acordo com as especificações do fabricante, este servo consegue gerar um torque de centro na faixa de 4,1 kg.cm quando alimentado com 6 V. Com estes dados e o comprimento total do braço, em aproximadamente 208 mm, considerando o eixo de movimentação do braço onde o servo foi acoplado até a extremidade da garra, consegue-se calcular o peso total que o braço conseguirá elevar na extremidade através da equação (17).

$$\tau = Fd \quad (17)$$

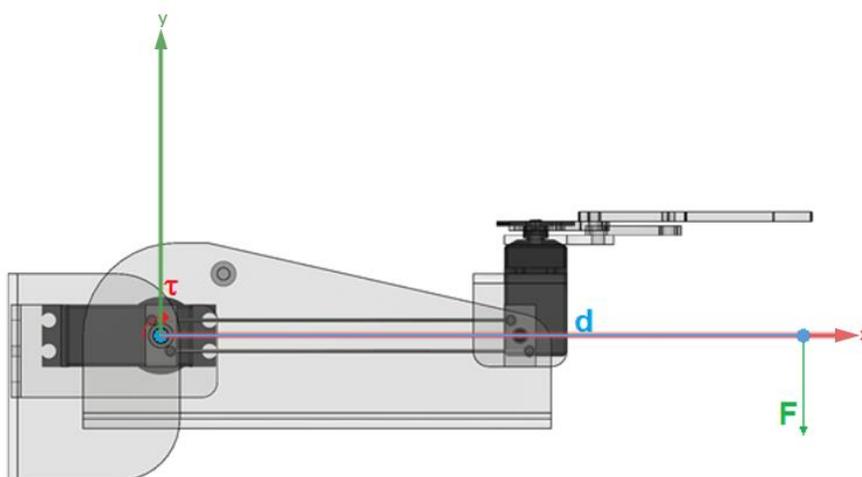
em que:

$\tau$  é o torque calculado em [g.cm];

$F$  é a força aplicada em [N] e;

$d$  é a distância entre o ponto fixo e a extremidade do braço em [cm].

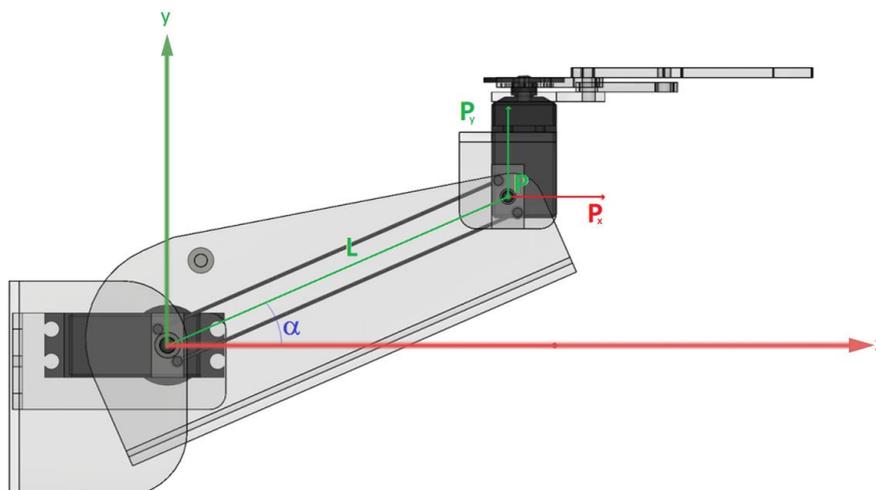
A Figura 15 apresenta a projeção do braço em relação aos eixos X-Y com a localização das variáveis apresentadas na equação (17).



**Figura 15 - Projeção do braço nos eixos X-Y**  
 Fonte: Autoria própria.

Aplicando a equação (17), usando o torque dado pelo fabricante de 4,1 kg.cm, e considerando o comprimento total do braço em 20,8 cm, foi calculado que o peso total a ser erguido na extremidade é de aproximadamente 197 g.

Com relação à cinemática do braço robótico, foram feitos alguns levantamentos teóricos em função das posições do braço durante o seu funcionamento. Para a realização desses cálculos foi considerado o braço com um grau de liberdade, trabalhando assim no plano cartesiano X-Y, tal como exibido na Figura 16, sendo possível deduzir quatro equações para demonstrar a posição do braço em relação aos planos X e Y.



**Figura 16 - Projeção do braço com relação a sua cinemática**  
**Fonte: Autoria própria.**

Para uma representação teórica no espaço cartesiano, foi feita a cinemática dos movimentos a fim de definir um ponto P, com valores em X e Y. A fim de obter o valor em x do ponto P, pode-se usar trigonometria, como na equação (18)

$$P_x = L \times \cos \alpha \quad (18)$$

em que:

$\alpha$  é o ângulo do grau de liberdade, em [°];

$L$  é o comprimento do elo do braço, em centímetros [mm] e;

$P_x$  é a posição em x do braço em [cm].

Para encontrar o valor em y, com os mesmos valores de  $L$  e  $\alpha$ , segue a equação (19)

$$P_y = L \times \sin \alpha \quad (19)$$

em que:

$P_y$  é a posição em y do braço em cm.

Agrupando as equações (18) e (19), pode-se representar o ponto P de uma forma geral como na equação (20)

$$P_{x,y} = \{L \times \cos \alpha, L \times \sin \alpha\} \quad (20)$$

em que:

$P_{x,y}$  é a representação da posição em x e em y do ponto P.

Dessa forma, consegue-se representar o ponto em que o robô estará apenas usando dois valores -  $L$  e  $\alpha$ .

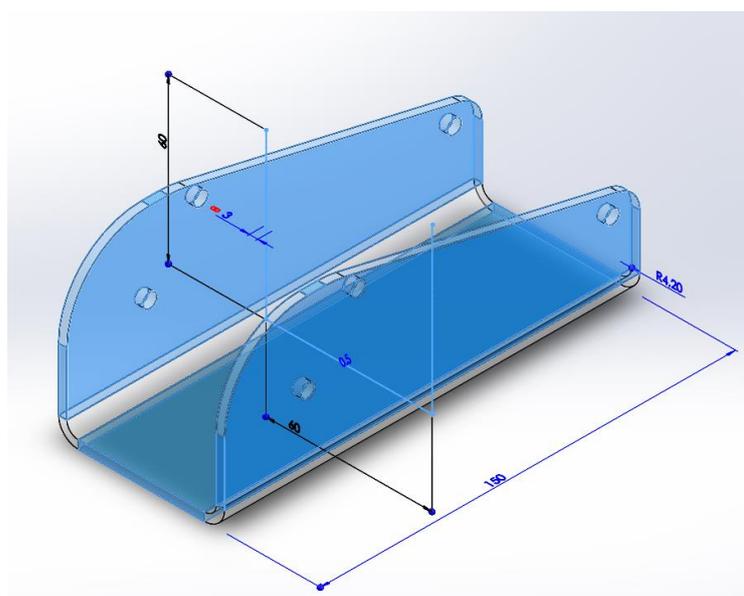
## 4.2 PROJETO E SIMULAÇÃO

Com o auxílio do *software* de modelagem 3D foi realizado o projeto de como seria o braço para a realização dos testes. Com esta ferramenta foi possível projetar cada detalhe da estrutura do braço de forma a conseguirmos definir os materiais mais fáceis de serem encontrados e de boa maleabilidade para facilitar a construção e montagem das peças posteriormente.

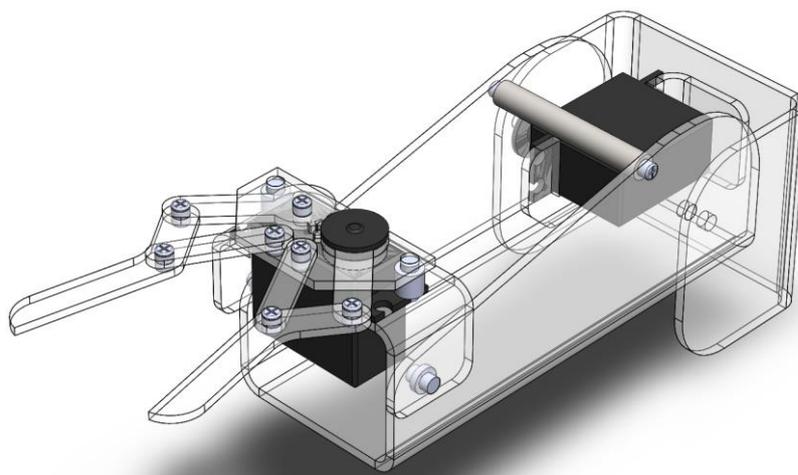
Foi escolhido um material de características plásticas de baixo peso e alta maleabilidade conhecido comercialmente como policarbonato. Com a escolha do tipo de material, foi possível simular no *software* os formatos das peças e o modo de construção utilizando ferramenta *sheetmetal*, que é uma ferramenta de modelagem que considera a peça como uma chapa metálica de forma a possibilitar as posições de dobra para que a peça fique no tamanho projetado.

Conforme a Figura 17, é possível ver os dados gerados na criação da peça, onde pode ser visto a espessura de 3 mm de chapa e raio de dobra de 4,2 mm de acordo com a faca da dobradeira utilizada para a espessura escolhida.

Após definido o material a ser utilizado na construção do braço, foi realizada a montagem final do projeto para poder começar os estudos da estrutura, verificando seus possíveis pontos de fraquezas. O modelo final de projeto já montado com suas fixações e os servos já acoplados pode ser visto na Figura 18.

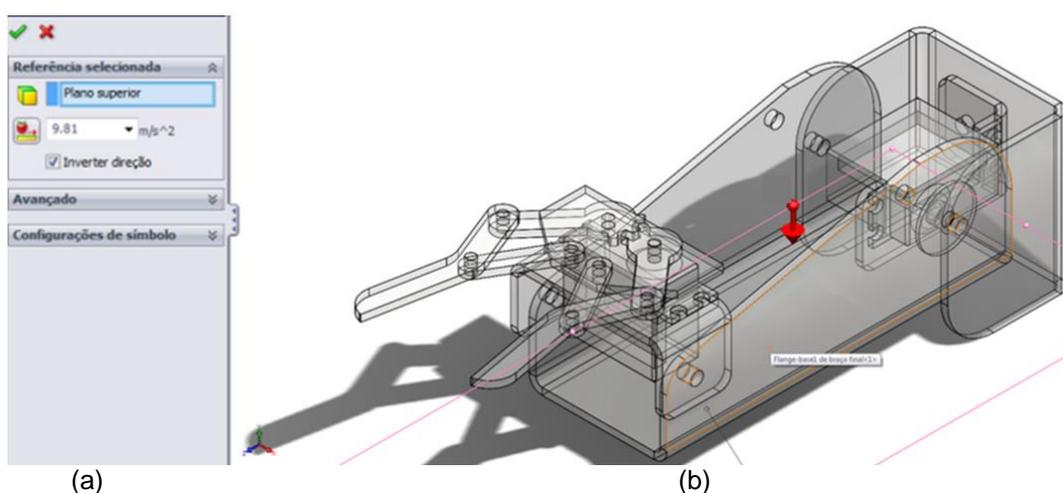


**Figura 17- Imagem isométrica projetada do braço**  
**Fonte: Autoria própria.**



**Figura 18 - Imagem isométrica do conjunto do braço**  
**Fonte: Autoria própria.**

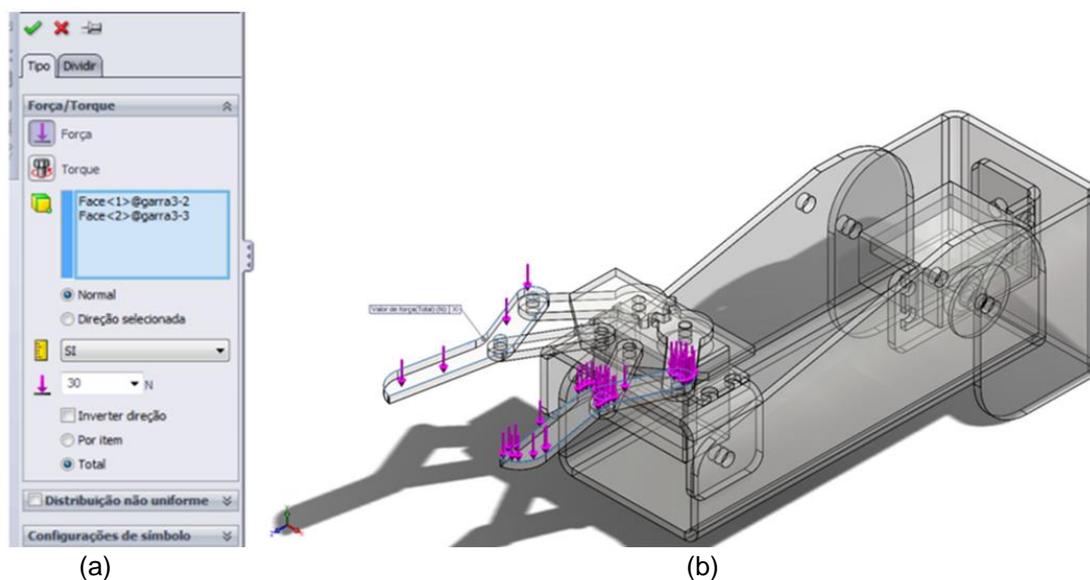
Com o conjunto definido e previamente montado por *software*, foram realizadas simulações para definir se a estrutura montada suportaria uma força maior que a projetada. Utilizando a ferramenta *Simulation*, uma extensão acoplada ao *Solidworks* para simulações de estrutura e fluxos para peças e conjuntos, foi definido um estudo estático para verificar a resistência das peças do conjunto, não visando a carga que o servo suportaria. Portanto foi adicionado a força de gravidade em  $9,81 \text{ m/s}^2$ , indicado pela Figura 19 a), no plano superior da montagem, conforme a Figura 19 b).



**Figura 19 - a) Configuração de gravidade e b) adição de gravidade na simulação**  
**Fonte: Autoria própria.**

Uma força em Newtons, Figura 20 a), foi adicionada na simulação com intensidade de 30 N (aproximadamente 3,06 kg), nas faces superiores das garras

conforme a Figura 20 b), para poder realizar os testes de esforço mecânico na extremidade. Esta intensidade havia sido escolhida pois o projeto inicial usaria uma engrenagem de 4:1 ligada ao servo, aumentando o torque no braço, porém foi verificado que diminuiria muito a velocidade de movimentação.



**Figura 20 - a) Configuração de força na garra e b) sua adição na simulação**  
**Fonte: Autoria própria**

Com o resultado da simulação, ilustrado na Figura 21 a) com sua legenda na Figura 21 b), foi verificado que a espessura utilizada de 3 mm do policarbonato está dentro do necessitado pelo projeto. As partes em azul demonstram que o esforço escolhido para os testes não chega a ser efetivo a ponto de gerar alguma deformação, e as partes onde encontra-se a cor vermelha, sofreram deformações mínimas de  $1.04e+1$  mm, ou aproximadamente 10,4 mm. Estes testes serviram para verificar se o material escolhido para a construção estrutural resistiria a um trabalho com intensidade superior a calculada anteriormente.

### 4.3 CONSTRUÇÃO DO BRAÇO

Após o projeto e simulações realizados por *software*, deu-se início ao detalhamento das peças para que fosse possível produzi-las. Na própria ferramenta existe a opção de detalhamento planejado, podendo mostrar o tamanho real das peças com as marcações de dobra especificando o grau a ser dobrado e para qual lado ser dobrado. A representação das peças foi detalhada em uma folha de tamanho A3 conforme a Figura 22, de forma a ser repassada a marcação das mesmas em uma lâmina de

policarbonato de mesmo tamanho. As peças foram adicionadas no detalhamento com escala de 1:1, ou seja, ao imprimir a folha em tamanho A3 as peças, a serem repassadas e recortadas no policarbonato, estarão no tamanho real ao projetado.

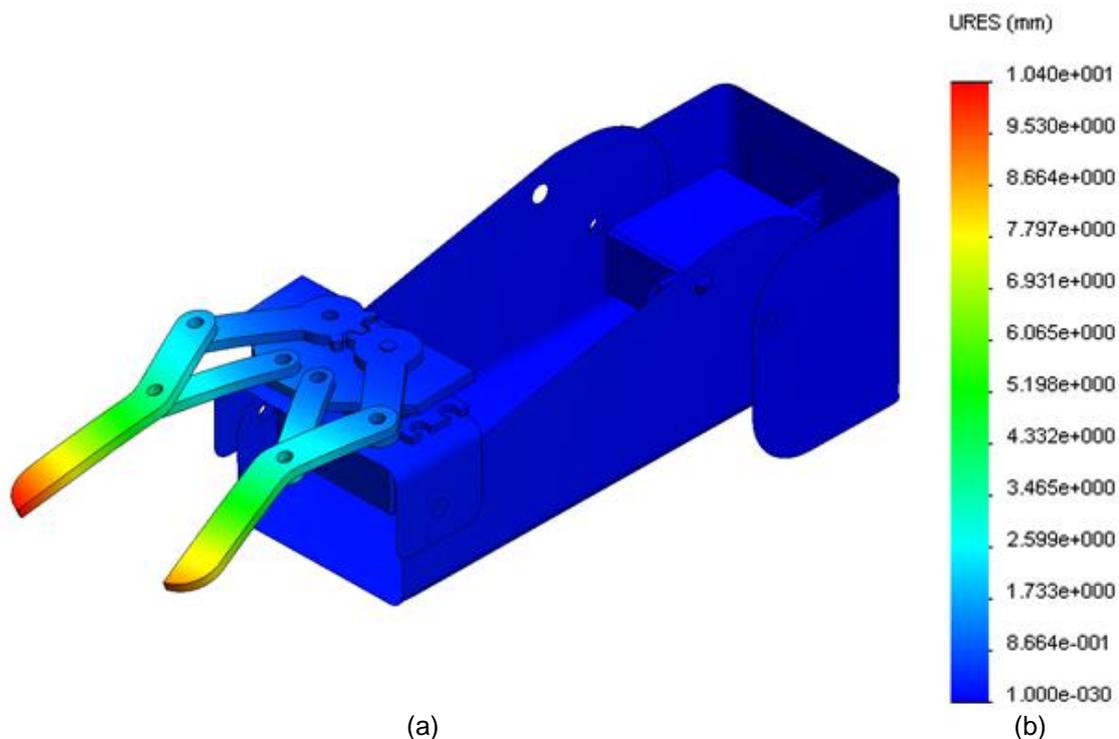


Figura 21 - a) Resultado da simulação de deformação e b) legenda  
Fonte: Autoria própria

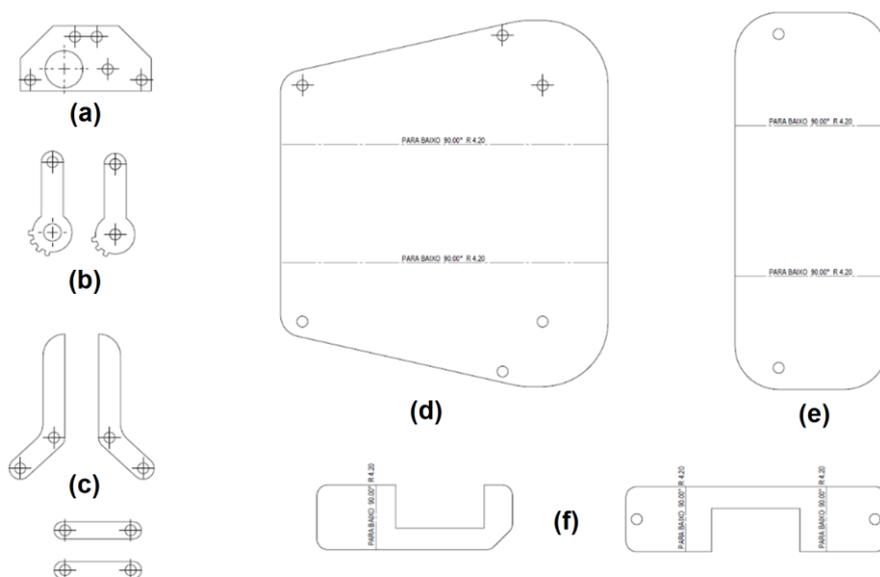


Figura 22 – Detalhamento das partes do braço, sendo a) Suporte estrutural da garra, b) engrenagens da garra, c) Conjunto da garra, d) Estrutura braço, e) base suporte braço e f) suporte dos servos.  
Fonte: Autoria própria

Ao repassar os desenhos das peças na lâmina de policarbonato, foram realizados os cortes com o auxílio de uma lixadeira, de forma a dar acabamento posterior com esmeril e lixas manuais de baixa granulagem. As peças que tinham angulações precisaram ser dobradas em uma dobradeira industrial com faca de fio 4,2 mm de dobra. As peças ainda tiveram que passar por um aquecimento com pistola térmica para atingir o ângulo de 90°, pois por se tratar de um material com estrutura plástica, acabam retornando de forma mínima para o estado inicial. O problema de realizar este aquecimento de forma manual está no fato de as peças ficarem com um certo grau de imprecisão na parte das furações geradas no detalhamento.

O modelo final do braço pode ser visto na Fotografia 3. Foi feito um suporte para que o braço tivesse uma base fixa e que pudesse ser colocado a plataforma do microcontrolador com as saídas de alimentação e comando dos servos e comunicação com o computador.



**Fotografia 3 - Modelo estrutural final do braço após a montagem**  
Fonte: Autoria própria

#### 4.4 VERIFICAÇÃO DE FUNCIONAMENTO DO BRAÇO ROBÓTICO

Os testes realizados na estrutura mecânica do braço serviram para analisar se o funcionamento dos servos acoplados diretamente nas peças sofreriam uma carga elevada de trabalho, visto que o idealizado no início do projeto seria a utilização de engrenagens de redução. Os testes realizados inicialmente no braço com a ajuda de um multi-testador de servos, apresentado na Fotografia 4, que tem a funcionalidade de controlar três servos em 3 modos: um manual, no qual é possível controlar os

servos acoplados através de um potenciômetro que vai acionar o servo do ângulo  $0^\circ$  até  $180^\circ$ ; um automático, que envia valores crescentes e decrescentes de ângulo entre  $0$  e  $90^\circ$ ; e um modo neutro que irá travar os servos na posição  $90^\circ$ .



**Fotografia 4 - Multi-testador de servos.**  
**Fonte: Autoria própria.**

Foi possível também realizar os alívios mecânicos para não exercer esforço excessivo nos servos e ajustar a posição final dos mesmos devido a variação mecânica no momento da fabricação das peças.

Com os ajustes mecânicos, foi possível definir algumas diretrizes de posicionamento, travando mecanicamente o servo principal ligado ao eixo do braço na variação da posição  $0^\circ$  (posição de descanso do braço), até a posição  $90^\circ$  (posição de flexão do braço), sendo estes valores para o servo variando de  $150^\circ$  à  $60^\circ$ . Para levantamento destas posições foram enviados sinais de posição para o servo alternando a cada  $5^\circ$  e tirando a prova fisicamente com um transferidor.

Com relação à garra, o mesmo processo foi realizado: variando a cada  $5^\circ$ , foi medida com uma régua a distância de abertura. A faixa de valores para este servo encontra-se entre  $130^\circ$  (garra totalmente aberta) a  $180^\circ$  (garra totalmente fechada). Com uma régua, foi medida a distância de abertura da garra. Ao diminuir o valor do ângulo para menos que  $130^\circ$ , percebeu-se que o servo não realizava nenhum movimento, travando pelo mecanismo em que estava acoplado da garra, sendo a sua faixa de operação entre os valores de  $130^\circ$  a  $180^\circ$ .

Os resultados das medições mecânicas estão presentes na Tabela 3, com os dados referentes ao ângulo do servo e ao ângulo/distância real do braço robótico. Através desses valores, foram deduzidas duas equações para converter os valores da angulação dos servos para o movimento realizado no braço robótico. A primeira delas, com respeito a posição de angulação do braço, está presente na equação (21)

$$A_{grau} = -A_{servo1} + 150 \quad (21)$$

em que:

$A_{grau}$  é o ângulo do grau de liberdade do braço em [°] e;

$A_{servo1}$  é o ângulo do servo que comanda o grau de liberdade em [°].

Para a obtenção da distância da garra, deduziu-se a equação (22)

$$A_{garra} = -0,8A_{servo2} + 144 \quad (22)$$

em que:

$A_{garra}$  é a distância da garra em [cm] e;

$A_{servo2}$  é o ângulo do servo que comanda a garra em [°].

**Tabela 3 – Variação de posição do braço e da garra.**

Servo Braço		Servo Garra	
Ângulo do servomotor	Ângulo do grau de liberdade	Ângulo do servomotor	Distância de afastamento da garra
150°	0°	180°	0 mm
145°	5°	175°	4 mm
140°	10°	170°	8 mm
135°	15°	165°	12 mm
130°	20°	160°	16 mm
125°	25°	155°	20 mm
120°	30°	150°	24 mm
115°	35°	145°	28 mm
110°	40°	140°	32 mm
105°	45°	135°	36 mm
100°	50°	130°	40 mm
95°	55°		
90°	60°		
85°	65°		
80°	70°		
75°	75°		
70°	80°		
65°	85°		
60°	90°		

**Fonte: Autoria própria.**

As medições e equações possibilitaram ter uma noção nos programas implementados sobre a posição em que o braço robótico se encontra.

## 5 COLETA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

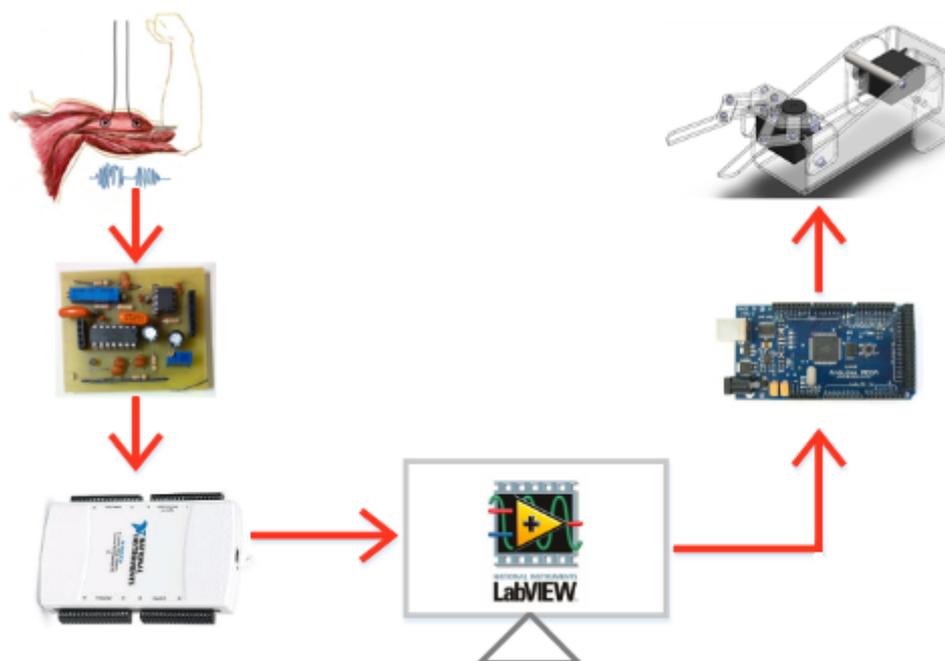
Para a realização da aquisição e de processamento, a Figura 23 apresenta a sequência de operações realizadas. Primeiramente os sinais são obtidos através dos músculos pelos eletrodos e passam por um circuito de condicionamento de sinais a fim de os pré-processar. Realizada a primeira parte do tratamento, estes são enviados para uma placa de aquisição de dados na *National Instruments, NIDAQ (Data Acquisition) USB6212*, que possui integração direta com o *software LABVIEW™*, também da *National Instruments*, e comunica com o computador através de USB. A ligação do sistema na placa de aquisição é apresentada na Figura 24. Foi optado por usar o modo *RSE* - medição em relação ao terra do sistema - com a entrada do sistema na entrada AI4 e o terra no AI<sub>GND</sub> e  $V_{in}$  representando a entrada do sinal eletromiográfico.

Através do *software LABVIEW™*, é montada uma estrutura de aquisição de dados, bem como processamento e aplicação por uma programação feita de forma gráfica, que auxilia na montagem das estruturas de fluxos, com uma abordagem simples mas eficaz. Cada programa realizado é chamado de *Virtual Instrument (VI)*, em português, Instrumentos Virtuais, e a proposta principal é emular um laboratório com a disponibilidade de equipamentos, funções e códigos que podem ser trabalhados no computador. Os programas são divididos em duas partes: *Block Diagram*, Diagrama de Blocos, que contém toda a estratégia de programação; e *Frontal Panel*, Painel Frontal, que é a interface na qual o operador irá interagir com o Diagrama de blocos quando o programa estiver rodando.

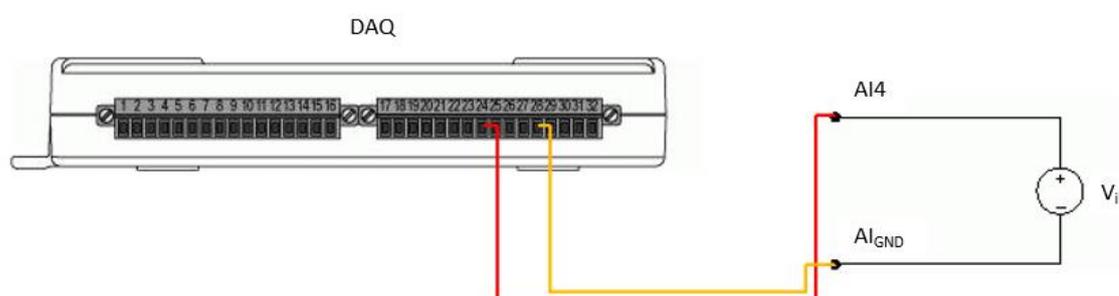
Para este trabalho, o *LABVIEW™* está agindo como uma base nos projetos a serem realizados posteriormente, pois permite fazer o acompanhamento nas definições de tempo desejadas para o sistema, bem como a alteração e manipulação, de forma simplificada, das estratégias a serem implementadas.

Os dados processados pelo *software LABVIEW™* são encaminhados através de comunicação serial para um *Arduino Mega*, da família *Atmel*, com o microcontrolador *ATMega 2560*. Quanto à escolha desse microcontrolador, levou-se em conta a facilidade de programação aliada a plataforma que já estava construída, preocupando-se apenas nas ligações eletrônicas e estrutura da programação. Ele é o

responsável pela etapa de controle final do braço, que será movido através de servomotores como comentado anteriormente.



**Figura 23 - Esquemático da sequência de operações para o controle do braço robótico**  
Fonte: Autoria Própria



**Figura 24 - Esquemático da ligação do sistema com a placa de aquisição**  
Fonte: Autoria Própria

## 5.1 AQUISIÇÃO E ROTINAS DE GRAVAÇÃO DE DADOS

Para gerar informações confiáveis para comparação dos sinais gerados em tempo real com sinais pré-definidos por um banco de dados, foi necessária a criação de uma rotina para aquisição e gravação dos dados em um arquivo para gerar referências. Entretanto, para essa pesquisa foram desenvolvidas *subVIs* para todos os programas realizados pelo *LABVIEW™*. As *subVIs* são estruturas de programação que auxiliam na organização do código, deixando o programa principal mais limpo e

eficaz. O Apêndice A apresenta todas as *subVIs* usadas no decorrer da programação do *LABVIEW™*, bem como os seus símbolos, diagrama de blocos e funcionalidade.

A rotina da aplicação em questão pode ser vista no Apêndice B, com seu diagrama e blocos e painel frontal (presente nas Figuras B.1 e B.2). São iniciadas, primeiramente, constantes para o uso no decorrer do programa, em que 2000 se refere a frequência de amostragem, 100 ao número de amostras e o *array*, vetor, de constante 0 para início do *Shift Register*. Nisso, entra-se em um *Loop While* que realiza, primeiramente, a aquisição de valores pelo bloco *DAQ Assistant*. Ele faz a comunicação com o *software* embarcado na placa *NI DAQ* e envia os dados no programa, com uma taxa de atualização de 200 Hz (5 ms), sob forma de *Dynamic Data (DDT)*. Para a transformada dos valores de DDT para numéricos normais, é usado uma função chamada *From DDT*, que está configurada para transferir os dados de dinâmicos para um vetor numérico. Por seguinte, os dados são aplicados em um bloco *Delete from array*, o qual seleciona as informações presentes na primeira coluna, coluna 0. A saída deste bloco será utilizada como a principal informação, sendo a real função do mesmo para a aplicação a de separação de uma coluna específica do *array* proveniente do *DAQ Assistant*.

Estes dados então são aplicados ao *subVI Filter\_1* com definições de frequência de corte de 500 Hz e frequência de amostragem de 2000 Hz; a saída deste novamente é filtrada pelo *subVI Filter\_2*. Após esta nova filtragem os dados resultantes são indicados no painel frontal para verificação pelo usuário. São elevados ao quadrado, e posteriormente, feita sua raiz quadrada, o qual gera o sinal retificado, apresentado em um dos gráficos do painel frontal. Tanto o sinal retificado quanto o sinal não retificado então são conectados a um bloco *Select Function*, que permite a escolha de quais valores serão apresentados no Painel Frontal, através da condição de uma chave: para condição falsa o sinal não retificado será apresentado na tela e para condição verdadeira, o sinal retificado. A saída desta seleção então será aplicada a um filtro passa-baixa de primeira ordem com frequência de corte de 20 Hz. Essa filtragem gerará a saída da envoltória do bíceps que também estará presente na tela da aplicação. A análise de envoltória permite avaliar de forma clara a amplitude do sinal de eletromiografia.

O sinais de saída dos filtros e retificações serão aplicadas a blocos que irão fazer a informação ser retornada por certa quantidade de vezes através dos blocos *Insert to array* e dos *Shift Registers*, aumentando o *array* em que os dados serão

armazenados. Pressionado o botão para salvar, o *Loop While* irá parar a aquisição dos dados, sendo os valores da saída da saída do *Filter\_2*, os valores retificados e os valores de envoltória salvos. Para isso, o tamanho do *array* de saída será definido pelo número de repetições que foi realizado pelo *Loop While* e encaminhados para um *Loop For*. A saída destes blocos de filtragem de informação serão somadas em um único *array*, com 4 colunas e o número de linhas proporcional ao número de dados adquiridos, e será utilizado para a geração dos gráficos de referência, gravados através do bloco *Write spreadsheet to file* em um arquivo formato (.csv) para ser usado em um editor de gráficos. Ao finalizar o *Loop While*, também é perguntado qual a pasta se deseja salvar e o nome do arquivo dos arquivos.

## 5.2 METODOLOGIA DA AQUISIÇÃO DE DADOS DOS INDIVÍDUOS

Foi necessária a aquisição de dados de diferentes indivíduos para captação dos dados a fim de gerar os gráficos para apoio na tomada de decisões quanto ao processamento do sinal pelo *software*. Os participantes da coleta do sinal precisaram assinar um termo de aceitação da pesquisa. O modelo dos termos pode ser visto no Anexo A. Para a medição dos sinais, foi preparada superfície da pele dos indivíduos e os eletrodos posicionado como citado em capítulo prévio, sendo os dois diferenciais no músculo e o de referência na proximidade do cotovelo no antebraço. O sistema montado pode ser visto nas Fotografias 5 a) e 5 b), na parte anterior quanto posterior do antebraço, usando uma pulseira que pode ser ajustada no corpo da pessoa que está usando o sistema. O circuito de condicionamento é fixado através de velcro.



**Fotografia 5 – Montagem do sistema, visualização na parte (a) anterior e (b) posterior do antebraço.**

**Fonte: Autoria Própria**

Foi requisitado pelos desenvolvedores que os indivíduos realizassem uma série de movimentos a fim de gerar um padrão de sinal para todos, de fácil compreensão pelos pesquisadores. A série de movimentos definida foi: inicialmente o indivíduo deve estar com o braço relaxado, em posição de 180 graus relativa ao cotovelo; tencionar o bíceps até aproximar a mão próximo ao ombro; esperar um instante (1 a 2 segundos); tencionar o bíceps na mesma posição por alguns segundos; após alguns instantes, realizar o movimento de extensão estendendo o braço, tencionando o tríceps nesse movimento; e ao chegar a posição inicial, esperar um instante (1 a 2 segundos) e fazer só a estimulação do tríceps. Cada sessão tem um tempo de descanso para o indivíduo de 10 segundos.

### 5.3 RESULTADO E ANÁLISE DOS DADOS ELETROMIOGRÁFICOS

Os dados dos 4 indivíduos são apresentados no Apêndice C, entre os Quadros C.1 a C.4. Sobre as suas amplitudes, o principal parâmetro a ser analisado, os indivíduos 1, 2 e 3 apresentaram os valores de pico a pico entre 1,5 a 2,5 V, enquanto que o indivíduo 4 apresentou valores entre 1 a 1,5 V. Isso prova o quanto o sinal eletromiográfico varia de pessoa para pessoa, bem como as características apresentadas anteriormente.

De acordo com os dados apresentados, as informações mais importantes a serem retiradas é o nível de amplitude do sinal e o tempo de ativação muscular. Não se consegue, a primeiro momento, afirmar parâmetros mais complexos, como nível de ativação muscular e duração dos pulsos eletromiográficos. Para isso, demanda-se de estratégias complexas e técnicas de processamento de sinal mais apuradas, de maior confiabilidade para o tratamento dos dados apresentados.

Dessa forma, foi decidido que seria analisado a presença ou não de sinal através de uma análise de limiar. Ou seja, se o nível do sinal, correspondente a ativação muscular, for maior que um certo limiar (*threshold*) então é enviado um comando de ativação para os sistemas que tratam do algoritmo para a realização do movimento do braço. A fim de determinar um nível seguro de ativação, para o desenvolvimento do controle, a decisão tomada em conjunto com a equipe foi: para considerar o nível de ativação, a pessoa que irá realizar a movimentação deverá tencionar o músculo, não apenas movimentar o membro superior. Isso para, nesse primeiro momento da pesquisa como um todo, ser de maior facilidade de detecção.

Foram desenvolvidos dois algoritmos para a movimentação do braço. Os algoritmos realizados são de simples ativação e seu funcionamento se baseia na presença de ativação muscular por uma quantidade determinada de tempo. Através dos dados, percebeu-se que na flexão, a ativação do bíceps braquial é considerável, principalmente o que foi visto no sinal, e é por base desse movimento que o braço será movido.

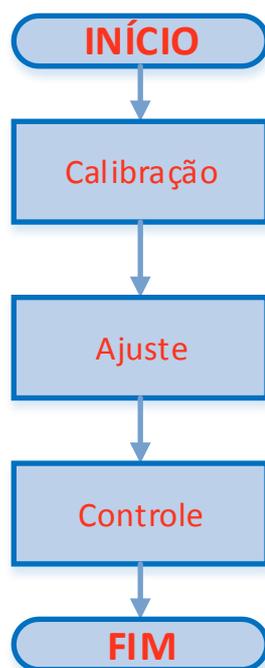
A primeiro momento, o Algoritmo 1 foi definido como: se há ativação, decrementa-se uma quantidade definida de proporcional à angulação da posição do servo para que este se movimente; para fazer a volta, um comando deve ser feito para zerar os valores (colocar em posição de início,  $150^{\circ}$  do servo de movimentação do braço).

O segundo algoritmo, o Algoritmo 2, possui como diferença o modo de como é feita a volta: se não há ativação muscular, o sistema aumenta o valor da posição do servo, conseqüentemente fazendo com que o braço realize o movimento de descida. Além disso, foi implementada uma diferença de tempo entre os valores de subida e descida do braço, sendo este último proporcional ao número de vezes do número de tempo de subida.

Os algoritmos foram criados através de *subVIs* para que pudessem ser inseridos e alterados na programação principal de forma simples e ágil, a fim de economizar tempo. Suas estruturas estão presentes no Apêndice A.

## 6 CONTROLE DO BRAÇO ROBÓTICO ATRAVÉS DO *LABVIEW™*

Foi construído através do *software LABVIEW™* um programa para a realização do comando do braço robótico, apresentado no Apêndice D. Ele foi estruturado a fim de operar tal como apresentado estruturalmente na Figura 25.



**Figura 25 – Estrutura do Programa em *LABVIEW™* para controle do braço.**  
Fonte: Autoria Própria.

O programa consiste de três etapas principais: calibração, responsável por fazer medições do sinal eletromiográfico para estabelecer valores referentes ao indivíduo; ajuste, que consiste na definição dos valores de limiar; e controle, que adquire os sinais e com base tanto nos valores definidos na etapa de ajuste quanto na forma de como o controle do braço é planejado, envia sinais para o comando do braço mencionado. Para compreender melhor o funcionamento de cada etapa, segue uma expansão de cada.

### 6.1 DESCRIÇÃO DO SISTEMA E FLUXOGRAMA

A primeira etapa é a Calibração, como é apresentada na Figura 26, e tem como principal função ler os dados do indivíduo para encontrar um valor médio que possa indicar um certo limiar. Operacionalmente, indivíduo realiza movimentos,

instruídos pelo acompanhante do sistema, e os dados são encaminhados para etapas de aquisição e de processamento, como filtragem, retificação e média do sinal no seu estágio inicial. Os dados são adquiridos com uma frequência de amostragem por um determinado intervalo de tempo ajustáveis. Se estes não forem inseridos, o sistema adquirirá amostras com uma frequência de 2 kHz por 5 s, ponto a ponto, com uma atualização da tela do usuário de igual a frequência de amostragem.

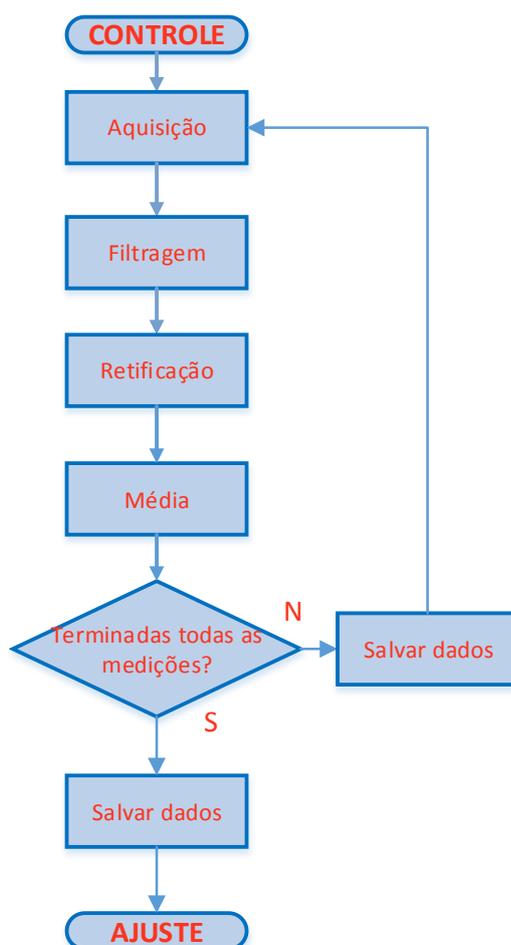


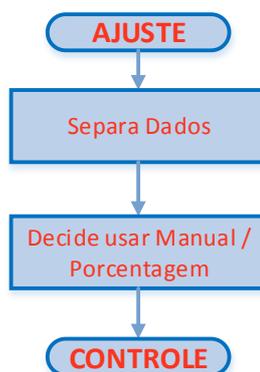
Figura 26 – Estrutura da etapa de Calibração do programa em LABVIEW™ para controle do braço.

Fonte: Autoria Própria.

Adquirindo os sinais, o sistema os trata, fazendo sua filtragem, retificação e média por meio de *subVIs* apresentados no Apêndice A. Com os dados já processados, o sistema verifica se foram feitas todas as medições, ou seja, referência, músculo tensionado em movimento e músculo tensionado em sua trajetória máxima. Se não forem realizadas, o sistema salva os dados em um *array* e inicia a etapa de aquisição com o indivíduo realizando a próxima ação de calibração. Se todas as ações

forem terminadas, o sistema salva os dados referentes a última medição e passa para a etapa de ajuste.

A etapa de Ajuste pausa a aquisição de dados e configura os parâmetros a serem usados na etapa de controle, tal como apresentado na Figura 27. Para isso, há a separação dos dados formados no *array* da etapa anterior para seus respectivos valores. Há então o ajuste, com a decisão se este vai ser uma porcentagem da média calculada para o limiar ou será ajustado um valor manual com base nos parâmetros exibidos.

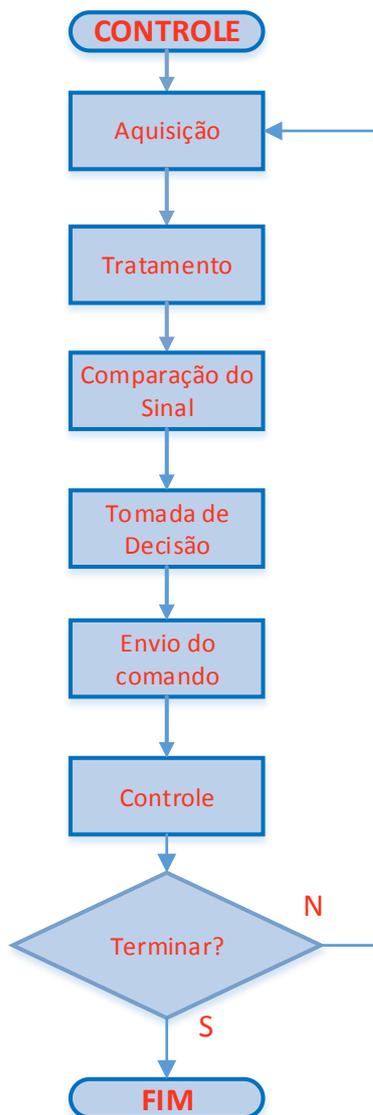


**Figura 27 – Estrutura da etapa de Ajuste do programa em LABVIEW™ para controle do braço.**  
Fonte: Autoria Própria.

A última etapa do programa é referente ao Controle do braço robótico, apresentada na Figura 28. Nela, são feitas as etapas de aquisição e tratamento de sinais, bem como a entrada de parâmetros para o acionamento do braço robótico. De forma a pensar em flexibilidade, este estágio foi projetado para funcionar com diferentes formas de alterar o controle do braço. As etapas de aquisição e condicionamento se localizam em um *Loop While* enquanto que o comando do braço me si em outro *loop*. Isso garante que haja uma diferença de tempo, *delay*, entre o sinal e o controle, desejável pra a tomada de decisão escolhida.

Ao final do tratamento do sinal, este é comparado se está maior que o sinal de referência e se é maior que o sinal de limiar, *threshold*, de braço tensionado. A partir disso, é passada para a etapa de tomada de decisão, responsável por fornecer os valores de ângulos do braço. Definido os valores, os mesmos são encaminhados via serial para o microcontrolador.

Além disso, o sistema foi estruturado com troca entre as etapas (se caso for necessário recalibrar ou ajustar outros parâmetros) e parada geral (se for necessário para o sistema todo).



**Figura 28 – Estrutura da etapa de Controle do programa em *LABVIEW*<sup>TM</sup> para controle do braço.**

**Fonte: Autoria Própria.**

Se não for acionada nenhuma rotina para a parada do sistema ou parada de etapa de controle, o sistema continuará realizando as mesmas operações da etapa de controle.

## 6.2 DETALHES DO VI DE AQUISIÇÃO E CONTROLE DO BRAÇO ROBÓTICO E SEU DESENVOLVIMENTO

Como apresentado entre as Figuras D.1 a D.6 do Apêndice D, o diagrama de blocos do seguinte VI usa como estrutura controladora de fluxo um item chamado e

*Flat Sequence*. Devido ao programa estar definido em etapas, seu desenvolvimento através desse controlador de fluxo ajudou a manter e estabelecer a ordem de operação.

Ao iniciar o programa, a primeira etapa conforme a Figura D.2 do Apêndice D é um *Loop While*, que faz a espera de tempo até começar a etapa de calibração. Ao pressionar o botão de 'Iniciar a Calibração', o programa muda-se para a próxima etapa, que é a Calibração. Esta é composta por um *Loop For* dentro de um *Loop While* central, que realizará 3 interações, uma para cada leitura a ser feita: Referência, Bíceps em Movimento e Bíceps Tensionado. A ordem de cada leitura é apresentada na tela por uma *string*, sendo manipulada no decorrer das interações do *Loop For*. Na parte inferior da Figura é possível a etapa de aquisição de dados propriamente dita. Dessa vez são usados blocos de programação do *LABVIEW™* ao invés do *DAQ Assistant*. Sequencialmente, eles definem uma tarefa a ser realizada (qual a porta a ser lida, níveis de tensão de entrada, características de *clock*); iniciam a chamada da tarefa; entram em um *Loop While* em que são feitas as aquisições e manipulação de *arrays* (transposição pelo *Transpose 2D array* e seleção por *Index array*, pois a saída do bloco de aquisição foi configurada um *array 2D*, sendo necessário deixá-lo 1D); e o final do tempo já determinado, encerram a aquisição. Para os dados que estão sendo adquiridos, através dos blocos *Insert into array* e *Shift Register*, é criada de forma contínua um único vetor, que conterá todos os dados adquiridos. Ou seja, ao um novo dado ser adquirido, ele é inserido em um certo índice do vetor correspondente pela interação do *Loop While*, enviado no *Shift Register* (localizado nas bordas desse *Loop While*), aumentando o *array*. Na próxima interação, ele irá inserir no sistema o *array* acrescido do dado no índice indicado, aumentando a cada interação

O controle de quanto tempo é necessário para cada etapa calibração é definido pelo usuário antes da entrada do *Loop While* central dessa etapa. Sabendo os tempos de cada aquisição e quanto tempo se quer, pode-se estabelecer quantas interações o *Loop While* de aquisição deverá fazer. Assim, além de etapas de erros internos na placa *NI DAQ* e trocas de etapas, o *Loop While* tem seu funcionamento parado quando o número de interações encerra-se. Saindo do *Loop While*, os dados passam pelas etapas de processamento. A fim de evitar erros por dados errôneos na troca de rotinas, são excluídos os 20 primeiros dados por um *Delete from array*, pois foi visto que havia certa interferência por esse erro no início das aquisições. Como

são usados no mínimo 1 segundo de aquisição, isso gera 2000 dados, restando 1980 para o processamento, ou seja, um número maior para que os 20 primeiros dados obtenham grande interferência. Para o final da etapa de processamento, os dados são enviados aos subVIs de Condicionamento e de Média do Sinal, necessitando da exclusão de um dado referente à constante 0 no início do *Shift Register*, feito pelo *Delet from array*. Se essa constante não for inserida no início do *Shift Register*, cada vez que o *Loop While* de aquisição for iniciado, os dados referentes as últimas interações estarão presentes, com dados que já não são mais necessários. Esse procedimento foi feito em todos os *Shift Register* no programa, exceto na etapa de ajuste de limiar, e as constantes 0 limpas. Com a média pronta, o sinal é encaminhado para gráficos, a fim de auxiliar o instrutor e fazer a interpretação dos dados no decorrer do tempo, enviado para a criação de um *array* contendo os 3 valores das médias. Ao final das aquisições, o sistema entra em um *Loop While*, apresentado na parte superior, em que se espera a ação do usuário pelo pressionamento do botão Continuar Calibração, a fim de esperar até o procedimento poder ser continuado. Quando este é pressionado, termina-se uma interação do *Loop While* central. Ao final das 3 interações, passa-se para a próxima etapa.

A Figura D.3 do Apêndice D apresenta as etapas finais do programa de controle. A etapa seguinte faz o ajuste dos valores de limiar, *threshold*, com base no valor das médias e dos valores apresentados nos gráficos. Quanto aos valores finais, estes podem ser escolhidos tanto como um valor de porcentagem do limiar ou através de um ajuste manual. Esta é a parte mais importante de todo o programa, pois aqui se delimita os valores para determinar se há ativação muscular ou não. Ao entrar nessa etapa, os dados são enviados para um *Loop While*, e como estão em um *array*, são divididos através do subVI Decomposição de *array* para que possam ser trabalhados separadamente. A seleção dos valores para ajuste manual ou porcentagem é feita por uma chave no Painel Frontal e por blocos seletores no Diagrama de Blocos. Se for, por acaso, colocado um valor de 0 nos campos para inserir um valor de porcentagem e estando a chave em porcentagem, automaticamente a saída é ajustada para o valor de 50 %, evitando que o valor seja sempre 0. Também está presente nessa etapa uma rotina para evitar que os dados já trabalhados em uma outra rotina não sejam perdidos cada vez que esse *Loop* for executado pela primeira vez. Isso porque, por exemplo, pode-se necessitar fazer um ajuste no limiar quando se está na etapa de controle, e para isso, seria necessário

obter exatamente os mesmos valores da etapa anterior. Usando *Shift Registers* e blocos de seleção, estes encaminham para a interação de número 0 os valores já usados se for detectado que está sendo requisitado a alteração do *threshold* através do pressionamento do botão de Ajustar do *threshold*.

Pressionando o botão para Ir para a etapa de Controle, programa entra na última etapa. Nela, os dois *Loops While* inseridos em um *Loop While* central fazem a aquisição de sinais e o controle do braço robótico. O *Loop de While* de aquisição é basicamente igual ao Loop já apresentado na etapa de Calibração, com a diferença de que agora são adquiridos 54 dados, com frequência de atualização de 37,037 Hz no programa. Esse valor foi usado de tal forma devido a comunicação serial e a velocidade máxima que se deseja e que o programa, por enquanto, permite trabalhar. Isso porque, o *Loop While* do programa serial está trabalhando com atualizações a cada 27 ms (37,037 Hz) com o atraso na *subVI* do Algoritmo de 20 ms. Como apresentado no Apêndice A, esta *VI* faz o controle de em quanto tempo os graus do braço são movidos. O mínimo para essa função foi definido de 20 ms, pois foram feitos testes com a comunicação serial e seus limites para o *baudrate* usado, 9600, em que se obter maior êxito. Ainda sobre o *Loop While* de aquisição, sua diferença principal está nas definições que resultam em um estado booleano se o valor da aquisição é maior que o da referência e maior que o limiar que indica que o bíceps está em movimento. O resultado é armazenado em uma variável local e enviado para o *Loop While* de controle do braço. As definições de ângulos por tempo e tempo são inseridas no Painel Frontal, enquanto que a porta serial e o *baudrate* entram como constante. Através dos *subVIs*, os comandos são enviados pela serial e ocorre o comando do braço. Se houver a necessidade de deixar o braço na posição de repouso, o botão Zerar retorna aos valores iniciais; além do programa apresentar a posição de movimento do braço no Painel Frontal numericamente. A programação do *Arduino* que faz esta parte de comandos direto no braço robótico está presente no Apêndice E.

Em todo programa, a qualquer momento, as operações podem ser paradas através do pressionamento do botão Parada Geral, além de que as trocas entre os *Loops While* acontecem sempre que houver necessidade pela ação das variáveis locais. Existem 4 indicadores que fornecem a situação de qual etapa está sendo executada no programa. Por fim, entre as Figuras D.4 a D.6 do Apêndice D apresentam os Painéis Frontais para as aplicações descritas acima.

### 6.3 RESULTADOS E DISCUSSÃO DO FUNCIONAMENTO DO VI INTEGRADO AO BRAÇO ROBÓTICO

Com relação à interface gráfica do VI, esta pode ser vista na Figura 29, nas etapas de a) calibração, b) ajuste de limiar e c) controle.

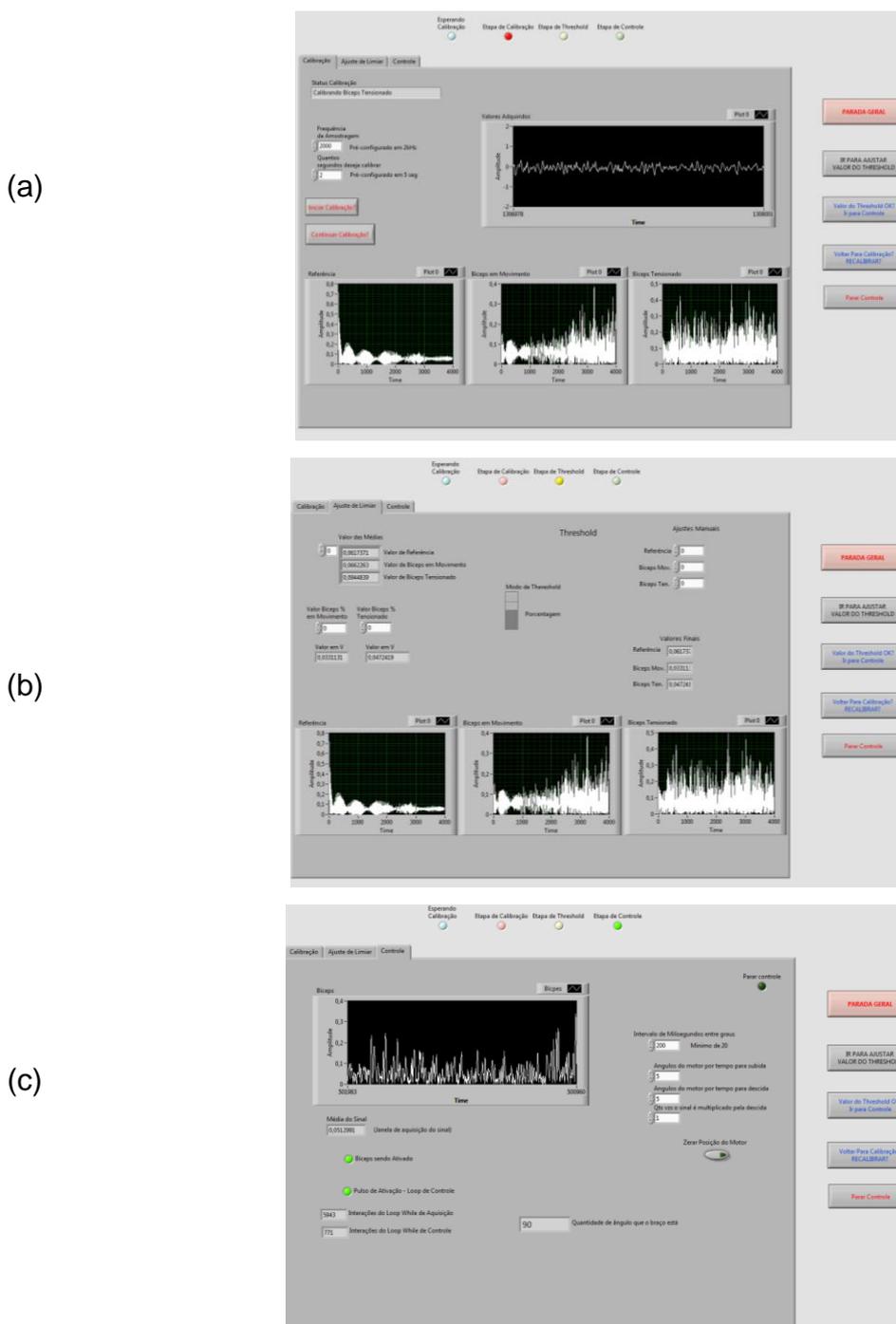


Figura 29 – Interface gráfica do VI de aquisição de dados e controle do braço pelo LABVIEW™, em destaque as áreas de a) calibração, b) ajuste de limiar e c) controle .  
Fonte: Autoria Própria.

Com relação a Figura 29 como um todo, os valores são apresentados na tela através dos recursos gráficos, reforçando que o programa se destina a quem irá configurar os parâmetros, ainda não sendo destinado para a pessoa final. Isso porque é necessário conhecimento do seu funcionamento para poder operá-lo. Na etapa de calibração, Figura 29 a), os dados puderam ser vistos, tanto em tempo real com a apresentação do *Chart* Valores adquiridos e o acompanhamento dos valores já adquiridos através dos gráficos na parte inferior. Na etapa de Ajuste, Figura 29 b), os dados apresentados como média e histórico das aquisições permitiram uma melhor visualização dos dados para uma tomada de decisão dos valores usados como *threshold* a fim de aumentar o desempenho do sistema de controle do braço. Na Etapa de Controle, Figura 29 c), houve uma interação eficiente entre os dois *Loops While*, entretanto, devido as dificuldades na comunicação serial e suas limitações, esta não pode ser maior que 27 ms. Por hora, isso foi suficiente para a aplicação desejada, pois não houve atrasos nem problemas relacionados a perda de informação na comunicação.

Encontra-se também na tela de interface com o usuário os botões referentes as trocas entre as etapas, como 'Ir para ajustar valor do *Threshold*'; 'Valor do *Threshold* OK? Ir para Controle'; 'Voltar Para Calibração? Recalibrar?'; 'Parar Controle' e o Botão de 'Parada Geral'.

Testes foram feitos, alterando-se os valores do parâmetro de ângulos dos servos e de tempo da comunicação. Sobre esses, a primeiro momento, o tempo foi deixado no valor mínimo, 20 ms, gerando o atraso já comentado. Mas com relação as alterações dos incrementos e decrementos dos ângulos, este foi o maior desafio para essa etapa. A garra, como não era movida, foi deixada em posição estática. Para ângulo igual a 1, o tempo de descida e subida da posição final a inicial calculado foi de 2,7 s, ou seja, a cada segundo equivale a um movimento angular de  $37^\circ$  no motor. Fazendo as medições de tempo, foi encontrado, para a subida, 2,83 s para um ciclo cheio, e 2,98 s para descida. Este foi o único teste realizado com a medição de valores. As mudanças de ângulos foram feitas, mas como o braço fazia seus movimentos de forma muito rápida, não foi registrada, de forma eficiente, os tempos de atuação do braço por falta de um sistema que realize a indicação que o sistema mecânico está no seu limite. As mudanças foram observadas visualmente e dentre o principal resultado dessa análise permitiu perceber que quanto menor a relação

ângulo/tempo, maior precisão há no sistema. Quando maior, o sistema age de forma mais rápida, mas menos precisa.

Em suma, o programa em si apresentou um funcionamento eficaz, mas como ainda é dependente da plataforma *LABVIEW*<sup>TM</sup> para operar, possui certos *delays* e atrasos para algumas funções, o que pode ser contornado deixando o programa rodar em modo '.exe', um executável, compilando-o.

## 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Em uma visão geral, o trabalho apresentou bons resultados, tanto na parte de condicionamento de sinais, na integração com o *LABVIEW™* e com o braço robótico. Os resultados em cada etapa se mostraram expressivos, levando em consideração que esse é um primeiro passo de um trabalho maior. O sistema de condicionamento de sinais atenuou em grande parte dos ruídos. O braço robótico apresentou estrutura rígida e funcionou adequadamente, sem necessidade de muitos alívios mecânicos, juntamente com os servos e a programação do *Arduino*, que não apresentaram erros na rotina. O programa de aquisição de dados para análise funcionou da forma planejada, bem como a transposição dos dados foi feita de forma rápida e simplificada, facilitando a análise. Por fim, a etapa de controle pelo *VI* do *LABVIEW™* forneceu o principal: a movimentação do braço através de sinais de eletromiografia. Além disso, no seu desenvolvimento, possibilitou a análise de mais parâmetros do que foi planejado inicialmente, expandindo os horizontes para a pesquisa.

Como resultado preliminar, foram publicados trabalhos referentes ao circuito de condicionamento de sinais. No Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB) de 2014, um evento nacional, foram publicados os artigos: “*Important Aspects Associated with the Design of Superficial EMG Signal Conditioning Circuit*” e “*EMG Filtering System Using Switched Capacitor MF10 and Active Filter UAF42 Integrated Circuits*”. No Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica (CLAIB) de 2014, um evento internacional, foi publicado o artigo: “*Design of an Electromyographic Signal Conditioning Circuit*”.

Cada etapa do trabalho apresentou dificuldades e questões a serem tratadas. Na aquisição, o maior desafio foi o posicionamento correto dos eletrodos, pois isso faz toda a diferença na captação adequada do sinal desejado, se a localização corresponde ao músculo e se não está havendo interferências por grupos musculares próximos. Outro ponto a ser abordado foi onde alocar o circuito. Isso porque houveram muitos problemas com fiação e cabos de conexão. Além da preparação destes, a movimentação do braço fez com que a pulseira em que o circuito estava alocado perdesse um pouco de resistência e força no suporte do velcro em que ele estava colado.

Em relação ao software *LABVIEW™*, a maior dificuldade estava nos atrasos que existem entre a execução do programa e a comunicação com o sistema eletrônico junto ao robô. A primeiro momento, não havia tanta importância nesse quesito, pois a análise principal era identificar de se o robô estava recebendo sinais e funcionando. Com o sistema montado, percebeu-se que atrasos podem gerar momentos de incerteza na tomada de decisão, o que é indesejável para as aplicações futuras.

O principal ponto a ser abordado como desafio se encontra em encontrar um método de processamento de sinais que seja confiável e eficaz para tratar um sinal eletromiográfico e extrair a informação de angulação ou outro parâmetro que possa ser utilizado no controle de sistemas robotizados. Isso porque a análise de limiar foi importante para detectar quando acontece a ativação, além de que ajustar esse valor depende mais do que apenas uma porcentagem da média do sinal, como foi idealizado. Os ajustes manuais na aba 'Ajuste de Limiar' no VI de controle foram usados e essenciais para garantir um bom funcionamento do sistema geral.

Dessa forma, esse trabalho resultou em uma série de propostas para trabalhos futuros. O primeiro quesito encontra-se em pesquisar novas formas de adquirir sinais eletromiográficos com maior precisão e confiabilidade, usando outros circuitos integrados, como por exemplo *ADS 1299*, com a possibilidade de aquisição de oito canais, resolução de 14 bits e realização de amplificação e filtragem digital configurados por *software*. Outra questão é eliminar o cabeamento para enviar os dados, podendo ser feitos não através de cabos mas por módulos de comunicação sem fio, como *Bluetooth* por exemplo.

Futuramente, a montagem de um banco de dados dos sinais poderá ser útil para alcançar uma maior abrangência da pesquisa, sendo útil não somente aos pesquisadores, mas aqueles que gostariam de se trabalhar com foco na eletromiografia. A importância disso está em uma maior quantidade de amostras para serem analisadas e maior rolde dados para uso e comparação de técnicas de processamento de sinais relacionadas à EMG.

Não utilizar o próprio programa de *LABVIEW™* para fazer a aplicação funcionar pode ajudar a melhorar a velocidade de como as informações são processadas. A fim de eliminar esse problema, investir em uma compilação do VI como '.exe' poderá ser um estudo para reduzir dos tempos de atraso.

Um estudo mais aprofundado pode ser realizado na área de como a precisão da relação ângulo/tempo causa no sistema e como isso é aplicado nas relações de

uso em próteses, se há uma forma de como reajustar as funções de configuração pela atividade ser feita ou se tudo pode ser configurado de uma forma global. Isso deve ser feito para diferentes tipos de pessoas, a fim de garantir uma análise estatística da funcionalidade do sistema.

Por fim, o sistema, como comentado anteriormente, apresentou bons resultados quanto ao seu funcionamento para um primeiro estágio. Dessa forma, com o foco em acessibilidade, os trabalhos futuros para essa pesquisa trarão resultados tanto em nível institucional, local e nacional, abrindo novos campos para o desenvolvimento de projetos que apliquem a engenharia biomédica em sistemas assistivos e de reabilitação.

## REFERÊNCIAS

AHAD, M. A. **Analysis of Simulated Electromyography (EMG) Signals Using Integrated Computer Muscle Model**. 2007. 190f. Tese (Dourado em Filosofia) – Universidade do Tennessee, Knoxville, 2007.

ALBRETCH, B. L. **Controle de uma cadeira de rodas motorizada através de eletromiografia em uma plataforma embarcada**. 2010. 137f. Monografia. Instituto de Informática. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. 2010.

ALMEIDA, T. P. de; FERRI, C. A.; QUEVEDO, A. A. F., **Sistema para capture de sinais eletromiográficos de superfície com sete canais utilizando módulo Freescale® Tower S08MM128**. Congresso Brasileiro de Automática, 2012. Disponível em: <<http://www.eletrica.ufpr.br/anais/cba/2012/Artigos/97517.pdf>>. Acesso em 05 abr 2014.

ALMEIDA, T. P. de. **Decomposição de Sinais Eletromiográficos de Superfície Misturados Linearmente Utilizando Análise de Componentes Independentes**. 2012. 175f. Dissertação. Departamento de Engenharia Biomédica. Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, Campinas. 2012.

BEEKER, T. W.; DURING, J.; DEN HERTOOG, A.. **Artificial touch in a hand-prosthesis**,1967. Disponível em:< <http://link.springer.com/article/10.1007%2FBF02478841> > . Acesso em 25 de setembro de 2014.

BURR-BROWN PRODUCTS. **OPA 131, OPA 2131, OPA 4131**: General-Purpose Fet-Input Operational Amplifiers. Texas Instruments. Nov. 1994. Disponível em : <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa4131.pdf>>. Acesso em 09 de dez. de 2014.

BURR-BROWN PRODUCTS. **INA128/INA129**: Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers. Texas Instruments. Out 1995. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>>. Acesso em 05 abr 2014.

CARVALHO, L. C. **Instrumentação médico-hospitalar**. 1. ed. São Paulo: Manole, 2008. 318 p.

CRAIG, J. J. **Introduction to robotics: mechanics and control**. 2ª ed. Massachussets: Addison-Wesley, 1989. Xiii, 450p.

DELUCA, C. J, **Surface Electromyography: Detection and Recording**. 2002. Disponível em: <[https://www.delsys.com/ Attachments\\_pdf/ WP\\_SEMGintro.pdf](https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf)>. Acesso em 03 de nov. 2013.

DELUCA, C., Electromyography. In J. G. Webster, editor. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. 2ª ed. New York: Wiley, 2006. Vol 3. p. 98-109.

DU BOIS, R. E. **Untersuchungen uber theirische electricita**. 2ª ed. P. Berlim: Verlag von G. Reimer, 1849. 2 vol.

ENGLEHART, K., HUDGINS, B. **A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control**. IEE Trans Biomed Eng. 2003. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1206493>>. Acesso em 03 de jun. de 2014.

EVIDÊNCIA SAÚDE. **Unidade motora**. Disponível em: <<http://www.evidenciasaude.com.br/wiki/9-Unidade-motora> >. Acesso em 20 nov. 2013.

FARRELL, T. R.; WEIR, R. F. The Optimal Controller Delay for Myoelectric Protheses. **IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. Vol. 15. Nº 1. Mar. 2007. Disponível em: <<http://smpp.northwestern.edu/downloads/The%20Optimal%20Controller%20Delay%20for%20Myoelectric%20Prostheses.pdf> >. Acesso em 10 de set. de 2014.

GALVANI, L. **De Viribus Electricitatis**. London and New York: Cambridge University Press, 1953. 97p.

GIL, A. C. **Métodos e técnicas de pesquisa social**. 4 ed. São Paulo: Atlas, 1994. 2007 p.

GRAMMAR, A. W.; WILLIAMS II, R. L. Surface Electromyographic Control of a Humanoid Robot. In: ASME 2013 **International Design Engineering Technical Conferences And Computers And Information In Engineering Conference** (Idetc/Cie 2013). DETC 2013 – 13345, 2013. Portland, Oregon. Anais. Portland, 2013. Disponível em < <http://www.ohio.edu/people/williar4/html/PDF/DETC201313345.pdf>>. Acesso em 12 abr. de 2014.

GRAUPE, D.; SALAHI, J.; KOHN, K.H. Multifunctional prosthesis and orthosis control via microcomputer identification of temporal pattern differences in single site myoelectric signals. **Journal of Biomedical Engineering**, 1982. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0141542582900218>> . Acesso em 22 de agosto de 2014.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de fisiologia médica**. Rio de Janeiro, RJ: Elsevier, 2011. xxi, 1151 p.

HARGROVE, L. C.; SCHEME, E. J.; ENGLEHART, K. B.; HUDGINS, B.S. Multiple binary classifications via linear discriminant analysis for improved controllability of powered prostheses. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. Vol 18. Nº 1, 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=5378611>> . Acesso em 06 de junho de 2014.

HENNEBERG, K. A. Principles of Electromyography In J. D. Bronzino, editor. **The Biomedical Engineering Handbook**. 2ª ed. Boca Raton: CRC Press LLC: 2000. p.242-51.

HUDGINS, B., PARKER P., SCOTT R. N. A new strategy for multifunction myoelectric control. **IEE Transactions Biomedical Engineering**. 1993. Disponível em:<<http://www.smpp.northwestern.edu/savedLiterature/HuginsParker%281993%29%20IEEtransBME40%281%2982-94.pdf>> . Acesso em 03 de junho de 2014.

INMAN, V. T. ; SAUNDERS, F. R. C. S. ; ABBOTT, L. C., **Observations on the function of the shoulder joint**. 1944. Disponível em: <[http://www.fbw.vu.nl/nl/Images/Inman1944\\_tcm84-82201.pdf](http://www.fbw.vu.nl/nl/Images/Inman1944_tcm84-82201.pdf)>. Acesso em 19 de ago. 2014.

JAMAL M. Z. **Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis**. Intech [internet]. 2012. Disponível em: <<http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/40131.pdf>>. Acesso em 05 abr 2014.

KITCHIN C., COUNTS L., A. **Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers. 3<sup>a</sup> ed. Analog Devices**. 2006. Disponível em: <[http://www.analog.com/static/imported-files/design\\_handbooks/5812756674312778737Complete\\_In\\_Amp.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/design_handbooks/5812756674312778737Complete_In_Amp.pdf)>. Acesso em 05 abr 2014.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. Disponível em: <<http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf>>. Acesso em 10 out. 2013.

LINDSTROM, L. R. **On the Frequency Spectrum of EMG Signals**: Technical Report, Research Laboratory of Medical Electronics. Gothenburg, Sweden: Chalmers University of Technology; 1970.

LUCAS, M. F.; GAUFRIAU, A.; PASCUAL, S.; DONCARLI, C.; FARINA, D. **Multi-channel surface EMG classification using support vector machines and signal based wavelet optimization**. Biomed Signal Process Control, 2008. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809407000791>> . Acesso em 14 de setembro de 2014.

MALTA, J. C., G. D.; BARROS, T. E. P. de; OLIVEIRA, R. P. de. Eletromiografia aplicada aos músculos da mastigação. **Acta Ortopédica Brasileira**, Brasil, vol 14, n 2, 2006, p 106-107.

MANN, R. W.; REIMERS, S. D. **Kinesthetic sensing for the EMG controlled Boston Arm**, 1970. Disponível em: < [http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs\\_all.jsp?arnumber=4081939](http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4081939)> . Acesso em 14 de outubro de 2014.

MENDES, C. S. **Desenvolvimento e validação de um sistema de recolha do sinal eletromiográfico baseado em placa de aquisição**. 2012. 77f. Dissertação (Mestre em Computação e Instrumentação Médica) – Departamento de Física, Instituto Politécnico do Porto, Porto, Portugal, 2012.

MERLETTI, R. **Standard for Reporting EMG Data**. 1999. Disponível em: <[http://www.isek-online.org/standards\\_emg.html](http://www.isek-online.org/standards_emg.html)>. Acesso em 03 de jan. 2014.

MORESI, E. **Metodologia da Pesquisa**. Disponível em: <<http://www.inf.ufes.br/~falbo/files/MetodologiaPesquisa-Moresi2003.pdf>>. Acesso em 30 de jul. 2014.

MOZHANOVA M. **Design of a High-Resolution Surface Electromyogram (EMG) Conditioning Circuit**. 2012. 44f. Projeto de Qualificação (Bacharel de Ciência) Worcester Polytechnic Institute: Worcester, Massachusetts, 2012.

NAGEL, J. H. Biopotential Amplifiers In J. D. Bronzino, editor. **The Biomedical Engineering Handbook**. 2ª ed. Boca Raton: CRC Press LLC: 2000. p.1364-77.

OLSON, W. H. Electrical Safety. In J. G. Webster, editor. **Medical Instrumentation**. 4ª ed. New York: John Wiley & Sons, 2010. p.638-675.

PAZOS, F. **Automação de sistemas & robótica**. Rio de Janeiro: Axcel, 2002. 377p.

PEDROSO, L. J. de G. R. **Avaliação dos efeitos sobre os estimadores eletromiográfico de diversos métodos de filtragem da interferência da rede elétrica.** 2013. 85f. Dissertação (Mestrado) – Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2013.

PERTENCE JÚNIOR A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos.** 6ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2003

PRIOR, R. E.; LYMAN, J.; CASE, P. A.; SCOTT, C. M. **Supplemental sensory feedback for the VA/NU myoelectric had. Background and preliminar designs.** **Bull Prosthet**, 1976. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1030327>> . Acesso em 28 de setembro de 2014.

QUEVEDO, A. A. F. **Desenvolvimento de um sistema de análise digital de sinais eletromiográficos.** 1993. 108f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas: Campinas, 1993.

RODRIGUEZ-AÑEZ, C. R. **A eletromiografia na análise da postura.** Disponível em: <[http://boletimef.org/biblioteca/2604/artigo/BoletimEF.org\\_Eletromiografia-na-analise-da-postura.pdf](http://boletimef.org/biblioteca/2604/artigo/BoletimEF.org_Eletromiografia-na-analise-da-postura.pdf)> . Acesso 13 set. 2013.

ROHLAND, T. A. **Sensory feedback for prostheses.** 1975. Disponível em: < <http://link.springer.com/article/10.1007/BF02477743>> . Acesso em 14 de setembro de 2014.

SCHMIDL, H. **The importance of information feedback in prostheses,** 1977. Disponível em: < <http://informahealthcare.com/doi/pdf/10.3109/03093647709164601>>. Acesso em 14 de set. de 2014.

SHENOY, P. ; MILLER, K. J. ; CRAWFORD, B. ; RAO, R. P. N. Online Electromyographic Control of a Robotic Prosthesis. **IEEE Transactions on Biomedical**

**Engineering**. Minnessota, v. 55, n. 3, mar 2008. Disponível em <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4360147>>. Acesso em 10 mar. 2014.

SIJIANG, D. **Feature extraction for Classification of Prehensile Electromiography Patterns**. 2003, 143f. Tese (Mestrado em Ciência da Computação) – Universidade de São Diego, San Diego, 2003.

SILVA, E. L.; MENEZES, E. M.; **Metodologia da Pesquisa e Elaboração de Dissertação**. 4 ed. Florianópolis: UFSC, 2005.

SIMPSON, D. C. **The choice of control system for the multimovement prosthesis: Extended physiological proprioception. The control of upper extremity prostheses and orthoses**, 1974. Disponível em: <<http://www.smpp.northwestern.edu/savedLiterature/SimpsonControlSysForProstheses.pdf>> . Acesso em 21 de outubro de 2014.

SOUZA V. R. de, SOUZA, M. A. da S. e, ROMERO, J. F. A., **Circuito de Condicionamento de Sinais Eletromiográficos**. 2006. Disponível em: <<http://www.bibl.ita.br/xiiencita/ELE-04.pdf>>. Acesso em 20 de nov. 2013.

STAUDENMANN, D.; KINGMA, I.; DAFFERTSHOFER, A.; STEGEMAN, D.F.; VAN DIEE, J.H. **Improving EMG-based muscle force stimulation by using high density EMG grid and principal component analysis**, 2006. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1608521>> . Acesso em 25 de julho de 2014.

THALMIC LABS. **Myo™**: Gesture Control Armband. Disponível em: <<https://www.thalmic.com/en/myo/compare>>. Acesso em 05 de set 2014.

TORTORA, Gerard J.. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia**. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. 574 p.

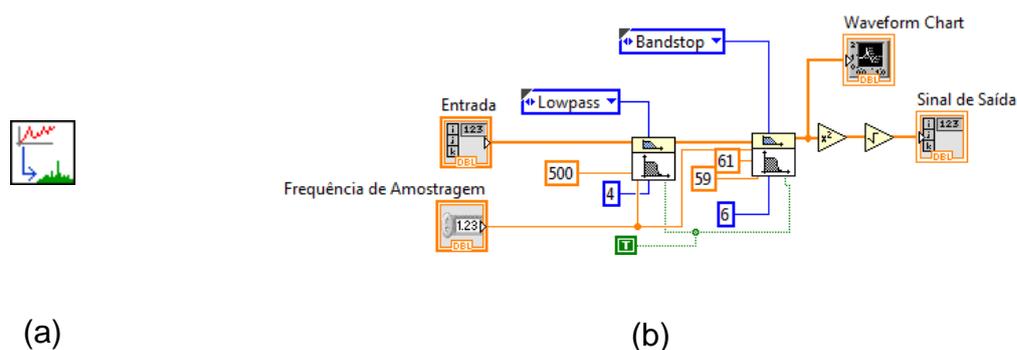
WIRHED, Rolf. **Atlas de anatomia do movimento**. São Paulo, SP: Manole, 1986. xi, 137p.

YANG, D. P.; ZHAO, J. D.; JIANG, L. **Study on regognition of multi-mode hand gestures based on myoeletric signal**, 2009. Disponível em: <[http://en.cnki.com.cn/Article\\_en/CJFDTOTAL-SHJT200907012.htm](http://en.cnki.com.cn/Article_en/CJFDTOTAL-SHJT200907012.htm)> . Acesso em 23 de julho de 2014.

**APÊNDICE A** -*SubVIs* desenvolvidos e utilizados na programação do *LABVIEW™*

## A.1 CONDICIONAMENTO

Para realizar o condicionamento do sinal através da aplicação de filtros, foi necessário o desenvolvimento de um *VI* para tal, como apresentado na Figura A.1.



**Figura A.1: VI de condicionamento com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos**  
**Fonte: Autoria Própria**

Os dados para serem condicionados entram no *subVI* através de um bloco tipo *array*. Este está conectado ao *Butterworth Filter*, responsável pela filtragem através de definições definidas pelo usuário, que para a aplicação desenvolvida, a configuração definida para o mesmo é a de um filtro passa-baixa de quarta ordem com frequência de corte de 500 Hz.

Após esta filtragem a saída do bloco previamente citado é conectada a entrada de mais um *Butterworth Filter* porém com características diferentes; neste segundo filtro a configuração necessária é a de um filtro rejeita-faixa de sexta ordem, tal configuração permite a passagem da maioria das frequências sem alterações, porém atenua as que estejam em uma faixa definida pelo filtro, para o software foi necessário a aplicação deste filtro definido com limite superior de corte de 61 Hz e limite inferior de 59 Hz, permitindo assim a filtragem dos ruídos provenientes da rede elétrica. Para ambos os filtros um campo numérico variável foi inserido a fim de possibilitar a configuração da frequência de amostragem dos mesmos, além de um bloco *True Constant* mantém ambos sempre ativos para que o filtro não reinicie a cada interação.

Na saída do filtro recém utilizado, a informação resultante da filtragem é elevada ao quadrado e em sequência é realizada uma raiz quadrada do mesmo, sendo feita a sua retificação.

## A.2 FILTER\_1

A Figura A.2 apresenta o VI Filter\_1, em que devido à necessidade de filtragem do ruído da rede na aplicação, foi desenvolvido um VI com estas características. É realizada a entrada de dados através de um bloco de *array*, este é encaminhado ao filtro citado e definido com limite superior definido em 61 Hz e limite inferior em 59 Hz devido as características aos sinais provenientes da rede elétrica, o bloco possui configuração para um filtro de sexta ordem e também está conectado a uma *True Constant* que o mantém ligado em quaisquer condições quando a aplicação está sendo executada e a um campo variável numérico que permite definir a frequência de amostragem, após a filtragem o sinal é conectado a um bloco tipo *array* que permite que estes dados sejam encaminhados para as próximas etapas do processo.

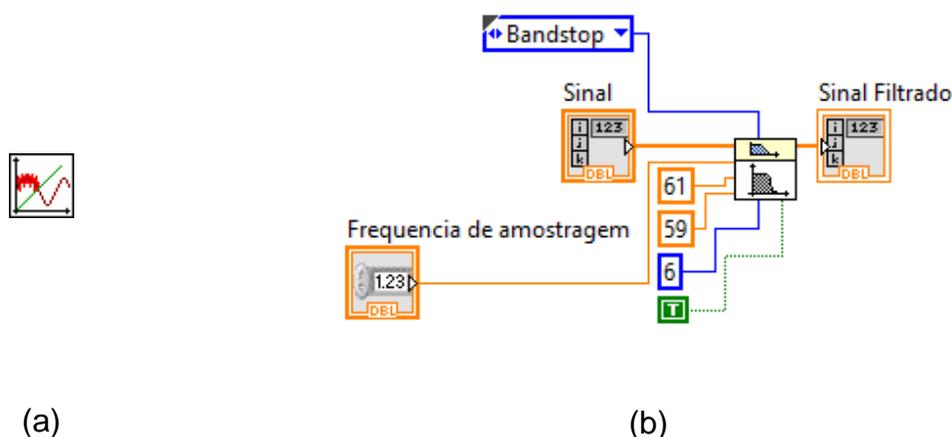


Figura A.2: VI de Filter\_1 com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos  
Fonte: Autoria Própria

## A.3 FILTER\_2

Para implementação do sistema foi necessário a utilização de filtros passa-baixa, devido a isso foi implementado pelos desenvolvedores um VI, o Filter\_2, a

Figura A.3. O *array* proveniente dos dados da aplicação é inserido na entrada do filtro *Butterworth*; também conectados ao filtro estão valores numéricos variáveis que possibilitam a definição do valor da frequência de amostragem e frequência inferior de corte, possibilitando ao usuário realizar ajustes quando necessário, o filtro utilizado no software é de segunda ordem e em quaisquer circunstâncias, quando o programa é executado o mesmo também executado, após a filtragem o valor resultante é inserido em uma *array* que será utilizada nas demais etapas de processamento e controle.

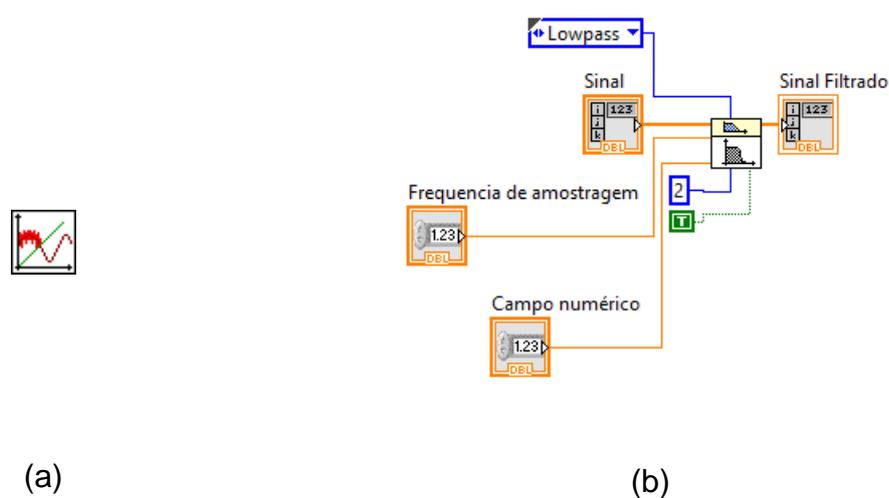


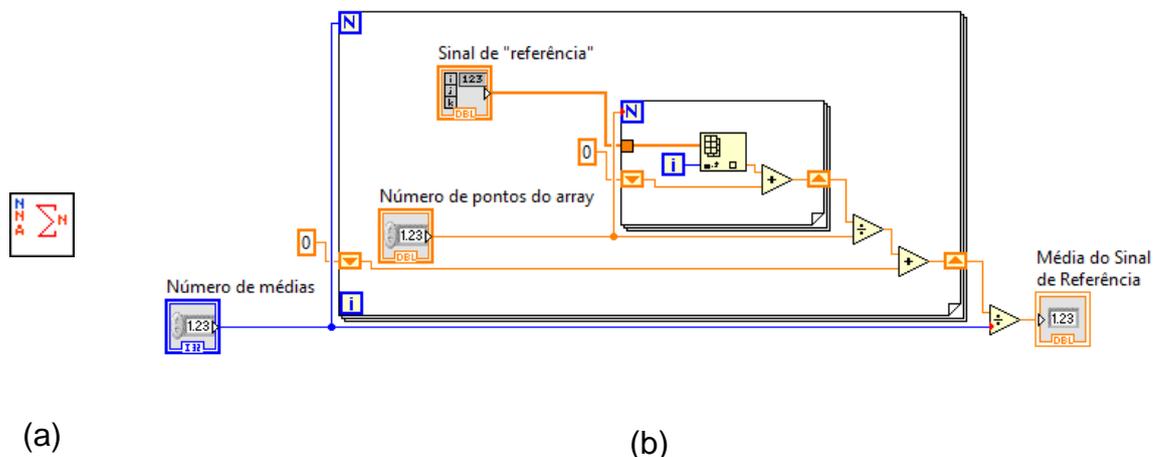
Figura A.3: VI de Filter\_2 com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos  
Fonte: Autoria Própria

#### A.4 MÉDIA DO SINAL

A fim de definir a média do sinal de referência, foi desenvolvido uma rotina, Média do sinal (presente na Figura A.4) baseado na entrada de um sinal obtido anteriormente através de um bloco *array*, este sinal é então inserido em um bloco *Index array function*, o qual redefine o tamanho do *array* conforme as definições do desenvolvedor. Neste caso, o valor definido para o tamanho do *array* é obtido através do número de repetições que é realizada pela aplicação, a saída é conectada a um bloco que soma o valor zero a informação. Toda esta operação está inserida em um bloco *Loop For* e o número de repetições a ser realizada é obtida através do número de pontos do *array*.

Após este loop o sinal de saída é dividido pelo número de pontos de *array* e novamente é somado zero, novamente esta informação está inserida em um *Loop For* e o número de repetições a ser realizada por ele é definida por um valor numérico configurado pelo usuário através do número de médias necessárias a serem

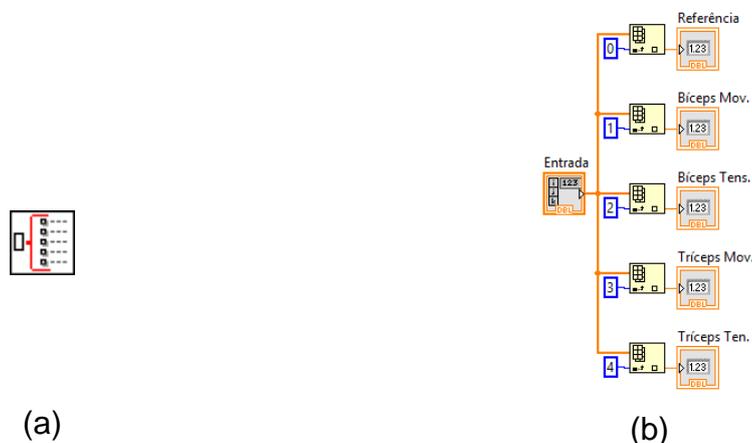
realizadas; após a saída desta repetição é realizada a divisão do sinal resultante pelo número de médias necessárias, gerando assim o sinal de saída necessário.



(a) (b)  
**Figura A.4: VI de Média do sinal com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos**  
 Fonte: Autoria Própria

## A.5 DECOMPOSIÇÃO DE ARRAY

O VI em questão, apresentado na Figura A.5, realiza a decomposição de um *array* de entrada em valores numéricos pertinentes a posição definida pelo usuário. O valor de entrada é conectado a cinco blocos *Index to array function*, tais blocos estão configurados para obter os valores presentes nos campos 0, 1, 2, 3 e 4 do *array* e apresenta-los no painel frontal em indicadores numéricos. Cada um recebeu a sua denominação, sendo que foram incluídos mais dois espaço, relacionados a medição do tríceps, para usos futuros.



(a) (b)  
**Figura A.5: VI de Decomposição de array com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos**  
 Fonte: Autoria Própria

## A.6 ALGORITMOS

Para definir um valor numérico necessário para o processamento, foram desenvolvidos dois *VIs* de controle *On/Off*, como visto na Figura A.6. Estes, a partir de uma tomada a decisão do sinal de saída do bloco *Select Function*, provem a saída de um valor, que proporcionalmente ao tempo, decrementam (correspondendo à aplicação final do robô). O tempo é selecionado externamente, em que o sistema fica parado por um valor especificado correspondente ao número de interações do *Loop For*. Para zerar o sistema, pressionando o botão Zerar, é forçado o sistema para o valor de  $150^\circ$ , posição de repouso do robô. Além disso, o sistema também fornece um range de valores entre  $50^\circ$  a  $150^\circ$ , correspondente à faixa de trabalho do robô.

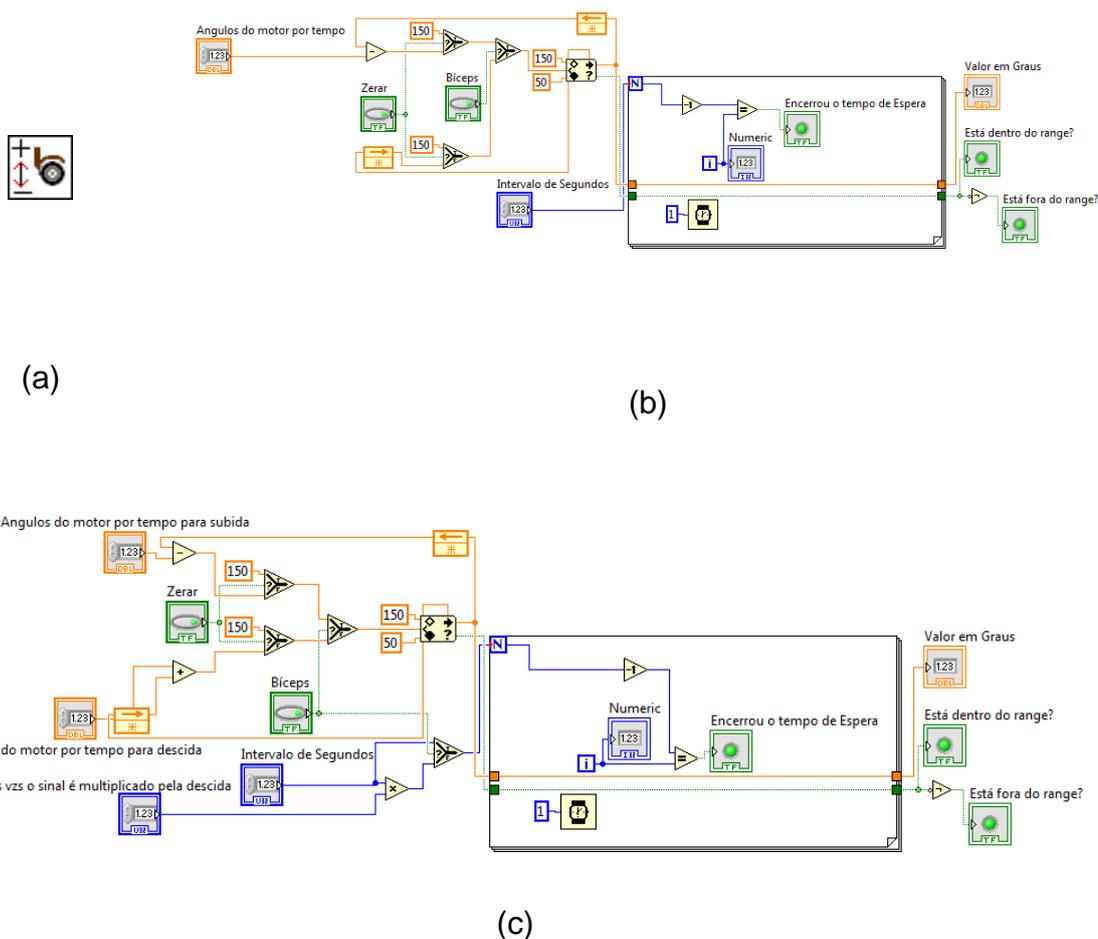


Figura A.6: *VIs* de Algoritmos com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos  
Fonte: Autoria Própria

Com relação ao segundo algoritmo, única diferença está no decorrer do tempo, se não há ativação da entrada booleana, o valor final é decrementado na quantidade de graus pré-ajustada. Além disso, pode ser ajustado uma quantidade de tempo proporcional ao tempo configurado para decremento dos valores, responsável por atrasar em  $n$  vezes o incremento para fazer o braço estar na posição inicial.

## A.7 CONVERSÃO DE MEDIDAS

Para proporcionar melhor controle e entendimento do programa foi realizado um bloco com o intuito de converter os valores máximos e mínimos possíveis tanto para o posicionamento do braço humano para o posicionamento do protótipo robótico, presente na Figura A.7. O sinal proveniente do valor da posição do braço e da garra deve ser convertido para estar adequado aos limites mecânicos do acionamento do braço robótico, para ambas as conversões foi utilizado os valores máximos e mínimos dos dois casos e realizado através de cálculos a equação da reta das equações (21) e (22), para conversão dos dados da garra foi encontrado o valor  $-0,8$  para “a” e  $144$  para “b”, e então é obtida a saída convertida. Já para o braço, o valor encontrado para “a” foi de  $-1$  e para “b” de  $150$ .

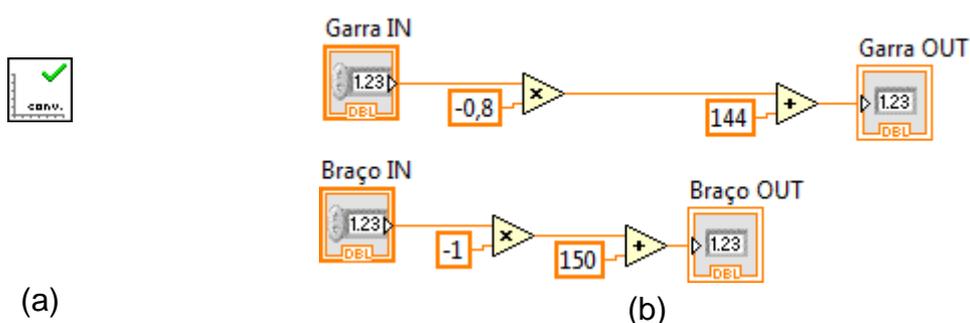
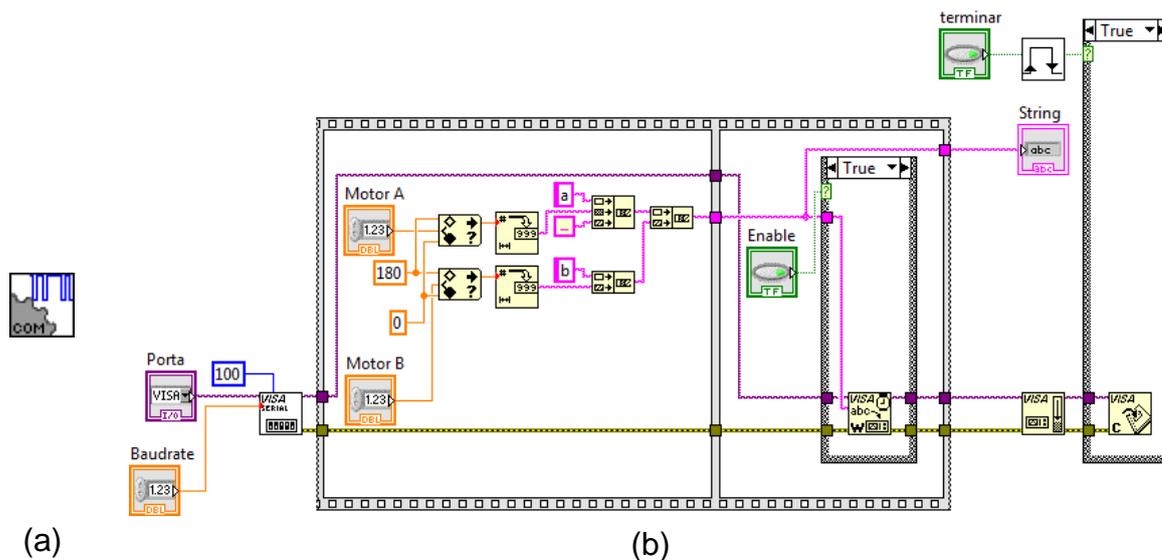


Figura A.7: VI de conversão de medidas com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos

Fonte: Autoria Própria

## A.8 COMUNICAÇÃO SERIAL

O VI de comunicação serial pode ser visto na Figura A.8. Nele, os dados que deverão ser enviados para o *Arduino Mega* são organizados e escritos na porta serial.

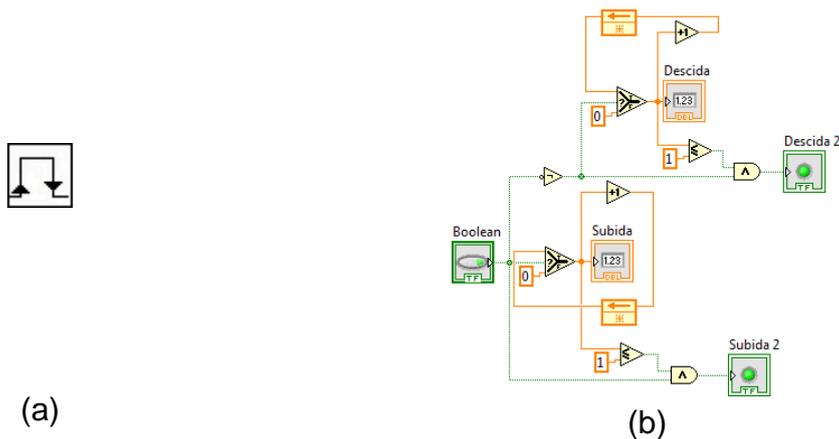


**Figura A.8:** VI de comunicação serial com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos  
**Fonte:** Autoria Própria

Primeiramente, a porta e o *baudrate* são configurados como constantes, não sendo alterados. Isso é feito para deixar o início da comunicação de forma correta, através do bloco *VISA Configure Serial Port*. Estando a comunicação previamente configurada, inicia-se as etapas de um *Flat Sequence*, com o programa organizando os dados recebidos como valores do Motor 1 (A) e Motor 2 (B) e escrevendo uma *string* de acordo com o protocolo criado. Através do bloco *In Range and Coerce*, os valores são ajustados para não ultrapassar os limites dos motores, ou seja, trabalhem de 0 a 180. Na próxima etapa, há uma *Case Structure* com um botão de *enable*, em que só será escrito na porta de comunicação serial se esse valor booleano for verdadeiro. Se não, a comunicação continua, terminando as sequências do *Flat* e finalizando com o *Flush* nos dados que ficaram no buffer e podem oferecer problemas nas próximas etapas de escrita. Quando é pedido para terminar um *Loop* em que esteja inserido, é enviado um sinal pelo botão *terminar*, que encerra a comunicação com um *Close*. Esse botão de *terminar* passa por um detector de borda de subida para que em uma próxima interação de um *Loop*, este não esteja configurado como falso e apresente problemas na comunicação.

## A.9 DETECTOR DE BORDA

O presente VI apresentado na Figura A.9 foi criado pelo professor Frederic Conrad Janzen para a detecção de bordas de subida e descida de sinais booleanos.



**Figura A.9: VI de detector de borda com (a) seu símbolo no programa e (b) seu diagrama de blocos**  
**Fonte: Autoria Própria**

De uma forma geral, os dados booleanos são comparados com seus estados nos tempos de fluxos de dados do *LABVIEW™*. Como esse tempo é muito pequeno, pode ser comparado a um pulso para as aplicações que demandem grande quantidade de tempo, sendo usual em uma grande quantidade de processos. Os estados são realimentados em *Selects* e as suas saídas refletem as pequenas interações entre um fluxo de dado e outro.

**APÊNDICE B** - *Virtual Instrument* de captura, visualização e salvamento de dados

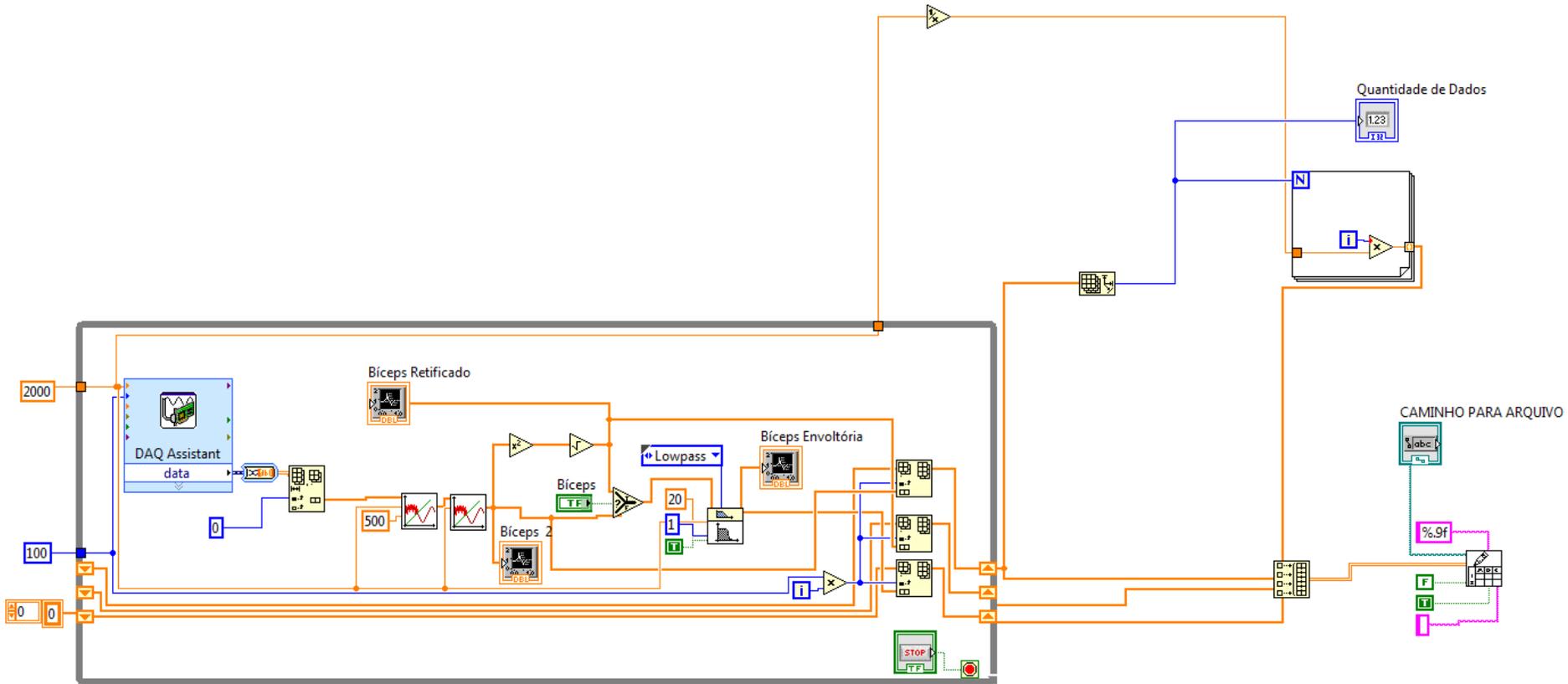
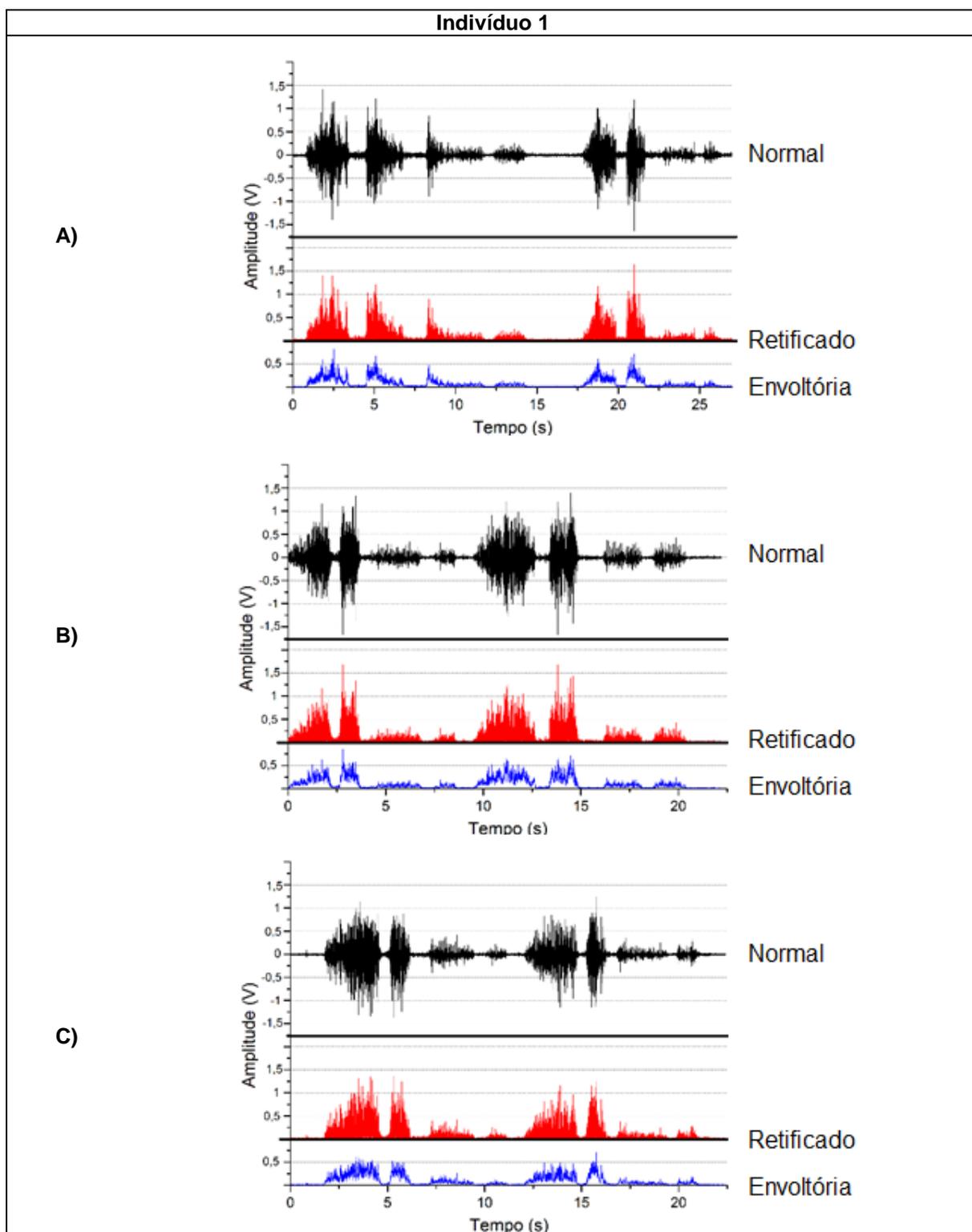


Figura B.1: Diagrama de Blocos do programa de aquisição e salvamento de dados no LABVIEW™  
Fonte: Autoria Própria

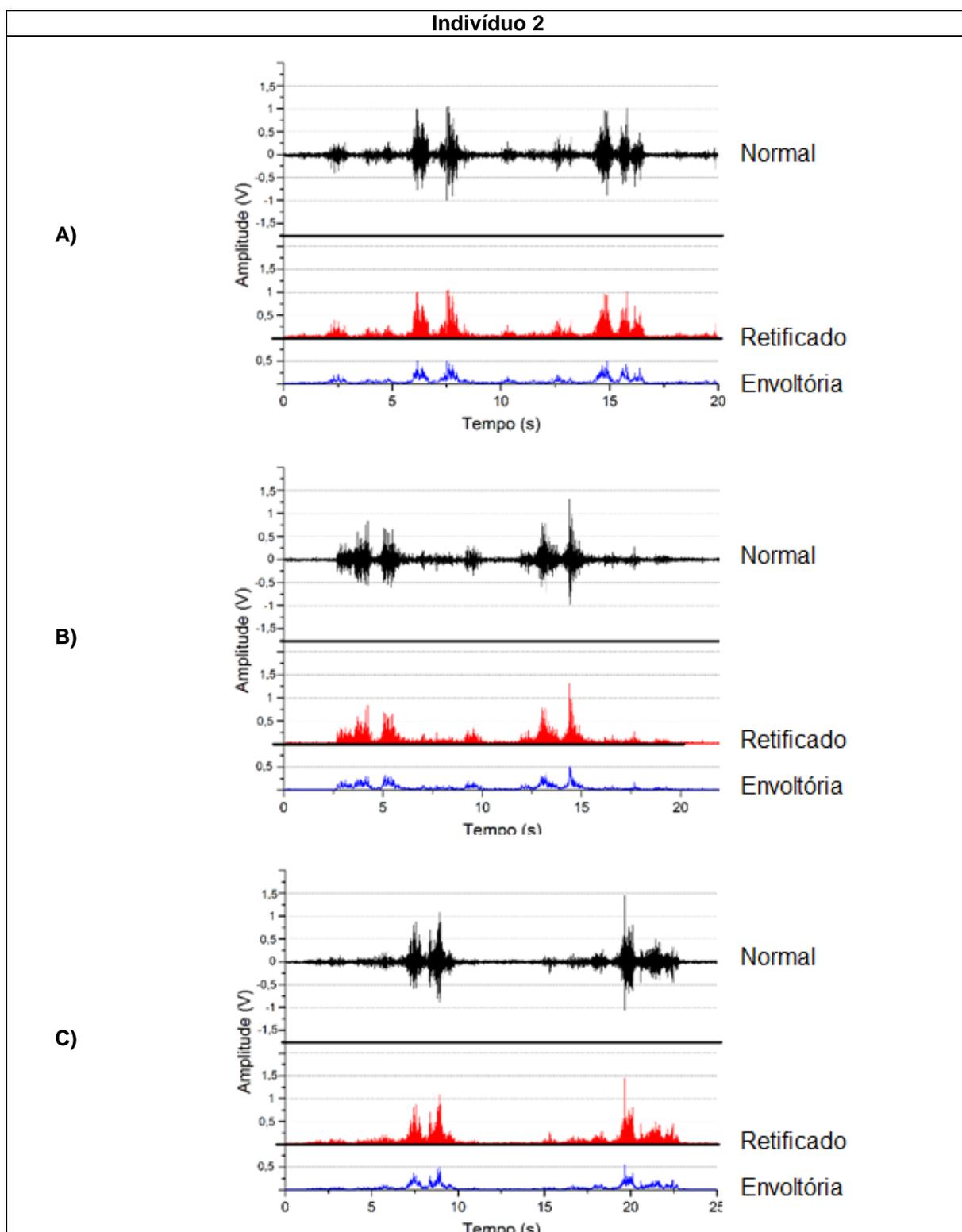


Figura B.2: Painel Frontal do programa de aquisição e salvamento de dados no *LABVIEW*<sup>TM</sup>  
Fonte: Autoria Própria

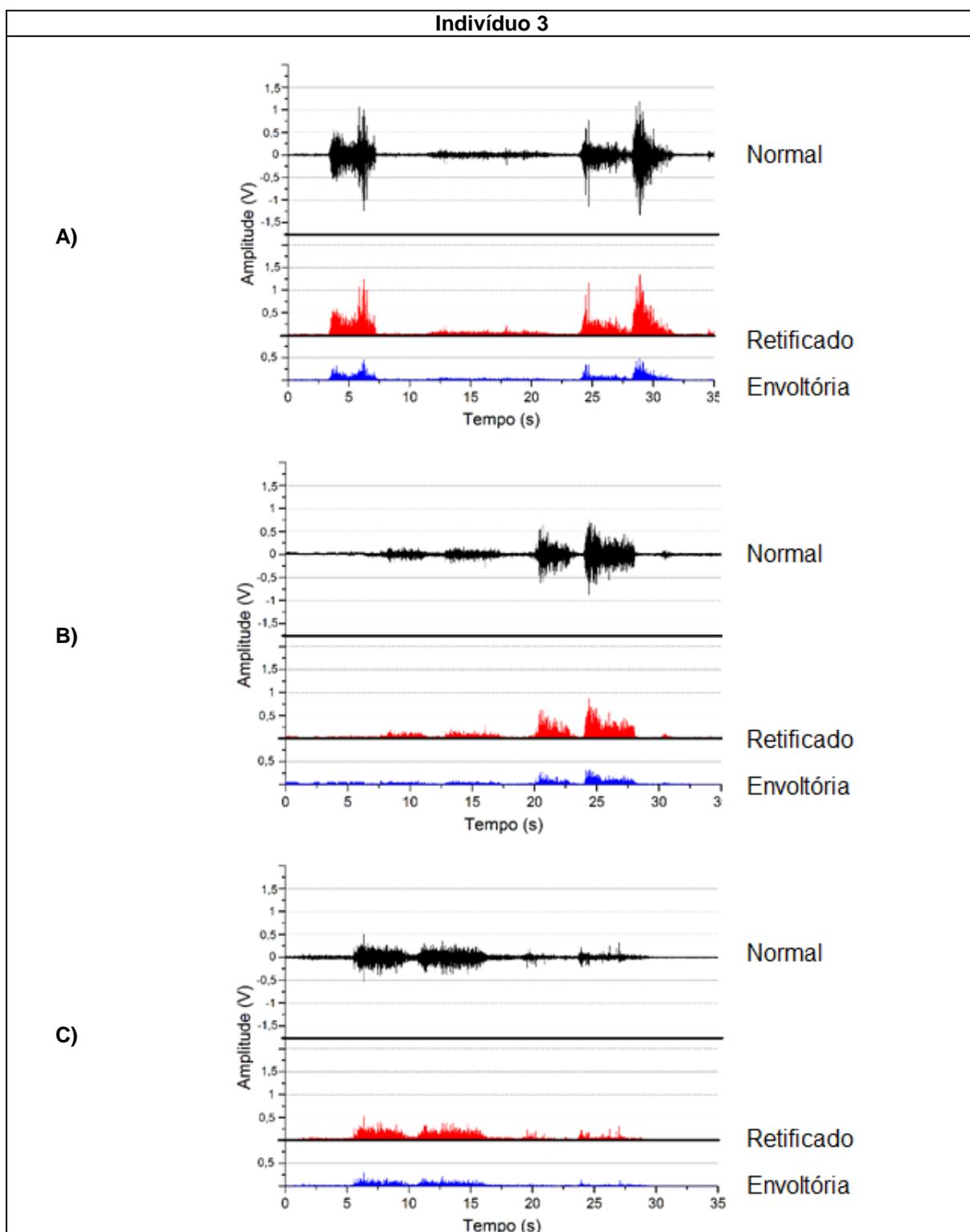
**APÊNDICE C -Dados adquiridos do bíceps braquial**



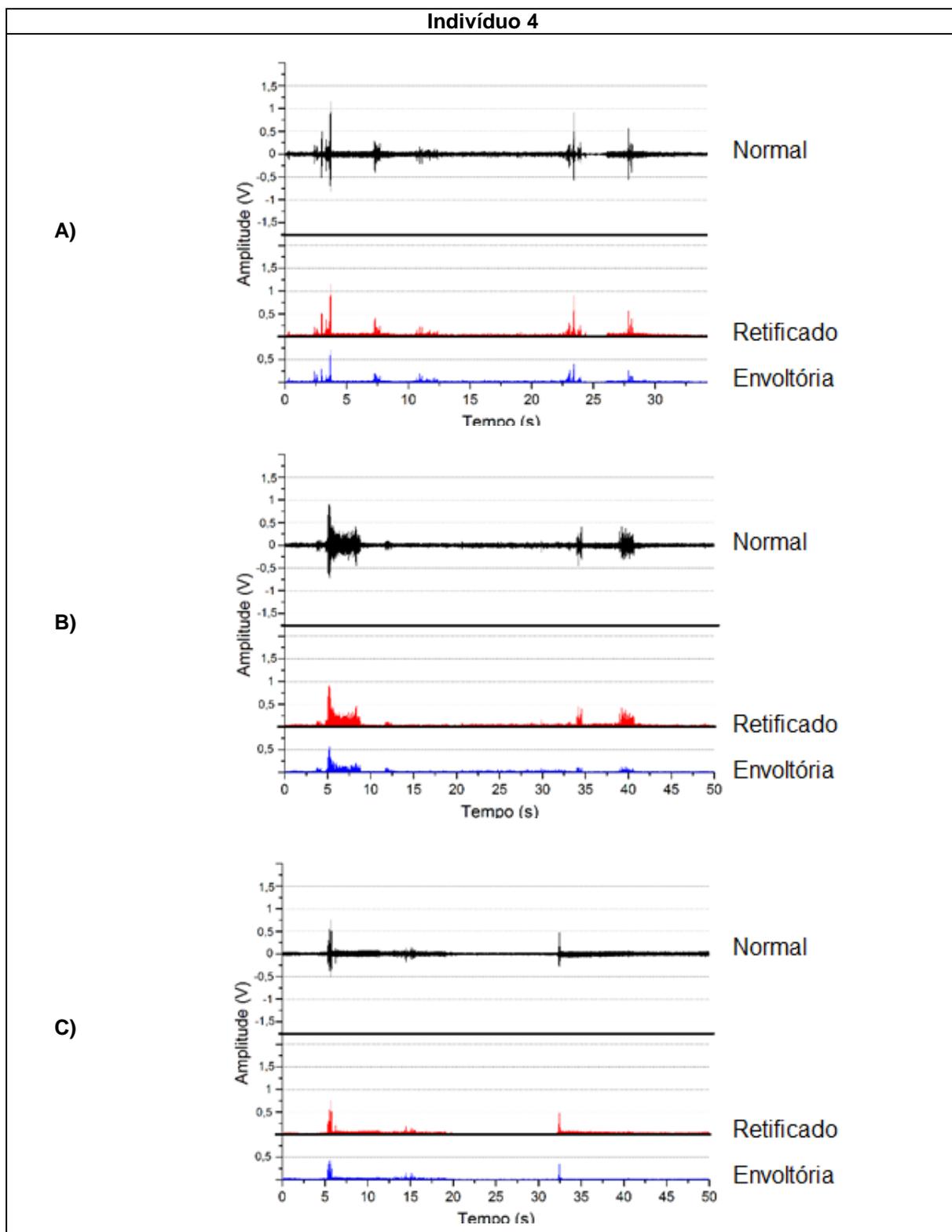
**Quadro C.1 – Dados referentes ao indivíduo 1**  
Fonte: Autoria Própria



Quadro C.2 – Dados referentes ao indivíduo 2  
Fonte: Autoria Própria

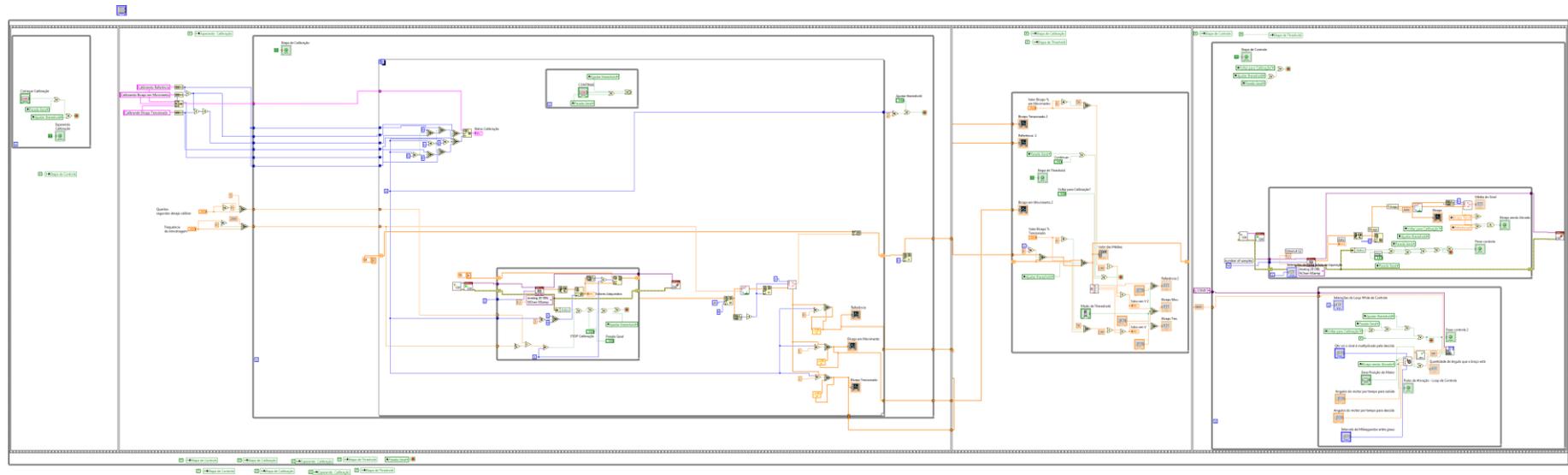


**Quadro C.3 – Dados referentes ao indivíduo 3**  
**Fonte: Autoria Própria**

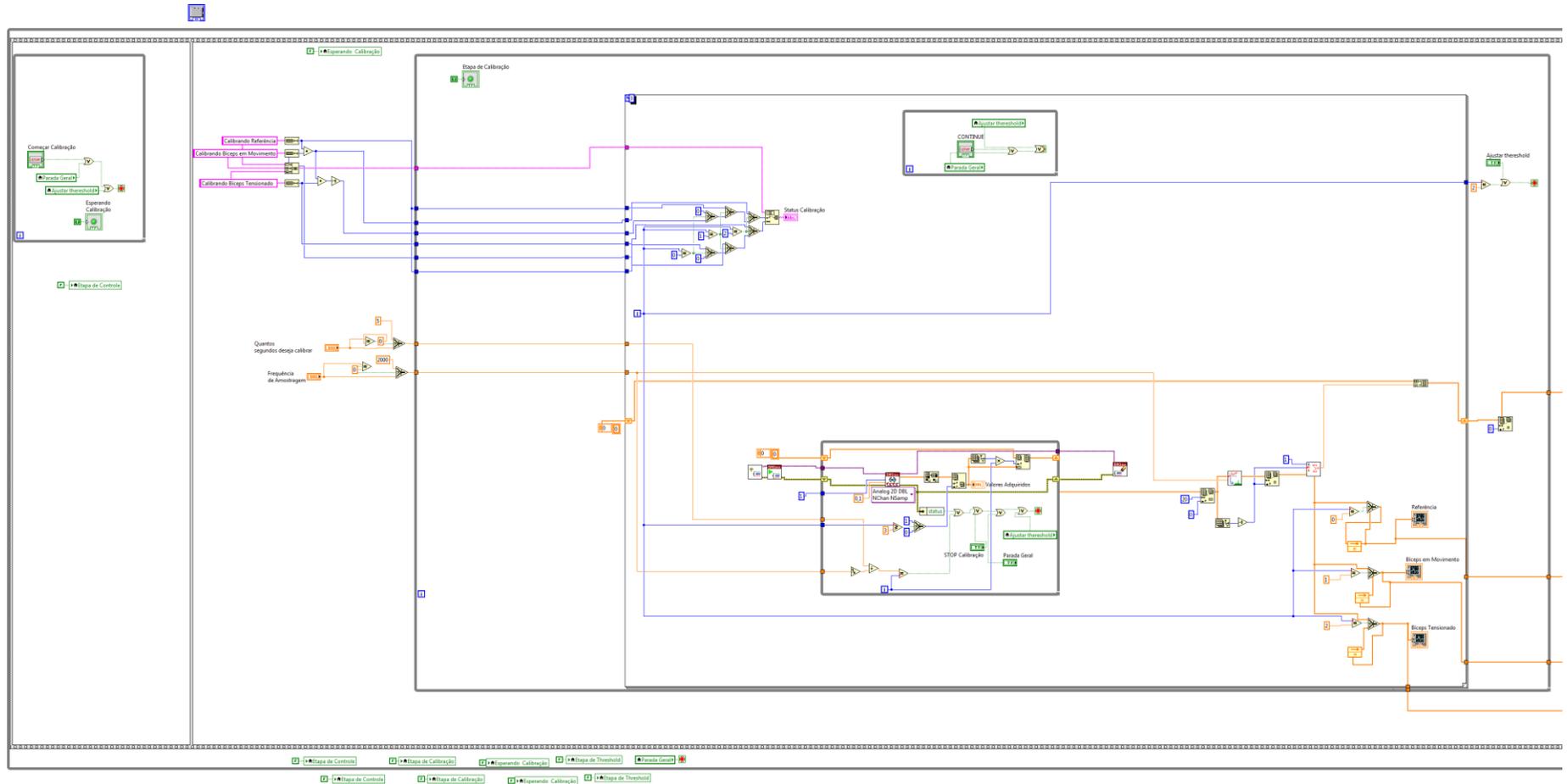


**Quadro C.4 – Dados referentes ao indivíduo 4**  
 Fonte: Autoria Própria

**APÊNDICE D - *Virtual Instrument* de aquisição de dados e controle do braço**



**Figura D.1: Diagrama de Blocos total do programa de aquisição de dados e controle do braço**  
**Fonte: Autoria Própria**



**Figura D.2: Diagrama de Blocos expandida primeira parte do programa de aquisição de dados e controle do braço**  
**Fonte: Autoria Própria**

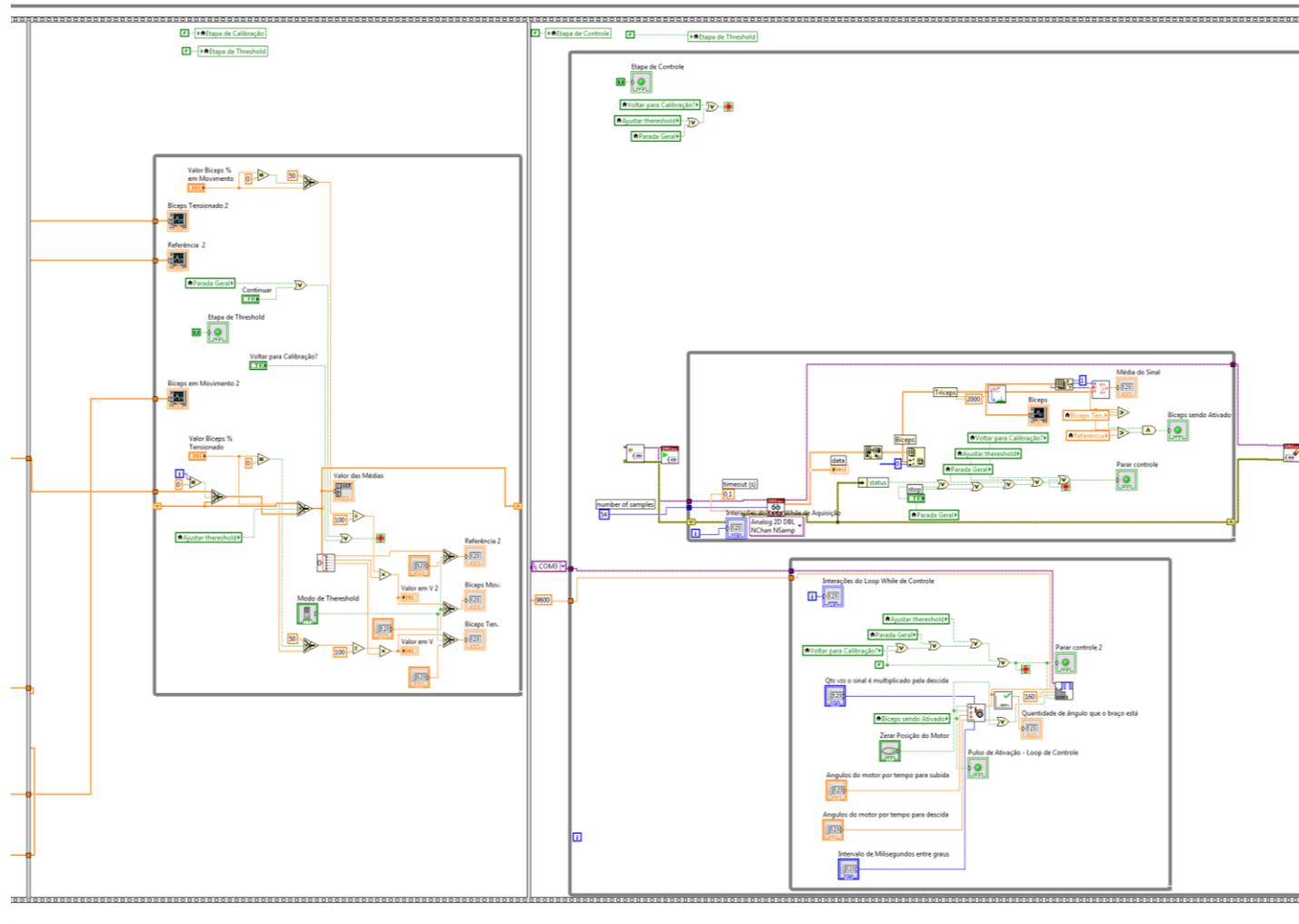


Figura D.3: Diagrama de Blocos expandida da segunda parte do programa de aquisição de dados e controle do braço  
 Fonte: Autoria Própria

## Etapas de Operação



Figura D.4: Painel Frontal da aba de Calibração do programa de aquisição de dados e controle do braço  
Fonte: Autoria Própria

## Etapas de Operação

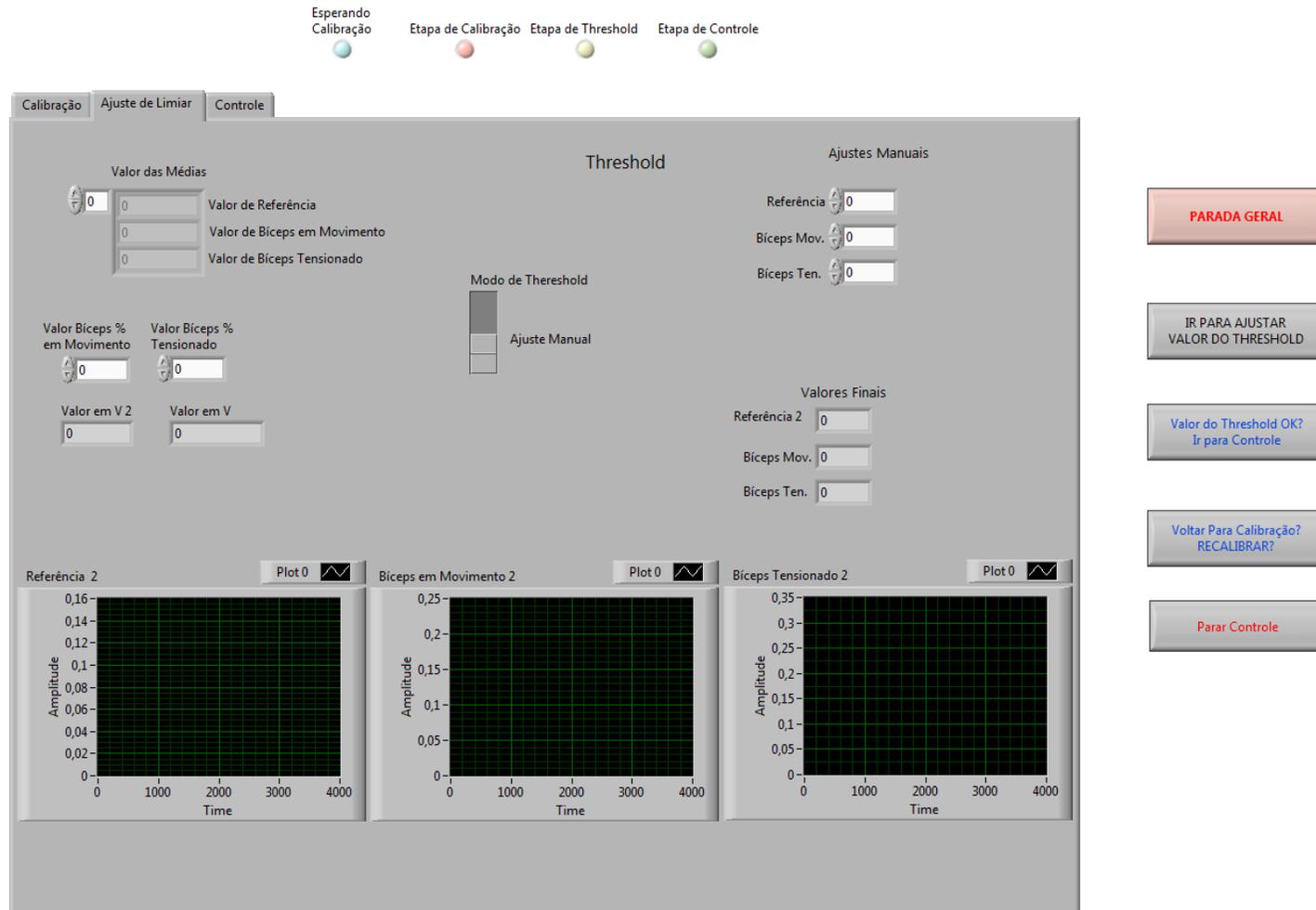


Figura D.5: Painel Frontal da aba de Ajuste de *Threshold* do programa de aquisição de dados e controle do braço  
Fonte: Autoria Própria

### Etapas de Operação

Esperando Calibração   Etapa de Calibração   Etapa de Threshold   Etapa de Controle

Calibração
Ajuste de Limiar
Controle

**Biceps**

Média do Sinal  
0 (Janela de aquisição do sinal)

Biceps sendo Ativado

Pulso de Ativação - Loop de Controle

0 Interações do Loop While de Aquisição

0 Interações do Loop While de Controle

Parar controle

Intervalo de Milisegundos entre graus  
200 Mínimo de 20

Angulos do motor por tempo para subida  
0

Angulos do motor por tempo para descida  
0

Qts vzs o sinal é multiplicado pela descida  
0

Zerar Posição do Motor

PARADA GERAL

IR PARA AJUSTAR VALOR DO THRESHOLD

Valor do Threshold OK?  
Ir para Controle

Voltar Para Calibração?  
RECALIBRAR?

Parar Controle

**Figura D.6: Painel Frontal da aba de Calibração do programa de aquisição de dados e controle do braço**  
**Fonte: Autoria Própria**

## **APÊNDICE E** -Programa de Comunicação Serial no *Arduino*

## E.1 EXPLANAÇÃO DO CÓDIGO

O programa inicia-se através da inclusão da biblioteca `Servo.h` ao programa principal, após isso são criados através do comando “`Servo`” dois objetos servos denominados `servo1` e `servo2`, também são criados quatro variáveis tipo inteiras denominadas `aux1`, `aux2`, `pos1` e `pos2`, após definição de tais variáveis também é declarado um array de caracteres 11 letras através do comando `char buffer[11]`.

Após a configuração das variáveis inicia-se a função *set-up* do programa, onde é definido para o servo número um o pino nove da plataforma e para o servo número dois o pino dez, então dá-se início a comunicação através do comando *Serial.begin*, onde é definido o *baudrate* para comunicação de 9600, após este início os servos são posicionados na suas respectivas posições de repouso, ou seja, para o servo um a posição 100 e para o servo dois a posição 160. Então inicia-se um loop que verifica se dados estão sendo enviados pela linha serial, caso a resposta for positiva é declarada uma variável inteira com valor e logo após é realizado um *delay* de 15 milissegundos, após este tempo de espera o valor que estava sendo recebido é atribuído a uma nova variável tipo inteira denominada *numChar*, então é verificada se o valor escrito nesta variável é condizente com o necessário para aplicação ou seja, as informações estão contidas em 10 caracteres, caso essa informação possua mais dados que o necessário é realizada a subtração para adequação dos mesmos.

Em sequência a adequação destes valores é chamada a função *splitStrig*, esta recebe os dados do buffer, conseqüentemente é apresentado na tela de controle do *Arduino Mega* a informação contida na entrada serial, então é criada uma variável *parameter* e enquanto essa não possui informação adequada de dez caracteres, é iniciada uma rotina para limpeza do texto e dos buffers seriais.

Para a condição verdadeira da condição acima citada inicia-se outra rotina, esta verifica se o dado proveniente da porta serial inicia-se com “a” ou “A”, caso esta informação for verdadeira o programa cria e lê a informação subsequente ao “a” tendo como condição para avanço no programa que este valor esteja no range de 0 a 180, caso positivo o valor então é atribuído a variável `pos1` que então é gravada no pino atribuído anteriormente ao `servo1` e apresentado para o usuário através do software da plataforma. O processo também ocorre junto a informação relativa ao servo 2, onde é verificado na *string* a presença do caractere “b” ou “B” e se presente a informação subsequente ao mesmo está no range adequado para a aplicação e caso a condição

for verdadeira é gravado no pino definido anteriormente tal valor e apresentado ao usuário na plataforma de comunicação para PCs do *Arduino*.

## E.2 CÓDIGO

```

1      #include<Servo.h>
2      Servo servo1;
3      Servo servo2;
4      int pos1;
5      int pos2;
6      char buffer[11];
7      void setup() {
8          servo1.attach(9);
9          servo2.attach(10);
10         Serial.begin(9600);
11         Serial.flush();
12         servo1.write(150);
13         servo2.write(160);
14     }
15     void loop() {
16         if (Serial.available() > 0) {
17             int index=0;
18             delay(15);
19             int numChar = Serial.available();
20             if (numChar>10) {
21                 numChar=10;
22             }
23             while (numChar-->0) {
24                 buffer[index++] = Serial.read();
25             }
26             splitString(buffer);
27         }
28     }
29     // Início das funções
30     void splitString(char* data) {
31         Serial.print("Data entered: ");
32         Serial.println(data);
33         char* parameter;
34         parameter = strtok (data, " ,");
35         while (parameter != NULL) {
36             serv_contr(parameter);
37             parameter = strtok (NULL, " ,");
38         }
39         for (int x=0; x<11; x++) {
40             buffer[x]='\0';
41         }
42         Serial.flush();
43     }
44     void serv_contr(char* data) {
45         if ((data[0] == 'a') || (data[0] == 'A')) {
46             int Ans = strtol(data+1, NULL, 10);
47             Ans = constrain(Ans,0,180);
48             pos1= Ans;
49             servo1.write(pos1);
50         }
51         if ((data[0] == 'b') || (data[0] == 'B')) {
52             int Ans = strtol(data+1, NULL, 10);

```

```
53           Ans = constrain(Ans,0,180);  
54           pos2 = Ans;  
55           servo2.write(pos2);  
56         }  
57     }
```

**ANEXO A-** Modelo dos Termos de Compromisso dos Participantes dos testes



**Ministério da Educação**  
**Universidade Tecnológica Federal do Paraná**  
**Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação**



## **ANEXO 1: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar da pesquisa:  
**Desenvolvimento de interface eletromiográfica para controle de equipamentos assistidos.**

**A JUSTIFICATIVA, OS OBJETIVOS E OS PROCEDIMENTOS:** O motivo que nos leva a estudar os sinais de eletromiografia é o desenvolvimento de equipamentos com controle assistido, a pesquisa se justifica devido a necessidade de controle de equipamentos de locomoção e mecanismos robóticos, através de sinais de eletromiografia. O objetivo desse projeto é desenvolver circuitos eletrônicos que possam coletar estes sinais eletromiográficos. O(os) procedimento(s) de coleta de dados será realizado utilizando eletrodos eletromiográficos no antebraço. A frequência desta coleta será inicialmente, determinada pela necessidade, conforme os circuitos eletrônicos forem desenvolvidos.

**DESCONFORTOS E RISCOS E BENEFÍCIOS:** Não existe um desconforto ou risco mínimo para a você que se submeter à coleta do material uma vez que os circuitos utilizado contemplam a devida isolação e proteção, além e alimentação por baterias.

**FORMA DE ACOMPANHAMENTO E ASSINTÊNCIA:** Uma vez coletados sinais eletromiográficos, os nenhum tipo de acompanhamento precisa ser realizado ou feito.

**GARANTIA DE ESCLARECIMENTO, LIBERDADE DE RECUSA E GARANTIA DE SIGILO:** Você será esclarecido(a) sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Você é livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não irá acarretar qualquer penalidade ou perda de benefícios.

O(s) pesquisador(es) irá(ão) tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Os resultados da coleta de sinais eletromiográficos estarão disponíveis para consulta por você e permanecerão confidenciais. Seu nome ou o material que indique a sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado(a) em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. Uma cópia deste consentimento informado será arquivada no Departamento do Curso Engenharia Eletrônica da UTFPR-Ponta Grossa e outra será fornecida a você.



**Ministério da Educação**  
**Universidade Tecnológica Federal do Paraná**  
**Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação**



**CUSTOS DA PARTICIPAÇÃO, RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO POR EVENTUAIS DANOS:** A participação no estudo não acarretará custos para você e não será disponível nenhuma compensação financeira adicional. Não existem danos decorrentes dessa pesquisa.

**DECLARAÇÃO DA PARTICIPANTE OU DO RESPONSÁVEL PELA PARTICIPANTE:**

Eu, \_\_\_\_\_ fui informada (o) dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e motivar minha decisão se assim o desejar. O(a) professor(a) orientador(a) **Sergio Luiz Stevan Jr.** e o(a) professor(a) co-orientador(a) **Sérgio Okida** certificaram-me de que todos os dados desta pesquisa serão confidenciais.

Também sei que caso existam gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa. Em caso de dúvidas poderei chamar o estudante \_José Jair Mendes Junior, o professor orientador **Sergio Luiz Stevan Jr.** ou o professor co-orientador **Sérgio Okida** no telefone (42) 3220-4825 ou o Comitê de Ética em Pesquisa da UTFPR, sito à Rua Desembargador Westphalen, 637, 4. andar. Bloco J1. Curitiba – Paraná. ((41) 3310-4943 (41) 3310-4844)

Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

---

Nome	Assinatura do Participante	Data
------	----------------------------	------

---

Nome	Assinatura do Pesquisador	Data
------	---------------------------	------

---

Nome	Assinatura da Testemunha	Data
------	--------------------------	------



**Ministério da Educação**  
**Universidade Tecnológica Federal do Paraná**  
**Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação**



### ANEXO 2 – Questionário de voluntário

Nome: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ Estado: \_\_\_\_\_

CEP: \_\_\_\_\_

Telefone: \_\_\_\_\_

Celular: \_\_\_\_\_

E-mail: \_\_\_\_\_

Nível de escolaridade

- ( ) Fundamental incompleto
- ( ) Fundamental completo
- ( ) Superior incompleto
- ( ) Superior completo
- ( ) Pós-graduação

Dados antropométricos

Altura: \_\_\_\_\_m      Peso: \_\_\_\_\_Kg      IMC: \_\_\_\_\_Kg/m<sup>2</sup>

Apresenta alguma patologia ou sofreu algum trauma nos membros superiores (Braços, mãos)? (dor, tendinite, acidente, etc)

- ( ) nos últimos 6 meses
- ( ) nos últimos 12 meses
- ( ) nos últimos 24 meses ou mais

Qual: \_\_\_\_\_

Faz exercícios de resistência/força?

\_\_\_\_\_

Qual a periodicidade?

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Data e Local