



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DE LONDRINA

---

CREYTON RICARDO BATISTA GREIN

SISTEMA PARA DETECÇÃO DA FLEXÃO DE DEDOS DA  
MÃO UTILIZANDO REFLEXÃO DIFUSA NO  
INFRAVERMELHO PRÓXIMO

CREYTON RICARDO BATISTA GREIN

**SISTEMA PARA DETECÇÃO DA FLEXÃO DE DEDOS DA  
MÃO UTILIZANDO REFLEXÃO DIFUSA NO  
INFRAVERMELHO PRÓXIMO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Leonimer Flávio de Melo.

Londrina  
2018

Grein, Creyton Ricardo Batista

Sistema para Detecção da Flexão de Dedos da Mão Utilizando Reflexão Difusa no Infravermelho Próximo/ Creyton Ricardo Batista Grein – Londrina, 2018. 55 p. : il.

Orientador: Leonimer Flávio de Melo

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Estadual de Londrina, Centro de Tecnologia e Urbanismo, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2018.

Inclui bibliografia.

1. Próteses - Tese. 2. Reabilitação - Tese. 2. Sensor - Tese. I. Melo, Leonimer Flávio de. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Tecnologia e Urbanismo. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

CREYTON RICARDO BATISTA GREIN

**SISTEMA PARA DETECÇÃO DA FLEXÃO DE DEDOS DA MÃO  
UTILIZANDO REFLEXÃO DIFUSA NO INFRAVERMELHO PRÓXIMO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

**BANCO EXAMINADORA**

---

Orientador: Prof. Dr. Leonimer Flávio de Melo  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

---

Prof. Dr. André Sanches Fonseca Sobrinho  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná -  
UTFPR

---

Prof. Dr. José Alexandre de França  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

---

Profa. Dra. Maria Bernadete de Moraes França  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Londrina, 4 de setembro de 2018.

# Agradecimentos

Agradeço primeiramente à minha mãe, pelo especial apoio em todos os momentos difíceis.

Ofereço meus sinceros agradecimentos ao professor Leonimer, por me orientar nesse trabalho.

Agradeço a todos os demais professores e técnicos de laboratório da Universidade Estadual de Londrina, pela paciência que tiveram ao longo destes anos.

Agradeço de forma especial à Universidade Estadual de Londrina pelo suporte e estrutura.

Por fim, gostaria de agradecer a todos que colaboraram de forma direta ou indireta para o desenvolvimento deste trabalho.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES.

*“Não vos amoldeis às estruturas deste mundo,  
mas transformai-vos pela renovação da mente,  
a fim de distinguir qual é a vontade de Deus:  
o que é bom, o que Lhe é agradável, o que é perfeito.  
(Bíblia Sagrada, Romanos 12, 2)*

# Resumo

Diversos fatores podem levar uma pessoa a perder o pleno uso de suas mãos. Além dos traumas físicos e o envelhecimento natural do aparelho musculoesquelético, os acidentes cerebrovasculares (AVCs) figuram entre as principais causas de incapacidade das mãos. O treinamento de reabilitação é de fundamental importância para o processo de recuperação e sistemas robóticos podem ser um auxílio para restaurar mais rapidamente as funções dos membros. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema para detecção da flexão dos dedos de uma mão utilizando reflexão difusa no infravermelho próximo, a partir do antebraço. O sistema consiste em um par composto por emissor óptico e sensor (LED infravermelho e fototransistor), uma interface de software para processamento de sinais e um ambiente virtual com uma mão em 3D usada como plataforma de teste. O objetivo principal do sistema é possibilitar o espelhamento de movimentos dos dedos para utilização em sistemas de reabilitação. Foi construída de uma versão inicial simplificada, com sensor único, para teste de viabilidade do projeto. Como plataforma de testes, foi desenvolvido um ambiente virtual em 3D para receber o sinal do sensor e simular a flexão dos dedos quase em tempo real. Iniciou-se a implementação de uma versão melhorada, com dois sensores, permitindo a aquisição simultânea de sinais de emissores com comprimentos de onda diferenciados. No estágio atual de desenvolvimento, não foi possível comprovar de maneira adequada que a variação do sinal está relacionada somente à alterações de concentração de cromóforos no tecido ou se há contribuição da movimentação dos tecidos. Resultados obtidos em testes com a versão preliminar do sistema demonstram que o sensor pode ser uma alternativa promissora para o controle de dispositivos de reabilitação e próteses robóticas.

**Palavras-chave:** Próteses. Reabilitação. Sensor.

# Abstract

Several factors can lead a person to lose the full use of his hands. In addition to trauma and the natural aging of the musculoskeletal system, cerebrovascular accidents (CVAs) are among the leading causes of hand disability. Rehabilitation training plays a fundamental role in the recovery process and robotic systems can be an aid to restore limb functions more quickly. This work proposes the development of a system to measure flexion of the fingers of one hand using near infrared diffuse reflectance on the forearm. The system consists of an optical emitter and sensor pair (infrared LED and phototransistor), a software interface for signal processing and a virtual environment with a 3D hand used as a test platform. The main objective of the system is to enable the mirroring of finger movements for use in rehabilitation systems. A simplified initial version with a single sensor was built to test the project's feasibility. As a testing platform, a 3D virtual environment was developed to receive sensor signal and simulate finger flexion almost in real time. The implementation of an improved version with two sensors was started, allowing simultaneous acquisition of signals with different wavelengths. At the present stage of development, it was not possible to adequately prove that the signal variation is related only to changes in the concentration of chromophores in the tissue or if there is contribution of tissue movement. Results obtained in tests with the preliminary version of the system demonstrate that the sensor can be a promising alternative for the control of rehabilitation devices and robotic prostheses.

**Keywords:** Prostheses. Rehabilitation. Sensor.

# Lista de ilustrações

Figura 2.1 – Vista anterior (palmar) dos ossos da mão e do pulso. . . . .	19
Figura 2.2 – Corte transversal mostrando compartimentos e músculos na região mediana do antebraço. . . . .	21
Figura 2.3 – Organização do músculo esquelético . . . . .	22
Figura 2.4 – Micrografia eletrônica de miofibrilas musculares mostrando a organização detalhada dos filamentos de actina e miosina . . . . .	23
Figura 2.5 – Tipos de Contração Muscular: (A) Isométrica (o ângulo da articulação não muda, o comprimento muscular não muda), (B) Concêntrica (alteração de ângulo de articulação, o comprimento muscular diminui), (C) Excêntrica (alteração de ângulo de articulação, o comprimento do músculo aumenta). . . . .	24
Figura 3.1 – Espectros de absorção para desoxiemoglobina (Hb), oxihemoglobina (HbO <sub>2</sub> ), citocromo C oxidase (Cyt) e água (H <sub>2</sub> O) na faixa do infravermelho próximo. . . . .	26
Figura 4.1 – Diagrama de blocos da implementação inicial do sistema. . . . .	29
Figura 4.2 – Tubos de alumínio para isolamento de interferência óptica. . . . .	30
Figura 4.3 – Corte longitudinal mostrando interior dos tubos usados no sensor. . . . .	31
Figura 4.4 – Almofadas de borracha para vedação da parte posterior dos tubos do sensor. . . . .	31
Figura 4.5 – Arduino Pro Mini. . . . .	31
Figura 4.6 – IDE Arduino. . . . .	32
Figura 4.7 – Regulador de corrente constante utilizado no acionamento do diodo emissor de luz (LED) . . . . .	33
Figura 4.8 – Sinal antes do processamento. . . . .	34
Figura 4.9 – Resultado do sinal após o processamento. . . . .	34
Figura 4.10 – Calibração do sensor. . . . .	35
Figura 4.11 – Plataforma de testes virtual em execução no navegador Google Chrome. . . . .	35
Figura 4.12 – <i>Software</i> Blender 3D usado para “ <i>rigging</i> ” e para exportar o objeto 3D. . . . .	36
Figura 4.13 – Janela de console usada para execução de códigos em linguagem Python. . . . .	37
Figura 4.14 – Diagrama de blocos da implementação final do sistema. . . . .	38
Figura 4.15 – Placa de desenvolvimento Teensy 3.1 . . . . .	39
Figura 4.16 – Complemento de <i>Software (add-on)</i> Teensyduino para IDE Arduino. . . . .	40
Figura 4.17 – Ferramenta <i>online</i> para a biblioteca Teensy Audio. . . . .	41
Figura 4.18 – Código gerado pela ferramenta <i>online</i> para a biblioteca Teensy Audio. . . . .	41
Figura 4.19 – Circuito desenvolvido para aquisição e condicionamento inicial dos sinais . . . . .	42
Figura 4.20 – Placa Teensy 3.1 acoplada ao circuito de aquisição. . . . .	42
Figura 4.21 – Diagrama esquemático do primeiro estágio do circuito da placa de aquisição. . . . .	43
Figura 4.22 – Diagrama esquemático do segundo estágio do circuito da placa de aquisição. . . . .	43

Figura 4.23–Sinal obtido pela placa de aquisição após o primeiro estágio (1) e após a atenuação pelo segundo estágio (2). . . . .	44
Figura 4.24–Interface do sistema final. . . . .	45
Figura 5.1 – Sensor sobre o músculo. . . . .	46
Figura 5.2 – Flexão sustentada do dedo anelar. . . . .	46
Figura 5.3 – Sensor próximo ao pulso. . . . .	47
Figura 5.4 – Flexão sustentada do dedo médio. . . . .	47
Figura 5.5 – Interação entre o sistema e o ambiente virtual. . . . .	48
Figura 5.6 – Flexões repetidas do dedo mínimo. . . . .	48

# Lista de tabelas

Tabela 4.1 – Características principais do regulador NSI50350ADT4G. . . . .	33
---	----

# Lista de abreviaturas e siglas

ADC	conversor analógico/digital.
API	<i>Application Programming Interface.</i>
cm	centímetros.
DAQ	aquisição de dados.
DPF	fator de comprimento de caminho diferencial.
FFT	<i>Fast Fourier Transform.</i>
Hb	desoxiemoglobina.
HbO <sub>2</sub>	oxiemoglobina.
Hz	Hertz.
IDE	<i>Integrated Development Environment.</i>
IFFT	<i>Inverse Fast Fourier Transform.</i>
JSON	<i>JavaScript Object Notation.</i>
kB	<i>kilobytes.</i>
kHz	kilo-Hertz.
LED	diodo emissor de luz.
MBLL	Lei de Beer-Lambert Modificada.
MHz	Mega-Hertz.
mm	milímetros.
NIR	infravermelho próximo.
nm	nanômetros.
OD	densidade óptica.
PWM	modulação por largura de pulso.

RCC regulador de corrente constante.

RV Realidade Virtual.

TCP Transmission Control Protocol.

USB Universal Serial Bus.

V Volts.

WebGL *Web Graphics Library.*

# Termos Anatômicos

## Termos de Relação

**anterior / ventral / frontal** na direção da frente.

**posterior / dorsal** na direção das costas (traseiro).

**plano sagital mediano (ou plano mediano)** qualquer plano longitudinal que divide o corpo em partes direito e esquerdo.

**plano coronal (ou frontal)** qualquer plano longitudinal que divide o corpo em partes anterior e posterior.

**plano transversal** corte imaginário dividindo um organismo ou órgão ao meio, separando em superior e inferior.

**volar** que é relativo ou pertencente à palma da mão ou à planta do pé.

## Termos de Comparação

**proximal** próximo da raiz do membro. Na direção do tronco.

**distal** afastado da raiz do membro. Longe do tronco ou do ponto de inserção.

## Termos de Movimento

**flexão** curvatura ou diminuição do ângulo entre os ossos ou partes do corpo.

**extensão** endireitar ou aumentar o ângulo entre os ossos ou partes do corpo.

**adução** movimento na direção do plano mediano em um plano coronal.

**abdução** afastar-se do plano mediano no plano coronal.

**pronação** movimento do antebraço e mão que gira o rádio medialmente em torno de seu eixo longitudinal de modo que a palma da mão olha posteriormente.

**supinação** movimento do antebraço e mão que gira o rádio lateralmente em torno de seu eixo longitudinal de modo que a palma da mão olha anteriormente.

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>16</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivo Geral</b>	<b>17</b>
<b>1.2</b>	<b>Objetivos Específicos</b>	<b>17</b>
<b>1.3</b>	<b>Estrutura do Trabalho</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>ANATOMIA DO MEMBRO SUPERIOR</b>	<b>19</b>
<b>2.1</b>	<b>Ossos da mão e do pulso</b>	<b>19</b>
<b>2.2</b>	<b>Movimentos dos dedos</b>	<b>20</b>
<b>2.3</b>	<b>Compartimentos do Antebraço</b>	<b>20</b>
<b>2.4</b>	<b>Organização do músculo esquelético</b>	<b>21</b>
<b>2.5</b>	<b>Tipos de Contração Muscular</b>	<b>23</b>
<b>2.6</b>	<b>Conclusão do Capítulo</b>	<b>24</b>
<b>3</b>	<b>INTERAÇÃO ENTRE A LUZ E TECIDOS BIOLÓGICOS</b>	<b>25</b>
<b>3.1</b>	<b>Propriedades ópticas dos tecidos</b>	<b>25</b>
<b>3.2</b>	<b>Absorção da Luz</b>	<b>25</b>
<b>3.3</b>	<b>Espalhamento da Luz</b>	<b>26</b>
<b>3.4</b>	<b>Utilização da Faixa do Infravermelho Próximo</b>	<b>26</b>
<b>3.5</b>	<b>A Lei de Beer-Lambert</b>	<b>27</b>
<b>3.6</b>	<b>Lei Modificada de Beer-Lambert (MBLL)</b>	<b>27</b>
<b>3.7</b>	<b>Conclusão do Capítulo</b>	<b>28</b>
<b>4</b>	<b>DESCRIÇÃO DO SISTEMA</b>	<b>29</b>
<b>4.1</b>	<b>Implementação Inicial</b>	<b>29</b>
4.1.1	Desenvolvimento do Sensor	30
4.1.2	Arduino Pro Mini	31
4.1.3	IDE Arduino	32
4.1.4	Regulador de Corrente Constante	32
4.1.5	Aquisição do Sinal	33
4.1.6	<i>Software</i> para Processamento de Sinais	34
4.1.7	Ambiente Virtual de Testes	35
4.1.8	Processo de Desenvolvimento do <i>Software</i>	37
<b>4.2</b>	<b>Versão Final do Sistema</b>	<b>38</b>
4.2.1	Teensy 3.1	39
4.2.2	Complemento de <i>software (add-on)</i> Teensyduino	40
4.2.3	Biblioteca Teensy Audio	41

4.2.4	Circuito para Aquisição e Condicionamento de Sinais . . . . .	42
4.2.5	Processamento de Sinais na Versão Final do Sistema . . . . .	45
<b>4.3</b>	<b>Conclusão do Capítulo . . . . .</b>	<b>45</b>
<b>5</b>	<b>ANÁLISE DOS RESULTADOS . . . . .</b>	<b>46</b>
<b>5.1</b>	<b>Resultados Experimentais . . . . .</b>	<b>46</b>
<b>5.2</b>	<b>Conclusões do Capítulo . . . . .</b>	<b>48</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO . . . . .</b>	<b>49</b>
<b>6.1</b>	<b>Sugestão para Trabalhos Futuros . . . . .</b>	<b>50</b>
<b>6.2</b>	<b>Artigo Publicado . . . . .</b>	<b>50</b>
	<b>Referências . . . . .</b>	<b>51</b>
	<b>APÊNDICES . . . . .</b>	<b>54</b>
	<b>APÊNDICE A – DIAGRAMA ESQUEMÁTICO COMPLETO DO CIR- CUITO DE AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO . . . . .</b>	<b>55</b>

# 1 INTRODUÇÃO

Dentre as principais causas de incapacidade das mãos destacam-se os traumas, o envelhecimento natural do aparelho musculoesquelético e patologias do sistema nervoso. Nessa última categoria, os acidentes cerebrovasculares (AVC) são os mais frequentes (SERPELLONI et al., 2016).

Devido à plasticidade do cérebro humano, que é capaz de reorganização cortical após danos, o treinamento de reabilitação pode restaurar as funções dos membros e é de fundamental importância para o processo de recuperação (SERPELLONI et al., 2016).

Abordagens de reabilitação tradicionais administradas pelo fisioterapeuta ou pelo próprio paciente são consideradas não totalmente satisfatórias e a reabilitação funcional da mão é particularmente desafiadora (GANDOLLA et al., 2016).

Desde a década de 1960 utilizam-se robôs para fins de reabilitação, com sua aplicação inicialmente focada na substituição de funções perdidas em indivíduos com deficiência física. Mais recentemente, tem crescido o número de pesquisas sobre o uso de robôs em fisioterapia, com robôs que possuem uma estrutura cinemática similar ao membro humano (exoesqueletos) e são projetados para operar ao lado do membro do usuário (XIE, 2016).

Foram desenvolvidos diversos dispositivos mecatrônicos que podem auxiliar ativamente o movimento dos dedos e mostraram-se promissores em testes de reabilitação (LAMBERCY et al., 2007; ROSENSTEIN et al., 2008; HESSE et al., 2008; WEGE; ZIMMERMANN, 2007; DOVAT et al., 2008).

Além de dispositivos robóticos, estudos recentes sugerem o uso da Realidade Virtual (RV) para a recuperação funcional dos membros superiores através de treinamento repetitivo. A RV é capaz de apresentar tarefas de reabilitação pré-configuradas ou on-line com tempo de configuração e detalhamento minimizado, e também oferece muitas possibilidades importantes que não são possíveis em aplicações do mundo real (LUO et al., 2005).

A adição de recursos de RV a atividades de aprendizado motor informatizado fornece uma correspondência espacial tridimensional (3D) entre o grau de movimento no mundo real e o grau de movimento visto na tela do computador (MERIANS et al., 2002).

Este trabalho tem como proposta o desenvolvimento de um protótipo de um sistema para detecção da flexão dos dedos das mãos utilizando reflexão difusa no infravermelho próximo (NIR), a partir do antebraço, para utilização em sistemas de reabilitação e próteses robóticas.

## 1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho é desenvolver um protótipo de um sistema para detecção da flexão dos dedos de uma mão a partir do antebraço, utilizando infravermelho próximo.

O objetivo principal do sistema é possibilitar o espelhamento de movimentos dos dedos para utilização no acionamento de próteses robóticas e dispositivos de reabilitação. Em pacientes onde apenas uma das mãos possua algum tipo de incapacidade, pretende-se que o sistema seja capaz de fornecer informação suficiente a respeito do nível de flexão dos dedos da mão hígida.

## 1.2 Objetivos Específicos

- Construir sensor, *driver* de LED e circuitos adicionais que possibilitem a aquisição de sinais;
- Desenvolver um *software* de interface entre o circuito e um computador para análise e processamento de sinais;
- Criar um ambiente virtual em 3D para utilização como plataforma de testes na recepção dos sinais adquiridos.

## 1.3 Estrutura do Trabalho

Este trabalho está organizado da seguinte maneira:

- Capítulo 2 – ANATOMIA DO MEMBRO SUPERIOR:  
apresenta um breve referencial teórico sobre a anatomia e fisiologia do membro superior e tem por objetivo fornecer informações sobre as estruturas principais da mão e antebraço, movimentos dos dedos e organização do músculo esquelético;
- Capítulo 3 – INTERAÇÃO ENTRE A LUZ E TECIDOS BIOLÓGICOS:  
apresenta referencial teórico a respeito de alguns fundamentos da óptica de tecidos biológicos, estruturas constituintes do tecido biológico e princípios básicos relacionados à interação da luz durante sua propagação nos tecidos, para uma melhor compreensão do tema;
- Capítulo 4 – DESCRIÇÃO DO SISTEMA:  
descreve os materiais utilizados e as características do sistema desenvolvido, apresentando os sensores ópticos, circuitos eletrônicos, plataformas de *software* utilizadas durante o desenvolvimento, interfaces de *software* criadas para processamento de sinais e ambiente virtual de testes;

- Capítulo 5 – ANÁLISE DOS RESULTADOS:

faz uma análise dos resultados relativos às funcionalidades obtidas com a construção do protótipo proposto;

- Capítulo 6 – CONCLUSÃO:

apresenta as conclusões sobre o desenvolvimento deste trabalho, bem como uma perspectiva de continuidade.

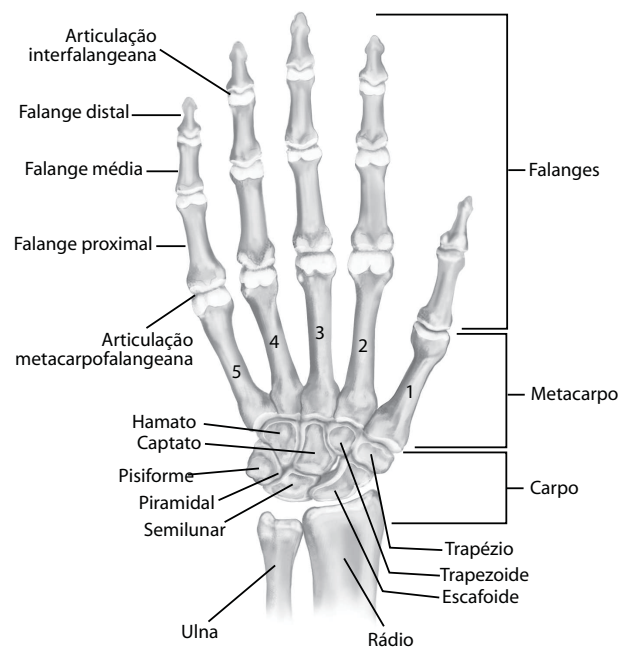
## 2 Anatomia do Membro Superior

Este capítulo apresenta noções de anatomia e fisiologia do membro superior. Com este capítulo pretende-se fornecer informações sobre as estruturas principais da mão e antebraço, movimentos dos dedos e organização do músculo esquelético.

### 2.1 Ossos da mão e do pulso

O pulso e a mão contêm 29 ossos, incluindo rádio e ulna. Cada dedo possui três falanges, exceto o polegar, que tem apenas duas. No total existem 14 falanges em cada mão, indicadas como *proximais*, *médias* e *distais* dos metacarpos (FLOYD, 2015, p. 170).

**Figura 2.1** – Vista anterior (palmar) dos ossos da mão e do pulso.



Fonte: Adaptado de (FLOYD, 2015, p. 170)

Oito ossos do carpo em duas fileiras de quatro ossos formam o pulso. A linha proximal, do lado radial (polegar) ao lado ulnar (dedo mínimo), consiste do escafoide (em forma de barco) ou navicular, como é comum, o semilunar (em forma de lua), o piramidal (três pontas) e os ossos pisiformes (em forma de ervilha). A linha distal, do lado radial ao lado ulnar, consiste no trapézio (maior multiangular), trapezoide (menor multiangular), capitato (em forma de cabeça) e hamato. Esses ossos formam um arco de três lados que é côncavo do lado palmar. Este arco ósseo é atravessado por ligamentos transversais, criando o túnel do carpo, que é frequentemente uma fonte de problemas conhecidos como síndrome do túnel do carpo (FLOYD, 2015, p. 170).

## 2.2 Movimentos dos dedos

As faixas de flexão diferem entre os dedos (e indivíduos), com o menor ângulo de flexão (70 graus) sendo observado no dedo indicador e o maior ângulo (95 graus) no dedo mínimo (BATMANABANE; MALATHI, 1985).

O desvio radial e ulnar de aproximadamente 40 a -60 graus ocorre no plano frontal, com o dedo indicador mostrando abdução e adução de até 60 graus, dedos médio e anelar até 45 graus, e o dedo mínimo com cerca de 50 graus de abdução (STEINDLER, 1955).

De acordo com Floyd (2015), as articulações metacarpofalangeanas são classificadas como condiloides e nelas são possíveis 0 a 40 graus de extensão e 85 a 100 graus de flexão. As articulações interfalangeanas proximais, classificadas como gínglimo (movimento em um único eixo), podem passar da extensão total para aproximadamente 90 a 120 graus de flexão. As articulações interfalangianas distais, também classificadas como gínglimo, podem flexionar 80 a 90 graus de extensão total.

## 2.3 Compartimentos do Antebraço

O antebraço divide-se em três compartimentos: o volar (anterior ou flexor), o dorsal (posterior ou extensor) e o compartimento lateral (grupo radial) (BOTTE; GELBERMAN, 1998).

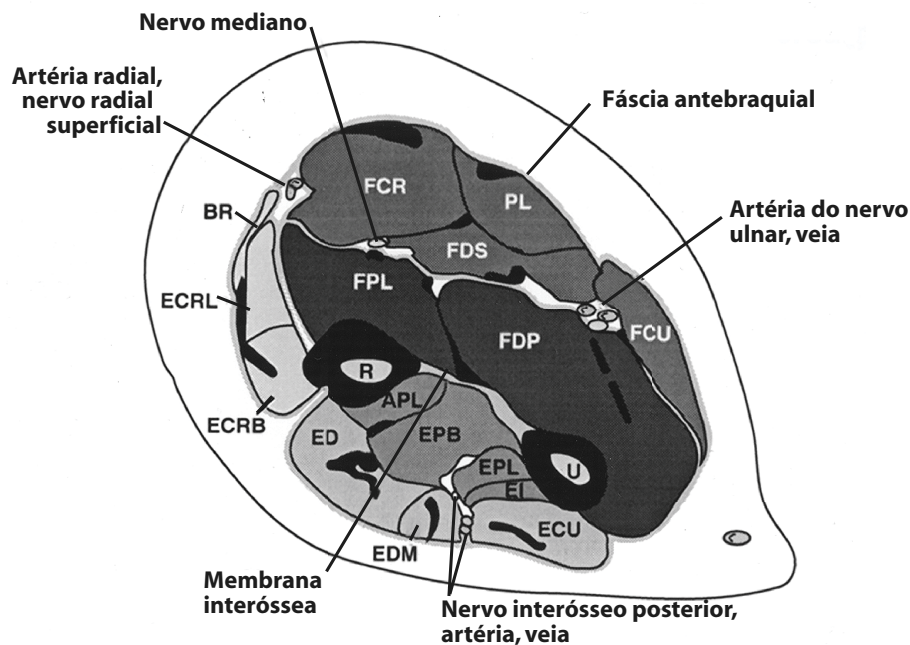
O compartimento lateral é composto por dois extensores de pulso e um flexor do antebraço. O *extensor carpi radialis brevis* e o *extensor carpi radialis longus* proporcionam extensão e abdução da mão, e o *brachioradialis* flexiona o antebraço (BOLES; KANNAM; CARDWELL, 2000).

O compartimento volar contém os músculos flexores e pronadores e está dividido em grupos musculares profundos e superficiais. O grupo profundo consiste no *flexor digitorum profundus* e no *flexor pollicis longus*, que flexionam as falanges e o *pronator quadratus*, responsável pela pronação do antebraço. O grupo superficial contém *flexor carpi ulnaris*, *palmaris longus*, *flexor carpi radialis* e *flexor digitorum superficialis*, que flexionam a mão e o pulso, e o *pronator teres*, responsável pela pronação antebraço e auxilia na flexão do cotovelo (BOLES; KANNAM; CARDWELL, 2000).

O compartimento dorsal, contendo os extensores do punho e do dedo, também é dividido em grupos musculares profundos e superficiais. O compartimento profundo contém o supinador, que supina o antebraço ao girar o rádio; o *abductor pollicis longus*, que abduz e estende o polegar; e *extensor pollicis brevis*, *extensor pollicis longus* e *extensor indices*, que atuam para estender as falanges. O compartimento superficial contém músculos que estendem os dedos e as mãos: *extensor digitorum*, *extensor digiti minimi* e *extensor carpi ulnaris* (BOLES; KANNAM; CARDWELL, 2000).

A Figura 2.2 apresenta um corte transversal mostrando compartimentos e músculos na região mediana do antebraço, onde ECRB = *extensor carpi radialis brevis*, ECRL = *extensor carpi radialis longus*, BR = *brachioradialis*, FCU = *flexor carpi ulnaris*, PL = *palmaris longus*, FCR = *flexor carpi radialis*, FDS = *flexor digitorum superficialis*, ED = *extensor digitorum*, EDM = *extensor digiti minimi*, ECU = *extensor carpi ulnaris*, FDP = *flexor digitorum profundus*, FPL = *flexor pollicis longus*, PT = *pronator teres*, S = *supinator*, APL = *abductor pollicis longus*, EPB = *extensor pollicis brevis*, EPL = *extensor pollicis longus*, EI = *extensor indices*, R = rádio, U = ulna.

**Figura 2.2** – Corte transversal mostrando compartimentos e músculos na região mediana do antebraço.

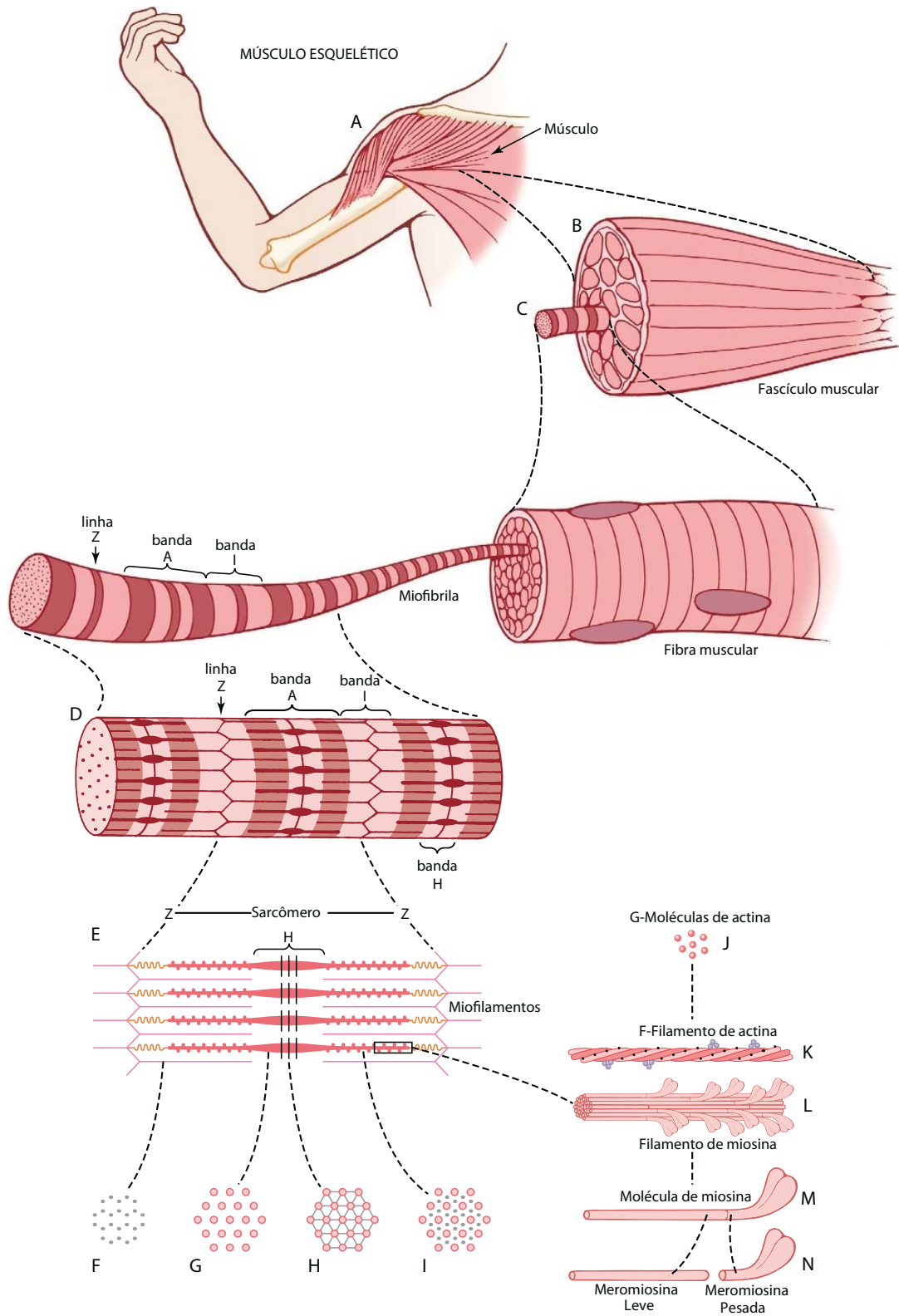


Fonte: Adaptado de (BOLES; KANNAM; CARDWELL, 2000, p. 152)

## 2.4 Organização do músculo esquelético

Conforme explica Hall (2012), cada fibra muscular contém de várias centenas a vários milhares de miofibrilas, que são demonstradas por muitos pequenos pontos abertos na vista em corte da Figura 2.3C. Cada miofibrila (Figura 2.3D e 2.3E) é composta por cerca de 1.500 filamentos de miosina adjacentes e 3.000 filamentos de actina, que são moléculas de proteína polimerizadas grandes, responsáveis pela contração muscular, e são representados esquematicamente na Figura 2.3, partes E a L. Os filamentos espessos nos diagramas são miosina, e os filamentos finos são actina. Observa-se também as pontes cruzadas, pequenas projeções a partir dos lados dos filamentos de miosina. É a interação entre essas pontes cruzadas e os filamentos de actina que causam a contração muscular.

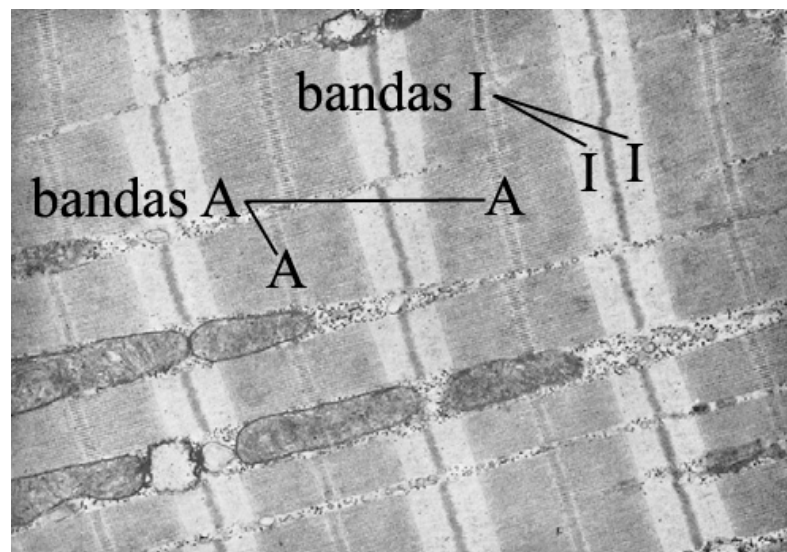
**Figura 2.3 – Organização do músculo esquelético**



Fonte: Adaptado de (HALL, 2012)

Ainda segundo Hall (2012), os filamentos de miosina e de actina se entrelaçam parcialmente e assim fazem com que as miofibrilas tenham bandas claras e escuras alternadas, como ilustrado em vista longitudinal na micrografia eletrônica da Figura 2.4. As bandas claras contêm apenas filamentos de actina e são chamadas bandas I porque são isotrópicas à luz polarizada. As faixas escuras contêm filamentos de miosina, bem como as extremidades dos filamentos de actina onde se sobrepõem à miosina, e são chamadas bandas A, porque são anisotrópicas à luz polarizada.

**Figura 2.4** – Micrografia eletrônica de miofibrilas musculares mostrando a organização detalhada dos filamentos de actina e miosina



Fonte: (HALL, 2012)

## 2.5 Tipos de Contração Muscular

De acordo com Lippert (2011), “existem três tipos básicos de contração muscular: isométrica, isotônica e isocinética”.

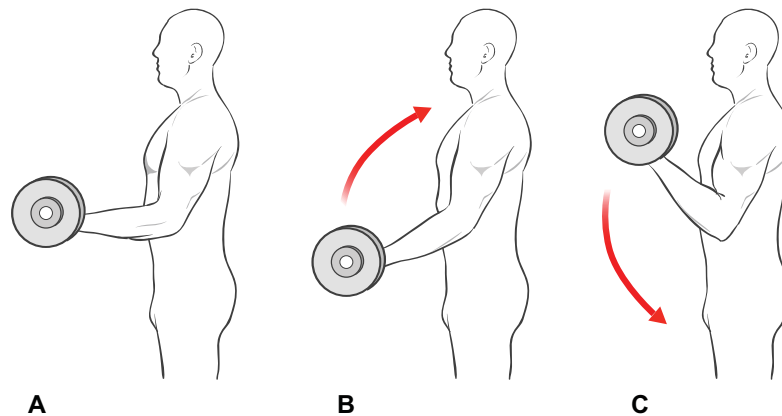
Uma contração isométrica ou estática “ocorre quando um músculo se contrai, produzindo força sem alterar o comprimento do músculo” (LIPPERT, 2011).

Uma contração isotônica ou dinâmica “ocorre quando um músculo se contrai e o comprimento muscular e ângulo articular mudam” (LIPPERT, 2011). Segundo Freivalds (2011), se o músculo estiver encurtando, então a contração é concêntrica e, se o músculo estiver aumentando, então a contração é excêntrica.

Na contração isocinética o músculo se contrai a uma velocidade constante (FREIVALDS, 2011), e só pode ser feita com equipamento especial (LIPPERT, 2011).

Na Figura 2.5 estão representados os tipos de contração muscular.

**Figura 2.5** – Tipos de Contração Muscular: (A) Isométrica (o ângulo da articulação não muda, o comprimento muscular não muda), (B) Concêntrica (alteração de ângulo de articulação, o comprimento muscular diminui), (C) Excêntrica (alteração de ângulo de articulação, o comprimento do músculo aumenta).



Fonte: Adaptado de Lippert (2011, p. 45)

## 2.6 Conclusão do Capítulo

Este capítulo apresenta noções de anatomia e fisiologia do membro superior. No compartimento volar do antebraço, dividido em grupos musculares profundos e superficiais, encontram-se os músculos flexores. Esta região contém músculos que flexionam as falanges e deve ser usada para posicionamento do sensor utilizado no sistema.

## 3 Interação entre a Luz e Tecidos Biológicos

Neste capítulo são discutidas algumas estruturas constituintes do tecido biológico e princípios básicos relacionados à interação da luz durante sua propagação nos tecidos. A discussão de alguns fundamentos da óptica de tecidos biológicos são úteis para uma melhor compreensão do tema.

### 3.1 Propriedades ópticas dos tecidos

A luz não penetra profundamente nos tecidos. A luz visível penetra apenas alguns milímetros (mm) e a luz do infravermelho próximo penetra alguns centímetros (cm) (LONGO, 2001). A propagação da luz no tecido depende da combinação das propriedades de absorção, espalhamento e reflexão dos fótons.

Quando a luz penetra no tecido, uma parte dela é refletida, transmitida ou dispersa. Algumas das luzes incidentes também podem ser absorvidas pelos constituintes do tecido. A luz que emerge do tecido (como resultado da reflexão, transmissão, dispersão ou reemissão) depende das suas propriedades ópticas e, portanto, pode ser usada para diagnóstico de tecido (GUPTA; SWAMI; PATEL, 2013).

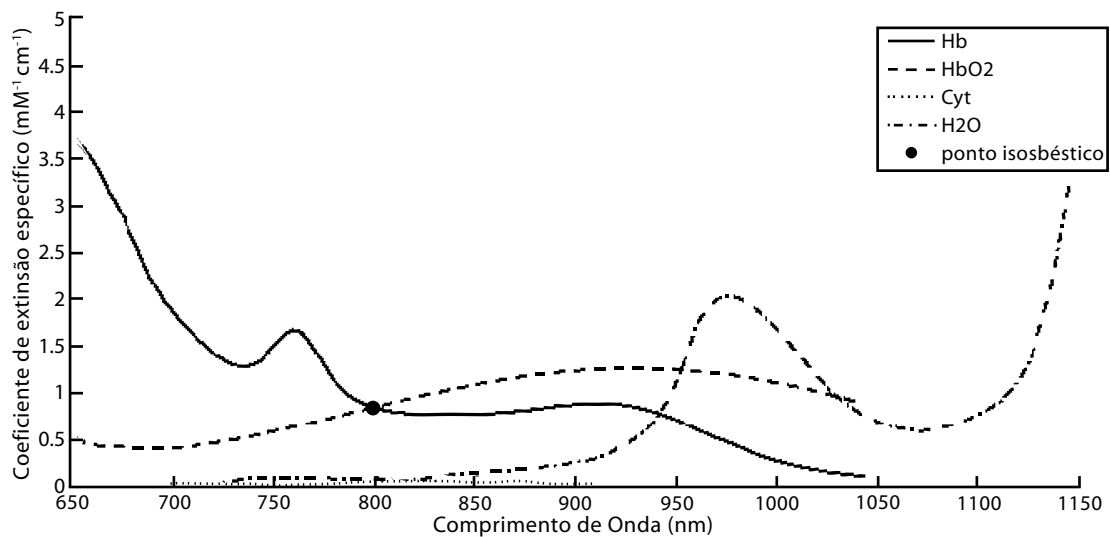
A absorção e o espalhamento da luz no tecido dependem do comprimento de onda. Os compostos primários absorvedores de luz no tecido dentro da faixa do infravermelho próximo são chamados cromóforos. O espalhamento diminui com o aumento dos comprimentos de onda, favorecendo assim a transmissão de luz no infravermelho próximo em comparação com a luz visível (JOBSIS, 1977 apud BAKKER et al., 2012).

### 3.2 Absorção da Luz

Segundo Horecker (1943 apud BAKKER et al., 2012), cada cromóforo possui um espectro de absorção único, onde o coeficiente de extinção específico ( $\epsilon$ ) é expresso em função do comprimento de onda. Portanto,  $\epsilon$  descreve com que intensidade um cromóforo absorve a luz em um determinado comprimento de onda.

Quando a luz é absorvida, sua energia é dissipada como energia térmica através do absorvedor. A maioria dos cromóforos pode ser considerada como tendo concentrações estáveis durante um período de medição (~ 10 min), no entanto, a presença aumenta a atenuação total da luz. Os cromóforos primários de interesse são a oxiemoglobina (HbO<sub>2</sub>), desoxiemoglobina (Hb) e citocromo C oxidase, porque a concentração destes cromóforos varia com o tempo e o estado de oxigenação (ELWELL, 1995 apud BAKKER et al., 2012).

**Figura 3.1** – Espectros de absorção para desoxiemoglobina (Hb), oxihemoglobina (HbO<sub>2</sub>), citocromo C oxidase (Cyt) e água (H<sub>2</sub>O) na faixa do infravermelho próximo.



Fonte: Adaptado de Bakker et al. (2012)

### 3.3 Espalhamento da Luz

Conforme Longo (2001), “o redirecionamento de um feixe de luz devido à sua interação com a matéria, ou tecido, é o **ESPALHAMENTO DA LUZ**. Pode ou não ocorrer com transferência de energia, isto é, a radiação espalhada pode ter ou não o mesmo comprimento de onda da radiação incidente”.

Quando a luz NIR é espalhada no tecido, as colisões são elásticas, implicando que nenhuma energia é perdida e o fóton simplesmente muda de direção. A direção na qual o fóton espalhado viaja depende do comprimento de onda, dos diferentes índices de refração das camadas de tecido através das quais o fóton está viajando e do tamanho da partícula de espalhamento (ELWELL, 1995 apud BAKKER et al., 2012).

### 3.4 Utilização da Faixa do Infravermelho Próximo

A aplicação da luz no comprimento de onda na faixa do infravermelho-próximo é utilizada para avaliar, de forma quantitativa e qualitativa, os componentes moleculares relacionadas à oxigenação tecidual (LIMA; BAKKER, 2011).

Os instrumentos NIR utilizam luz na faixa de comprimento de onda de 700-1000 nm para transiluminar tecidos cerebrais e musculares. Esta faixa decorre do aumento das bandas de absorção de H<sub>2</sub>O acima de 1000 nm e aumento da dispersão e faixas de absorção mais intensas de Hb abaixo de 700 nm. Na faixa de 700-1000 nm, Hb e HbO<sub>2</sub> possuem espectros de absorção únicos, o que permite que a luz emitida se propague através do tecido por vários centímetros. A

atenuação da luz emitida pode ser relacionada com a mudança na concentração de cromóforos usando o método de Beer-Lambert (BAKKER et al., 2012).

### 3.5 A Lei de Beer-Lambert

De acordo com Alaniz et al. (2015), quando fótons são introduzidos no tecido humano, eles são espalhados pelos limites extra e intracelulares das diferentes camadas de tecido encontradas ou são absorvidas principalmente pela oxiemoglobina e desoxiemoglobina. Um fotodetector, posicionado a uma certa distância da fonte de luz, pode coletar os fótons que não são absorvidos e que viajaram ao longo do “caminho em forma de banana” entre a fonte e o detector devido à dispersão.

A intensidade da luz após absorção e dispersão pelo tecido biológico é expressa de acordo com a Lei de Beer-Lambert como:

$$I = GI_0e^{-\varepsilon CL}, \quad (3.1)$$

onde  $G$  é um fator que considera a geometria de medição e é considerado constante com mudanças na concentração;  $I_0$  é a intensidade da luz incidente;  $\varepsilon$  é o coeficiente de extinção específico;  $C$  é a concentração do cromóforo e  $L$  é o comprimento do caminho óptico do fóton. Da Equação 3.1 a atenuação de luz  $A$ , também conhecida como densidade óptica (OD), pode ser obtida, e a mudança na absorção de luz,  $\Delta OD$ , pode ser calculada a partir das mudanças normalizadas na luz incidente em um detector de uma fonte como:

$$\Delta OD^\lambda = \Delta A^\lambda = \ln \left( \frac{I_b^\lambda}{I^\lambda} \right), \quad (3.2)$$

onde  $I_b$  é a intensidade no tempo inicial (linha de base), e em outro momento é  $I$ , descrevendo a quantidade de luz, de comprimento de onda  $\lambda$ , emitida de uma fonte que se torna incidente em um detector.

### 3.6 Lei Modificada de Beer-Lambert (MBLL)

A relação linear resultante entre mudanças na densidade óptica e mudanças na concentração de espécies absorventes na amostra é estabelecida como:

$$\Delta OD^\lambda = \left( \varepsilon_{Hb}^\lambda \Delta C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}^\lambda \Delta C_{HbO_2} \right) L, \quad (3.3)$$

onde a variável  $\varepsilon$  em [cm<sup>-1</sup> / M] é dependente do comprimento de onda para cada espécie de hemoglobina, a concentração  $C$  é dada em [M] e  $L$  em [cm].

Entretanto, como a propagação da luz pelo tecido biológico segue um caminho difuso e não reto, a lei de Beer-Lambert deve ser ajustada para a distância efetiva adicional percorrida pela luz à medida que se espalha pelo tecido, o que é conhecido como fator de comprimento de caminho diferencial (DPF) dentro da Lei de Beer-Lambert Modificada (MBLL):

$$\Delta OD^\lambda = \left( \varepsilon_{Hb}^\lambda \Delta C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}^\lambda \Delta C_{HbO_2} \right) L * DPF^\lambda. \quad (3.4)$$

A conversão de múltiplas medidas de comprimento de onda da densidade óptica em alterações na concentração de oxiemoglobina e desoxiemoglobina é feita por uma solução mínima ponderada de mínimos quadrados conforme a Equação 3.5 (ALANIZ et al., 2015).

$$\begin{bmatrix} \Delta C_{HbO_2} \\ \Delta C_{Hb} \end{bmatrix} = (E^T E)^{-1} E^T \begin{bmatrix} \Delta OD^{\lambda_1} / L * DPF^{\lambda_1} \\ \Delta OD^{\lambda_2} / L * DPF^{\lambda_2} \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

sendo

$$E = \begin{bmatrix} \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} & \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} \\ \varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} & \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} \end{bmatrix}. \quad (3.6)$$

### 3.7 Conclusão do Capítulo

A Equação 3.5 que traz conversão de múltiplas medidas de comprimento de onda da densidade óptica em alterações na concentração de oxiemoglobina e desoxiemoglobina, proporciona uma forma de detecção qualitativa da contração muscular, para permitir a validação do sistema proposto.

## 4 Descrição do Sistema

Este capítulo descreve as características do sistema desenvolvido, apresentando os sensores ópticos, circuitos eletrônicos, plataformas de *software* utilizadas durante o desenvolvimento, interfaces de *software* criadas para processamento de sinais e ambiente virtual de testes.

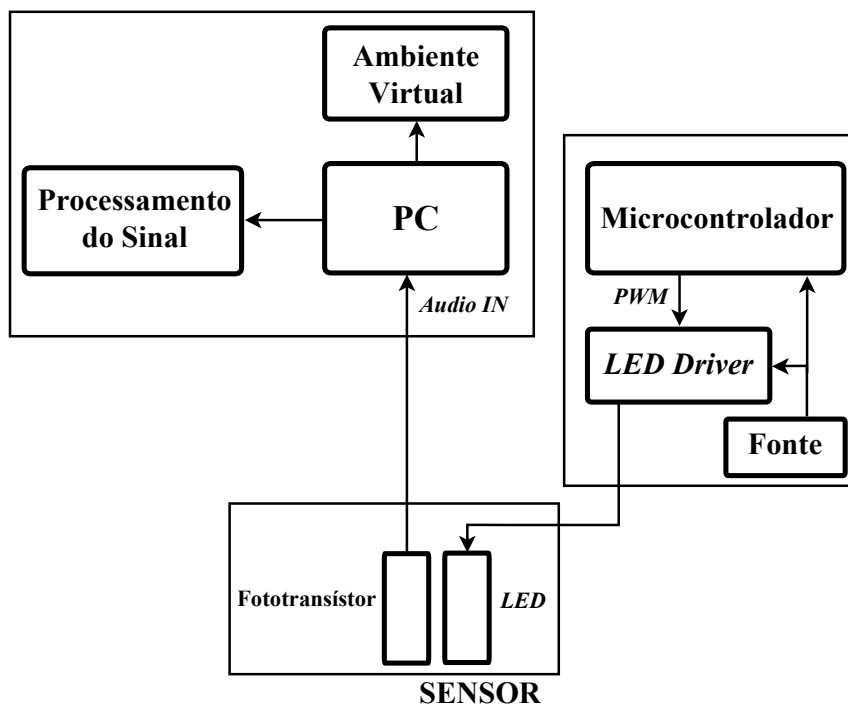
O desenvolvimento do sistema ocorreu em duas etapas distintas:

- construção de uma versão inicial simplificada, com sensor único, para teste de viabilidade do projeto;
- implementação de uma versão melhorada, com dois sensores, permitindo a aquisição simultânea de sinais de emissores com comprimentos de onda diferenciados.

### 4.1 Implementação Inicial

Para o desenvolvimento inicial do sistema proposto adotou-se uma arquitetura simplificada, mostrada no diagrama de blocos da Figura 4.1:

**Figura 4.1** – Diagrama de blocos da implementação inicial do sistema.



Fonte: Elaborado pelo autor

O sensor consiste em um par composto por emissor óptico e sensor (LED infravermelho e fototransistor).

Um microcontrolador, conectado ao computador por um cabo Universal Serial Bus (USB) e um programador USB externo (FTDI FT232RL USB para serial), foi utilizado para o acionamento do LED, através de um regulador de corrente constante alimentado por uma fonte externa.

Utilizou-se a entrada de áudio (microfone) do computador como dispositivo para aquisição do sinal do fototransistor e a linguagem Python para criação de uma interface para processamento de sinais.

A linguagem Python conta com um grande número ferramentas complementares e propicia um ambiente altamente produtivo para computação científica. NumPy, SciPy, Matplotlib e várias outras bibliotecas fornecem um ambiente computacional numérico comparável a *softwares* comerciais como o Matlab<sup>®</sup>. A linguagem fornece várias interfaces que permitem desde o desenvolvimento de *scripts* simples para carregamento e visualização de dados, até uma aplicação gráfica interativa completa e personalizada (MILLMAN; AIVAZIS, 2011).

Um ambiente virtual de testes com um modelo de uma mão em 3D foi desenvolvido para receber informações sobre o sinal processado do sensor, de forma a reproduzir virtualmente a flexão dos dedos.

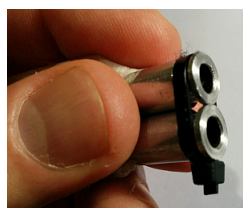
#### 4.1.1 Desenvolvimento do Sensor

Para o desenvolvimento do sensor foi utilizado um LED infravermelho HIR333/H0 da Everlight, com comprimento de onda de pico  $\lambda_p$  em 850 nanômetros (nm), combinado com um fototransistor PT334-6C da Everlight, com faixa de largura de banda espectral entre 400 nm e 1.100 nm.

Optou-se pela utilização de LEDs pois em determinadas aplicações, como por exemplo em instrumentação portátil, os LEDs têm vantagens significativas em relação a outras fontes de luz, porque são pequenos e baratos, consomem menor potência e produzem comprimentos de onda seletivos (MENDELSON, 2000).

Para minimizar a influência de interferências de origem óptica no sensor e para garantir o direcionamento da luz do LED, utilizou-se tubos de alumínio, como demonstra em detalhe a Figura 4.2.

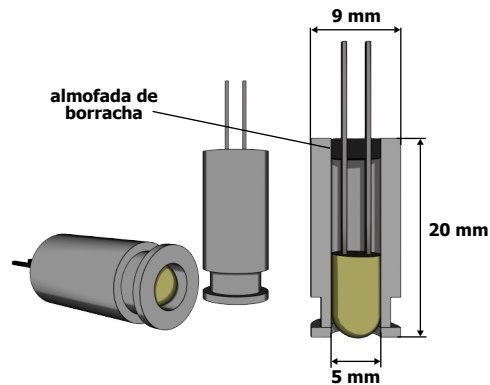
**Figura 4.2** – Tubos de alumínio para isolamento de interferência óptica.



Fonte: Elaborada pelo autor

Os tubos possuem 9 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento, com um furo interno de 5 mm. A Figura 4.3 apresenta um corte longitudinal mostrando o interior dos tubos usados no sensor

**Figura 4.3** – Corte longitudinal mostrando interior dos tubos usados no sensor.



Fonte: Elaborada pelo autor

Na parte posterior dos tubos foram instaladas almofadas de borracha de 5 mm de diâmetro, utilizadas na vedação de capacitores eletrolíticos. Essas almofadas possuem orifícios com passo igual ao dos terminais do LED e fototransistor, conforme demonstra a Figura 4.4.

**Figura 4.4** – Almofadas de borracha para vedação da parte posterior dos tubos do sensor.



Fonte: KOREA JCC CO. (2018).

#### 4.1.2 Arduino Pro Mini

Uma placa de desenvolvimento Arduino Pro Mini, mostrada na Figura 4.5, foi utilizada para gerar o sinal de acionamento do LED .

**Figura 4.5** – Arduino Pro Mini.



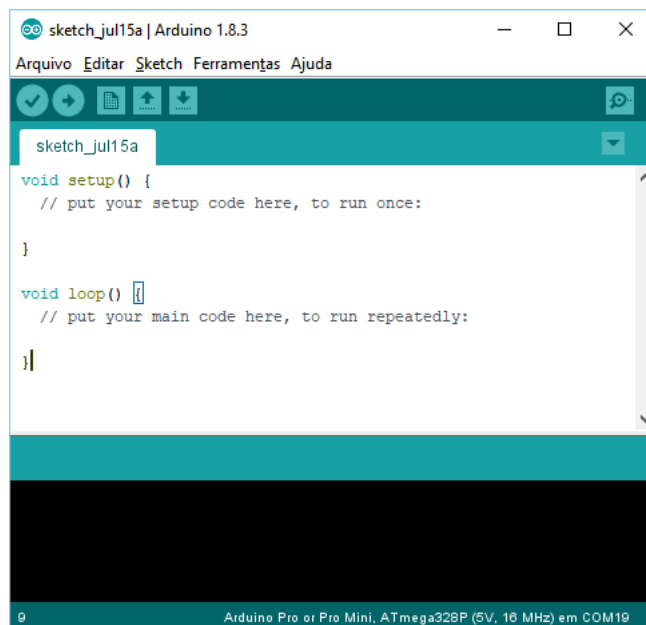
Fonte: Arduino.cc (2018).

O Arduino Pro Mini é um microcontrolador baseado no ATmega328p que roda a 16 Mega-Hertz (MHz) e 5 Volts (V). Possui 14 saídas/entradas digitais ( das quais 6 podem ser usadas como saídas para modulação por largura de pulso (PWM) ), 8 entradas analógicas e botão de *reset*.

### 4.1.3 IDE Arduino

Para realizar a programação do microcontrolador utilizou-se um Ambiente de Desenvolvimento Integrado ou *Integrated Development Environment* (IDE) Arduino, mostrado na Figura 4.6:

**Figura 4.6 – IDE Arduino.**



Fonte: Elaborada pelo autor

O ambiente *open-source* Arduino permite a edição do código de programação e o envio da programação para a placa, de uma forma fácil. Pode ser executado nos sistemas operacionais Windows, Mac OS e Linux. O ambiente é escrito em Java e baseado em Processing, avr-gcc e outros *softwares* de código aberto (MOREIRA et al., 2013).

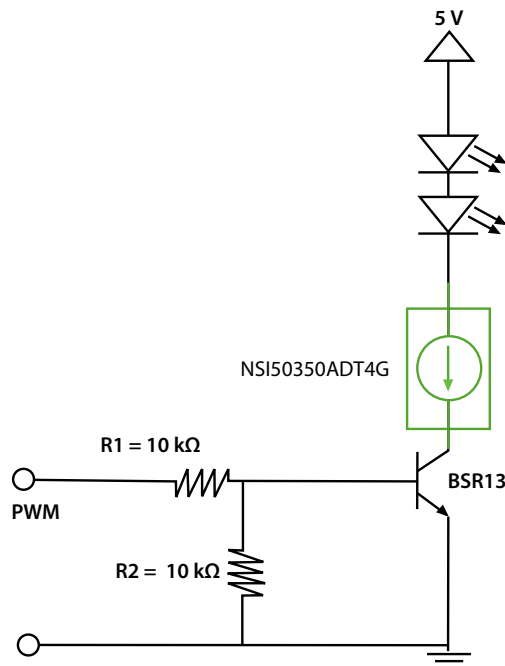
### 4.1.4 Regulador de Corrente Constante

Para que as flutuações na intensidade do feixe de interrogação possam ser relacionadas à alterações na absorção devido a mudanças na concentração de cromóforos no tecido, é necessário que a variação da radiação do emissor seja mínima.

Reguladores de corrente mantêm a corrente através das junções semicondutoras do LED constante, independente de variações na tensão de alimentação e temperatura.

Para o acionamento do LED, utilizou-se um regulador de corrente constante (RCC) NSI50350ADT4G da ON Semiconductor, acionado por PWM com frequência de acionamento de 1 kilo-Hertz (kHz), conforme demonstra o diagrama esquemático da Figura 4.7:

**Figura 4.7** – Regulador de corrente constante utilizado no acionamento do LED .



Fonte: Adaptado de ON Semiconductor (2012, p. 5)

As características principais do regulador NSI50350ADT4G estão listadas na Tabela 4.1:

Tabela 4.1 – Características principais do regulador NSI50350ADT4G.

Descrição	Símbolo	Valor	Unidade
Tensão máxima ente anodo e catodo	$V_{AK}$	50	V
Tensão reversa	$V_R$	500	mV
Corrente constante para $V_{AK} = 7,5$ V	$I_{reg(SS)}$	350	mA

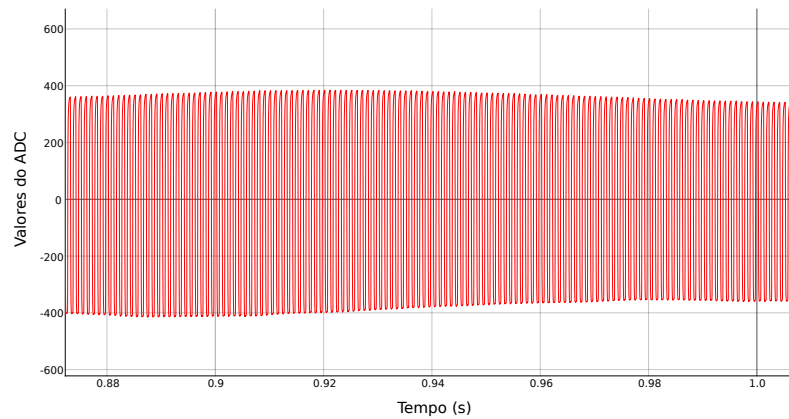
Fonte: Adaptado de ON Semiconductor (2012, p. 2)

#### 4.1.5 Aquisição do Sinal

A placa de som, um componente embutido na maioria dos computadores pessoais, funciona como um simples conversor analógico/digital (ADC) e pode ser utilizada para aquisição de dados (DAQ). A placa de som facilita a entrada e saída de sinais de áudio com frequências que variam entre 20 Hertz (Hz) e 20 kHz. A taxa de amostragem máxima na qual a placa de som comum adquire dados é de cerca de 44 kHz, possibilitando a aquisição de sinais com frequências até cerca de 20 kHz, satisfazendo o teorema de Nyquist (HASSAN; PERVAIZ; ANWAR, 2011).

A aquisição do sinal do sensor no protótipo inicial do sistema foi feita diretamente através da entrada de áudio (microfone) do computador, a uma frequência de amostragem de 44.100 Hz, utilizando a biblioteca PyAudio. A Figura 4.8 mostra o sinal antes do processamento.

**Figura 4.8** – Sinal antes do processamento.

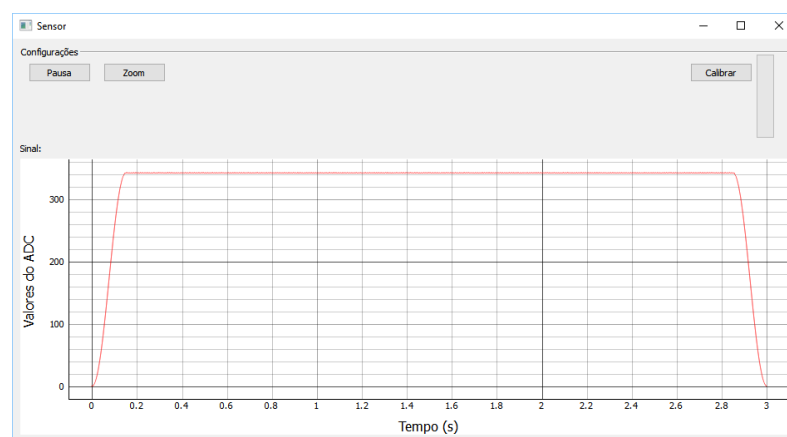


Fonte: Elaborada pelo autor

#### 4.1.6 Software para Processamento de Sinais

O processamento de sinais foi realizado através de uma interface desenvolvida em linguagem Python, demonstrada na Figura 4.9 .

**Figura 4.9** – Resultado do sinal após o processamento.

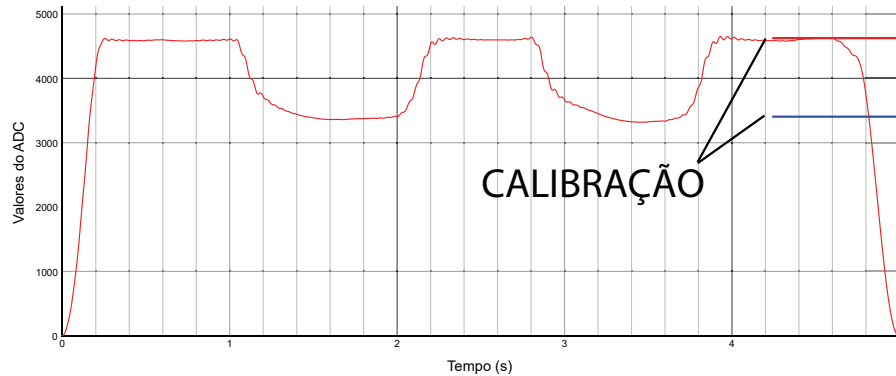


Fonte: *print screen* da aplicação no sistema operacional Windows 10.

O processamento do sinal foi executado em duas etapas. Primeiramente, foi aplicada uma filtragem passa-banda com ênfase de 950 - 1.050 Hz no domínio da frequência. Em seguida, foi aplicada a transformada de Hilbert para obtenção do sinal analítico, gerando o contorno (envoltório ou envelope) do sinal filtrado. Na mudança de domínio utilizou-se algoritmos *Fast Fourier Transform* (FFT) e *Inverse Fast Fourier Transform* (IFFT).

A interface conta com uma rotina para calibração do sensor conforme demonstra a Figura 4.10.

**Figura 4.10** – Calibração do sensor.



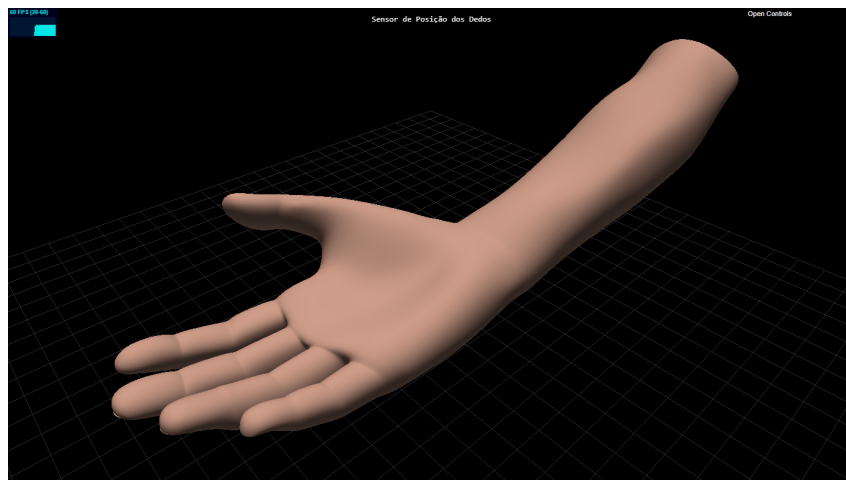
Fonte: Elaborada pelo autor

O processo estipula uma faixa de atuação relacionada à alteração no nível do sinal do sensor, decorrente da flexão do dedo, que posteriormente é convertida em um valor percentual transmitido ao ambiente virtual de testes.

#### 4.1.7 Ambiente Virtual de Testes

Como plataforma de testes para o sensor, foi desenvolvido um ambiente virtual em 3D para receber o sinal do sensor após o processamento e simular a flexão dos dedos quase em tempo real. Este ambiente foi criado em código HTML/JavaScript e pode ser acessado com auxílio de um navegador web. A Figura 4.11 mostra o ambiente virtual.

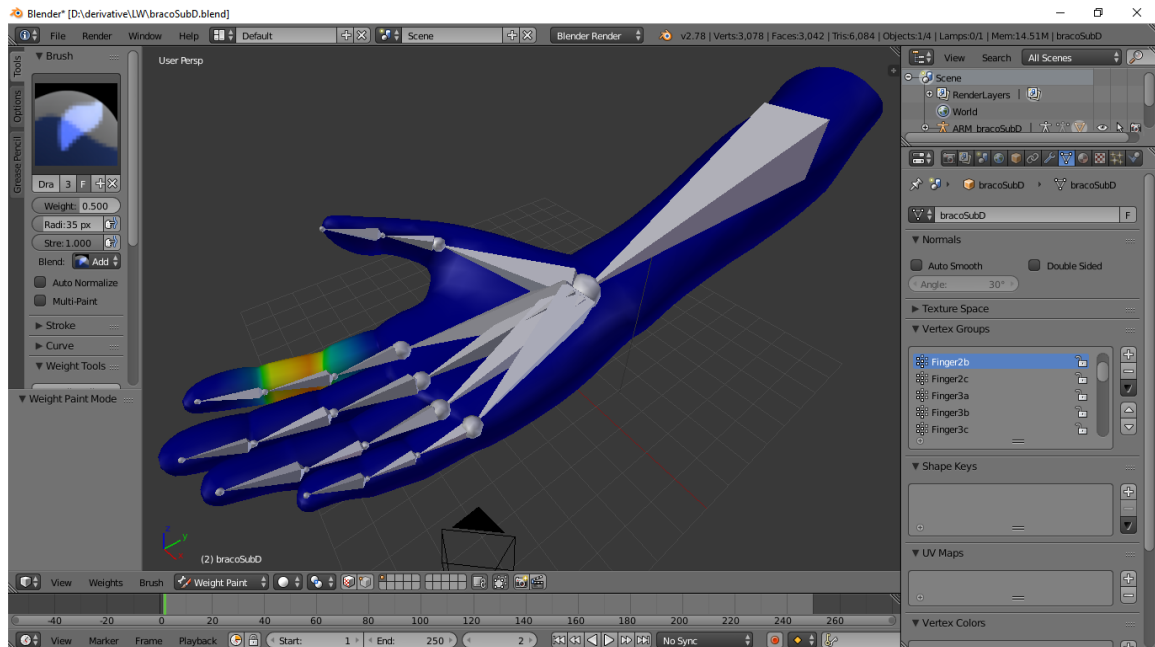
**Figura 4.11** – Plataforma de testes virtual em execução no navegador Google Chrome.



Fonte: *print screen* da aplicação no sistema operacional Windows 10.

O objeto 3D da mão foi modelado pelo autor do trabalho no *software* Lightwave 3D e posteriormente importado no *software* Blender 3D, mostrado na Figura 4.12 (NEWTEK, 2018; BLENDER, 2018).

**Figura 4.12** – *Software* Blender 3D usado para “*rigging*” e para exportar o objeto 3D.



Fonte: *print screen* da aplicação no sistema operacional Windows 10.

O *software* Blender 3D foi usado para o processo de “*rigging*”, onde uma estrutura semelhante ao esqueleto humano é associada à malha do objeto 3D e à texturas (“*weightmaps*”) que permitem deformar o objeto 3D e criar animações. Posteriormente, o objeto 3D foi exportado no formato *JavaScript Object Notation* (JSON).

JSON (JavaScript Object Notation - Notação de Objetos JavaScript) é uma formatação leve de troca de dados. Para seres humanos, é fácil de ler e escrever. Para máquinas, é fácil de interpretar e gerar. Está baseado em um subconjunto da linguagem de programação JavaScript, Standard ECMA-262 3ª Edição - Dezembro - 1999. JSON é em formato texto e completamente independente de linguagem, pois usa convenções que são familiares às linguagens C e familiares, incluindo C++, C#, Java, JavaScript, Perl, Python e muitas outras. Estas propriedades fazem com que JSON seja um formato ideal de troca de dados (JSON, 2018).

O objeto 3D foi convertido para o formato JSON para facilitar seu uso na biblioteca Three.JS, usada no desenvolvimento do ambiente virtual.

Three.JS é uma biblioteca JavaScript e Interface de Programação de Aplicações ou *Application Programming Interface* (API), usada para criar e mostrar gráficos 3D animados em um navegador web e que faz uso da *Web Graphics Library* (WebGL). A WebGL é uma API em JavaScript, disponível a partir do novo elemento *canvas* da HTML5, que oferece suporte para renderização de gráficos 2D e gráficos 3D.

A transferência de dados entre a interface de processamento de sinais e o ambiente virtual foi executada utilizando-se *WebSockets*, uma tecnologia que permite a comunicação bidirecional por canais *full-duplex* sobre um único soquete *Transmission Control Protocol (TCP)*, projetada para ser executada em navegadores e servidores *web* que suportem o HTML5.

A especificação WebSocket [W3C 2012] introduziu a interface JavaScript WebSocket, que define uma conexão de soquete único full-duplex sobre o qual mensagens podem ser enviadas entre o cliente e o servidor. O padrão WebSocket simplifica grande parte da complexidade em torno da comunicação web bidirecional e do gerenciamento de conexões. Esta tecnologia permite desenvolver a sincronização em tempo real entre vários usuários da Internet através do navegador web (MARION; JOMIER, 2012).

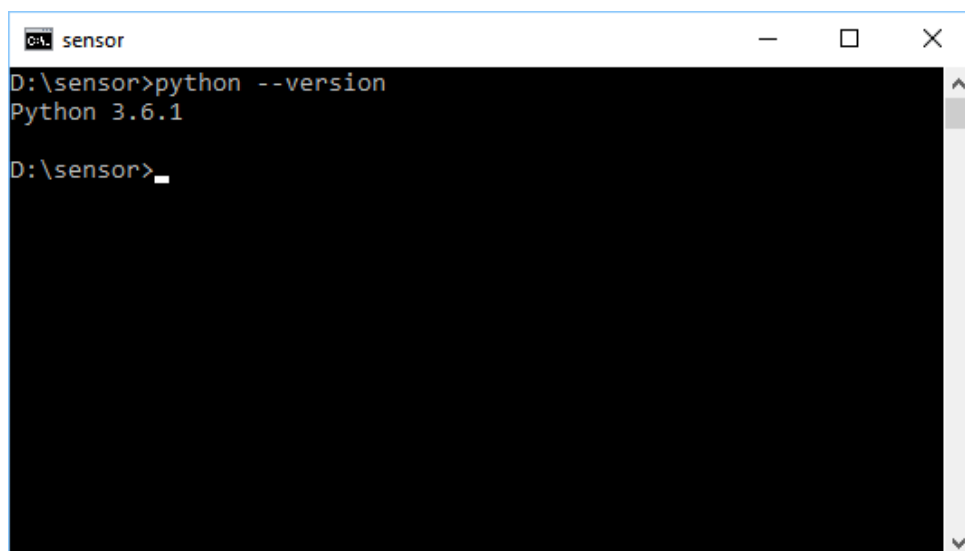
Um pequeno aplicativo em linguagem Python foi escrito para atuar como servidor para o código HTML/JavaScript do ambiente virtual e para a implementação dos *WebSockets*.

#### 4.1.8 Processo de Desenvolvimento do *Software*

Para o desenvolvimento do código da interface em linguagem Python e do código HTML/JavaScript do ambiente virtual de testes não foi utilizado nenhum IDE.

Os códigos foram trabalhados diretamente em um editor de textos e sua execução foi iniciada a partir do *prompt* de comando em uma janela de console do sistema operacional, quando necessário, conforme demonstra a Figura 4.13:

**Figura 4.13** – Janela de console usada para execução de códigos em linguagem Python.



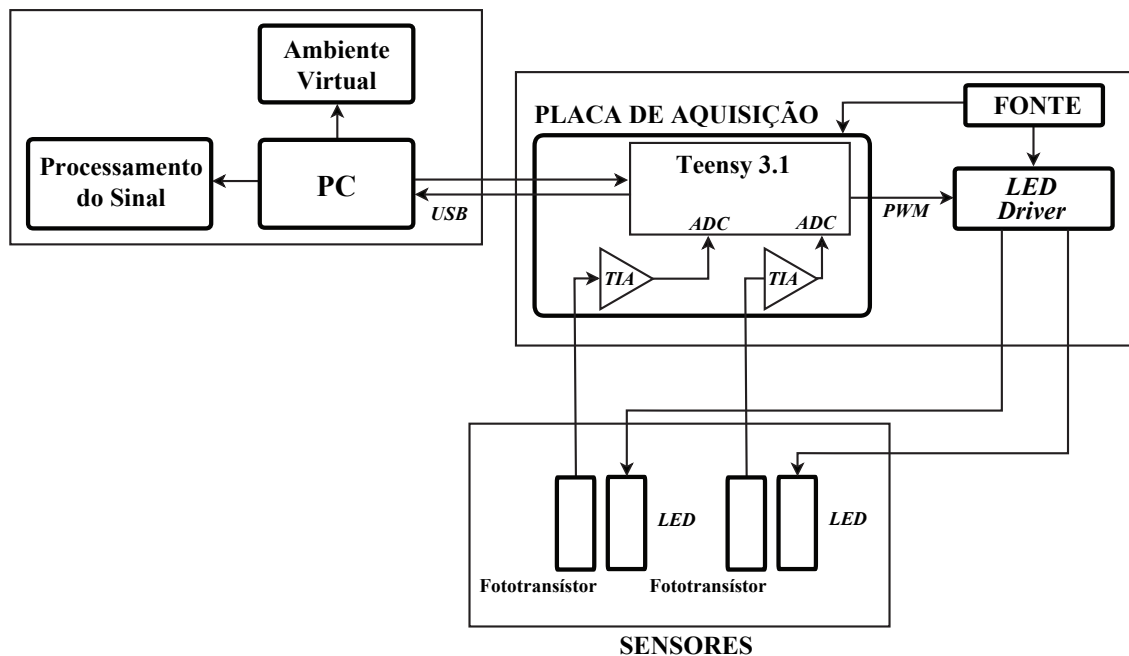
```
C:\ sensor
D:\sensor>python --version
Python 3.6.1
D:\sensor>_
```

Fonte: *print screen* da janela de console no sistema operacional Windows 10.

## 4.2 Versão Final do Sistema

A estrutura da versão final do sistema é mostrada no diagrama em blocos da Figura 4.14.

**Figura 4.14** – Diagrama de blocos da implementação final do sistema.



Fonte: Elaborado pelo autor

As principais mudanças em relação à versão inicial foram:

- adição de mais um sensor;
- adoção de um microcontrolador com maior capacidade de processamento;
- construção de um circuito para aquisição e condicionamento de sinais.

A inclusão de um sensor adicional teve por objetivo possibilitar testes simultâneos em duas regiões diferentes (dois dedos) e também permitir a aquisição simultânea de sinais em dois comprimentos de onda diferenciados.

Segundo Nishimura et al. (2007 apud ALANIZ et al., 2015), se for utilizado um único comprimento de onda no sistema, não é possível determinar a concentração relativa de hemoglobina oxigenada e desoxigenada regionalmente. Utilizando-se dois comprimentos de onda, juntamente com os coeficientes de absorção para os dois tipos de hemoglobina, então é possível estimar as concentrações relativas de cada um na região que circunda a atividade observada.

A utilização de uma placa de desenvolvimento Teensy 3.1 com microcontrolador ARM Cortex-M4, tornou possível ao sistema transmitir e receber dois sinais simultaneamente, permitindo o uso de dois sensores.

Foi construído um circuito para aquisição e condicionamento inicial dos sinais, onde foi acoplada a nova placa de desenvolvimento.

A interface em linguagem Python também sofreu alterações para possibilitar a aquisição, processamento e visualização do sinal do sensor adicional.

#### 4.2.1 Teensy 3.1

Para o desenvolvimento da versão final do sistema utilizou-se uma placa Teensy 3.1, mostrada na Figura 4.15, pois já estava disponível.

**Figura 4.15** – Placa de desenvolvimento Teensy 3.1



Fonte: PRJC (2018).

O Teensy é um sistema completo de desenvolvimento de microcontroladores baseado em USB, com dimensões reduzidas, capaz de implementar muitos tipos de projetos. Toda a programação é feita através da porta USB (PRJC, 2018).

A placa possui um microcontrolador ARM Cortex-M4 (MK20DX256VLH7), da família Kinetis K20 da NXP, funcionando a 72 MHz, com 256 *kilobytes* (kB) de memória *flash*, 64 kB de RAM e 2 kB de EEPROM. Dentre as principais características da placa estão:

- 34 pinos digitais (tolerantes à 5V nas entradas digitais);
- 12 saídas PWM;
- 7 interrupções;
- Interrupção externa em todos os pinos;
- 3 portas seriais (UART);
- Interfaces SPI, I2C, CAN Bus, emulação IR;
- Interface de áudio I2S;
- 21 entradas analógicas para 2 ADC com 13 bits de resolução utilizáveis (16 bits de hardware).

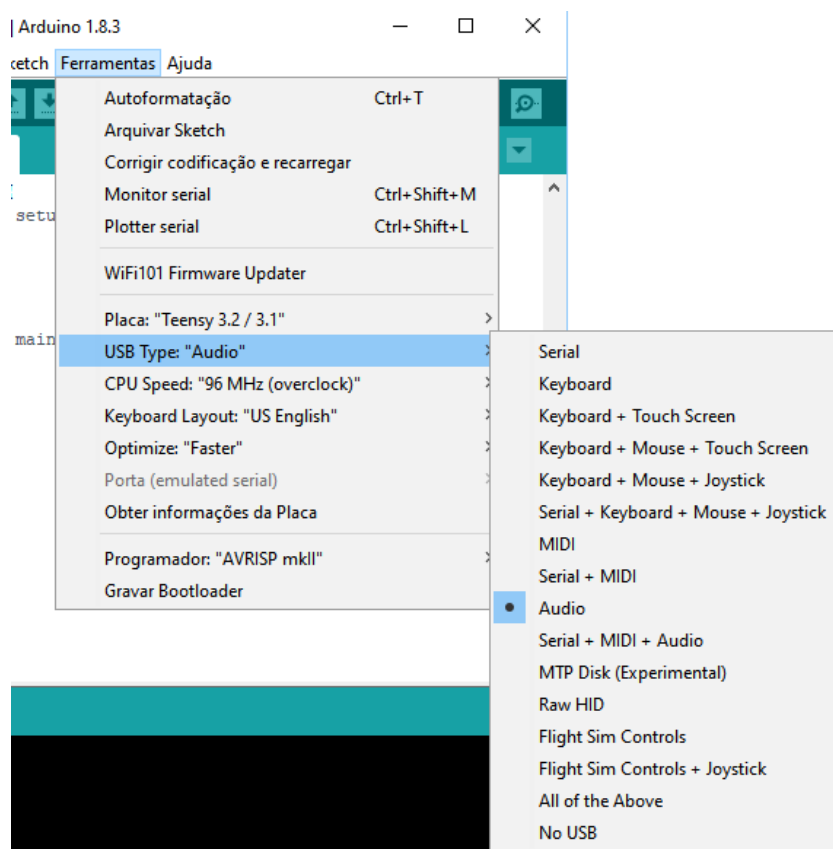
A placa Teensy 3.1 possui um microcontrolador diferente das placas Arduino oficiais, todavia, pode ser programada com o IDE Arduino através da instalação de um complemento de *software*.

#### 4.2.2 Complemento de *software* (*add-on*) Teensyduino

O Teensyduino é um complemento de *software* (*add-on*) para o IDE Arduino, para executar códigos Arduino em toda a linha Teensy. Toda a comunicação é realizada em velocidade USB nativa de 12 Mbit / s.

A partir da instalação do complemento, a porta USB do microcontrolador Teensy pode se apresentar ao PC não apenas como uma interface serial, mas também como uma unidade de armazenamento, um dispositivos de interface (MIDI, *mouse*, teclado ou *joystick*), e até mesmo como um dispositivo *USB Audio*, como demonstra a Figura 4.16.

**Figura 4.16** – Complemento de *Software* (*add-on*) Teensyduino para IDE Arduino.



Fonte: Elaborado pelo autor

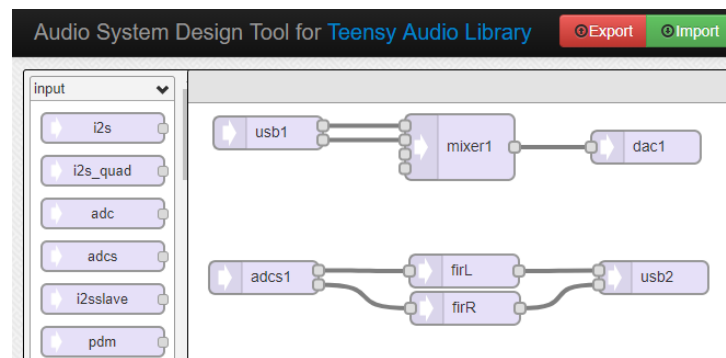
Para este trabalho, a placa Teensy 3.1 for configurada para responder como dispositivo *USB Audio*, e foi utilizada a biblioteca Teensy Audio para recepção e envio de sinais ao computador.

### 4.2.3 Biblioteca Teensy Audio

A biblioteca Teensy Audio é composta por um kit de ferramentas para criação de projetos de *streaming* de áudio, com reprodução polifônica, gravação, síntese, análise, efeitos, filtragem, mixagem, várias entradas e saídas simultâneas e roteamento de sinal interno flexível. Todo o áudio tem qualidade de CD (16 bits, 44,1 kHz) e transmite fluxos automaticamente, ao mesmo tempo em que os códigos gravados através da IDE Arduino são executados (PRJC, 2018).

Uma ferramenta *online* permite conectar visualmente os diversos objetos disponibilizados pela biblioteca de áudio, tais como, entradas, saídas, filtros, etc., facilitando sua utilização, como mostra a Figura 4.17.

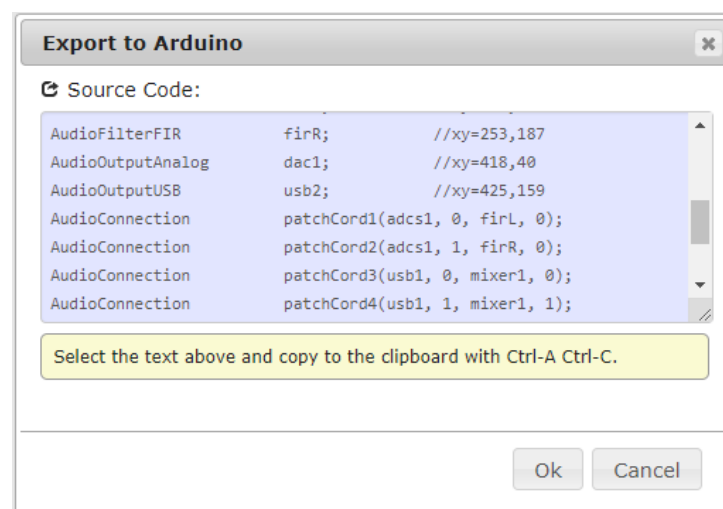
**Figura 4.17** – Ferramenta *online* para a biblioteca Teensy Audio.



Fonte: PRJC (2018).

Esta ferramenta gera automaticamente um código correspondente aos objetos conectados, possibilitando a exportação do mesmo para o IDE Arduino, agilizando o desenvolvimento, como pode ser observado na Figura 4.18.

**Figura 4.18** – Código gerado pela ferramenta *online* para a biblioteca Teensy Audio.



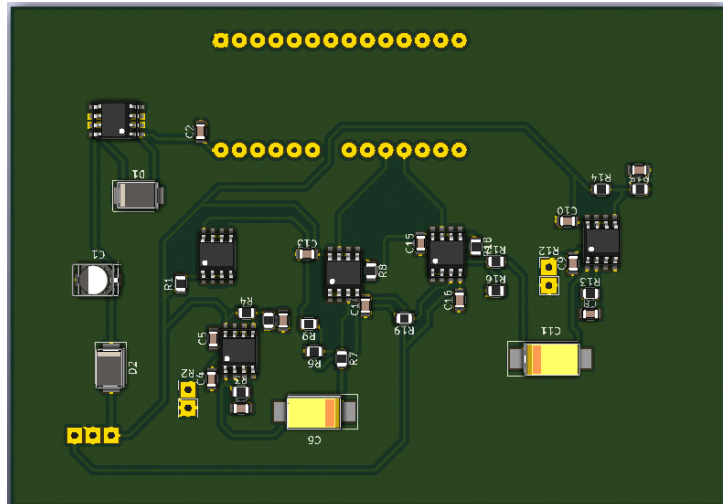
```
AudioFilterFIR      firR;          //xy=253,187
AudioOutputAnalog  dac1;          //xy=418,40
AudioOutputUSB     usb2;          //xy=425,159
AudioConnection   patchCord1(adcs1, 0, firL, 0);
AudioConnection   patchCord2(adcs1, 1, firR, 0);
AudioConnection   patchCord3(usb1, 0, mixer1, 0);
AudioConnection   patchCord4(usb1, 1, mixer1, 1);
```

Fonte: PRJC (2018).

#### 4.2.4 Circuito para Aquisição e Condicionamento de Sinais

Para a aquisição e condicionamento inicial dos sinais emitidos pelos sensores foi desenvolvido o circuito mostrado na Figura 4.19.

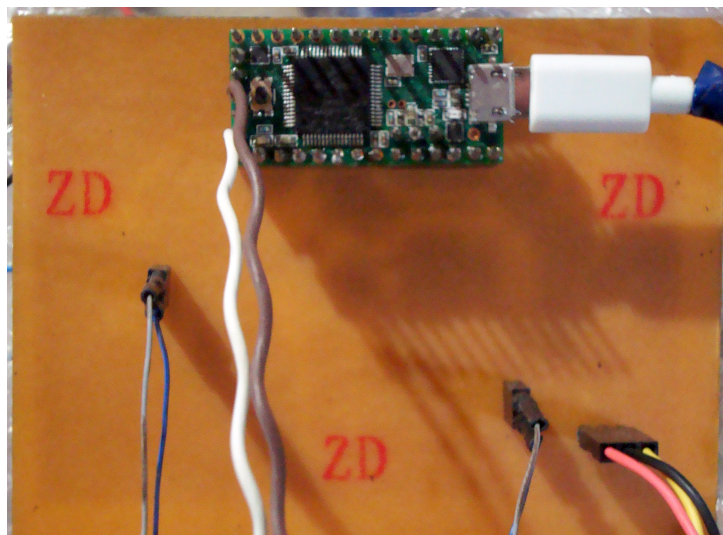
**Figura 4.19** – Circuito desenvolvido para aquisição e condicionamento inicial dos sinais



Fonte: Elaborado pelo autor.

O circuito foi construído de forma a receber a placa de desenvolvimento Teensy 3.1, conforme demonstra a Figura 4.20:

**Figura 4.20** – Placa Teensy 3.1 acoplada ao circuito de aquisição.

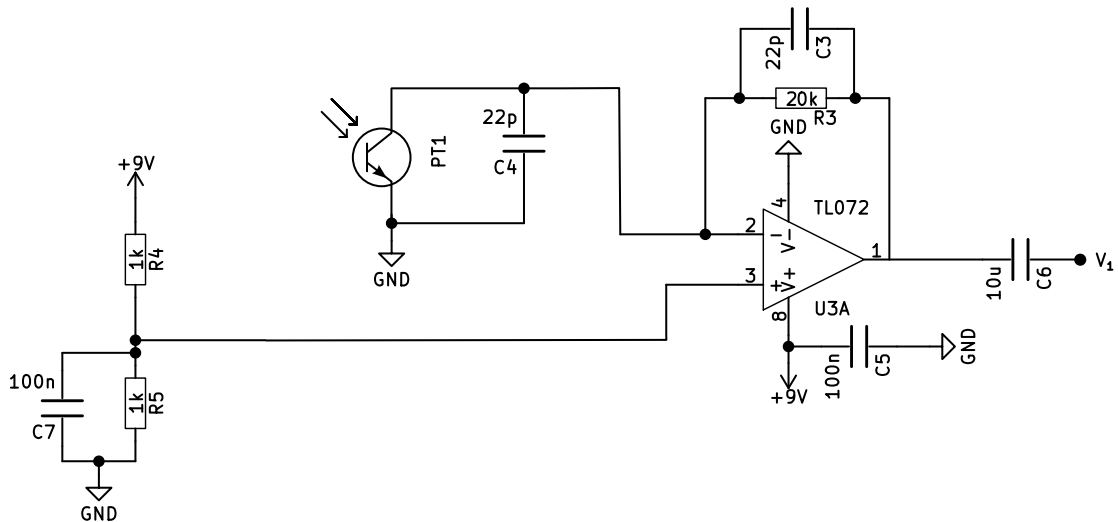


Fonte: Elaborado pelo autor.

O circuito de aquisição envia os sinais diretamente aos pinos A2 e A3 do microcontrolador. A biblioteca Teensy Audio configura automaticamente o ADC para estes pinos e faz a aquisição e o *streaming* de um sinal estéreo de áudio ao computador, via USB.

O primeiro estágio do circuito de condicionamento, mostrado na Figura 4.21, converte o sinal de corrente gerado pelos sensores em tensão, usando Amplificadores Operacionais (Amp. Op.), modelo TL072C, na configuração de transimpedância.

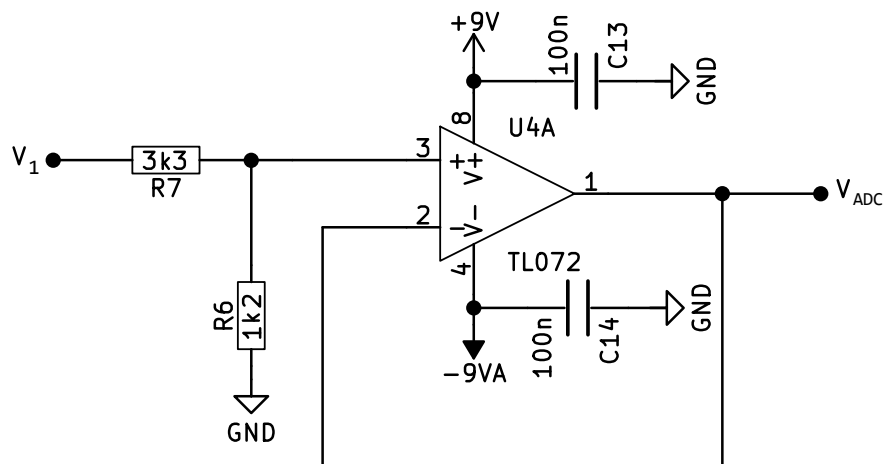
**Figura 4.21** – Diagrama esquemático do primeiro estágio do circuito da placa de aquisição.



Fonte: Elaborado pelo autor

O segundo estágio do circuito (atenuação), mostrado na Figura 4.22, tem por objetivo condicionar o sinal de interesse antes de sua digitalização, ajustando o sinal de saída do amplificador de transimpedância a níveis compatíveis com os exigidos pela biblioteca Teensy Audio para o ADC, que requer uma tensão entre 0 e 1,2 V.

**Figura 4.22** – Diagrama esquemático do segundo estágio do circuito da placa de aquisição.



Fonte: Elaborado pelo autor

O sinal de saída apresentado ao conversor é de

$$V_{ADC} = m \times V_1, \quad (4.1)$$

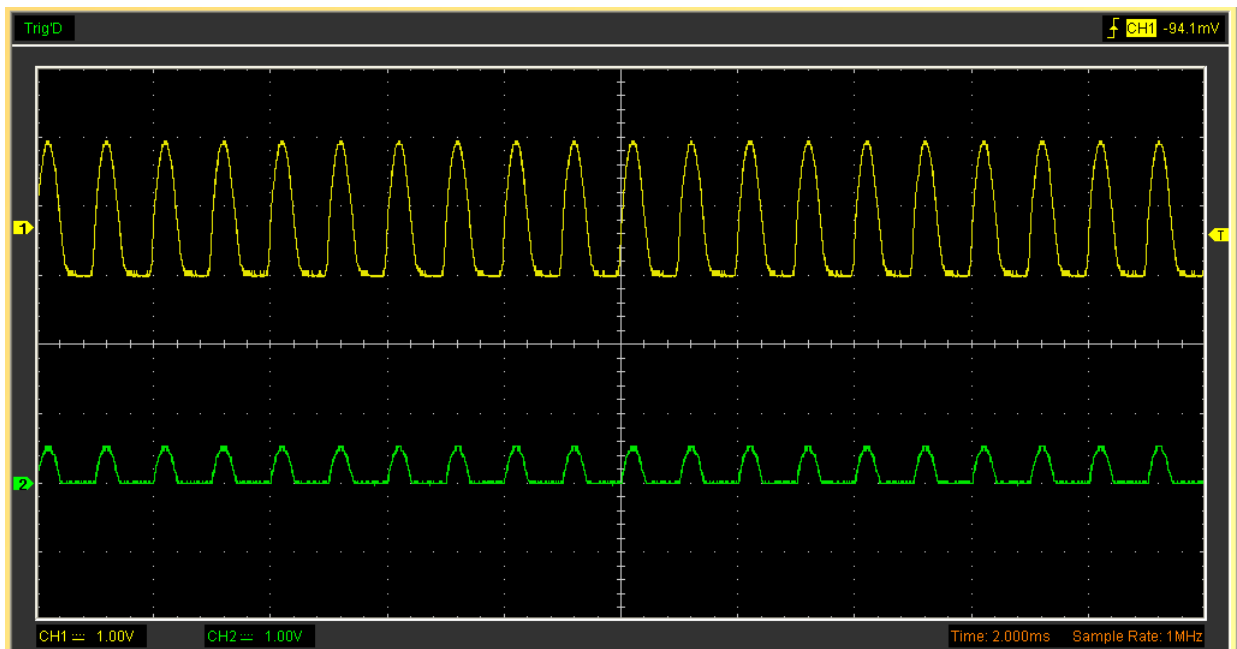
sendo

$$m = \frac{R7}{R7 + R6}. \quad (4.2)$$

O esquemático completo do circuito de aquisição pode ser visto no Apêndice A.

A Figura 4.23 mostra o sinal obtido pela placa de aquisição e condicionamento inicial.

**Figura 4.23** – Sinal obtido pela placa de aquisição após o primeiro estágio (1) e após a atenuação pelo segundo estágio (2).

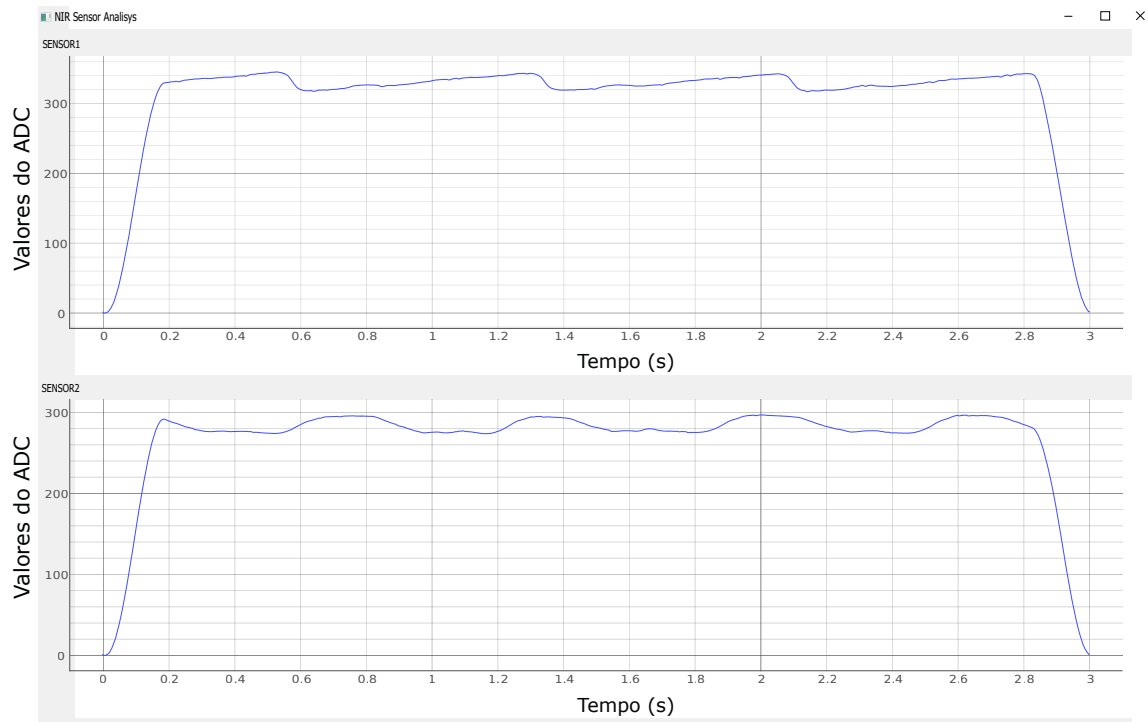


Fonte: Elaborado pelo autor

### 4.2.5 Processamento de Sinais na Versão Final do Sistema

A Figura 4.24 mostra versão final da interface em Python que possibilita a captura simultânea de dois sinais adquiridos por dois pares de sensores de forma independente.

**Figura 4.24** – Interface do sistema final.



Fonte: Elaborado pelo autor

## 4.3 Conclusão do Capítulo

Este capítulo apresenta a descrição dos dois tipos de sistemas implementados. Na implementação inicial temos o sistema utilizando um par de sensores. Na implementação final temos um sistema utilizando dois pares de sensores e uma interface em Python com capacidade de aquisição de dois sinais simultaneamente.

## 5 Análise dos Resultados

Neste capítulo será feita a análise final dos resultados encontrados com a implementação do sistema proposto utilizando um par de sensores. A análise de resultados do sistema utilizando dois pares de sensores será deixada para estudos posteriores.

### 5.1 Resultados Experimentais

Posicionando-se o sensor sobre o músculo do antebraço, conforme demonstra a Figura 5.1, podemos observar através do gráfico da figura Figura 5.2 que o movimento de flexão sustentada do dedo anelar foi detectado.

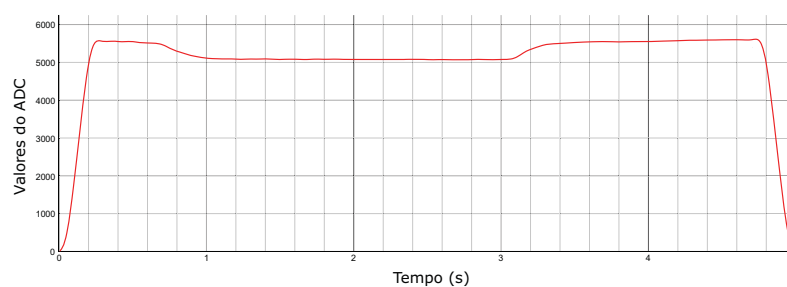
**Figura 5.1** – Sensor sobre o músculo.



Fonte: Elaborada pelo autor

A Figura 5.2 mostra o sinal adquirido através do sensor posicionado sobre o músculo durante um movimento de flexão sustentado do dedo anelar. Isso pode ser observado no gráfico entre os tempos 1 e 3 segundos, onde temos que o sinal medido do conversor ADC cai para valores em torno de 5000 pontos.

**Figura 5.2** – Flexão sustentada do dedo anelar.



Fonte: Elaborada pelo autor

Conforme pode ser visto na Figura 5.3, posicionando-se o sensor sobre regiões próximas ao pulso observou-se um aumento no nível do sinal do sensor. Isso deve-se, provavelmente ao movimento de tendões nessa região do braço, um estudo mais conclusivo desse comportamento, ficará como sugestão para trabalhos futuros.

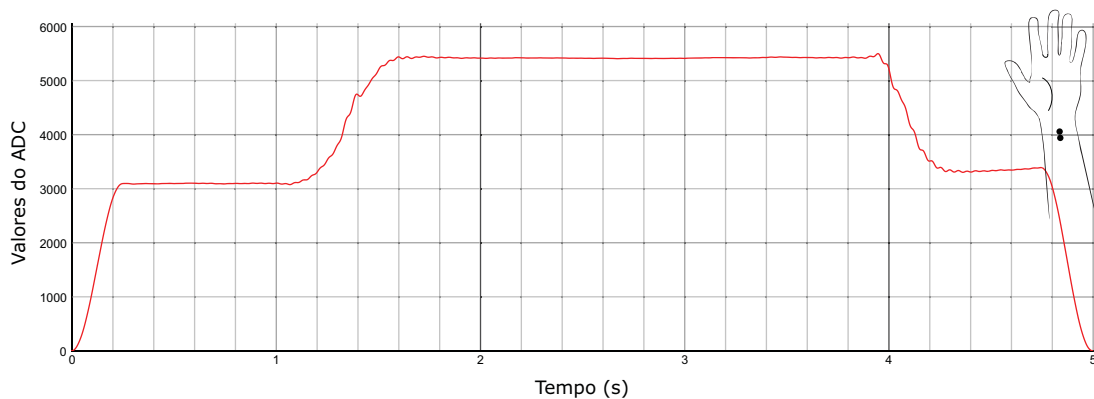
**Figura 5.3** – Sensor próximo ao pulso.



Fonte: Elaborada pelo autor

A Figura 5.4 mostra o sinal adquirido através do sensor posicionado próximo ao pulso durante um movimento de flexão sustentado do dedo médio. Isto pode ser observado no gráfico entre os tempos 1,6 s até 4 s, onde o resultado do conversor ADC fica acima de 5.000 pontos.

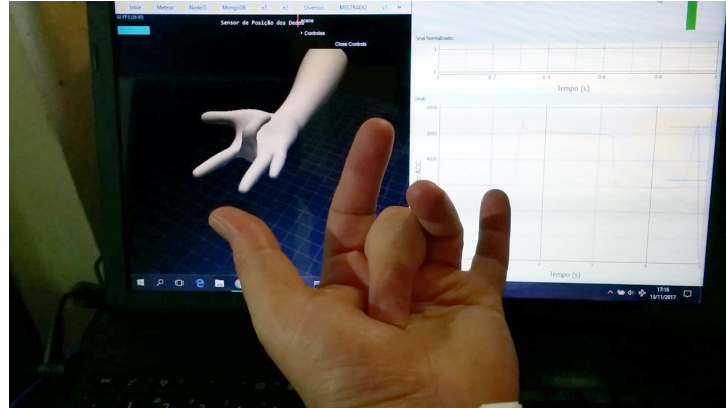
**Figura 5.4** – Flexão sustentada do dedo médio.



Fonte: Elaborada pelo autor

A Figura 5.5 mostra a interação entre o sistema e o ambiente virtual durante um movimento de flexão sustentado do dedo médio.

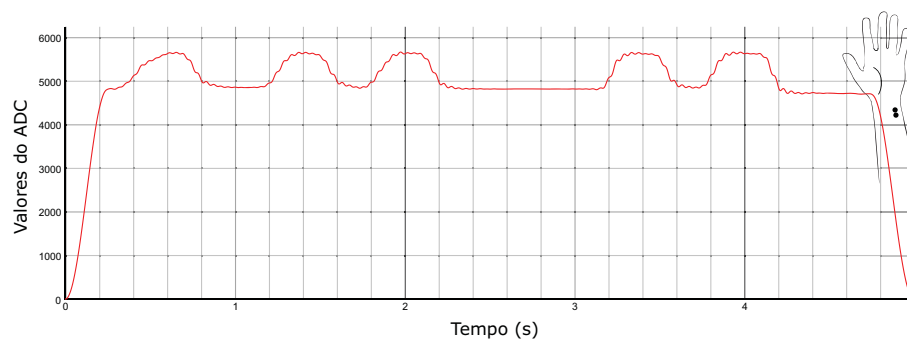
**Figura 5.5** – Interação entre o sistema e o ambiente virtual.



Fonte: Elaborada pelo autor

A Figura 5.6 demonstra movimentos de curta duração de flexão/extensão repetidos pelo dedo mínimo através do sensor posicionado próximo ao pulso. Isto pode ser observado nos instantes de tempo onde o resultado do conversor ADC está acima dos 5.000 pontos.

**Figura 5.6** – Flexões repetidas do dedo mínimo.



Fonte: Elaborada pelo autor

## 5.2 Conclusões do Capítulo

Fica aqui demonstrado de uma maneira visual e prática a operacionalidade do sistema proposto, que é capaz de detectar de uma maneira qualitativa a movimentação dos dedos das mãos de forma independente, podendo-se inferir qual dos dedos foi movimentado e por quanto tempo foi sustentado o movimento de flexão.

## 6 Conclusão

Diversos fatores podem levar uma pessoa a perder o pleno uso de suas mãos. Além dos traumas físicos e o envelhecimento natural do aparelho musculoesquelético, os acidentes cerebrovasculares (AVCs) figuram entre as principais causas de incapacidade das mãos. O treinamento de reabilitação é de fundamental importância para o processo de recuperação e sistemas robóticos podem ser um auxílio para restaurar mais rapidamente as funções dos membros.

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema para detecção da flexão dos dedos de uma mão utilizando reflexão difusa no infravermelho próximo (NIR) aplicada no antebraço. O sistema consiste em um par composto por emissor óptico e sensor (LED infravermelho e fototransistor), uma interface de *software* para processamento de sinais e um ambiente virtual com uma mão em 3D usada como plataforma de teste.

O objetivo principal do sistema foi possibilitar o espelhamento de movimentos dos dedos para utilização no acionamento de próteses robóticas e dispositivos de reabilitação. Em pacientes onde apenas uma das mãos possui algum tipo de incapacidade, pretende-se que o sistema seja capaz de fornecer informação suficiente a respeito do nível de flexão dos dedos da mão hígida.

O principal problema encontrado no desenvolvimento do sensor foi a calibração, haja visto que poucos movimentos no antebraço demonstraram ser suficientes para que houvesse uma defasagem nos pontos de referência da calibração.

No estágio atual de desenvolvimento, ainda não foi possível comprovar de maneira adequada que a variação do sinal está relacionada somente às alterações de concentração dos níveis de hemoglobina que ocorre durante a perfusão sanguínea no tecido. Há a necessidade de se comprovar qual é a contribuição da movimentação dos tecidos (pele, tendões, etc.) na variação do sinal.

Todavia, os resultados obtidos em testes no ambiente virtual demonstram que o sensor pode ser uma alternativa promissora para o controle de dispositivos de reabilitação e próteses robóticas.

Fica aqui demonstrado de uma maneira visual e prática a operacionalidade do sistema proposto, que é capaz de detectar de uma maneira qualitativa a movimentação dos dedos das mãos de forma independente, podendo-se inferir qual dos dedos foi movimentado e por quanto tempo foi sustentado o movimento de flexão.

## 6.1 Sugestão para Trabalhos Futuros

Análise de resultados do sistema utilizando dois pares de sensores. Comparações qualitativas entre o sistema com um par e o sistema com dois pares de sensores. Realização de experimentos em diversas posições do antebraço para se tentar localizar a melhor posição possível para a detecção de cada dedo. Análise da interferência do movimento de um dedo em outro dedo. Comprovar experimentalmente que o sistema com dois pares de sensores é capaz de detectar variação nos níveis de oxiemoglobina e desoxiemoglobina.

## 6.2 Artigo Publicado

Como fruto dos estudos apresentados neste trabalho, o seguinte artigo foi publicado:

GREIN, C. R. B. ; MELO, L. F. . PROTÓTIPO DE SISTEMA PARA MEDIÇÃO DE FLEXÃO DOS DEDOS DE UMA MÃO UTILIZANDO INFRAVERMELHO PRÓXIMO. In: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA (ENEBI 2018), 2018, ÁGUAS DE LINDÓIA, SP. ANAIS DO 6o. ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA (ENEBI 2018). SÃO PAULO: ENEBI, 2018. v. 1. p. 860-866.

# Referências

- ALANIZ, J. R. J. et al. Design and validation of a one channel near-infrared spectroscopy system for applications in medicine. In: BRAIDOT, A.; HADAD, A. (Ed.). *VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October 2014*. Cham: Springer International Publishing, 2015. p. 103–106. ISBN 978-3-319-13117-7. Citado 3 vezes nas páginas 27, 28 e 38.
- ARDUINO Pro Mini. Arduino.cc, 2018. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-pro-mini>>. Acesso em: 15 jul. 2018. Citado na página 31.
- BAKKER, A. et al. Near-infrared spectroscopy. In: *Applied Aspects of Ultrasonography in Humans*. [S.l.]: InTech, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 25, 26 e 27.
- BATMANABANE, M.; MALATHI, S. Movements at the carpometacarpal and metacarpophalangeal joints of the hand and their effect on the dimensions of the articular ends of the metacarpal bones. *The Anatomical Record*, Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company, v. 213, n. 1, p. 102–110, 1985. ISSN 1097-0185. Citado na página 20.
- BLENDER 3D, version 2.78c: Free and open 3d creation software. Blender Foundation, 2018. Software Livre. Disponível em: <<https://www.blender.org/>>. Acesso em: 15 jul. 2018. Citado na página 36.
- BOLES, C. A.; KANNAM, S.; CARDWELL, A. B. The forearm: anatomy of muscle compartments and nerves. *American Journal of Roentgenology*, Am Roentgen Ray Soc, v. 174, n. 1, p. 151–159, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- BOTTE, M. J.; GELBERMAN, R. H. Acute compartment syndrome of the forearm. *Hand clinics*, v. 14, n. 3, p. 391–403, 1998. Citado na página 20.
- DOVAT, L. et al. Handcare: a cable-actuated rehabilitation system to train hand function after stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, v. 16, n. 6, p. 582–91, 2008. Citado na página 16.
- FLOYD, R. *Manual of Structural Kinesiology*. McGraw-Hill Education, 2015. ISBN 9781259253898. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=SJDHngEACAAJ>>. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.
- FREIVALDS, A. *Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, Modeling and Musculoskeletal Injuries, Second Edition*. CRC Press, 2011. ISBN 9781420091205. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=4JHLBQAAQBAJ>>. Citado na página 23.
- GANDOLLA, M. et al. Technical validation of an integrated robotic hand rehabilitation device: Finger independent movement, emg control, and eeg-based biofeedback. In: *2016 IEEE 2nd International Forum on Research and Technologies for Society and Industry Leveraging a better tomorrow (RTSI)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 1–5. Citado na página 16.
- GUPTA, P. K.; SWAMI, M. K.; PATEL, H. Light-tissue interactions. In: HAMBLIN, M.; HUANG, Y. (Ed.). *Handbook of Photomedicine*. Boca Raton, FL: CRC Press - Taylor & Francis Group, 2013. cap. 2, p. 25–34. Citado na página 25.

- HALL, J. E. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2012. (Guyton Physiology). Citado 3 vezes nas páginas 21, 22 e 23.
- HASSAN, U.; PERVAIZ, S.; ANWAR, S. Inexpensive data acquisition with a sound card. v. 49, p. 537–539, 12 2011. Citado na página 33.
- HESSE, S. et al. A new electromechanical trainer for sensorimotor rehabilitation of paralysed fingers: a case series in chronic and acute stroke patients. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, BioMed Central, v. 5, n. 1, p. 21, 2008. Citado na página 16.
- JSON: Javascript object notation. JSON.ORG, 2018. Disponível em: <<https://www.json.org/json-pt.html>>. Acesso em: 15 jul. 2018. Citado na página 36.
- LAMBERCY, O. et al. A haptic knob for rehabilitation of hand function. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 15, n. 3, p. 356–366, 2007. Citado na página 16.
- LIGHTWAVE 3D, version 9.6: 3d computer graphics software. Newtek Inc., 2018. Conjunto de programas. Disponível em: <<https://www.lightwave3d.com/>>. Acesso em: 15 jul. 2018. Citado na página 36.
- LIMA, A.; BAKKER, J. Espectroscopia no infravermelho próximo para a monitorização da perfusão tecidual. *Rev Bras Ter Intensiva*, SciELO Brasil, v. 23, n. 3, p. 341–51, 2011. Citado na página 26.
- LIPPERT, L. *Clinical Kinesiology and Anatomy*. 5. ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 24.
- LONGO, V. R. C. *Condições para a Observação Experimental de Fenômenos Magneto-Ópticos em Regime de Picosegundos, em Meios Espalhadores de Interesse Biológico*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Vale do Paraíba, 2001. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.
- LUO, X. et al. Integration of augmented reality and assistive devices for post-stroke hand opening rehabilitation. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*. [S.l.], 2005. p. 6855–6858. Citado na página 16.
- MARION, C.; JOMIER, J. Real-time collaborative scientific webgl visualization with websocket. In: *Proceedings of the 17th International Conference on 3D Web Technology*. New York, NY, USA: ACM, 2012. (Web3D '12), p. 47–50. ISBN 978-1-4503-1432-9. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/2338714.2338721>>. Citado na página 37.
- MENDELSON, Y. Optical sensors. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). *The biomedical engineering handbook*. [S.l.]: CRC Press, 2000. cap. 50. Citado na página 30.
- MERIANAS, A. S. et al. Virtual reality–augmented rehabilitation for patients following stroke. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 82, n. 9, p. 898–915, 2002. Citado na página 16.
- MILLMAN, K. J.; AIVAZIS, M. Python for scientists and engineers. *Computing in Science Engineering*, v. 13, n. 2, p. 9–12, March 2011. Citado na página 30.
- MOREIRA, J. R. et al. Autocontrol: uma proposta para acessibilidade e segurança residencial com o apoio da plataforma arduino. *TECNOLOGIAS EM PROJEÇÃO*, v. 4, n. 1, p. 01–09, 2013. Citado na página 32.

ON SEMICONDUCTOR. *Constant Current Regulator & LED Driver: NSI50350ADT4G* datasheet. 2012. Rev. 3. Citado na página 33.

ROSENSTEIN, L. et al. Effects of combined robotic therapy and repetitive-task practice on upper-extremity function in a patient with chronic stroke. *American Journal of Occupational Therapy*, Boston: Published for the American Occupational Therapy Association by the AJOT Pub. Co., c1947-, v. 62, n. 1, p. 28–35, 2008. Citado na página 16.

RUBBER PAD. Korea JCC Co., 2018. Disponível em: <<http://www.k-jcc.com/product/pro03.aspx>>. Acesso em: 15 jul. 2018. Citado na página 31.

SERPELLONI, M. et al. Preliminary study of a robotic rehabilitation system driven by emg for hand mirroring. In: *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 1–6. Citado na página 16.

STEINDLER, A. *Kinesiology of the Human Body Under Normal and Pathological Conditions*. [S.l.]: Thomas, 1955. (Thomas Books). Citado na página 20.

TEENSY/TEENSYDUINO. PRJC Electronic Projects, 2018. Disponível em: <<https://www.pjrc.com/>>. Acesso em: 15 jul. 2018. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 41.

WEGE, A.; ZIMMERMANN, A. Electromyography sensor based control for a hand exoskeleton. In: *IEEE. Robotics and Biomimetics, 2007. ROBIO 2007. IEEE International Conference on*. [S.l.], 2007. p. 1470–1475. Citado na página 16.

XIE, S. Advanced robotics for medical rehabilitation: Current state of the art and recent advances. In: . Cham: Springer International Publishing, 2016, (Springer Tracts in Advanced Robotics). Citado na página 16.

# Apêndices

# APÊNDICE A – Diagrama Esquemático Completo do Circuito de Aquisição e Condicionamento

