



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DO  
MARANHÃO

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO MARANHÃO  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS  
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO E SISTEMAS

**WESLEY BESERRA SILVA**

LUVA ELETRÔNICA PARA SUPORTE AO DIAGNÓSTICO E TRATAMENTO DE  
CASOS INICIAIS DE LESÕES POR ESFORÇO REPETITIVO

SÃO LUÍS  
2020

WESLEY BESERRA SILVA

LUVA ELETRÔNICA PARA SUPORTE AO DIAGNÓSTICO E TRATAMENTO DE  
CASOS INICIAIS DE LESÕES POR ESFORÇO REPETITIVO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Computação e Sistemas da Universidade Estadual do Maranhão, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Engenharia de Computação e Sistemas.

Orientador: Prof. Dr. Ewaldo Eder Carvalho Santana. Coorientador: Prof. Dr. Paulo Fernandes da Silva Júnior.

SÃO LUÍS  
2020

Silva, Wesley Beserra.

Luva eletrônica para suporte ao diagnóstico e tratamento de casos iniciais de lesões por esforço repetitivo / Wesley Beserra Silva. – São Luís, 2020.

51 folhas

Dissertação (Mestrado Profissional) - Curso de Engenharia de Computação e Sistemas, Universidade Estadual do Maranhão, 2020.

Orientador: Prof. Dr. Ewaldo Éder Carvalho Santana

Coorientador: Prof. Dr. Paulo Fernandes da Silva Júnior.

1.Luva eletrônica. 2.Suporte ao diagnóstico. 3.Lesão por esforço repetitivo. I.Título

CDU: 681.5:616.7

WESLEY BESERRA SILVA

LUVA ELETRÔNICA PARA SUPORTE AO DIAGNÓSTICO E TRATAMENTO DE  
CASOS INICIAIS DE LESÕES POR ESFORÇO REPETITIVO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Computação e Sistemas da Universidade Estadual do Maranhão, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Engenharia de Computação e Sistemas.

Aprovado em: \_\_\_\_\_ de Maio de 2020

---

Prof. Dr. Ewaldo Eder Carvalho Santana.  
(Orientador - UEMA)

---

Prof. Dr. Paulo Fernandes da Silva Júnior  
(Coorientador - UEMA)

---

Prof. Dr. Mauro Sérgio Silva Pinto  
(Departamento: CCT/UEMA)

---

Prof. Me. Denner Robert Rodrigues Guilhon  
(Departamento de Engenharia Mecânica - CCT/UEMA)

## RESUMO

Neste trabalho é desenvolvida uma luva eletrônica de baixo custo para auxiliar no diagnóstico e tratamento de casos iniciais de lesão por esforço repetitivo e Transtornos Musculoesqueléticos Relacionados ao Trabalho. A lesão por esforço repetitivo faz parte das doenças osteomusculares que envolvem vários trabalhadores e jogadores, afetando milhões de pessoas no mundo. O design das luvas eletrônicas utiliza sensores resistivos, conectados a um microcontrolador, transformando os resultados em quilograma-força e mostra os dados em um ambiente gráfico que pode ser visualizado em um computador pessoal. A partir dos resultados obtidos, para cada dedo, é possível avaliar a quantidade de força aplicada a um objeto, como uma bola de exercício ou demais instrumentos já utilizados para esta finalidade, dando a possibilidade de tratamento especializado para cada dedo ou tendão associado.

**Palavras Chaves:** Luva eletrônica. Suporte ao diagnóstico. Lesão por esforço repetitivo.

## **ABSTRACT**

*In this work is developed a low-cost wearable electronic glove for supported to the diagnosis and treatment of initial cases of repetitive strain injury and Work-related Musculoskeletal Disorders. The repetitive strain injury is part of the musculoskeletal diseases involving several workers and players, affecting millions of people in the world. The electronic glove design uses resistive sensors, connected to a microcontroller, turning the results into kilogram-force, and shows the data in a graphical environment that can be visualized in a personal computer. From the results obtained for each finger, it is possible to evaluate the amount of force applied to an object, such as an exercise ball or other instruments already used for this purpose, giving the possibility of specialized treatment for each finger or associated tendon.*

**Keywords:** *Wearable electronic glove. Support to the diagnosis. Repetitive strain injury*

## LISTA DE FIGURAS

2.1	Músculos da mão; vista palmar. . . . .	13
2.2	Ossos da mão; Intervalo entre os ossos articulares; vista palmar. . . . .	14
2.3	Artérias e nervos da palma; camada profunda após retirada da aponeurose palmar; vista palmar. . . . .	15
2.4	Coefficientes de incidência (/100 mil trabalhadores) e número de casos notificados de LER/DORT por ano – Brasil, 2007 a 2016. . . . .	17
3.1	Sensor A201 da Tekscan <sup>®</sup> . . . . .	22
3.2	Arduino Nano. . . . .	25
3.3	Disco de silicone anexado ao A201 . . . . .	27
3.4	Conexão entre os componentes eletrônicos. . . . .	28
3.5	Protótipo da luva: a) luva com sensores colados; b) Arduino Nano com a bateria, visão posterior; c) segunda camada de luva para proteger os sensores; d) vista posterior da segunda camada . . . . .	29
3.6	Circuito divisor de tensão. . . . .	30
3.7	Fluxo funcional do protótipo. . . . .	30
3.8	Lista de materiais para o condicionamento e calibração. A direita, o concentrador entre a carga de teste e o sensor . . . . .	31
3.9	Gráfico de dispersão decorrente da fase de calibração. . . . .	32
3.10	Gráfico destacando a reta provinda da regressão linear . . . . .	33
4.1	Testes do protótipo com a bola. . . . .	34
4.2	Saída de todos os sensores do protótipo . . . . .	35
4.3	Saída do sensor referente ao dedo mindinho . . . . .	36
4.4	Saída do sensor referente ao dedo indicador . . . . .	36
4.5	Saída do sensor referente ao dedo anelar . . . . .	37
4.6	Saída do sensor referente ao dedo polegar . . . . .	37
4.7	Saída do sensor referente ao dedo médio . . . . .	38

## LISTA DE TABELAS

1	Frequências relativas e absolutas de casos de LER/Dort, por faixa etária e região – Brasil, 2007 a 2016. Fonte: (Sinan/SVS/MS, 2018.). . . . .	18
2	Características do sensor piezoresistivo. Fonte: (TEKSCAN, 2019) . . . . .	24
3	Tabela de preços (Dolár igual a R\$ 4,51 no dia 03/03/2020) . . . . .	28
4	Saída do sensor durante a calibração . . . . .	32

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

<b>ADC</b>	<i>Analog-Digital Converter</i>
<b>AVC</b>	Acidente Vascular Cerebral
<b>CEREST</b>	Centro de Referência em Saúde do Trabalhador
<b>CSV</b>	Comma-Separated-Values
<b>DANTPS</b>	Departamento de Vigilância de Doenças e Agravos não Transmissíveis e Promoção da Saúde
<b>DME</b>	Distúrbios musculoesqueléticos
<b>DORT</b>	Doenças Osteomusculares Relacionadas ao Trabalho
<b>ELA</b>	Esclerose Lateral Amiotrófica
<b>FSR</b>	<i>Force Sensing Resistor</i>
<b>FTDI</b>	<i>Future Technology Devices International</i>
<b>GPIO</b>	<i>General Purpose Input/Output</i>
<b>I2C</b>	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
<b>IDE</b>	<i>Integrated Development Environmen</i>
<b>IBGE</b>	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
<b>IDE</b>	<i>Integrated Development Environment</i>
<b>INSS</b>	Instituto Nacional do Seguro Social
<b>LED</b>	<i>Light-Emitting Diode</i>
<b>LER</b>	Lesões por Esforço Repetitivo
<b>MISO</b>	<i>Master In Slave Out</i>
<b>MOSI</b>	<i>Master Output Slave Input</i>
<b>PWM</b>	<i>Pulse Width Modulation</i>
<b>RX</b>	<i>Receiver</i>
<b>SCL</b>	<i>Serial Clock Line</i>
<b>SCK</b>	<i>Serial Clock</i>
<b>SDA</b>	<i>Serial Data Line</i>
<b>SINAN</b>	Sistema de Informação de Agravos de Notificação
<b>SPI</b>	<i>Serial Peripheral Interface</i>

<b>SS</b>	<i>Slave Select</i>
<b>SVS</b>	Secretaria de Vigilância em Saúde
<b>TTL</b>	<i>Time-To-Liv</i>
<b>TX</b>	<i>Transmitter</i>
<b>TWI</b>	<i>Two-Wire Interface</i>
<b>UART</b>	<i>Universal Asynchronounous Receiver/Transmitter</i>
<b>USB</b>	<i>Universal Serial Bus</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>12</b>
<b>2.1</b>	<b>Lesões por Esforço Repetitivo</b>	<b>13</b>
2.1.1	LER/DORT em membros superiores	18
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>22</b>
<b>3.1</b>	<b>Sensores</b>	<b>22</b>
<b>3.2</b>	<b>Materiais eletrônicos</b>	<b>24</b>
<b>3.3</b>	<b>Materiais de Fixação</b>	<b>27</b>
3.3.1	Montagem	27
<b>3.4</b>	<b>O circuito elétrico</b>	<b>28</b>
<b>3.5</b>	<b>Condicionamento e calibração</b>	<b>31</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>34</b>
<b>5</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>39</b>
<b>5.1</b>	<b>Trabalhos Futuros</b>	<b>39</b>
<b>5.2</b>	<b>Publicações</b>	<b>39</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>40</b>
	<b>Apêndices</b>	<b>44</b>
	<b>Anexos</b>	<b>49</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A lesão por esforço repetitivo (LER) faz parte das doenças osteomusculares que envolvem trabalhadores industriais, músicos e atletas de jogos eletrônicos, além de usuários de dispositivos móveis como celulares, *tablets*, entre outros (KIESLER, 1988; GUIDOTTI, 1992; TJEPKEMA, 2003; SHAFER-CRANE, 2006; MCINNIS, 2019). De acordo com (TJEPKEMA, 2003), LER “é um termo genérico para um grupo de distúrbios geralmente causados por movimentos repetitivos que afetam os músculos, tendões e nervos”, nos quais os pacientes podem apresentar vários níveis de dor, desde um pequeno desconforto até a impossibilidade de mover parte afetada do corpo.

Pesquisas sobre LER relacionadas ao uso extensivo de computadores datam da década de 1980, indicando causas e sintomas relacionados a trabalhadores que exerciam suas atividades usando teclados de computador por várias horas diárias e também sobre músicos com o treino rigoroso de seus instrumentos (KIESLER, 1988; SHAFER-CRANE, 2006).

Nas décadas de 1990 e 2000, foram realizadas várias pesquisas para avaliar casos de LER em vários países, indicando preocupação com o aumento da incidência de casos críticos em pacientes de diferentes idades, ocupações, independentemente do sexo (CHEUNG, 2008; SCHULTZ, 2012; THOMPSON, 2014; MCINNIS, 2019).

De acordo com (MULLER, 2019) com dados de 2019, apenas nos Estados Unidos, foram identificados mais de 1,8 milhão de trabalhadores afetados pela LER. O risco de casos de LER é significativo e, de acordo com (HERMAWAN, 2018), o uso do computador por mais de cinco horas por dia causa risco de lesões por esforço repetitivo. O aumento do número de usuários de dispositivos eletrônicos por um período maior, que está se tornando comum no mundo de hoje, faz com que o número de casos tenda a crescer, indicando a necessidade do desenvolvimento de soluções que possam auxiliar no diagnóstico e tratamento do problema.

Diversos trabalhos desenvolveram luvas para o tratamento e monitoramento de pacientes com diversas patologias. Segundo (FORDUCEY, 2006), uma luva de Rutger foi desenvolvida para o tratamento da síndrome do túnel do carpo, usada para melhorar os exercícios de reabilitação. Uma plataforma de baixo custo para testes em pacientes com Parkinson e Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA), com o uso de sensores resistivos e um acelerômetro foi desenvolvido em (BUSTAMANTE, 2010). Em (AKPA, 2019) foi desenvolvida uma luva para rastrear exercícios de *fitness*, lendo a palma da mão que usa resistores sensíveis à força na prática do atleta. Outros trabalhos usam um resistor sensível à força para diagnosticar e tratar vários problemas relacionados à mão, incluindo: avaliação da função das mãos e tentativas preliminares de avaliar a coordenação das mãos (ZHENG, 2016); sistema de monitoramento de reabilitação manual (GANESON, 2016); uma luva multissensorial para permitir que as mãos protéticas e robóticas sintam simul-

taneamente a pressão, a temperatura e a umidade (POLISHCHUK, 2016); sensoriamento com bola para monitoramento da terapia de reabilitação das mãos em pacientes com AVC (MOHAN, 2013).

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver o protótipo de uma luva que possibilite ao profissional da saúde o monitoramento das atividades desenvolvidas pelo o paciente fora de ambientes hospitalares e ambulatoriais, dando suporte ao diagnóstico e tratamento de estágios iniciais de LER/DORT (Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho). Para alcançar o objetivo geral, os seguintes objetivos específicos são delineados:

- Realizar o levantamento bibliográfico sobre as melhores práticas para recuperação de LER relacionada a pesquisa;
- Projetar e desenvolver um protótipo com um sistema de aquisição de dados;
- Armazenar os resultados obtidos em arquivos que possibilitem o tratamento dos dados.

Esse trabalho está dividido em mais cinco capítulos além desta introdução. No Capítulo 2 é apresentada uma breve abordagem sobre a anatomia da mão, as informações relacionadas ao histórico das doenças ocupacionais referentes ao esforço repetitivo, as campanhas de tratamentos, o estado da arte em relação às tecnologias adotadas, além de abordar, de forma breve, os tratamentos existentes para os casos de LER/DORT. No Capítulo 3 é descrito a metodologia que foi adotada para a pesquisa acerca do projeto inicial do protótipo da luva e seus materiais, com uma pequena explanação sobre o que norteia o funcionamento dos componentes. No Capítulo 4 serão mostrados os resultados acerca do que foi desenvolvido na Capítulo 3 e uma discussão sobre estes resultados em relação aos objetivos propostos será apresentada. Por fim, na Capítulo 5 serão dadas as Considerações Finais sobre o protótipo juntamente com as impressões deste dispositivo em relação ao cenário nacional e internacional atual.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A mão é a parte mais distal dos membros superiores. Composta por uma série de músculos, pequenos ossos, nervos e vasos, ela representa uma das regiões mais complexas e especializadas do corpo humano. Através dela é possível realizar trabalhos que exijam bastante força física, como levantar pesos, agarrar ferramentas rudimentares e executar atividades esportivas pesadas, como também é possível a realização de atividades minuciosas como digitar, fazer cortes precisos, escrever e até mesmo comunicar-se (TORTORA, 2010).

Anterior a mão estão o pulso e o antebraço, duas estruturas que estão intimamente ligadas com as funções e fisiologia da extremidade do membro superior, responsáveis por levar nutrientes, sinais nervosos e também auxiliar os movimentos da mão (TORTORA, 2010).

A mão é formada por dois grandes grupos de músculos: os intrínsecos e extrínsecos. O grupo intrínseco, localizado na parte mais interna da mão, é responsável pelas funções motoras finas e subdivididos em 4 outros grupos: tenares, hipotenares, lumbricais e curtos. O grupo extrínseco origina-se no braço e antebraço e insere-se na mão por meio de tendões. Este grupo é responsável pelos os movimentos brutos e auxiliam os músculos do polegar, punho, carpo e diversos outros. Na Figura 2.1 pode ser observado alguns dos músculos intrínsecos da mão.

Estes músculos estão conectados aos ossos da mão através de tendões e ligamentos. Os dois sistemas, muscular e ósseo, dão suporte ao movimento e sustentação das atividades realizadas pela a mão. Ao total são 27 ossos existentes na mão e são divididos em 3 regiões distintas: carpo, metacarpo e falange. O carpo compreende a região mais próxima ao punho composto dos ossos trapezoide, trapézio, escafoide, semilunar, piramidal, pisiforme, hamato e capitato. O metacarpo encontra-se na região palmar e possui cinco ossos numerados em algarismos romanos de I a V. A região falange corresponde aos dedos, apresentando catorze ossos que são classificados em falanges proximais, cujo ossos estão na base dos dedos; falanges médias que estão compreendidas entre as proximais e distais; e as falanges distais que estão nas pontas dos dedos (TORTORA, 2010). Na Figura 2.2 observa-se uma vista aérea dos ossos da mão.

Junto a musculatura e conjunto de ossos da mão, estão os nervos, arcos e ligamentos. Os nervos principais da mão se classificam em nervo radial, nervo mediano e nervo ulnar. Esses três nervos se originam do plexo braquial, estrutura que é formada de ramos anteriores dos nervos espinhais cervicais e também do nervo torácico. O nervo radial abrange a inervação cutânea enquanto o nervo mediano e ulnar inervam os músculos da mão sendo o mediano responsável pelos os nervos digitais e o ulnar responsável pelos os ramos superficiais, profundos e dorsais (TORTORA, 2010). Na Figura 2.3 pode ser visualizado a inervação da palma da mão.

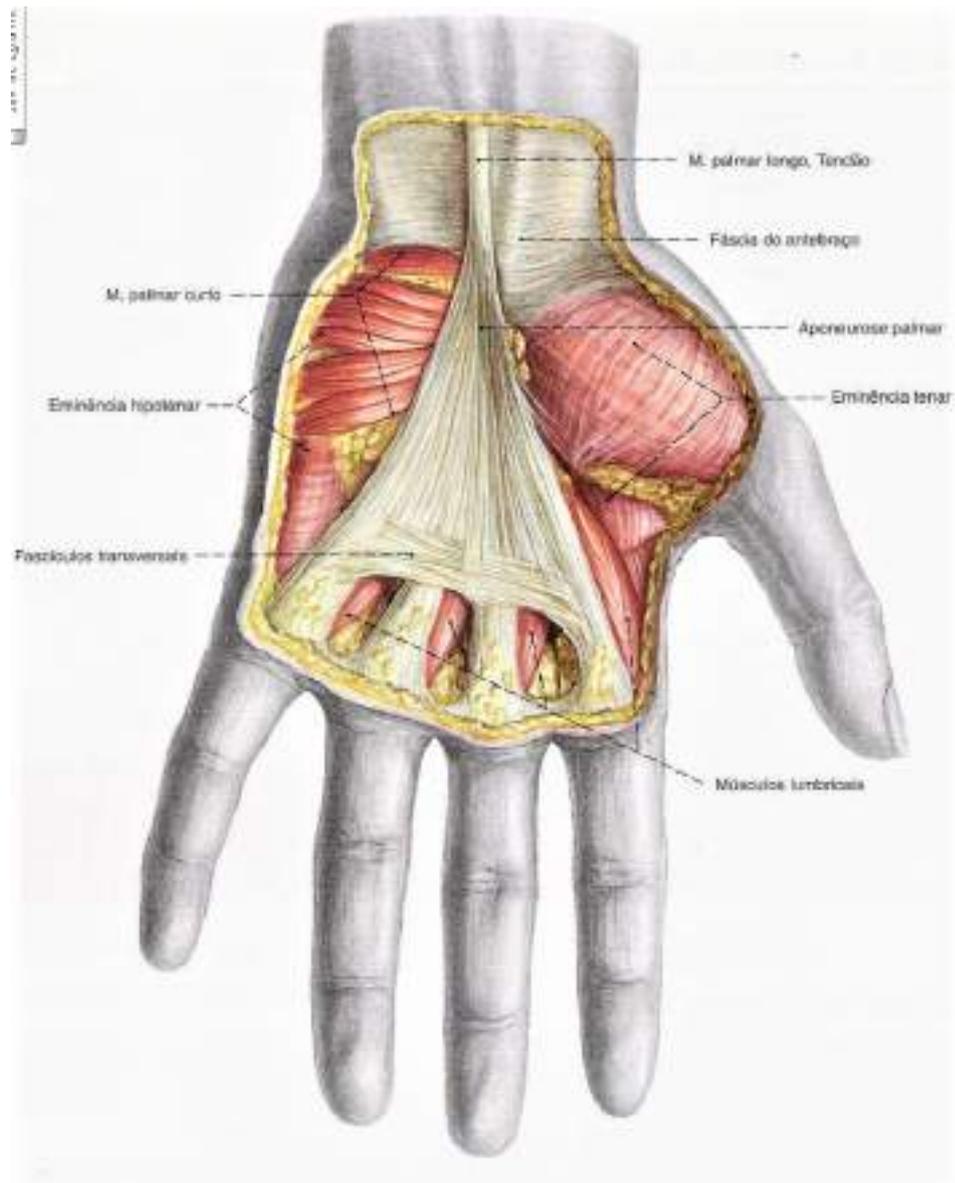


Figura 2.1: Músculos da mão; vista palmar.

Fonte: (SOBOTTA, 2000).

Todas estas estruturas trabalham concomitantemente para exercer as atividades manuais, desde as mais simples, até as mais complexas. Elas, em conjunto com o cérebro, estão continuamente se especializando nas funções exercidas por cada indivíduo, trazendo um novo conjunto de atribuições que anteriormente não eram possíveis, como tocar piano, jogar tênis, pintar um quadro, entre tantas outras. No entanto, estas estruturas podem sofrer desgastes quando expostas a situações que excedem seu limite físico, pois cada uma delas possui uma resistência diferente do material do qual é composto.

## 2.1 Lesões por Esforço Repetitivo

Um dos materiais nacionais que dispõe de análises sobre os quadros de saúde de diversas doenças e agravos crônicos é o Saúde Brasil, uma publicação que ocorre anual-



Figura 2.2: Ossos da mão; Intervalo entre os ossos articulares; vista palmar.  
Fonte: (SOBOTTA, 2000).

mente, organizada e elaborada pelo Departamento de Vigilância de Doenças e Agravos não Transmissíveis e Promoção da Saúde (DANTPS) pertencente a Secretaria de Vigilância em Saúde (SVS) do Ministério da Saúde. Destes estudos serão retirados dados estatísticos que estão relacionadas com fontes como o IBGE, INSS e as unidades de notificações relacionadas a saúde do trabalhador, como o Centro de Referência em Saúde do Trabalhador (CEREST) e o Sistema de Informação de Agravos de Notificação (SINAN). A publicação de 2019 não contemplou os aspectos das doenças ocupacionais, motivo pelo qual se adotou a versão de 2018 que trouxe uma quantidade satisfatória de dados para estudo sobre LER/DORT, nomenclatura que é usada pelo o Ministério da Saúde para referenciar o mesmo assunto.

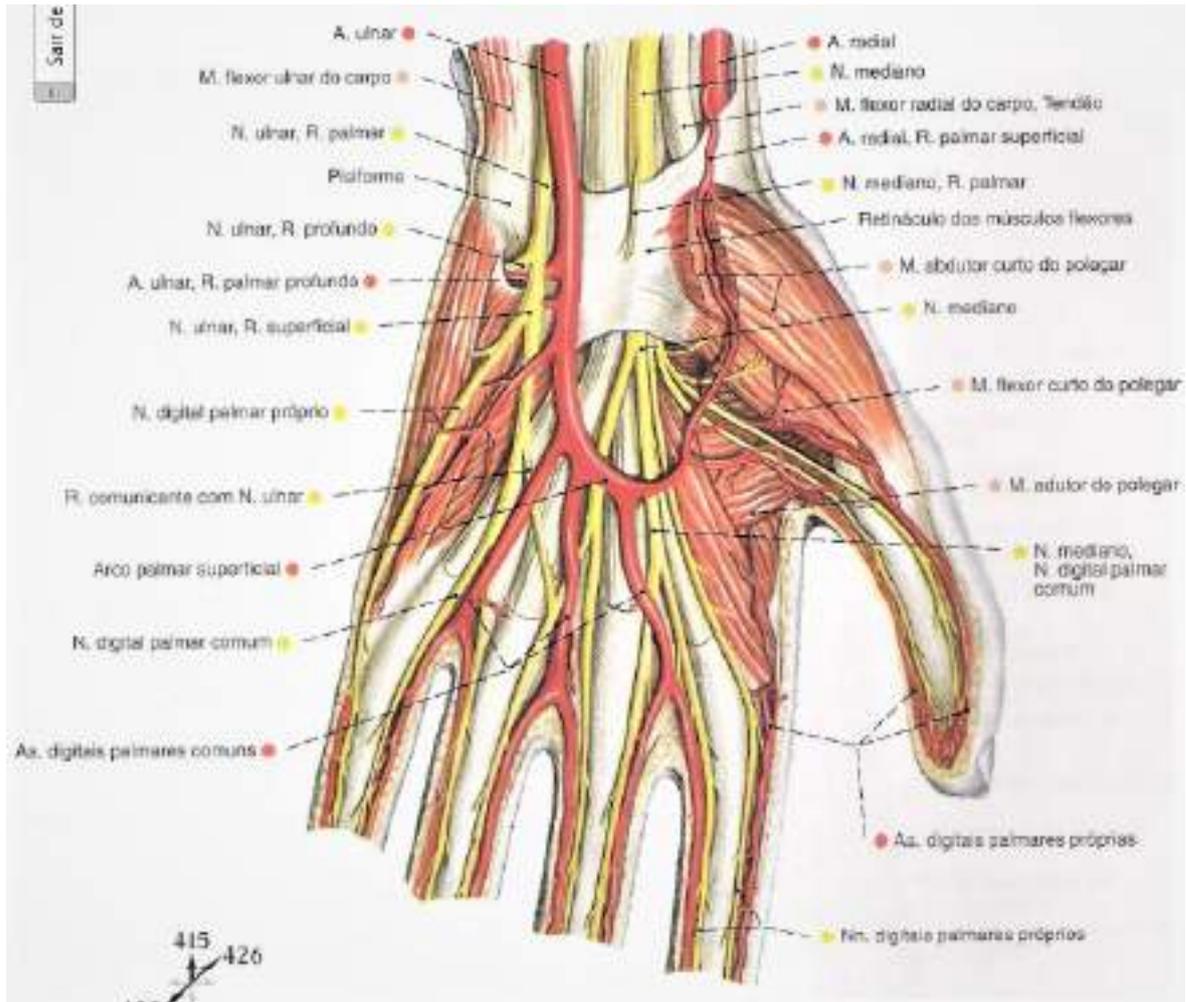


Figura 2.3: Artérias e nervos da palma; camada profunda após retirada da aponeurose palmar; vista palmar.

Fonte: (SOBOTTA, 2000).

Dentre as situações que trazem desgastes às estruturas da mão, estão as laborais. Os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho são, por definição, um subconjunto de distúrbios musculoesqueléticos (DMEs) que decorrem da exposição ocupacional, principalmente devido a um desequilíbrio entre as exigências das tarefas do trabalho e as capacidades funcionais dos indivíduos. Seu impacto na capacidade produtiva tem um custo muito alto, tanto para o trabalhador que sofre com as dores e consequências do afastamento ocupacional quanto para a empresa, visto que os gastos indenizatórios devido a doença tem origem no local de trabalho, e também pela ausência da atividade exercida pelo o trabalhador (COSTA; BAPTISTA; VAZ, 2015). Sua caracterização se dá principalmente por dores, parestesia, sensação de peso e fadiga dos membros superiores, que aparecem vagarosamente podendo ser concomitantes ou não e causam, frequentemente, incapacidade laboral temporária ou permanente (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018).

Segundo o Saúde Brasil 2018, entre os anos de 2007 a 2016 foram notificados 67.599 casos de LER/DORT (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018). Durante este período

foram registrados 3.212 casos em 2007 e 9.122 casos em 2016, o que simbolizou um crescimento de 184%. A média do número de notificações no período foi de 6.760, sendo 3.499 para o sexo feminino e 3.260 para o masculino.

Durante a revolução industrial, a demanda por empregos aumentou significativamente, porém as condições adequadas de trabalho não cresceram com a mesma velocidade, o que ocasionou diversas doenças e acidentes que poderiam invalidar os trabalhadores e até mesmo levá-los ao óbito instantâneo ou posterior. Daí em diante, muitas classes profissionais foram afetadas por condições de trabalho fatigantes, algumas otimizaram suas práticas de trabalho, mas outras permaneceram na mesma situação, principalmente aquelas que exigiam bastante força física como pedreiros, ferreiros e operários de fabricas. Além destas, também são acometidas as profissões que requerem uma repetibilidade contínua de alguns movimentos físicos como operadores de computador, pianistas, bancários e pintores. Somado às profissões que exercem atividades mais pesadas e repetitivas, há também as classes que são prejudicadas por exercerem atividades ocupacionais não ergonômicas, pois a má postura na execução da função lesiona as regiões que serão sobrecarregadas devido este mal posicionamento (VIEGAS; ALMEIDA, 2016).

As LER/DORT já apresentam uma estimativa de crescimento em vários países do mundo, alcançando escalas epidêmicas em nações como Japão, Brasil, Estados Unidos e países escandinavos que já representam mais de 30% de todas as doenças ocupacionais registradas e lideram as causas laborais de sofrimento e incapacidade física (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018).

Os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho chegam a atingir mais da metade da população economicamente ativa, cerca de 50% a 80% desta parcela da população é acometida, sendo os membros superiores os casos mais comuns registrados. Dentre os fatores que mais se associam aos casos de LER/DORT estão a atividade econômica, tempo de trabalho na profissão, o gênero sexual, a idade e a ocupação desenvolvida (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018).

O coeficiente de incidência de LER/DORT, que mede o número de novos casos sob uma determinada população, alcançou entre 2007 e 2016 um aumento de 170,5% sendo em 2007 um coeficiente de 3,5/100 mil e em 2016 um coeficiente de incidência de 9,6/100 mil, destacando-se o ano de 2015 com o maior coeficiente, 9,8/100 mil trabalhadores, como pode ser visto na Figura 2.4.

No Saúde Brasil 2018, também foi pesquisado a incidência dos casos de LER/DORT em relação as regiões do Brasil e em relação a faixa etária. Foi observado que a prevalência se deu entre as regiões Sudeste (95,8/100 mil trabalhadores) e Nordeste (75,8/100 mil trabalhadores). Com relação a faixa etária, a maior incidência mostrou-se entre a idade de 40 e 49 anos (109,5/100 mil trabalhadores) seguido pela a faixa de 30 a 39 anos (86,0/ 100 mil trabalhadores). Estes dados podem ser observados na Tabela 1, onde a segunda coluna representa o número de amostras e a terceira a porcentagem que

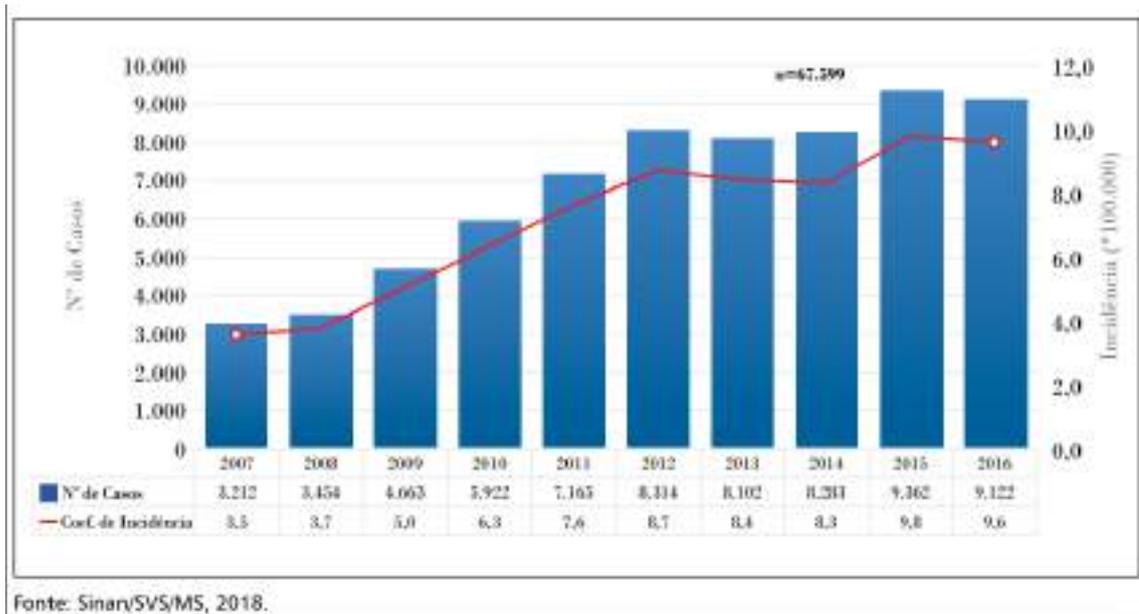


Figura 2.4: Coeficientes de incidência (/100 mil trabalhadores) e número de casos notificados de LER/DORT por ano – Brasil, 2007 a 2016.

Fonte: (Sinan/SVS/MS, 2018.).

estas amostras representam no total de casos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018).

Foram também feitas avaliações quanto às ocupações, notando-se que os grupos mais afetados fazem parte também daqueles com menor grau de escolaridade, dentre eles: faxineiro (4,7%), operador de máquinas fixas (4,6%), alimentador de linha de produção (4,5%), cozinheiro geral (3,1%), montador de veículos (linha de montagem) (2,9%), empregado doméstico (2,9%), pedreiro (2,5%), operador de caixa (1,6%), soldador (1,2%) e motorista de caminhão (1,1%).

Estudos nacionais e internacionais demonstram uma relação entre os fatores determinantes no desenvolvimento da LER/DORT com a ocupação exercida pelos os indivíduos, sendo as atividades nos ramos do comércio e indústria aquelas que mais se destacam segundo dados do Instituto Nacional de Previdência Social, com destaque também para as atividades da construção civil em pesquisas realizadas na França (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018). A incidência destes casos, muitas vezes, está atrelada a condições de trabalho que incentivam a alta produtividade mediante recompensas salariais ou que denotam prestígio profissional, tais condições são suportadas por artifícios como jornadas de trabalhos extensas, sistemas de horas extras e ganho por produtividade induzindo a competição entre os profissionais e sacrificando as condições de saúde destes indivíduos.

Outro dado preocupante se refere a recuperação dos indivíduos que foram notificados no SINAN, somente 1,7% dos casos evoluíram para uma cura, o que demonstra uma ineficiência muito grande neste conjunto de doenças, uma vez que 54% dos casos progrediram para incapacidade temporária, o que denota cronicidade dos sintomas, e 5,4% dos casos foram classificados como incapacidade permanente parcial, situação em que o

Tabela 1: Frequências relativas e absolutas de casos de LER/Dort, por faixa etária e região – Brasil, 2007 a 2016. Fonte: (Sinan/SVS/MS, 2018.).

<b>Faixa etária (anos)</b>	<b>n</b>	<b>%</b>
10 a 14	19	0,0
15 a 19	557	0,8
20 a 24	3.087	4,6
25 a 29	6.592	9,8
30 a 39	20.848	30,8
40 a 49	22.704	33,6
50 a 59	12.006	17,8
60 ou mais	1.786	2,6
<b>Região</b>	<b>n</b>	<b>%</b>
Norte	2.006	3,0
Nordeste	18.363	27,2
Sudeste	39.474	58,4
Sul	5.588	8,3
Centro-Oeste	2.168	3,2

profissional deve ser afastado de suas funções e recorrer a aposentadoria por invalidez (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018).

Contudo, devido as constantes mudanças nas formas de trabalho nas últimas décadas, como o trabalho *home office*, a inversão de turnos, condições de aviso prévio, extensas jornadas de trabalho, desvalorização do trabalhador e alta oferta de profissionais no mercado de trabalho, tornou-se um grande desafio para a Vigilância em Saúde do Trabalhador intervir, com o intuito de otimizar e minimizar as situações de risco, nestes novos ambientes e processos de trabalho.

### 2.1.1 LER/DORT em membros superiores

Entre os casos de LER/DORT, destaca-se aqueles que se concentram nos membros superiores, cujos sintomas podem atingir o sistema muscular, ósseo e nervoso, sendo as causas diversas desde a má postura até a inalação de produtos químicos nocivos, gerando tratamentos igualmente variados que podem agir de forma complementar ou isolada. Estudos demonstram lesões nas inervações da mão, como o nervo médio e ulnar (HEUSER, 2007; COSTA; BAPTISTA; VAZ, 2015); no sistema muscular como tendinites, sinovites e síndrome do túnel do carpo (SHAFER-CRANE, 2006); e desgastes ósseos devido as atividades laborais muito pesadas (COSTA; BAPTISTA; VAZ, 2015).

A Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação classificou algumas medidas para o tratamento e prevenção através da análise de vários trabalhos científicos contidos na base de dados Medline com o objetivo de oferecer informações sobre o tratamento da LER/DORT em membros superiores (FADEL et al., 2013). Neste estudo foram separados 4 grupos de tratamento: O grupo A são os estudos experimentais ou observa-

cionais de melhor consistência; o grupo B são os estudos experimentais ou observacionais de menor consistência; o C são os relatos de casos (estudos não controlados); e o D são opiniões desprovidas de avaliação crítica, baseada em consensos, estudos fisiológicos ou modelos aplicados a animais. Dentre os tratamentos abordados, não se encontrou estudos consistentes sobre o tratamento com imobilização do membro e também acupuntura. Classificou-se como A alguns tratamentos medicamentosos e como B as rotinas de exercícios físicos, medidas educativas e também fisioterapias de alongamento e fortalecimento, estudo que embasou o objetivo deste projeto.

Os tratamentos fisioterápicos de fortalecimento e alongamento visam aumentar a circulação sanguínea, e relaxar os músculos que foram tensionados extensivamente durante um longo período (FADEL et al. 2013). Dentre as técnicas para prevenção e os tratamentos em estágios iniciais da DORT está o uso de bolas, cilindros e elásticos fisioterápicos. Como as atividades são simples, elas podem ser executadas em ambientes domiciliares ou empresariais, sem supervisão médica, o que pode atrasar ou até mesmo piorar o quadro de recuperação ou prevenção do paciente, uma vez que ele pode estar aplicando maior ou menor força do que o recomendado para o tratamento. Por conta de situações similares a esta, muitos trabalhos focaram-se em desenvolver instrumentos que pudessem medir as atividades exercidas pelos os pacientes afim de que os procedimentos fossem monitorados com o intuito de otimizar os tratamentos ou até mesmo as rotinas de diagnósticos exercidas pelos os profissionais, visto que eles também estão passíveis de erros de técnica devido a situações diversas, desde condições emocionais e psicológicas até limitações físicas em alguns de seus sistemas sensoriais.

Um dos primeiros documentos científicos sobre o uso da tecnologia para auxílio ao diagnóstico DE doenças remonta ao ano de 1916, quando os professores de Havard, R. W. Lovett, J. Brown, B. Brown e E. G. Martín. Eles desenvolveram um método de avaliação da fadiga de determinados grupos musculares de crianças através de um dinamômetro mecânico, que era preso a algumas partes do corpo humano, como membros superiores e inferiores e suas extremidades, através de braçadeiras e os valores eram registrados em cartões assim que o conjunto de músculos avaliados começasse a diminuir a força aplicada (LOVETT, 1916). O invento dependia do treino de ajudantes que posicionariam os dinamômetros e os pacientes para a correta aquisição dos dados, mas, apesar das limitações, contribuiu para a aquisição de sinais biológicos na medicina.

Diversos equipamentos mecânicos foram desenvolvidos nos anos posteriores, mas, com o avanço dos dispositivos eletrônicos, um aumento destes dispositivos foi observado nos anos 1960 (GULER, 2016). Em 1975 foi possível realizar medições de força através de dinamômetros digitais o qual avaliava a força produzida pelos os dedos de acordo com a posição do pulso (HAZELTON, 1975). Neste trabalho, já se usavam módulos de aquisição e calibração do sinal, o que já mostrava um certo nível de tratamento dos dados. O sinal era captado por *strain gauges* e pontes de *Wheatstone* faziam parte do circuito de

calibração do dispositivo.

Em 1963, Kerr publicou um dos primeiros estudos sobre o efeito da piezoresistência aplicado a transdutores, efeito este que é utilizado por alguns tipos de sensores designados para a aquisição de força ou pressão. Kerr descreveu que o efeito piezoresistivo é a mudança na resistividade de um sólido causada pelo estresse aplicado. Em certos materiais semicondutores, esse efeito é grande o suficiente para uso em transdutores eletromecânicos (KERR; MILNES, 1963). Deste efeito, desenvolveu-se o sensor piezoresistivo que serviu para trabalhos diversos na área da robótica e medicina a partir da década de 80 (WONG; VAN DER SPIEGEL, 1985); (TISE, 1988), (HATZIVASILIOU; TZAFESTAS, 1994).

Na década de 80 e 90, alguns trabalhos se concentraram em otimizar o sinal captado pela a força exercida pela mão através de técnicas de flexão (OHTSUKI, 1981; RADWIN, 1992), uso de sensores variados (JENSEN, 1991; RADWIN, 1992) e ferramentas ergonômicas que viabilizassem uma melhor experiência ao usuário (AMIS, 1987; FELLOWS; FREIVALDS, 1989; ROSENBERG; SLATER, 1999). Dentre as aplicações dos trabalhos desta época, pode ser dado ênfase no trabalho de Jensen e Randwin (JENSEN, 1991; RADWIN, 1992) com estudos na área de reabilitação para lesões nas mãos. Através de sensores de polieterimida depositado sobre um material termoplástico, acoplado com um domo de epóxi, foi possível fazer aquisições da força aplicada sobre as falanges distais das mãos dos voluntários de ambos os trabalhos. No trabalho de Radwin (RADWIN, 1992), desenvolveu-se um domo de epóxi para concentrar a carga aplicada a um só ponto no sensor, evitando variações de leitura devido ao espalhamento da força ao longo da área sensível do transdutor. Para isto, ele aplicou e testou dois métodos de calibração, um estático e outro dinâmico, os dois através de dinamômetros, e adotou o método de calibração estático por apresentar melhores resultados. Foram executados vários testes de performance do sensor e concluiu que o sensor com o domo acoplado teria várias aplicações biomecânicas, desde a área esportiva até a de reabilitação de pacientes com lesões nas mãos. No trabalho de Jensen (JENSEN, 1991), foi utilizado o mesmo domo para avaliar a força exercida por cada dedo ao pressionar um aparato que continha um *strain gauge* fixado a pesos conhecidos; o autor concluiu que a contribuição média dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo são 33%, 33%, 17% e 15%, respectivamente, para o exercício de pinça onde os quatro dedos pressionam um objeto que está apoiado no dedo polegar.

Entre os anos de 2000 a 2019, os trabalhos nessa linha utilizaram-se de luvas (FRANCÉS, 2019) e mesclaram as técnicas emergentes de rastreamento de movimentos através da combinação de sensores (CAO, 2019), exercícios auxiliados por realidade virtual (GRUBIŠIĆ, 2015), a fim de tornar mais acessível à população (TUTTLE; JACUINDE, 2011) além de baratear os custos para profissionais e pacientes que participassem do processo de diagnóstico e tratamento de lesões em diferentes regiões do corpo. Dentre os trabalhos

das últimas duas décadas, pode-se destacar o trabalho de Tuttle e Jacuinde (TUTTLE; JACUINDE, 2011), os quais usaram sensores FSR para captar a força exercida pela a falange distal de professores do curso de fisioterapia da Universidade de Griffith, na Austrália. O objetivo era auxiliar professores e alunos nas aulas práticas de fisioterapia musculoesquelética em relação a força aplicada pelas as pontas dos dedos dos professores na espinha cervical, pois os métodos tradicionais não possuíam o retorno da força exercida e isso aumentava as chances de causar danos durante a prática destas técnicas. Através do critério adotado, o dispositivo deveria custar menos de 100 dólares, deveria ser fácil de usar e calibrar, não deveria interferir nas técnicas de fisioterapia estudadas, deveria prover um retorno com acurácia para forças de até 50 N, não havendo necessidade de habilidades especializadas para sua construção. O resultado obtido pelo o estudo foi um dispositivo com valor inferior a 30 dólares, possibilitando discussões sobre as diversas áreas que aquele dispositivo poderia ser usado, com a possibilidade de ser desenvolvido uma luva para aumentar a eficácia. Este trabalho serviu como base para esta pesquisa, e utiliza os mesmos sensores para captação da força exercida pelos os dedos avaliados.

Neste capítulo foram apresentados os dados estatísticos sobre as lesões por esforço repetitivo, uma breve abordagem sobre a anatomia da mão além do histórico de técnicas utilizadas para o diagnóstico e tratamento da LER e também os projetos similares que foram desenvolvidos no último século. No próximo capítulo serão descritos os componentes utilizados para o desenvolvimento do protótipo e descrito sua montagem e conceitos matemáticos que caracterizam o funcionamento da luva.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto de luva para suporte ao diagnóstico de lesões causadas por movimentos repetitivos visa ser de fácil manuseio e permitindo seu uso em procedimentos profissionais da área da saúde cuja as técnicas exijam uma resposta tátil, colaborando para a otimização destas técnicas sem causar interferência na sua aplicação.

O dispositivo proposto será desenvolvido como uma luva que pretende adquirir a força imposta pelo indivíduo a uma bola de exercícios, com diâmetro de 110 milímetros, ou outro meio de exercício de compressão da mão, utilizando sensores piezo-resistivos A201 da Tekscan<sup>®</sup>, localizados nos pontos de contatos específicos, como a ponta dos dedos. Os sinais coletados pela a luva eletrônica foram executados no Laboratório de Aquisição e Processamento de Sinais (LAPS) da Universidade Estadual do Maranhão (UEMA). O processamento será realizado com a plataforma Arduino Nano, com a possibilidade de avaliação dos resultados pela a equipe de saúde responsável e a indicação de correção, caso necessário.

Os materiais adotados para o projeto podem ser agrupados em: sensores, materiais eletrônicos e materiais de fixação. Estas categorias serão abordadas com o objetivo de apresentar a finalidade dos componentes no desenvolvimento do projeto e destacar suas características relevantes.

#### 3.1 Sensores

O sensor A201 da Tekscan<sup>®</sup> é um transdutor flexível composto por duas camadas finas de filme poliéster cuja função é isolar e proteger o material condutor que é impresso na extremidade arredondada do sensor e se estende até os três conectores retangulares que permitem a integração do sensor com o circuito através da soldagem dos pinos, como pode ser visto na Figura 3.1.



Figura 3.1: Sensor A201 da Tekscan<sup>®</sup>

Fonte: (TEKSCAN, 2019).

O modelo A201 é feito em um material maleável, permitindo seu uso em diversas aplicações e ambientes, podendo suportar temperaturas negativas de até  $-9^{\circ}\text{C}$  e também alcançar a temperatura de  $74^{\circ}\text{C}$  (TEKSCAN, 2019), além de medir forças de 4,4 N a 445 N mediante a configuração do circuito elétrico ao qual está instalado. Sua flexibilidade permite que ele seja dobrado em ângulos próximos a  $120^{\circ}$ , adequando-se à necessidade desta aplicação, pois não sofre interferências na sua resposta ou danos físicos ao seu material, levando em consideração que a área sensível se encontra somente na extremidade arredondada do sensor.

A área sensível do sensor tem um diâmetro de 9,53 mm, conforme consta na Tabela 2, mas, apesar disso, é necessário que a carga aplicada a ela seja distribuída de maneira uniforme, a fim de garantir a acurácia e repetibilidade das leituras. Com o intuito de tornar as leituras uniformes, pequenos discos devem ser presos à área sensível, evitando-se as bordas, e a força aplicada deve ser perpendicular a esta área. Forças de cisalhamento podem danificar e diminuir a vida útil do sensor, sendo necessário o reforço dele com materiais mais resilientes (TEKSCAN, 2019).

Todo sensor possui propriedades referentes ao seu comportamento quando submetido a um meio. Esse comportamento é dividido em características de performance que se relacionam e identificam o sensor afim de que o mesmo seja utilizado dentro de suas condições de resposta normal e confiável. Dentre as características mais relevantes, é importante destacar o conceito de repetibilidade, linearidade, histerese, desvio e sensibilidade à temperatura (TEKSCAN, 2019).

- Repetibilidade é a habilidade do sensor de responder da mesma forma para a mesma quantidade de grandeza aplicada. Essa característica dá confiabilidade à aquisição de um sinal;
- Linearidade refere-se a resposta de um sensor que deve seguir um padrão de linha reta em um gráfico de análise da grandeza avaliada em relação ao período de aquisição daquele sinal. Qualquer conjunto de respostas que fuja do padrão de reta é caracterizado como resposta não-linear;
- Histerese é a diferença na resposta do sensor durante o carregamento e o descarregamento com a mesma quantidade de grandeza. Para entradas estáticas e aplicações em que a entrada é apenas incrementada e não decrementada, os efeitos da histerese são mínimos. Entretanto, caso haja muitas cargas e descargas da mesma quantidade de grandeza de forma sucessiva, há a possibilidade de erro causada pela a histerese;
- Deriva é a alteração na saída do sensor quando uma grandeza constante é aplicada durante um período de tempo. Se o sensor for mantido sob uma entrada constante, as características do sensor podem mudar como, por exemplo, a resistência do sensor diminuir continuamente e a saída aumentar gradualmente;
- Sensibilidade à temperatura é a variação da resposta do sensor de acordo com a variação da temperatura submetida a ele.

Adequar essas características tornam a leitura de um sensor mais fidedigna com o que está sendo medido e isto pode ser feito através dos processos de calibração e condicionamento. A Tabela 2 mostra as características de performance do sensor flexível A201 da Tekscan<sup>®</sup>.

Tabela 2: Características do sensor piezoresistivo. Fonte: (TEKSCAN, 2019)

<b>Propriedades</b>	
Espessura	0.208 mm
Comprimento	203 mm; 152 mm; 102 mm; 51mm
Largura	14 mm
Área Sensível	9,53 mm
Conector	3 pinos machos retangulares (pino central inativo)
<b>Performance</b>	
Faixa de força	4,4 N; 110 N; 440 N
Faixa de temperatura operacional	-9°C a 60°C
Linearidade do erro	+/- 3% da escala total
Repetibilidade	+/- 2,5% da escala total (com o sensor condicionado e 80% da força aplicada)
Histerese	<4,5% da escala total (com o sensor condicionado e 80% da força aplicada)
Deriva	<5% em escala de tempo logaritimica (carga constante de 90%)
Tempo de resposta	<5 microsegundos
Varição na temperatura / °C	0,36% / °C Cargas < 4,5 kg, a temperatura operacional pode ser diminuída para 74°C

O comportamento do A201 se assemelha a um resistor variável, pois, à medida que a área sensível é pressionada, sua resistência diminui proporcionalmente e, quando solto, sua resistência pode ultrapassar valores maiores que 5 M $\Omega$  fazendo com que ele se comporte como um ponto aberto no circuito para correntes e tensões baixas.

### 3.2 Materiais eletrônicos

Componentes eletrônicos foram escolhidos para o desenvolvimento da luva, como elementos de conectividade, resistências e placas de prototipagens. Esses componentes estão listados abaixo:

- Resistores de 1 M $\Omega$ ;
- Bateria de 5V;
- Cabo micro USB;
- Notebook;
- Arduino Nano;

Segundo Monk (2017, p. 23):

O Arduino é uma pequena placa de microcontrolador contendo um plugue de conexão USB (Universal Serial Bus), que permite a ligação com um computador, além de contar com um conjunto de pinos de conexão, que torna possível a ligação de dispositivos eletrônicos externos, como motores, relés, sensores luminosos, diodos a laser, alto-falantes, microfones e outros. Os arduinos podem ser energizados pelo computador através de um cabo USB, por uma bateria de 5V ou por uma fonte de alimentação. Eles podem ser controlados diretamente pelo computador, ou então podem ser programados primeiro pelo computador e em seguida desconectados, permitindo assim que trabalhem independentemente do computador.

O Arduino foi desenvolvido a partir do microcontrolador Wiring, criado pelo artista e designer Hernando Barragán em 2004. Existia uma necessidade de vincular pequenos projetos artísticos às ferramentas eletrônicas sem que houvesse um conhecimento técnico muito aprofundado para isso, então, em 2005, a equipe constituída por Massimo Banzi, David Cuartielles, Dave Mellis, Gianluca Martino e Nicholas Zambetti criou o primeiro Arduino com a intenção de usá-lo em uma aula de projetos na instituição Ivrea, Itália. O objetivo da equipe era que fosse uma placa de prototipagem barata, com uma IDE, programável via USB e alimentada por uma comunidade (GIBB, 2010). Atualmente é uma das placas de prototipagens mais utilizadas no mundo, tanto por entusiastas como pela a comunidade científica, pois atrela a facilidade de uso com uma comunidade de usuários que estão sempre trabalhando para aperfeiçoar a experiência desta ferramenta.

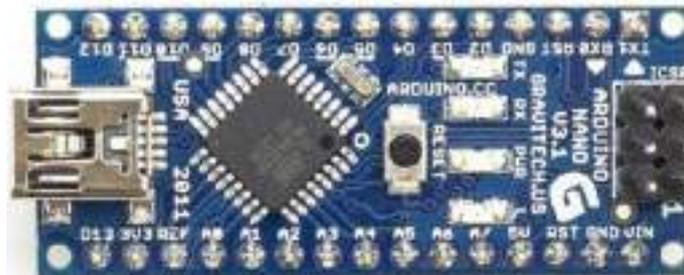


Figura 3.2: Arduino Nano.

O Arduino Nano pode ser alimentado de três maneiras: através da conexão USB Mini-B; fonte de alimentação externa não regulada dentro do range de 6 a 20 Volts no pino 30; ou por uma fonte regulada de 5V no pino 27. A fonte de energia será selecionada de acordo com a fonte com tensão mais alta, de forma automática. Os 14 pinos digitais podem ser usados tanto como entrada como saída através das funções `pinMode()`, `digitalWrite()` e `digitalRead()`. Todos esses pinos operam a 5 V e cada um deles pode fornecer ou receber 40 mA, no máximo, 40 mA além de possuir um resistor pull-up interno de 20 a 50 k $\Omega$ , mas é desconectado por padrão (ARDUINO, 2020). Além disso, alguns pinos possuem funções especializadas:

- Serial: 0 (RX) e 1 (TX). Utilizado para receber (RX) e transmitir dados em série

TTL (TX). Esses pinos são conectados aos pinos correspondentes do chip serial FTDI USB-to-TTL;

- Interrupções externas: 2 e 3. Esses pinos podem ser configurados para acionar uma interrupção em um valor baixo, em uma borda ascendente ou descendente ou em uma alteração no valor;
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10 e 11. Fornece saída PWM, função que controla o tamanho do pulso do sinal, de 8 bits com a função `analogWrite()`;
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Esses pinos suportam a comunicação SPI;
- LED: 13. Há um LED embutido que está conectado ao pino digital 13. Quando o pino está no valor ALTO, o LED fica aceso, quando o pino está BAIXO, está apagado.

O Nano possui 8 entradas analógicas, cada uma delas com 10 bits de resolução, que corresponde a 1024 valores diferentes. Por padrão, seu range varia do *ground* a 5 volts, embora seja possível alterar a extremidade superior de seu intervalo usando a função `AnalogReference()`. Os pinos analógicos 6 e 7 não podem ser usados como pinos digitais (ARDUINO, 2020). Além disso, alguns pinos têm funcionalidade especializada:

- I2C: A4 (SDA) e A5 (SCL). Suporte à comunicação I2C (TWI) usando a biblioteca `Wire`;
- AREF: tensão de referência para as entradas analógicas. Usado com `analogReference()`;
- Reset: normalmente usado para adicionar um botão de *reset* aos *shields* que bloqueiam o botão que realiza esta função na placa.

O Arduino Nano comunica-se através de alguns canais e protocolos, o ATmega328 dispõe de comunicação serial UART TTL (5V), através do pino 0 para leitura e o pino 1 para escrita, ambas digitais. A comunicação serial é feita por um chip FTDI FT232RL via USB e portas de comunicação virtuais são fornecidas pelos os *drivers* FTDI para o software no computador através do software do Arduino. O software do Arduino permite que strings sejam enviadas para a placa do Arduino por meio de um monitor serial. Os LEDs de leitura e escrita da placa piscarão quando os dados forem transmitidos ao computador (exceto para os pinos 0 e 1 em uma comunicação serial). O ATmega328 no Arduino Nano vem com um *bootloader* em sua memória e, por meio desse gerenciador, é possível fazer *upload* de um novo código para a placa sem o uso de um programa externo através do protocolo STK500 (ARDUINO, 2020).

Por fim, o Arduino é uma ferramenta multi-plataforma com versões e suporte para Windows, Mac e Linux, disponível para aquisição em lojas virtuais e também através de distribuidores parceiros da fabricante em cidades de grande porte. Com o software e o hardware abertos para melhorias, o Arduino se tornou uma ferramenta de fácil acesso e uso, cobrindo a proposta deste projeto. As especificações técnicas e esquemáticos eletrônicos podem ser vistos na sessão de anexos.

### 3.3 Materiais de Fixação

Alguns elementos foram utilizados para garantir a disposição correta dos componentes eletrônicos e também dos sensores, são eles: luva de nylon, luva de algodão com poliéster, discos de silicone de 8 mm com adesivo, cola para tecido, cola epóxi e velcro.

#### 3.3.1 Montagem

Para garantir a uniformidade do sinal, foi colado discos de silicone nos dois lados da área sensível do A201, tomando o cuidado necessário para evitar a região das bordas, conforme pode ser visto na Figura 3.3. Os sensores, juntamente com os discos, foram fixados na luva de algodão com poliéster através da cola tecido, de forma que às regiões sensíveis dos sensores ficassem na ponta dos dedos e uma luva de nylon foi colocada por cima pra proteger os sensores contra os impactos.

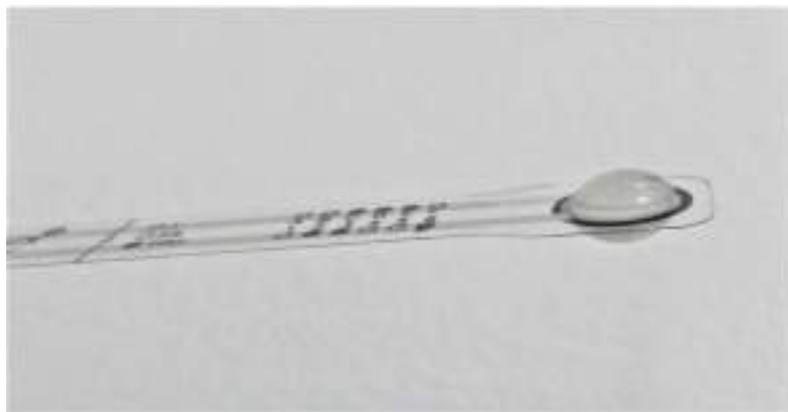


Figura 3.3: Disco de silicone anexado ao A201

Fonte: (Autor).

Os conectores foram soldados a *jumpers*, sendo que um dos cabos foi diretamente conectado na fonte de tensão enquanto o outro foi soldado a uma porta de leitura analógica do Arduino e também a um resistor de  $1\text{ M}\Omega$ , resistor este que teve sua extremidade livre conectada ao *ground* do circuito. Na Figura 3.4 é ilustrado a conexão dos cabos. Então o Arduino foi fixado na luva por um velcro na região onde se encontra a parte superior do punho, evitando assim que a placa atrapalhe os movimentos das técnicas que serão executadas com a luva.

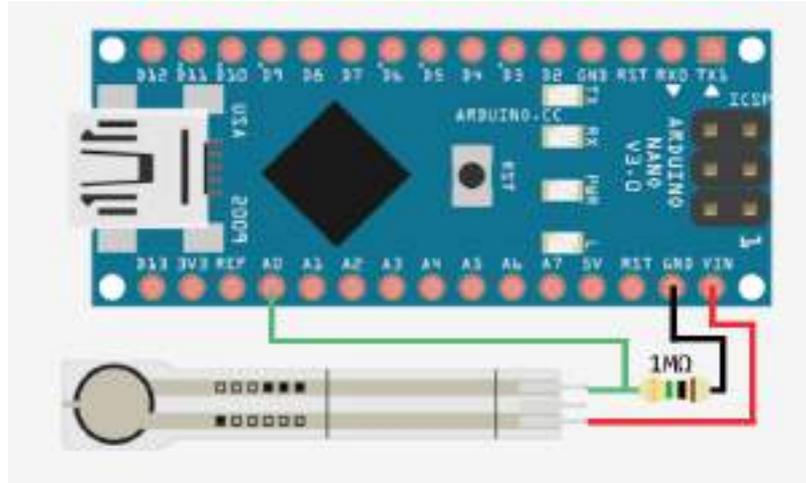


Figura 3.4: Conexão entre os componentes eletrônicos.

Por fim, o Arduino foi conectado a um cabo USB para possibilitar a conexão com o computador afim de coletar os dados captados pelos os sensores e enviados ao Nano, que foi alimentado por uma bateria de 5V, conforme visto na Figura 3.5. Afim de evitar interferências pelas as extremidades dos cabos, todas as pontas foram soldadas. Destaca-se os sensores no quadrante superior esquerdo e o microcontrolador no quadrante superior direito da Figura abaixo.

O levantamento dos materiais e seus preços foi feita na Tabela 3. Os sites escolhidos para a pesquisa foram o [www.americanas.com.br](http://www.americanas.com.br) e o [www.baudaeletronica.com.br](http://www.baudaeletronica.com.br), exceto pelo o sensor A201, consultado no próprio site da fabricante.

Tabela 3: Tabela de preços (Dolár igual a R\$ 4,51 no dia 03/03/2020)

Componentes	Valor	Componentes	Valor
Alicate de corte	R\$ 11,20	Bateria de lítio	R\$47,61
Clip de bateria	R\$ 0,77	Cola tecido	R\$ 14,25
Arduino nano com USB	R\$ 29,00	Pacote de adesivo velcro	R\$ 14,90
Luva nylon	R\$ 6,44	Luva poliéster	R\$ 5,90
Batentes de silicone	R\$ 9,60	5 unidades do sensor A201	US\$ 91,63
Cola epóxi	R\$ 13,90	<b>Total aproximado</b>	<b>567 reais</b>

### 3.4 O circuito elétrico

O projeto de luva adota um padrão simples de circuito elétrico para captar corretamente o sinal emitido pelos os sensores e entregar este sinal ao Arduino, o divisor de tensão. O divisor de tensão é um arranjo elétrico capaz de captar uma fração da tensão de origem através da associação de dois elementos resistivos (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2004). A corrente, ao passar pelo o primeiro resistor terá sua tensão decrementada e se



Figura 3.5: Protótipo da luva: a) luva com sensores colados; b) Arduino Nano com a bateria, visão posterior; c) segunda camada de luva para proteger os sensores; d) vista posterior da segunda camada

Fonte: (Autor).

deparará com um segundo resistor oferecendo mais um empecilho para seu fluxo; porém, um ponto de prova é colocado antes do segundo resistor e, por conta disso, a tensão pode ser lida entre este ponto e o *ground* que está logo após o segundo resistor. Na Figura 3.6 ilustra-se o que foi explicado.

Portanto, a tensão de saída desse circuito deverá ser representada como a tensão de entrada relacionada pela a razão entre os resistores, o que sempre gerará uma tensão de saída menor que a de entrada. A equação 1 representa esta relação:

$$V_{OUT} = \frac{V_{IN}R_2}{R_1 + R_2} \quad (1)$$

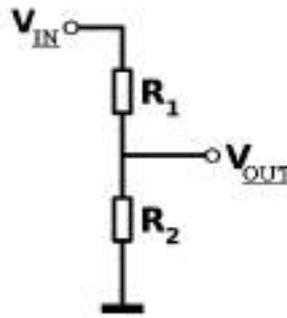


Figura 3.6: Circuito divisor de tensão.

Fonte: (Autor).

Onde  $V_{OUT}$  representa a tensão de saída que será lido pelo o Arduino,  $V_{IN}$  representa a tensão de entrada que virá do pino de 5 V do Nano,  $R_2$  representa o resistor fixo que fará a divisão da tensão e  $R_1$  representa o sensor A201.

O fluxo dos dados terá origem ao pressionar o sensor com uma força perpendicular que alterará a resistência do A201 fazendo com que ocorra uma variação na tensão de saída do circuito. Esta tensão será recebida pelo o Arduino e será convertida em um sinal digital que será enviado a um computador através do cabo USB para que seja armazenado, analisado e transformado em gráfico posteriormente. Um esquema resumido pode ser visto na Figura 3.7.

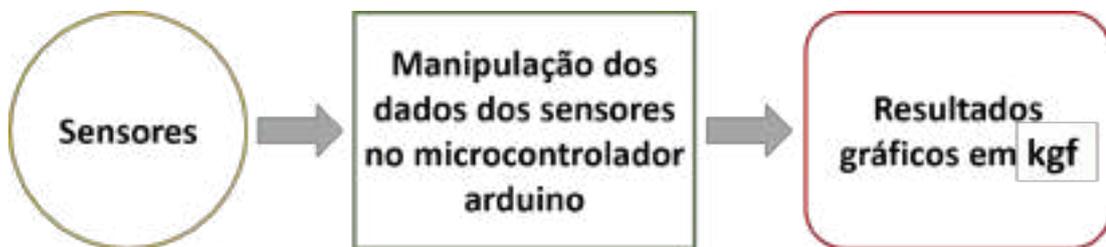


Figura 3.7: Fluxo funcional do protótipo.

Fonte: (Autor).

Os dados serão salvos no formato CSV através de um programa que estará lendo a portal serial que estará conectada ao computador por meio do cabo USB. Estes dados poderão ser tratados afim de que possam ser gerados gráficos de cada sensor de forma isolada, permitindo ao leitor destas informações uma compreensão personalizada do comportamento de cada dedo, o que torna a luva flexível para diversos tipos de técnicas. Entretanto, é necessário que o condicionamento e calibração dos sensores seja feita a cada conjunto de medições, pois isso diminui os erros uma vez que os sensores serão ajustados para o cenário adequado visto que cada cenário pode apresentar um range de força diferente.

### 3.5 Condicionamento e calibração

O condicionamento e calibração são processos de adequação dos sensores às cargas que serão submetidas a ele afim de que se torne conhecido a variação da grandeza aplicada para cada situação objetivando diminuir os erros e aumentar a acurácia (TEKSCAN, 2019).

O condicionamento é requerido para novos sensores ou para sensores que passaram muito tempo sem utilização. Esse processo visa diminuir a histerese e a deriva visto que o sensor será preparado para receber a carga que será aplicada a ele semelhantemente a uma atividade de alongamento de um atleta.

Para a realização do processo de calibração e condicionamento do sensor, foi utilizado um galão de 5 litros com um medidor de água. O peso do galão foi desprezado, portanto, as medidas dadas em kgf são aproximações. Também foi utilizado um concentrador da força exercida pelo o galão para que incidisse somente sobre a área sensível do A201, como pode ser visto na Figura 3.8. A carga máxima de teste foram 4 litros, pois, no processo de condicionamento, seria necessário que essa carga fosse ultrapassada.



Figura 3.8: Lista de materiais para o condicionamento e calibração. A direita, o concentrador entre a carga de teste e o sensor

Fonte: (Autor).

Para condicionar o sensor, foi colocado, perpendicularmente, 110% do peso de teste, permitindo que o sensor pudesse se estabilizar e, após isso, foi removido o peso. O processo foi repetido cinco vezes. É importante denotar que a interface entre o sensor e o material de teste deve ser a mesma durante o condicionamento e durante a calibração e o teste real. Além disso, o processo de condicionamento sempre deve ser feito antes do processo de calibração.

Calibração é o método pelo qual a saída elétrica do sensor está relacionada a uma unidade de uma grandeza real, como quilograma-força ou Newtons. Para calibrar, deve ser aplicada uma força conhecida ao sensor e igualar a tensão de saída a essa força, levando em consideração que a faixa de temperatura no momento da calibração deve ser a mesma do cenário real. Esta etapa deve ser repetida com um número de forças conhecidas que se aproximam da faixa de carga a ser usada no teste.

A calibração foi feita com incrementos de 250 ml, a partir de 500 ml, até alcançar o valor de teste máximo de 4 litros. Os valores das tensões de cada um desses incrementos foram registradas e estão relacionados na Tabela 4. Afim de que os dados fossem mostrados como medida de força, os pesos usados foram multiplicados pela força gravitacional da Terra ( $g = 9,80665$ ). Estes valores convertidos foram plotados num gráfico para que fossem analisados afim de caracterizar a resposta do sensor conforme consta na Figura 3.9.

Tabela 4: Saída do sensor durante a calibração

Capacidade (Litros)	Tensão captada	Capacidade (Litros)	Tensão captada
0,5 litro	1,89 V	2,5 litros	2,76 V
0,75 litro	2,07 V	2,75 litros	2,89 V
1 litro	2,21 V	3 litros	2,95 V
1,25 litros	2,34 V	3,25 litros	3,07 V
1,5 litros	2,42 V	3,5 litros	3,13 V
1,75 litros	2,54 V	3,75 litros	3,21 V
2 litros	2,60 V	4 litros	3,29 V

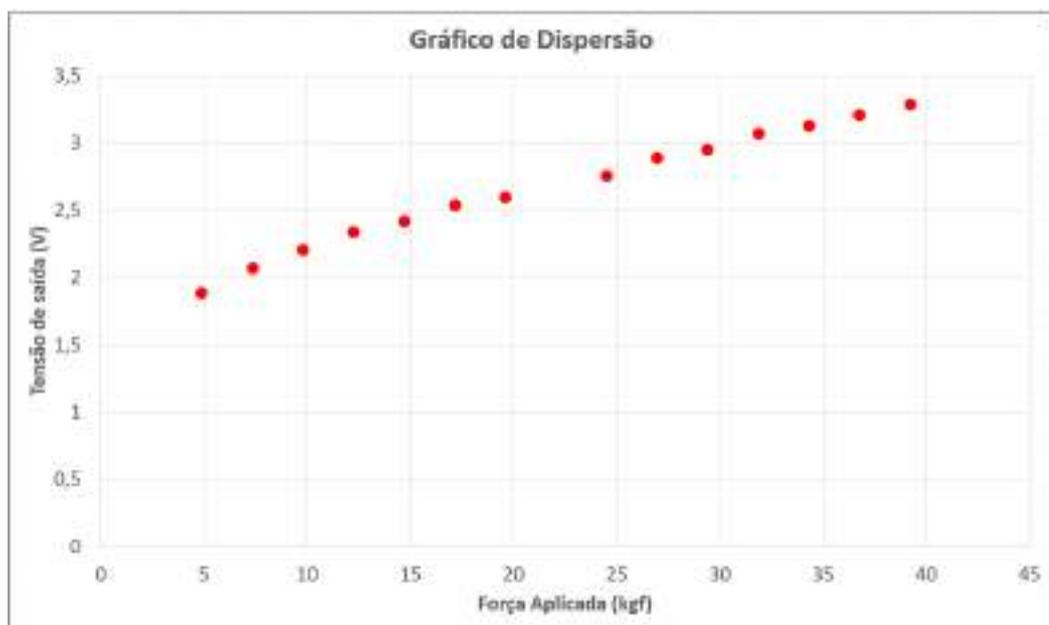


Figura 3.9: Gráfico de dispersão decorrente da fase de calibração.

Fonte: (Autor).

Como pode ser visto na Figura 3.9, é visualizado no gráfico os valores contidos na

Tabela 4, este gráfico apresenta o comportamento de um gráfico de dispersão e, por conta disso, uma regressão linear foi feita para encontrar a equação que pudesse caracterizar o comportamento do sensor mediante as cargas conhecidas. A equação contida na Figura 3.10 é a regra que caracteriza a resposta do sensor, onde a variável Y simboliza a tensão referente à força aplicada na variável X. Com o objetivo de analisar a força exercida sobre os sensores, foram convertidas as unidades de medidas nos gráficos de litro para quilograma-força; a partir daqui essa unidade será adotada.

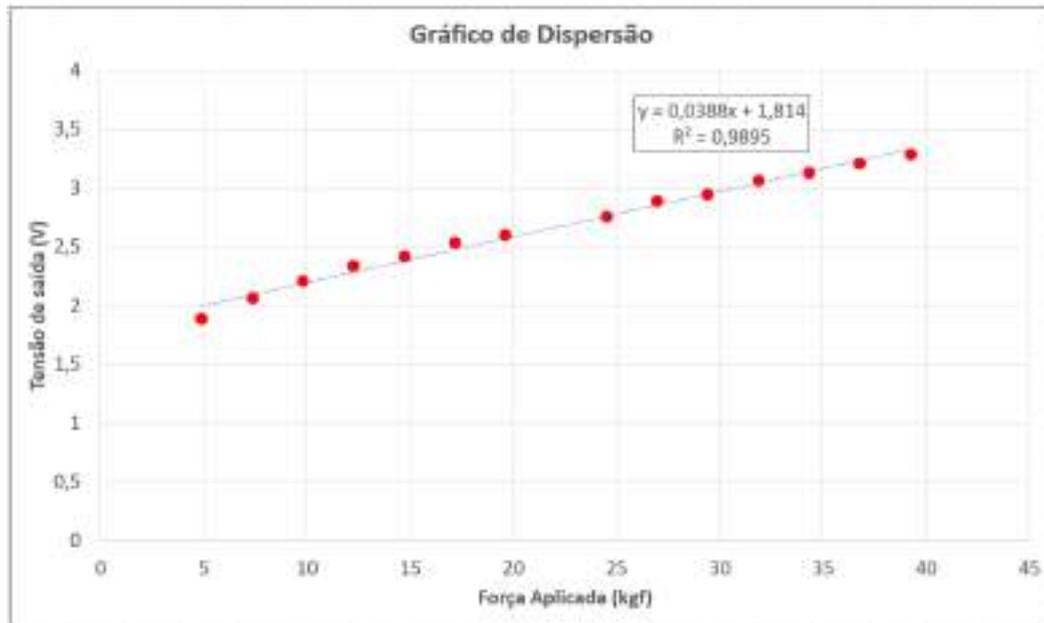


Figura 3.10: Gráfico destacando a reta provinda da regressão linear

Fonte: (Autor).

$$\alpha = \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \quad (2)$$

$$\beta = \bar{y} - \alpha \bar{x} \quad (3)$$

Através das equações 2 e 3 foram encontrados os coeficientes  $\alpha$  e  $\beta$  da equação contida na Figura 3.10 e também consta o coeficiente de determinação que mostra uma boa adequação da equação às variáveis independentes. Os coeficientes encontrados serão utilizados para encontrar a força aplicada aos sensores no código que será carregado no Arduino.

Neste capítulo foram apresentados os materiais utilizados para o desenvolvimento da luva e também como a mesma foi montada, além de abordar de forma rápida os conceitos que norteiam o funcionamento das partes. No próximo capítulo serão mostrados os resultados alcançados e uma discussão sobre suas limitações e custos.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Após a calibração e condicionamento dos sensores da luva, foram executados os procedimentos de aquisição de dados, cujas informações foram extraídas da porta de comunicação analógica entre o Arduino e o computador e salvas em um arquivo com formato CSV (*Comma-Separated Values*). Este arquivo foi tratado afim de que os dados pudessem ser expressos através de gráficos, destacando-se a possibilidade de representá-los em um único gráfico, demonstrando a força exercida por todos os dedos, como também em gráficos separados, isolando a saída de cada um dos sensores ao serem excitados pela a mão.

Durante os procedimentos de aquisição dos dados, uma bola de exercícios, com diâmetro de 110 milímetros, foi submetida a uma força que variava durante um intervalo de 120 segundos no qual um indivíduo que utilizava a luva pressionou a bola a partir dos 10 segundos, soltou-a a partir dos 25 segundos, voltou a pressionar a partir dos 45 segundos e, por fim, soltou a bola a partir dos 110 segundos. O objetivo deste protocolo foi registrar a variação da força exercida e garantir que o procedimento pudesse ser replicado. O resultado deste procedimento pode ser visto na Figura 4.2 e a luva na Figura 4.1.



Figura 4.1: Testes do protótipo com a bola.

Fonte: (Autor).

Observa-se que existe uma variação de força exercida por cada dedo no intervalo

de tempo em que os sensores foram pressionados, mostrando que o protótipo foi capaz de identificar a força exercida em cada instante de tempo com um mínimo de atraso.

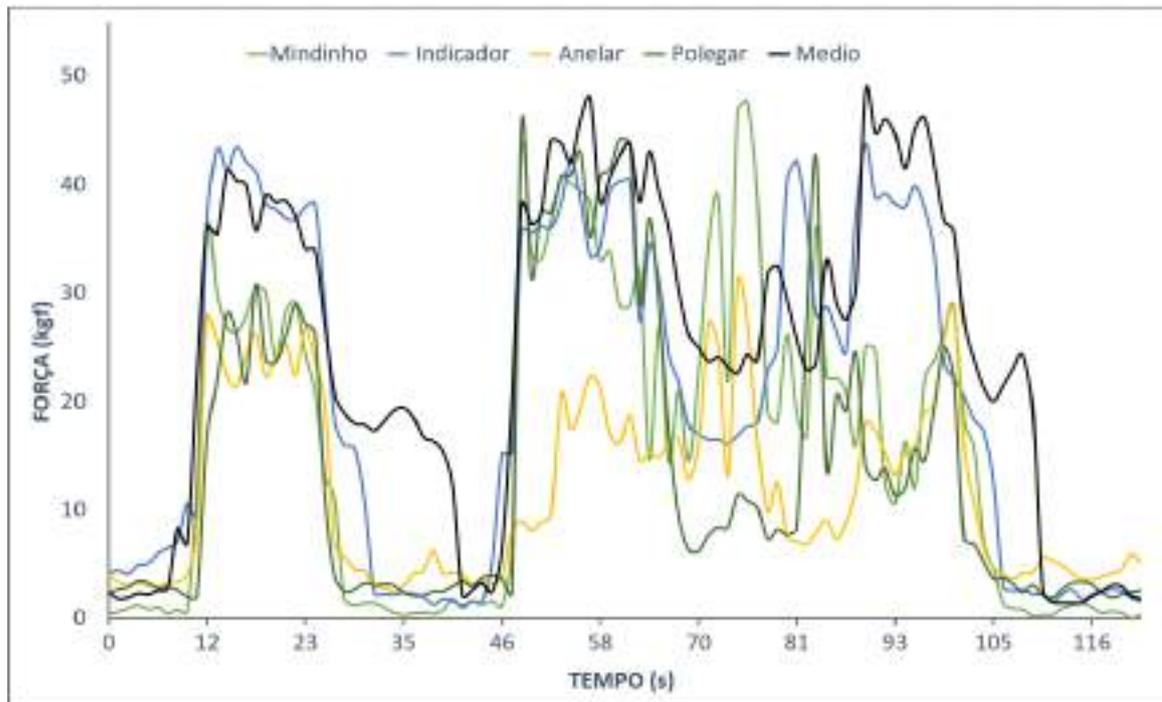


Figura 4.2: Saída de todos os sensores do protótipo  
Fonte: (Autor).

A partir dos dados coletados, uma avaliação separada para cada dedo pode ser visualizada nas Figuras 4.3, 4.4, 4.5, 4.6 e 4.7. A partir dos resultados medidos, é possível entender que cada dedo aplica uma quantidade de kgf nos mesmos intervalos de tempo, isto é, para o propósito de cada parte da mão na compressão realizada no teste, com monitoramento em tempo real.

É possível notar que cada dedo exerce uma força diferente para o mesmo movimento, demonstrando-se assim a especialização de cada um deles, ficando com os dedos indicador e médio os maiores valores obtidos, enquanto que com o dedo anelar registrou-se os menores. Através desta observação, pode ser entendido que o uso da luva é um indicativo para a possibilidade de avaliação, suporte a diagnósticos e tratamentos de LER/DORT ou outras doenças relacionadas, pois a quantificação dos sinais biológicos executados pela mão oferece uma oportunidade de estudar a relação entre a força exercida com os sintomas sofridos por um paciente em suas estruturas musculares, ósseas e nervosas.

As lesões por esforços repetitivos demonstram ser um campo com bastante potencial para produções científicas e comerciais, uma vez que o estudo voltado para o desenvolvimento de ferramentas e dispositivos vestíveis para esta área é, relativamente, recente e os cenários estão em continua mudança tanto no âmbito ocupacional como nos demais estudados e abordados por políticas de cunho preventivo e curativo. Entretanto,

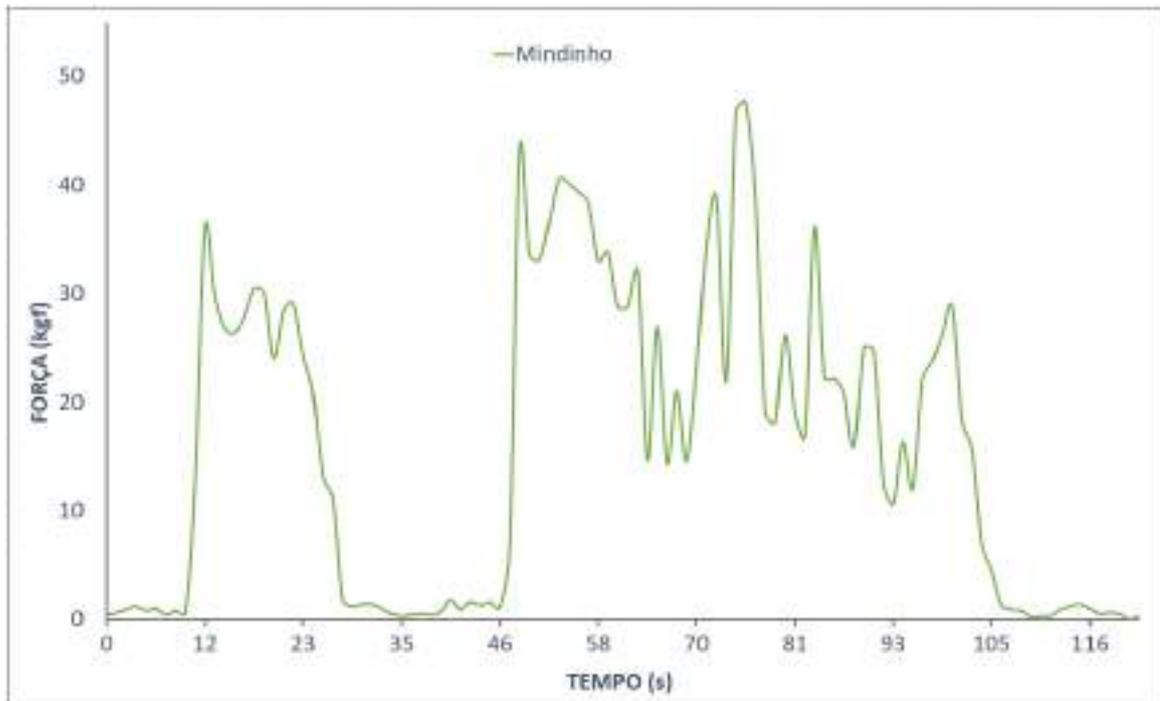


Figura 4.3: Saída do sensor referente ao dedo mindinho  
Fonte: (Autor).

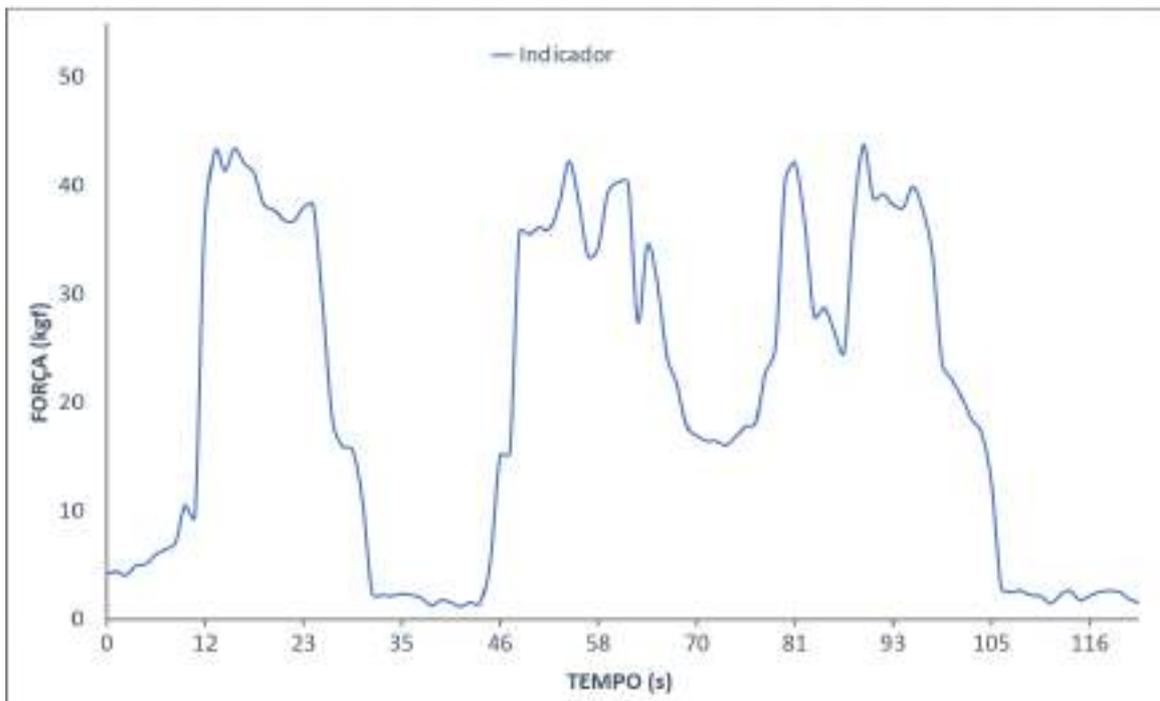


Figura 4.4: Saída do sensor referente ao dedo indicador  
Fonte: (Autor).

o protótipo desenvolvido possui uma flexibilidade em sua estrutura, pois, com os devidos ajustes, ele pode ser usado em diversas áreas como a esportiva, industrial, educacional, social, médica e demais áreas que exijam um correto uso da força aplicada por um indivíduo

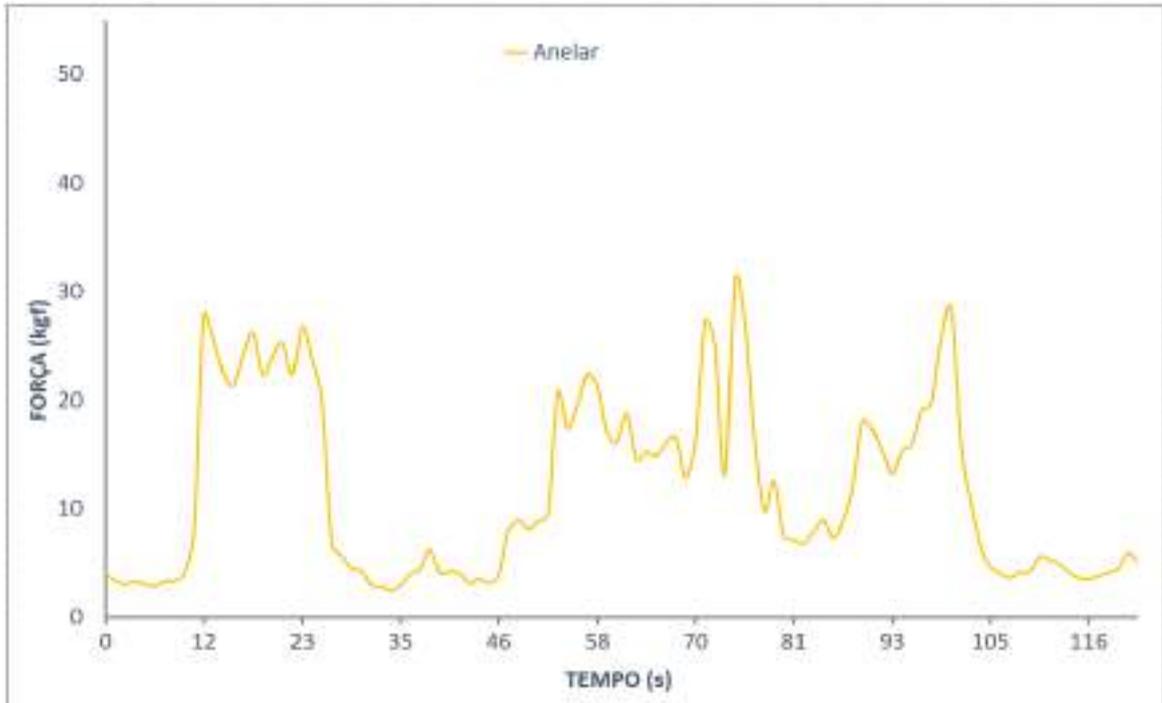


Figura 4.5: Saída do sensor referente ao dedo anelar

Fonte: (Autor).

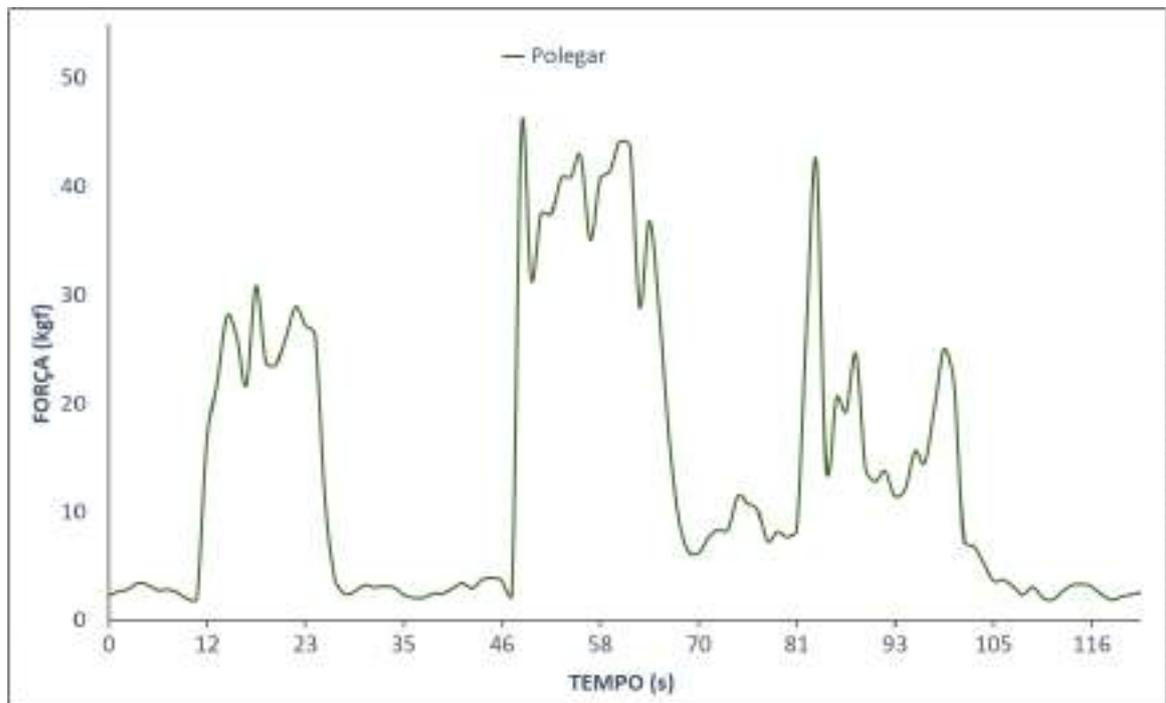


Figura 4.6: Saída do sensor referente ao dedo polegar

Fonte: (Autor).

para otimizar suas atividades.

O protótipo possui algumas limitações como a transmissão dos dados que ainda é feita através de um cabo USB, a dificuldade em colocar a luva que é bem justa, além

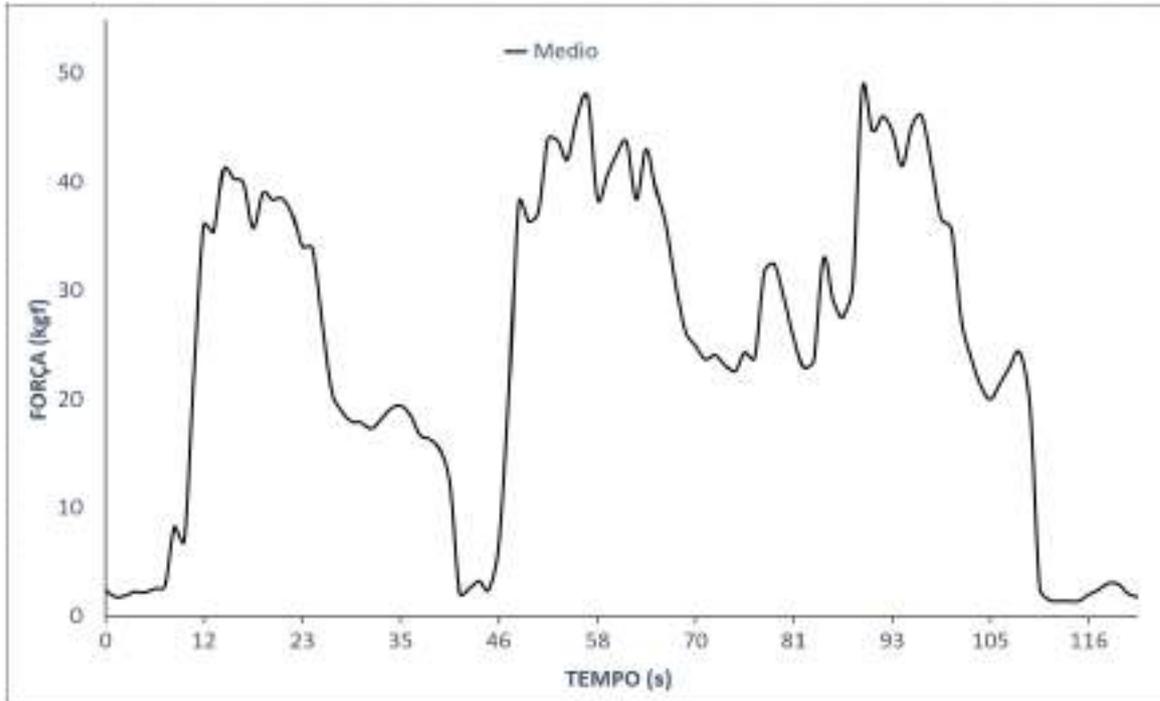


Figura 4.7: Saída do sensor referente ao dedo médio

Fonte: (Autor).

da otimização do sistema energético, resistência dos materiais de conexão e fixação, e o tratamento e acesso dos dados enviados pelo o Arduino. Tais limitações podem ser contornadas em trabalhos futuros através do estudo e adoção de outros componentes, além da implementação de técnicas para melhorar a estrutura física e lógica de cada parte do protótipo.

O protótipo custou acima de 500 reais, no entanto, cerca de 70% do valor foi para a aquisição dos sensores, pois estes são vendidos em Dólar, o que onerou o total devido ao câmbio desfavorável. Com a aquisição dos componentes através de uma moeda de valor semelhante, os custos podem reduzir pela metade, tornando-se acessível à sociedade a um baixo custo.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de uma luva eletrônica de baixo custo capaz de fazer aquisição e processamento da força exercida pela a mão através do posicionamento de sensores piezo-resistivos nas extremidades das falanges distais. Para isto, foram feitas pesquisas de trabalhos similares, feita a aquisição de componentes que oferecessem preços baixos e facilidade para se encontrar. A metodologia e fundamentação teórica centraram-se na apresentação e montagem dos componentes, abordagem sobre condicionamento, calibração e características de funcionamento dos sensores A201, da Tekscan<sup>®</sup>, além de mostrar a aplicação destes instrumentos em estudos de LER/Dort e explicar a situação nacional das notificações destes casos pelos os órgãos vinculados ao Ministério da saúde. Os dados obtidos da luva mostraram uma diferenciação entre as forças exercidas por cada dedo relacionados à mesma atividade durante o mesmo período de tempo. Isso denota uma especialização para cada dedo e dão a entender que existem indicativos de que estes dados poderiam ser usados para diagnósticos e tratamentos de doenças, lesões e distúrbios que acometessem a mão, uma vez que estes dados poderiam ser relacionados aos sintomas apontados pelos os indivíduos que estão sendo submetidos a estes procedimentos. Além disto, o desenvolvimento do protótipo se provou acessível uma vez que foram gastos em torno de 500 reais para a aquisição dos componentes, fixação e montagem das partes.

### 5.1 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros, pretende-se:

- Implementar comunicação sem fio com módulo ESP8266;
- Disponibilizar os dados através de dispositivos móveis;
- Adaptar o protótipo a tendinites não ocupacionais como Parkinson e tremores essenciais;

### 5.2 Publicações

Os resultados mostrados nas Figuras 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6 e 4.7 e seu embasamento teórico receberam aceite para publicação na revista IJAERS 2020 no dia 07 de março de 2020 com o título *Wearable Electronic Glove for Supported to the Diagnosis of Repetitive Strain Injury*.

## REFERÊNCIAS

- [1] GUIDOTTI, T. L. Occupational repetitive strain injury. **American Family Physician**, v. 45, n. 2, p. 585-592, 1992.
- [2] TJEPEKEMA, Michael. Repetitive strain injury. **Health Reports**, v. 14, n. 4, p. 11, 2003.
- [3] KIESLER, Sara; FINHOLT, Tom. The mystery of RSI. **American Psychologist**, v. 43, n. 12, p. 1004, 1988.
- [4] SHAFER-CRANE, Gail A. Repetitive stress and strain injuries: preventive exercises for the musician. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, v. 17, n. 4, p. 827-842, 2006.
- [5] MCINNIS, K. C., Repetitive strain injuries. In: Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation. 4nd ed. **Musculoskeletal Disorders, Pain, and Rehabilitation**. Elsevier, 2019, pp. 618-623.
- [6] SCHULTZ, Gillian; MOSTERT, Karina; ROTHMANN, Ina. Repetitive strain injury among South African employees: The relationship with burnout and work engagement. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 42, n. 5, p. 449-456, 2012.
- [7] CHEUNG, Jason PY et al. Occupational repetitive strain injuries in Hong Kong. **Hong Kong Medical Journal**, 2008.
- [8] THOMPSON, Atalie C. et al. Factors associated with repetitive strain, and strategies to reduce injury among breast-imaging radiologists. **Journal of the American College of Radiology**, v. 11, n. 11, p. 1074-1079, 2014.
- [9] MULLER, J., “Repetitive Strain Injuries: 42 New Statistics on RSI and Carpal Tunnel Syndrome Every Worker Should Know”. 2019. Available: <http://ergonomictrends.com/rsi-statistics/>. Access 02 Nov 2019.
- [10] HERMAWAN, Arief et al. Knowledge and Prevention of Repetitive Strain Injury Among Computer Users. In: 2018 **International Conference on Orange Technologies (ICOT)**. IEEE, 2018. p. 1-4.
- [11] FORDUCEY, P. et al. Tele-rehabilitation using the rutgers master II glove following carpal tunnel release surgery. In: 2006 **International workshop on virtual rehabilitation**. IEEE, 2006. p. 88-93.
- [12] BUSTAMANTE, P. et al. A low-cost platform for testing activities in parkinson and ALS patients. In: **The 12th IEEE International Conference on e-Health Networking, Applications and Services**. IEEE, 2010. p. 302-307.
- [13] AKPA, A. H. et al. A Smart Glove to Track Fitness Exercises by Reading Hand Palm. **Journal of Sensors**, v. 2019, 2019.

- [14] ZHENG, Yang et al. Development and evaluation of a sensor glove for hand function assessment and preliminary attempts at assessing hand coordination. **Measurement**, v. 93, p. 1-12, 2016.
- [15] GANESON, Suhassni; AMBAR, Radzi; JAMIL, Muhammad Mahadi Abdul. Design of a low-cost instrumented glove for hand rehabilitation monitoring system. In: 2016 **6th IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering (ICCSCE)**. IEEE, 2016. p. 189-192.
- [16] POLISHCHUK, Anton et al. Multisensory smart glove for tactile feedback in prosthetic hand. **Procedia Engineering**, v. 168, p. 1605-1608, 2016.
- [17] MOHAN, Akhil et al. A sensorized glove and ball for monitoring hand rehabilitation therapy in stroke patients. In: 2013 **Texas Instruments India Educators' Conference**. IEEE, 2013. p. 321-327.
- [18] TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. 12ª edição. Rio de Janeiro: Ed. 2010.
- [19] SOBOTTA, Johannes. *Atlas de anatomia humana*. 22º Edição. 2º Volume. 2000.
- [20] DA COSTA, J. Torres; BAPTISTA, J. Santos; VAZ, Mario. Incidence and prevalence of upper-limb work related musculoskeletal disorders: a systematic review. **Work**, v. 51, n. 4, p. 635-644, 2015.
- [21] BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância de Doenças e Agravos não Transmissíveis e Promoção da Saúde. - *Saúde Brasil 2018: uma análise da situação de saúde e das doenças e agravos crônicos: desafios e perspectivas* - Brasília; Ministério da Saúde; 2019. 424 p. mapas, tab, graf.
- [22] VIEGAS, Louise Raissa Teixeira; ALMEIDA, Milena Maria Cordeiro de. Perfil epidemiológico dos casos de LER/DORT entre trabalhadores da indústria no Brasil no período de 2007 a 2013. **Revista Brasileira de Saúde Ocupacional**, v. 41, 2016.
- [23] HAGBERG, M et al. Prevention of musculoskeletal disorders in workers: classification and health surveillance – statements of the Scientific Committee on Musculoskeletal Disorders of the International Commission on Occupational Health. **BMC Musculoskeletal Disorders**, Londres, v. 13, p. 109, jun. 2012.
- [24] LOVETT, Robert W.; MARTIN, Ernest G. The spring balance muscle test. **JBJS**, v. 2, n. 7, p. 415-424, 1916.
- [25] GULER, Sibel Deren; GANNON, Madeline; SICCHIO, Kate. A brief history of wearables. In: **Crafting Wearables**. Apress, Berkeley, CA, 2016. p. 3-10.
- [26] HAZELTON, Frank T. et al. The influence of wrist position on the force produced by the finger flexors. **Journal of Biomechanics**, v. 8, n. 5, p. 301-306, 1975.
- [27] OHTSUKI, TATSUYUKI. Inhibition of individual fingers during grip strength exertion. **Ergonomics**, v. 24, n. 1, p. 21-36, 1981.

- [28] RADWIN, Robert G. et al. External finger forces in submaximal five-finger static pinch prehension. **Ergonomics**, v. 35, n. 3, p. 275-288, 1992.
- [29] JENSEN, Todd R.; RADWIN, Robert G.; WEBSTER, John G. A conductive polymer sensor for measuring external finger forces. **Journal of biomechanics**, v. 24, n. 9, p. 851-858, 1991.
- [30] AMIS, A. A. Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. **Journal of biomedical engineering**, v. 9, n. 4, p. 313-320, 1987.
- [31] FELLOWS, Gerald L.; FREIVALDS, Andris. The use of force sensing resistors in ergonomic tool design. In: **Proceedings of the Human Factors Society Annual Meeting**. Sage CA: Los Angeles, CA: SAGE Publications, 1989. p. 713-717.
- [32] FRANCÉS, Leire et al. Design and Development of a Low-Cost Wearable Glove to Track Forces Exerted by Workers in Car Assembly Lines. **Sensors**, v. 19, n. 2, p. 296, 2019.
- [33] ROSENBERG, Robert; SLATER, Mel. The chording glove: a glove-based text input device. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)**, v. 29, n. 2, p. 186-191, 1999.
- [34] CAO, C. et al. Development of a Low-Cost Wearable Prevention System for Musculoskeletal Disorders Using Inertial Measurement Unit Systems. In: **Advances on Mechanics, Design Engineering and Manufacturing II**. Springer, Cham, 2019. p. 41-51.
- [35] GRUBISIC, Ivan; SKALA KAVANAGH, H. A. N. A.; GRAZIO, Simeon. Novel approaches in hand rehabilitation. **Periodicum biologorum**, v. 117, n. 1, p. 139-145, 2015.
- [36] KERR, D. R.; MILNES, A. G. Piezoresistive strain gages and transducer elements. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 12, n. 2, p. 73-80, 1963.
- [37] TUTTLE, Neil; JACUINDE, Guillermo. Design and construction of a novel low-cost device to provide feedback on manually applied forces. **Journal of orthopaedic sports physical therapy**, v. 41, n. 3, p. 174-A11, 2011.
- [38] WONG, Kaichuen; VAN DER SPIEGEL, J. **Shielded Piezoresistive Tactile Sensor Array**. 1985. Tese de Doutorado. Moore School of Electrical Engineering, University of Pennsylvania.
- [39] TISE, Bert. A compact high resolution piezoresistive digital tactile sensor. In: **Proceedings. 1988 IEEE International Conference on Robotics and Automation**. IEEE, 1988. p. 760-764.
- [40] HATZIVASILIOU, Fivos V.; TZAFESTAS, Spyros G. Analysis and design of a new piezoresistive tactile sensor system for robotic applications. **Journal of Intelligent and Robotic Systems**, v. 10, n. 3, p. 243-256, 1994.

- [41] TEKSCAN, **Flexiforce sensors user manual rev k**. Disponível em: <<https://www.tekscan.com/sites/default/files/resources/FlexiForce%20Sensors%20RevK.pdf>>. Acesso em: 27 de maio de 2019, 20:21:42
- [42] GIBB, Alicia M. New media art, design, and the Arduino microcontroller: A malleable tool. Diss. **Pratt Institute**, 2010.
- [43] ARDUINO, Arduino Nano. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>>. Acesso em: 15 de fevereiro de 2020, 10:21:02.
- [44] BOYLESTAD, Robert L.; NASHELSKY, Louis. Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos. **Prentice-Hall do Brasil**, 2004.

# Apêndice I

```

1 // -----
2 //
3 // Luva Eletronica Para Suporte ao Diagnostico e Tratamento de
4 // Casos Iniciais de Lesoes por Esforco Repetitivo
5 // Nome do programa: PrototipoLuva
6 // Autor: Wesley Beserra Silva
7 // Data: 25/01/2020
8 // Programa de Pos-Graduacao em Engenharia de Computacao e
9 // Sistemas
10 // Universidade Estadual do Maranhao
11 //
12 // -----
13
14 const float VCC = 4.88; // Tensao do Arduino
15 const float R_DIV = 1000000.0; // Resistor de 1.0 M Ohm
16 const int ffPin0 = A0; // Pino de leitura do sensor 0 - mindinho
17 const int ffPin1 = A1; // Pino de leitura do sensor 1 - indicador
18 const int ffPin2 = A2; // Pino de leitura do sensor 2 - anelar
19 const int ffPin3 = A3; // Pino de leitura do sensor 3 - polegar
20 const int ffPin4 = A4; // Pino de leitura do sensor 4 - medio
21
22 unsigned long tempo;
23
24 void setup() {
25     Serial.begin(9600);
26     //Serial.println("CLEARDATA");
27     Serial.println("Tempo(s),Mindinho, Indicador, Anelar, Polegar,
28     Medio");
29     //Serial.println("RESETTIMER");
30 }
31
32 // Funcoes que leem voltagem e mapeiam de 0 a 5 Volts
33 float MeasureForce0()
34 {
35     //Lendo valores das portas analogicas
36     int ffRead0 = analogRead(ffPin0);
37
38     //Mapeando o range para 0 a 5 Volts
39     float v0 = ffRead0 * (VCC / 1023);

```

```
37     return v0;
38 }
39
40 float MeasureForce1()
41 {
42     int ffRead1 = analogRead(ffPin1);
43     float v1 = ffRead1 * (VCC / 1023);
44     return v1;
45 }
46
47 float MeasureForce2()
48 {
49     int ffRead2 = analogRead(ffPin2);
50     float v2 = ffRead2 * (VCC / 1023);
51     return v2;
52 }
53
54 float MeasureForce3()
55 {
56     int ffRead3 = analogRead(ffPin3);
57     float v3 = ffRead3 * (VCC / 1023);
58     return v3;
59 }
60
61 float MeasureForce4()
62 {
63     int ffRead4 = analogRead(ffPin4);
64     float v4 = ffRead4 * (VCC / 1023);
65     return v4;
66 }
67
68 void loop() {
69
70     // Iniciando variaveis auxiliares
71
72     // Auxiliares da media das leituras
73     float AverageForce0 = 0;
74     float AverageForce1 = 0;
75     float AverageForce2 = 0;
76     float AverageForce3 = 0;
77     float AverageForce4 = 0;
```

```
78  int MeasurementsToAverage = 64;
79
80  // Auxiliares do peso aplicado
81  float kg0 = 0;
82  float kg1 = 0;
83  float kg2 = 0;
84  float kg3 = 0;
85  float kg4 = 0;
86
87  // Auxiliares de kilograma-forca
88  float kgf0 = 0;
89  float kgf1 = 0;
90  float kgf2 = 0;
91  float kgf3 = 0;
92  float kgf4 = 0;
93
94  //Calculando media de leituras
95  for (int i = 0; i < MeasurementsToAverage; ++i)
96  {
97      AverageForce0 += MeasureForce0();
98      delay(1);
99  }
100  AverageForce0 /= MeasurementsToAverage;
101
102  for (int j = 0; j < MeasurementsToAverage; ++j)
103  {
104      AverageForce1 += MeasureForce1();
105      delay(1);
106  }
107  AverageForce1 /= MeasurementsToAverage;
108
109  for (int k = 0; k < MeasurementsToAverage; ++k)
110  {
111      AverageForce2 += MeasureForce2();
112      delay(1);
113  }
114  AverageForce2 /= MeasurementsToAverage;
115
116  for (int l = 0; l < MeasurementsToAverage; ++l)
117  {
118      AverageForce3 += MeasureForce3();
```

```

119     delay(1);
120 }
121 AverageForce3 /= MeasurementsToAverage;
122
123 for (int m = 0; m < MeasurementsToAverage; ++m)
124 {
125     AverageForce4 += MeasureForce4();
126     delay(1);
127 }
128 AverageForce4 /= MeasurementsToAverage;
129
130 // Calculando quilograma-força através da equação da reta
131 // adquirida pelo o processo de condicionamento e
132 // calibração.
133 // voltagem = 0.03801*peso + 1.8147
134
135 kg0 = (AverageForce0 - 1.8147) / 0.03801;
136 kg1 = (AverageForce1 - 1.8147) / 0.03801;
137 kg2 = (AverageForce2 - 1.8147) / 0.03801;;
138 kg3 = (AverageForce3 - 1.8147) / 0.03801;
139 kg4 = (AverageForce4 - 1.8147) / 0.03801;
140
141 kgf0 = kg0 * 9.80665;
142 kgf1 = kg1 * 9.80665;
143 kgf2 = kg2 * 9.80665;
144 kgf3 = kg3 * 9.80665;
145 kgf4 = kg4 * 9.80665;
146
147 tempo = millis();
148 tempo = tempo/1000;
149 Serial.print(tempo);
150 Serial.print(",");
151 Serial.print(kgf0); // mindinho
152 Serial.print(",");
153 Serial.print(kgf1); // indicador
154 Serial.print(",");
155 Serial.print(kgf2); // anelar
156 Serial.print(",");
157 Serial.print(kgf3); // polegar
158 Serial.print(",");
159 Serial.println(kgf4); // medio

```

```
160 }  
161   delay(100);  
162 }  
163   }
```

# Anexo I



## FlexiForce™ Standard Model A201

The FlexiForce A201 is our standard sensor and meets the requirements of most customers. The A201 is a thin and flexible piezoresistive force sensor that is available off-the-shelf in a variety of lengths for easy proof of concept. These ultra-thin sensors are ideal for non-intrusive force and pressure measurement in a variety of applications. The A201 can be used with our test & measurement, prototyping, and embedding electronics, including the OEM Development Kit, FlexiForce Quickstart Board, and the ELF™ System\*. You can also use your own electronics, or multimeter.

### Physical Properties

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	191 mm (7.5 in.)** (optional trimmed lengths: 152 mm (6 in.), 102 mm (4 in.), 51 mm (2 in.))
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	3-pin Male Square Pin (center pin is inactive)
Substrate	Polyester
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

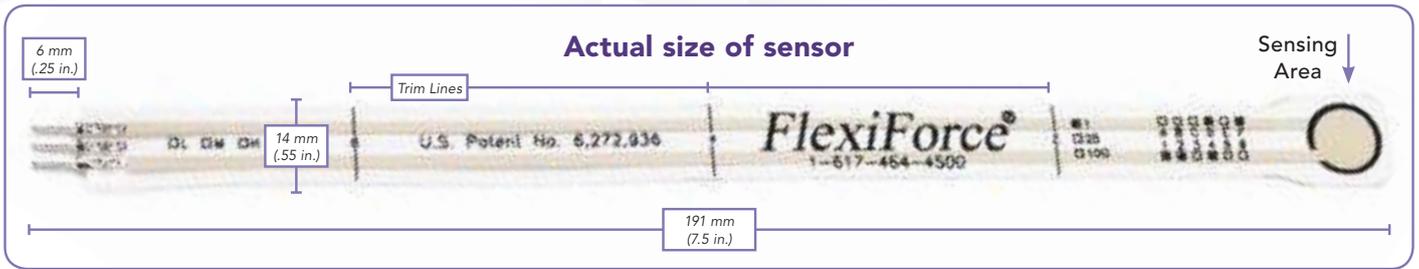
✓ ROHS COMPLIANT

\* Sensor will require an adapter/extender to connect to the ELF System. Contact your Tekscan representative for assistance.

\*\* Length does not include pins. Please add approximately 6 mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 197 mm (7.75 in.).

### Benefits

- Thin and flexible
- Easy to use
- Convenient and affordable



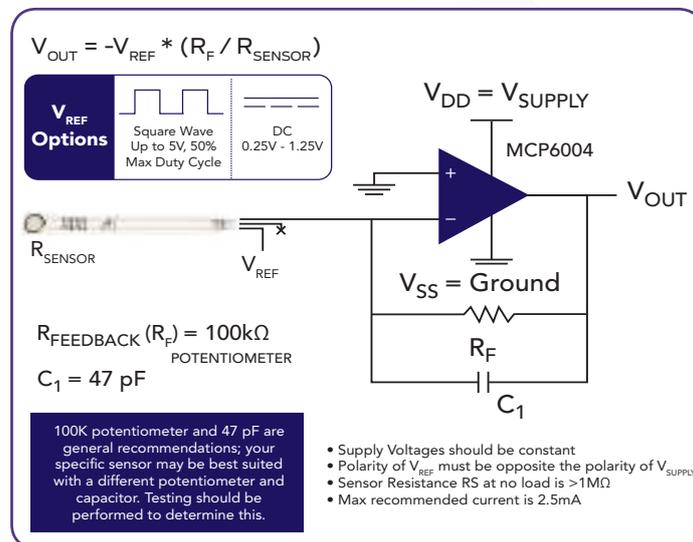
### Standard Force Ranges as Tested with Circuit Shown

- 4.4 N (0 - 1 lb)
- 111 N (0 - 25 lb)
- 445 N (0 - 100 lb) †

† This sensor can measure up to 4,448 N (1,000 lb). In order to measure higher forces, apply a lower drive voltage (-0.5 V, -0.25 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.). To measure lower forces, apply a higher drive voltage and increase the resistance of the feedback resistor.

Sensor output is a function of many variables, including interface materials. Therefore, Tekscan recommends the user calibrate each sensor for the application.

### Recommended Circuit



	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3% of full scale	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5%	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5μsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Convection and conduction heat sources
Acceptance Criteria	±40% sensor-to-sensor variation	

\*All data above was collected utilizing an Op Amp Circuit. If your application cannot allow an Op Amp Circuit, visit [www.tekscan.com/flexiforce-integration-guides](http://www.tekscan.com/flexiforce-integration-guides), or contact a FlexiForce Applications Engineer.

Force reading change per degree of temperature change = 0.36%/°C (±0.2%/°F).



**PURCHASE TODAY ONLINE AT [WWW.TEKSCAN.COM/STORE](http://WWW.TEKSCAN.COM/STORE)**





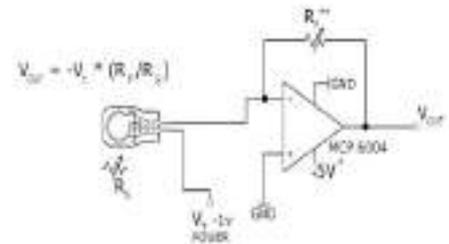
# Calibration Quick Start Guide for FlexiForce® Sensors

## Introduction

Conditioning the *FlexiForce* sensors before every use is recommended. In addition, calibrating the sensors is recommended before initial use. Follow the procedure below to Condition and Calibrate the sensors.

This procedure is meant for use with your own electronics. For testing, Tekscan recommends using the circuit shown in the diagram at right. If no circuit is available, you can use a multimeter, and measure the resistance in kilo-ohms.

*Note: Tekscan does not provide the circuit.*



## Part 1: Conditioning

Before using the sensors it is recommended that you condition the sensors. This process will “break in” the sensor and should be done before calibration and before every use for best results.

Place 110% (or more) of the maximum test load onto the sensor for approximately 3 seconds. For example, if the maximum test load is 10 pounds, place 11 pounds onto the sensor. Remove the load from the sensor. Repeat 4-5 times. When finished, proceed to **Part 2: Calibration**.

## Part 2: Calibration for Static Forces

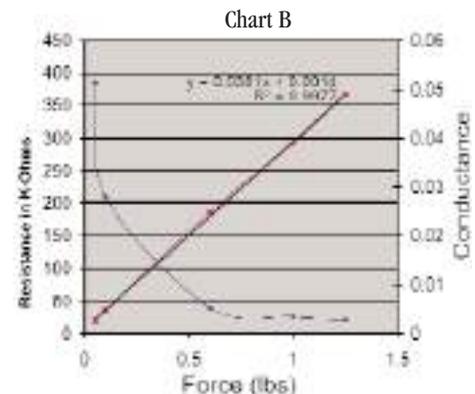
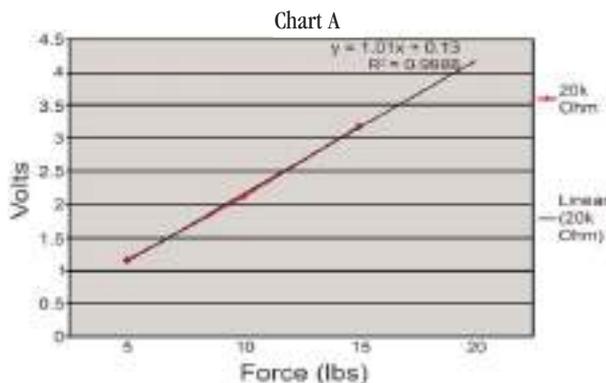
**Step 1.** Place 1/3 of the test weight on the sensor. Leave the weight on the sensor the same amount of time (before recording the output) as you will in your actual experiment. This helps minimize the drift error. Record the output, then remove the weight from the sensor.

**Step 2.** Place 2/3 of the test weight on the sensor, again waiting the approximate amount of time. Record the output. Remove weight from the sensor.

**Step 3.** Place the full test weight on the sensor. Wait the approximate amount of time again, and record the output. Remove the weight from the sensor. If using the recommended circuit, 3 sets of data are adequate. If using a multimeter, gather two more sets of data for a 5-point chart.

**Step 4.** Gather each set of data (Sensor Output vs Force applied) and plot the data on a graph. If using our recommended circuit or your own electronics, sensor output should be plotted as Voltage vs. Force (Chart A below). If using a multimeter, sensor output should be plotted as Conductance (1/Resistance) vs. Force (Chart B below). This gives a linear plot. You can then draw a line of best fit, or calculate one with MS Excel.

**Step 5.** Use the equation for the line of best fit and the sensor output to determine the force of unknown loads on the sensor during the experiment.



*Note: If testing involves dynamic forces instead of static force, this must be accounted for in the calibration process. This is due to a rise time associated with the output. Rise time refers to how long it takes the sensor to settle at the appropriate value within our error limits. The rise time for FlexiForce sensors is between 0.1 - 0.3 seconds (the response time is <math><5\mu</math> seconds). If your application involves a quick impact, the recommended method is to calibrate the sensor dynamically against a load cell with a quicker rise time. This allows you to compare the responses of both the sensor and the load cell. The amplitude of the FlexiForce sensor will be smaller than that of the load cell. The difference can be calculated by comparing the amplitudes after several tests. If a load cell is not available, the next recommendation would be to calibrate the sensor statically and use the sensor for comparative studies.*

Tekscan, Inc. 307 West First St., South Boston, MA 02127  
tel: 617.464.4500/800.248.3669 • fax: 617.464.4266  
email: marketing@tekscan.com • web: www.tekscan.com