

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

PROJETO DE FORMATURA DO ANO DE 2015

**Sistema de transdutores para
dispositivo de auxílio à marcha de
tetraplégicos e paraplégicos**

Aluno:

Matheus Missola Critter

PROFESSOR ORIENTADOR:

Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

MATHEUS MISSOLA CRITTER

SISTEMA DE TRANSDUTORES PARA AUXÍLIO À CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA DE TETRAPLÉGICOS E PARAPLÉGICOS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola de
Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica

ORIENTADOR: Prof. Doutor Alberto Cliquet Júnior

São Carlos

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

M935s MISSOLA CRITTER, MATHEUS
 SISTEMA DE TRANSDUTORES PARA AUXÍLIO À
CARACTERIZAÇÃO DA MARCHA DE TETRAPLÉGICOS E
PARAPLÉGICOS / MATHEUS MISSOLA CRITTER; orientador
Alberto Cliquet Júnior. São Carlos, 2015.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São
Carlos da Universidade de São Paulo, 2015.

1. Transdutores. 2. Aquisição de dados. 3.
Mapeamento de pressão. 4. Transmissão sem fio. 5.
Bluetooth. 6. Medical Sensor 3000. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Matheus Missola Critter

Título: "Sistema de transdutores para auxílio à caracterização da marcha de tetraplégicos e paraplégicos"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 17 / 06 / 2015,

com NOTA 10,0 (dez , zero), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - (Orientador - SEL/EESC/USP)

Dr. Renato Varoto - (SEL/EESC/USP)

Prof. Dr. Dennis Brandão - (SEL/EESC/USP)

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Homero Schiabel

Sumário

Sumário	1
Índice de Figuras.....	3
Índice de Tabelas	5
Resumo.....	7
Abstract	9
1. Introdução	11
2. Contexto da pesquisa	13
3. Palmilha	15
3.1. Análise de um sensor individual.....	16
3.2. Mapeamento das linhas e colunas da palmilha.....	20
4. Tecnologias utilizadas	25
4.1. Componentes escolhidos.....	25
4.1.1. Microcontrolador	25
4.1.2. Módulo Bluetooth	25
4.1.3. Chave eletrônica	25
4.1.4. Amplificador operacional.....	25
4.2. Comunicação Bluetooth.....	26
4.3. JAVA	26
5. Circuito de Aquisição	27
5.1. Seleção das linhas e colunas do circuito	29
5.2. Geração dos sinais de controle das chaves.....	30
5.3. Tempo de descarregamento do emissor do FET P	32
6. Fluxograma do microcontrolador ATMEGA48	35
6.1. Inicialização do sistema	35
6.1.1. Conversor analógico digital.....	36
6.1.2. Porta Serial	37
6.1.3. Portas IN/OUT.....	39
6.2. Transmissão dos dados via Bluetooth.....	39

6.3.	Seleção das linhas e colunas.....	42
6.4.	Leitura do conversor ADC	43
7.	Placa de aquisição.....	45
7.1.	Preço dos componentes.....	48
8.	Aplicação Java	49
8.1.	Procura por dispositivos Bluetooth e conexão	49
8.2.	Funções Extras	50
9.	Resultados	51
9.1.	Potência.....	53
9.2.	Alcance	53
9.3.	Compatibilidade	53
9.4.	Taxa de refrescamento	53
10.	Conclusões e Recomendações.....	55
11.	Referências.....	57

Índice de Figuras

Figura 1 – Palmilha <i>Medical Sensor 3000</i>	15
Figura 2 – Sensores resistivos	15
Figura 3 – Disposição dos sensores na palmilha	16
Figura 4 – Esquemático do experimento.....	17
Figura 5 – Disposição do experimento.....	17
Figura 6 – Resistência do sensor em função da força aplicada.....	18
Figura 7 – Condutância do sensor em função da força aplicada.....	19
Figura 8 – Condutância do sensor em função da força aplicada e reta aproximada	19
Figura 9 – Colunas da palmilha	20
Figura 10 – Mapeamento vertical da palmilha	20
Figura 11 – Conector da palmilha.....	21
Figura 12 – Conectores verticais da palmilha.....	21
Figura 13 – Linhas da palmilha	22
Figura 14 – Mapeamento horizontal da palmilha	22
Figura 15 – Conectores horizontais da palmilha.....	22
Figura 16 – Circuito de aquisição simplificado	27
Figura 17 – Placa de aquisição	28
Figura 18 – Simulação da tensão de saída em função da pressão aplicada	28
Figura 19 – Circuito de aquisição	29
Figura 20 – Contato das linhas e colunas da palmilha	29
Figura 21 – Circuito de controle do FET P	31
Figura 22 – Circuito de aquisição completo.....	32
Figura 23 – Tensão no emissor do FET P ao fechar a chave.....	33
Figura 24 – Fluxograma do microcontrolador	35
Figura 25 – Fluxograma do microcontrolador – inicialização.....	35
Figura 26 – Registrador ADMUX	36
Figura 27 – Registrador ADCSRA	36
Figura 28 – Registrador UCSR0.....	37
Figura 29 – Registrador UBRR0	38
Figura 30 – Saída da porta serial do microcontrolador	39
Figura 31 – Fluxograma do microcontrolador – transmissão de dados via Bluetooth.....	40
Figura 32 – Fluxograma de transmissão de um byte.....	40
Figura 33 – Sincronismo do vetor de dados	40
Figura 34 – Protocolo para bytes repetidos	41
Figura 35 – Saída da porta serial do microcontrolador	41

Figura 36 – Fluxograma do microcontrolador – seleção das linhas e colunas	43
Figura 37 – Fluxograma do microcontrolador – leitura do conversor ADC	43
Figura 38 – Fluxograma da conversão analógica digital.....	44
Figura 39 – Placa de aquisição superior (top layer).....	45
Figura 40 – Placa de aquisição superior (bottom layer).....	45
Figura 41 – Placa de aquisição superior montada (top layer).....	46
Figura 42 – Placa de aquisição inferior (top layer).....	47
Figura 43 – Placa de aquisição inferior (bottom layer).....	47
Figura 44 – Placa de aquisição inferior montada (top layer).....	47
Figura 45 – Interface gráfica da aplicação JAVA.....	49
Figura 46 – Conexão Bluetooth.....	50
Figura 47 – Funções Extras	50
Figura 48 – Protótipo	51
Figura 49 – Pé esquerdo em total contato com o chão.....	51
Figura 50 – Pé esquerdo apoiado sob o calcanhar	52
Figura 51 – Pé esquerdo apoiado sob a lateral esquerda	52
Figura 52 – Pé esquerdo apoiado sob a lateral direita.....	52
Figura 53 – Pé esquerdo apoiado sob as ponta do pé.....	53

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Resistividade em Função da Pressão aplicada em um Sensor da Palmilha	18
Tabela 2 – Valores de Resistência e Ganho Simulados	28
Tabela 3 – Linhas sem sensoramento	30
Tabela 4 – Colunas sem sensoramento	30
Tabela 5 – Lógica do demultiplexador.....	31
Tabela 6 – Configuração do protocolo serial.....	37
Tabela 7 – Configuração das portas de saída	39
Tabela 8 – Bits transmitidos pela UART	42
Tabela 9 – Bytes Transmitidos	42
Tabela 10 – Relação entre portas do microcontrolador e do demultiplexador	43
Tabela 11 – Preço estimado dos componentes	48

Resumo

O objetivo do projeto é a implementação de um dispositivo que mapeie a densidade pressão entre o pé do indivíduo e o solo durante a marcha. Como produto final, deve ser desenvolvido um sistema de baixíssimo custo capaz de transmitir a distância os valores adquiridos de sensores remotos, provendo liberdade de movimento ao usuário.

Para tanto, foi utilizada uma matriz de sensores resistivos disponível no mercado na forma de uma palmilha, a *Medical Sensor 3000*. Foi desenvolvida uma placa de aquisição, que mede os valores da pressão aplicada em cada um dos sensores da matriz. A transmissão dos dados foi feita pela tecnologia Bluetooth, para um computador. Foi então desenvolvida uma aplicação JAVA que recebe os dados da placa de aquisição.

A placa de aquisição desenvolvida no projeto apresenta baixíssimo custo e foi capaz de estabelecer comunicação via Bluetooth de forma eficaz para uma distância de até 20 metros, e por meio da aplicação JAVA foi possível visualizar a distribuição de pressões com relação à área do sensor.

Palavras Chave: Transdutores, aquisição de dados, mapeamento de pressão, transmissão sem fio, palmilha eletrônica, Bluetooth, *Medical Sensor 3000*

Abstract

The final goal of this project is to implement a device that presents the pressure density of the contact between the foot of one individual and the ground while walking. As a final product, the student must implement a low cost system capable of sending data through wireless connection.

In order to archive the goal, the system collects data from the '*Medical Sensor 3000*', which is a matrix of resistors in the shape of a sock. The developed acquisition board measures the values of pressure applied to each sensor of the matrix. The transmission of data uses Bluetooth technology. A JAVA application runs on the computer and receives the data collected from the acquisition board.

The acquisition board was designed with cheap components and it was capable of establishing connection up to 20 meters away from the computer via Bluetooth. By means of the designed JAVA application, it was possible to view the image that represents the pressure distribution measured by the sensors.

Key words: Transducer, data acquisition, pressure density, wireless transmission, electronic sock, Bluetooth, *Medical Sensor 3000*

1. Introdução

A medula espinhal é responsável não só pela transmissão de impulsos e mensagens do cérebro para todas as partes do corpo mas também como um centro nervoso que controla funções como: postura, micção, respiração, regulação térmica, função sexual, etc. Portanto, a lesão medular é, indubitavelmente, uma das mais dramáticas formas de incapacidade que podem afetar o ser humano (MENDES; CABRAL, 2011).

Caminhar serve como necessidade básica de um indivíduo para se deslocar de um lugar a outro e, portanto, é uma das atividades mais comuns que as pessoas realizam diariamente (NEUMANN, 2011). Ser privado desta capacidade é então uma enorme complicação na vida de um indivíduo.

No que diz respeito ao tratamento e a reabilitação de pacientes, a aquisição de um padrão de marcha o mais próximo possível da marcha normal é o principal objetivo. Estudos indicam que este tipo de treinamento, se efetuado com frequência e eficácia, melhora a condição funcional dos membros motores.

O conhecimento das características de distribuição de pressão no pé de um indivíduo é importante para aplicações clínicas e prescrição de calçados terapêuticos (HENNIG, 2012). As medições de pressão plantar contribuem em pesquisas de pés, tornozelos e calçados (KEIJERS, 2012). Dada a importância do estudo da marcha em pessoas saudáveis, verifica-se a necessidade de controlar a marcha em pacientes em processo de reabilitação.

Plataformas de força podem ser usadas para medir a força de contato com o solo e calcular o centro de gravidade, dados necessários para estimar cargas internas e externas no corpo, nos ossos, nos músculos e articulações. No entanto, as plataformas de força não fornecem informações detalhadas sobre o estresse sofrido em cada parte anatômica do pé. Para tanto, é necessário dispor múltiplos sensores de pressão para cobrir cada unidade de área de contato entre o pé e o chão (HENNIG, 2012).

Atualmente, a empresa Tekscan (Boston, Massachusetts, USA) é responsável pelo desenvolvimento do sistema Fscan, que visa caracterizar a marcha de um indivíduo através da coleta de dados de sensores dispostos em uma palmilha. O produto em questão tem grande importância para pesquisadores da área e também para clínicos. O desenvolvimento de um produto neste ramo seria de grande importância e valor.

2. Contexto da pesquisa

A lesão na medula espinhal pode causar atrofia muscular e redução da densidade óssea (CLIQUET et al., 2009). O treinamento assistido de marcha é um dos tratamentos utilizados na reabilitação de pacientes com este tipo de lesão, no qual estímulos elétricos são utilizados para gerar a marcha. Este tipo de tratamento possibilita ganho de massa muscular (CLIQUET et al., 2009), reconstituição óssea (CLIQUET et al., 2006) e melhoria das respostas metabólicas e cardiorrespiratórias.

O intuito deste projeto é auxiliar no treinamento assistido da marcha dos pacientes por meio da caracterização da marcha no que diz respeito à pressão exercida sobre o solo. O processo exige monitoramento intenso de médicos, uma vez que o paciente não tem sensibilidade nas pernas e pode facilmente sofrer uma lesão.

O dispositivo montado coleta dados de grande parte dos sensores da palmilha, de tal forma que foi possível traçar imagens bastante detalhadas da densidade de pressão nas diferentes regiões do pé. Os dados foram transmitidos por Bluetooth para o computador e recebidos por uma aplicação em JAVA, o que dispensa a necessidade de placas de aquisição de dados. Esta aplicação JAVA foi responsável por receber os dados em tempo real e atualizar a imagem que caracteriza a passada do paciente. O produto final é um equipamento acessível financeiramente e de fácil utilização.

Em um primeiro momento, o projeto pode então auxiliar neste tratamento de uma maneira preventiva, trazendo o monitoramento em tempo real da pressão de contato entre o pé do paciente e o solo.

Em um momento posterior, pode-se utilizar algoritmos computacionais para processar a imagem e obter informações a respeito do estágio da marcha no qual o paciente se encontra. Com este tipo de informação, o projeto pode ser utilizado para controlar os eletrodos que estimulam os músculos do paciente no tratamento da marcha assistida, automatizando então o processo.

3. Palmilha

A palmilha utilizada neste trabalho é apresentada pela Figura 1. Esta palmilha está disponível no mercado e contém sensores resistivos que são utilizados para mapear as forças de contato entre o pé e o solo.



Figura 1 – Palmilha *Medical Sensor 3000*

A palmilha é composta por fitas de carbono que compõem as linhas e as colunas da matriz de sensores resistivos, conforme a Figura 2. Cada sensor é formado pelo contato entre uma linha e uma coluna. Quanto maior for a pressão aplicada no sensor, menor a sua resistência.



Figura 2 – Sensores resistivos

Os sensores resistivos cobrem toda a extensão do pé do indivíduo conforme o padrão demonstrado pela Figura 3.

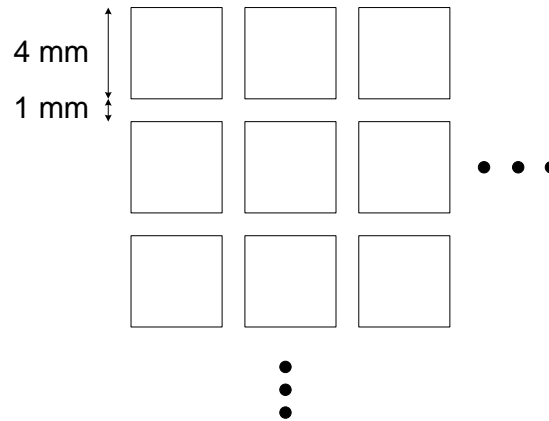


Figura 3 – Disposição dos sensores na palmilha

3.1. Análise de um sensor individual

Quando um sensor é pressionado, o contato entre as fitas de carbono aumenta, o que reduz a resistividade do mesmo. Seguindo esta premissa, é possível inferir a pressão média distribuída na área de um dado sensor através da medição da resistência do mesmo. O sistema de aquisição deve, portanto, percorrer todos os sensores da palmilha e medir, um a um, a sua resistência para descrever o mapeamento de pressão do contato do pé do indivíduo com o solo.

Foram conduzidos experimentos para traçar empiricamente a curva que relaciona a pressão aplicada a um sensor em função da resistência do mesmo. Para conduzir este experimento, foi minimamente necessário que se soubesse o valor máximo de pressão que o pé pode aplicar sobre o solo. Assumindo que uma pessoa de 120 kg estivesse apoiada em apenas um calcanhar (de 4 cm de diâmetro), foi estimada a máxima pressão aplicada sob os sensores, conforme a equação 1.

$$P_{m\acute{a}x} = \frac{m \cdot g}{A_{contato}} = \frac{120 \cdot 9,81}{\pi \cdot 2^2} = 93,5 \left[\frac{N}{cm^2} \right] \quad (1)$$

Nos experimentos, foi utilizado uma peça cilíndrica com 1 cm de diâmetro, exercendo força sobre um sensor da palmilha, conforme a Figura 4.

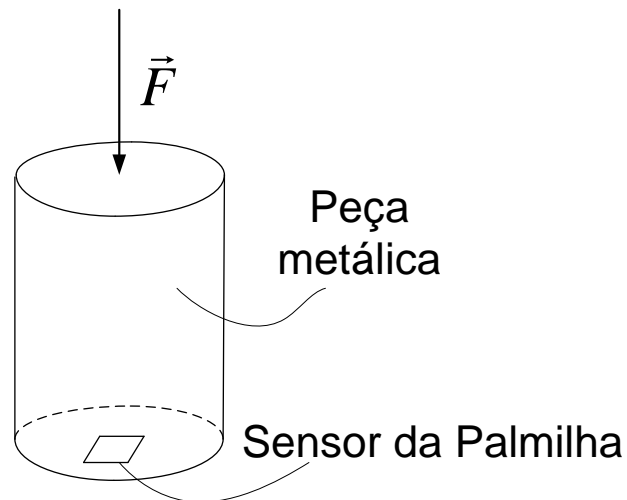


Figura 4 – Esquemático do experimento

Para medição da força exercida sob o sensor da palmilha (dado pelo cruzamento entre uma linha e uma coluna da mesma), foi utilizado um dinamômetro digital, conforme a Figura 5. Neste experimento, foi medida a resistência do sensor em questão, utilizando um multímetro conectado ao contato da linha e da coluna que recebeu a carga.



Figura 5 – Disposição do experimento

A força aplicada, distribuída na área de contato da barra metálica de 1 cm², foi variada no intervalo de 0 até 200N, e a resistência do sensor foi medida. Como resultado, obteve-se a Tabela 1.

Tabela 1 – Resistividade em Função da Pressão aplicada em um Sensor da Palmilha

Força [N]	Resistência [kΩ]	Condutância [μS]
0	20000	0,05
11,2	445	2,247191011
19,7	124,4	8,038585209
29,8	64,6	15,47987616
41,6	51,2	19,53125
50,8	43,8	22,83105023
61	36,6	27,32240437
70,4	32,1	31,15264798
80,4	28,7	34,84320557
90,5	23,2	43,10344828
100,6	22,3	44,84304933
120,6	19,2	52,08333333
139,7	15,57	64,22607579
161,6	14	71,42857143
181	12,5	80
203,6	11,67	85,68980291

Por meio da Tabela 1 foi possível traçar a curva da resistência em função da força aplicada, para um sensor da palmilha, conforme a Figura 6.

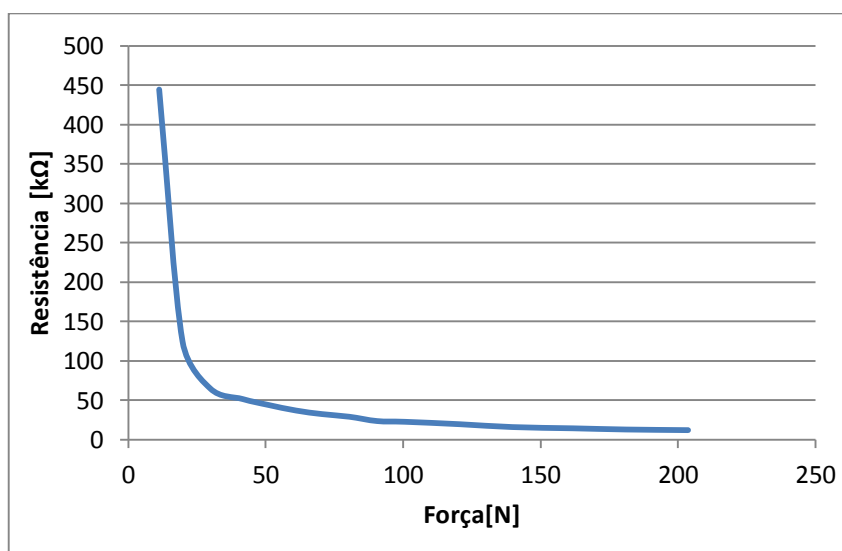


Figura 6 – Resistência do sensor em função da força aplicada

A resistência do sensor decai em função da força que é aplicada sobre o mesmo. Foi então analisada a condutância do sensor em função desta força. O resultado obtido é demonstrado pela Figura 7.

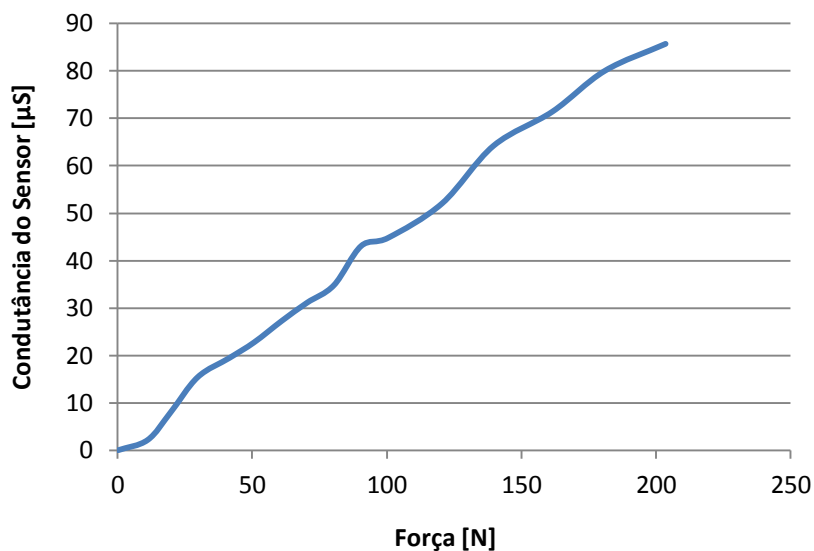


Figura 7 – Condutância do sensor em função da força aplicada

Existe uma relação de linearidade entre a condutância do sensor e a força aplicada. Esta relação foi explorada neste trabalho. A reta que melhor descreve o comportamento do sensor foi ajustada pelo método dos mínimos quadrados. A equação desta reta é apresentada na Figura 8, relacionando a condutância do sensor com a pressão aplicada no mesmo.

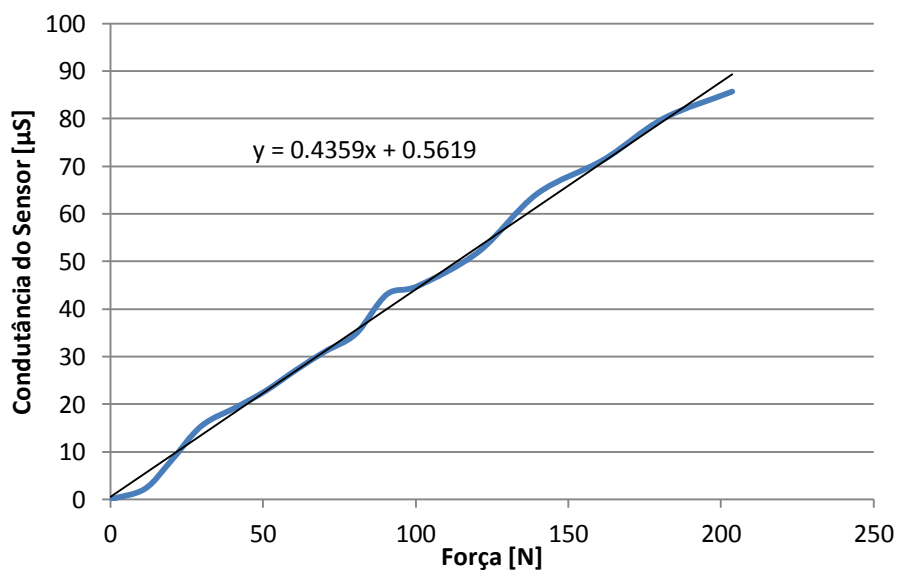


Figura 8 – Condutância do sensor em função da força aplicada e reta aproximada

Desta forma, um sensor da palmilha foi caracterizado. Este sensor foi usado como base para o cálculo da pressão em todos os demais sensores da palmilha.

3.2. Mapeamento das linhas e colunas da palmilha

A palmilha é composta por duas camadas. A camada superior apresenta fitas de carbono na vertical, e a camada inferior apresenta fitas de carbono na horizontal. Os sensores resistivos são dados pelo encontro entre estas fitas de carbono.

Na vertical, encontram-se 60 fitas resistivas, conforme a Figura 10.

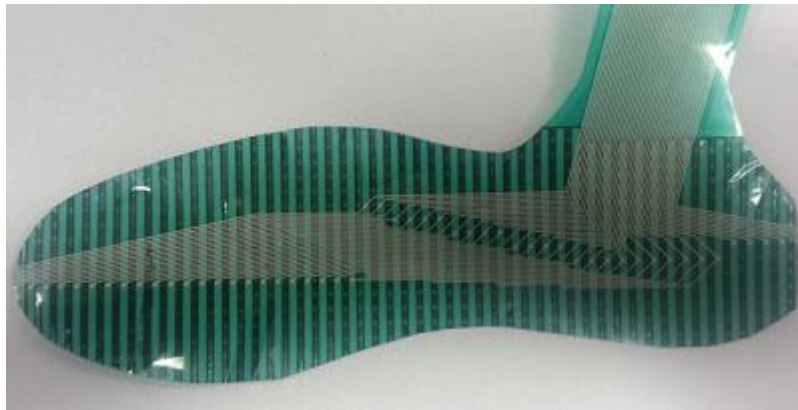


Figura 9 – Colunas da palmilha

As colunas da palmilha foram enumeradas pelo propósito de identificação, conforme a Figura 10.

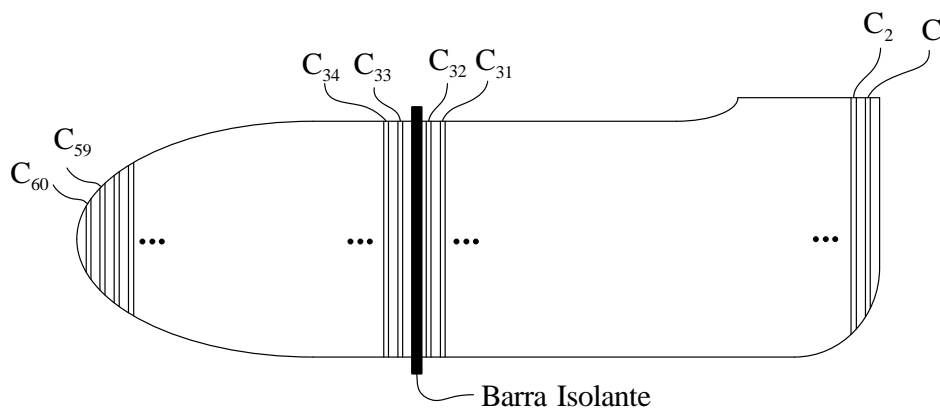


Figura 10 – Mapeamento vertical da palmilha

Os contatos das linhas e colunas é dado por um conector específico, representado pela Figura 11.

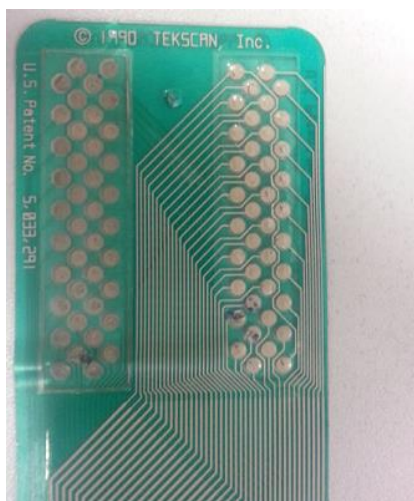


Figura 11 – Conector da palmilha

Os círculos de contato estão conectados, um a um, a uma determinada coluna da palmilha. Foi feito um mapeamento que relaciona a coluna em questão com o contato do conector, conforme a Figura 12.

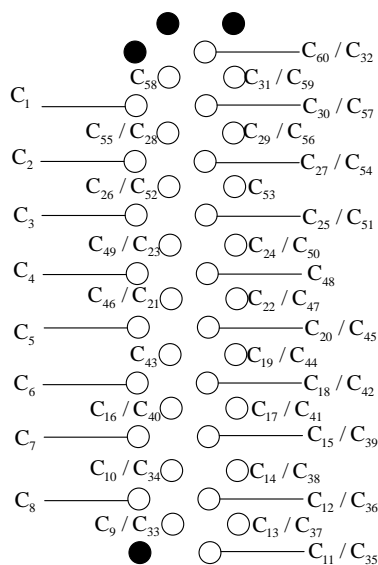


Figura 12 – Conectores verticais da palmilha

As linhas da palmilha são representadas pela Figura 13.



Figura 13 – Linhas da palmilha

As linhas da palmilha são separadas em dois conjuntos: as linhas da parte dianteira e traseira do pé. Na parte traseira do pé, encontram-se 18 fitas de carbono. Na parte dianteira do pé, encontram-se 21 fitas de carbono, conforme a Figura 14.

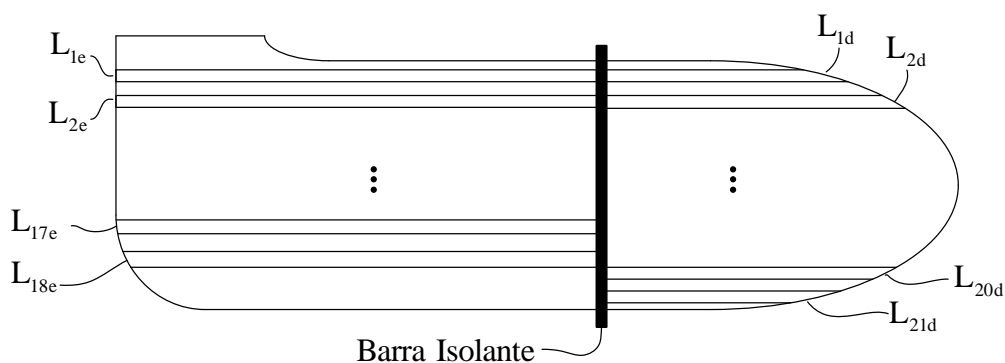


Figura 14 – Mapeamento horizontal da palmilha

Cada linha da palmilha é acessada por um contato diferente, e o mapeamento das linhas é representado pela Figura 15.

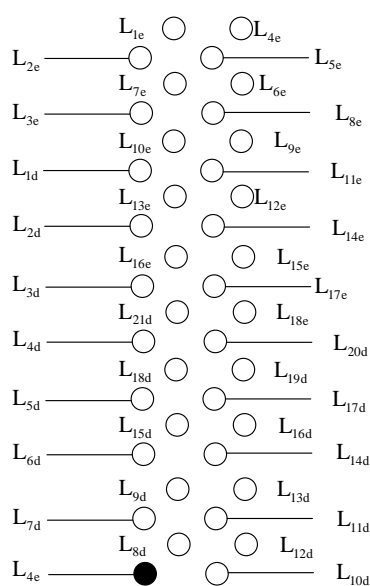


Figura 15 – Conectores horizontais da palmilha

Para acessar os conectores das linhas e colunas, foi criada uma nova biblioteca no EAGLE (software de CAD no qual se desenhou a placa de circuito impresso). Esta biblioteca continha furos que se encaixam no centro do círculo condutor da Figura 11, no qual os pinos para contato podem ser soldados. Estes pinos são pressionados contra os conectores da palmilha para estabelecer o contato elétrico.

Para que não houvessem danos aos conectores da palmilha, estes pinos foram lixados e foi colado um material macio no lado oposto aos contatos.

4. Tecnologias utilizadas

Com o objetivo de construir um circuito barato e robusto, é necessário que se escolha com cuidado as tecnologias e ferramentas disponíveis no mercado.

4.1. Componentes escolhidos

A seguir são explicadas as razões pelas quais os componentes em questão foram escolhidos.

4.1.1. Microcontrolador

Para controle da placa de aquisição e comunicação com o módulo Bluetooth HC-06, foi escolhido o microcontrolador ATMEGA48, da Atmel Inc. Ele foi escolhido porque, além de ter baixo custo, é muito robusto, apresentando baixo consumo de energia, oito canais de conversão ADC, além de memórias RAM e FLASH mais que suficientes para a aplicação em questão.

4.1.2. Módulo Bluetooth

O módulo Bluetooth HC-06 foi escolhido pela sua disponibilidade no mercado, facilidade de utilização e preço. O Baud Rate do módulo Bluetooth é, por default, de 9600 bps. No entanto, ele é passível de ser mudado, com máximo de 115,2 kbps. Com este Baud Rate é possível enviar 12 pacotes de 1200 bytes por segundo, o que traria uma taxa de atualização da tela de 12 fps, o que é suficiente para a aplicação.

4.1.3. Chave eletrônica

Na escolha das chaves eletrônicas, é dada devida importância ao tempo de fechamento e abertura da chave e a resistências da chave fechada.

O MOSFET do tipo N (2N7002LT1) é capaz de conduzir até 60 V e 115 mA. A resistência da chave fechada é da ordem de 7,5 Ω , o que não influencia no circuito devido à grandeza da resistência do sensor. O MOSFET do tipo P (BSS84P) é capaz de conduzir até -60 V e -170 mA. Sua resistência, quando fechado, é da ordem de 8 Ω . Ambos os componentes apresentam, quando estão conduzindo, resistência muito baixa se comparada à resistência do sensor e, portanto, não interferem no circuito de aquisição.

4.1.4. Amplificador operacional

O amplificador MCP6002ISN foi utilizado porque atende as condições necessárias para o projeto. Ele trabalha em até 1 MHz, a saída é do tipo *Rail-to-Rail*, opera com uma única fonte de alimentação, em 5V e consome baixíssima corrente quiescente, da ordem de 100 μ A.

4.2. Comunicação Bluetooth

Para transmitir os dados adquiridos na placa para o computador (ou qualquer outro dispositivo que possa fazer uso destes dados), foi utilizada a tecnologia Bluetooth. Bluetooth é uma especificação industrial para área de redes pessoais sem fio, utilizando frequências de rádio licenciadas. Esta é uma tecnologia barata e bastante difundida no mercado, fatores que levaram à sua escolha.

Uma aplicação que oferece um serviço baseado no *Serial Port Profile* (SPP) é um server SPP. Uma aplicação que inicia a conexão SPP com o server é denominado cliente. Aplicações do tipo cliente e server residem nos terminais de uma sessão RFCOMM. O cliente encontra o server usando a *Service Discovery API*. Então ele pode conectar com o server especificando o endereço do server e o identificador de canal do server. Após a conexão ser estabelecida, dados podem ser transmitidos em ambas as direções. Negociação dos parâmetros da conexão e controle de fluxo entre dois aparelhos Bluetooth deve ser controlada automaticamente pela implementação da conexão SPP.

Desta forma, a tecnologia Bluetooth pode ser utilizada para substituir cabos, trazendo mobilidade ao projeto.

4.3. JAVA

A aplicação no computador que recebe os dados da placa de aquisição via Bluetooth foi desenvolvida em JAVA. Esta é uma linguagem de alto nível, orientada a objetos, com licença gratuita e uma grande extensão de bibliotecas disponíveis para download.

O código JAVA é traduzido em um bytecode, que roda em uma máquina virtual. Este bytecode independe do sistema operacional que está sendo executado. A máquina virtual traduz os comandos do bytecode para o sistema em questão. Com isso, o programa fica mais lento, porém a sua portabilidade é muito grande, ou seja, não há a necessidade de refazer o código quando se pretende aplica-lo em outro sistema operacional.

5. Circuito de Aquisição

Foi projetado um circuito de aquisição para se obter o valor da condutância de um dado sensor (para o qual a resistência varia de 2 MΩ até 2 kΩ, conforme a pressão aplicada). Este circuito é demonstrado na Figura 16.

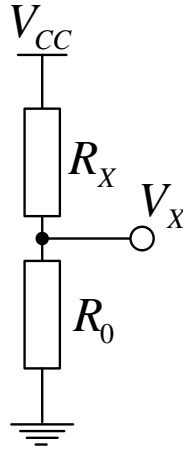


Figura 16 – Circuito de aquisição simplificado

Com esta configuração, é possível encontrar a relação entre a resistência do sensor e a tensão medida entre os resistores, conforme a equação 2.

$$V_X = \frac{R_0}{R_0 + R_X} V_{CC} \quad (2)$$

É possível escolher uma resistência R_0 pequena o suficiente, de tal forma que a relação estabelecida na equação 3 seja verdadeira.

$$R_0 \ll R_X \Rightarrow V_X = \frac{R_0}{R_0 + R_X} V_{CC} \approx \frac{1}{R_X} R_0 \cdot V_{CC} = k \cdot C_X \quad (3)$$

onde k é uma constante de C_X é a condutância do sensor.

Desta forma, a tensão de saída é proporcional à condutância do sensor, que é proporcional à pressão aplicada. Tem-se portanto uma relação linear entre a pressão aplicada e a tensão de saída do circuito. Uma inviabilidade prática deste circuito é que a tensão de saída fica muito pequena se a resistência R_0 for muito pequena. Foi então necessário amplificar o sinal. Para isso, foi utilizado um circuito amplificador não inversor, mostrado na Figura 17.

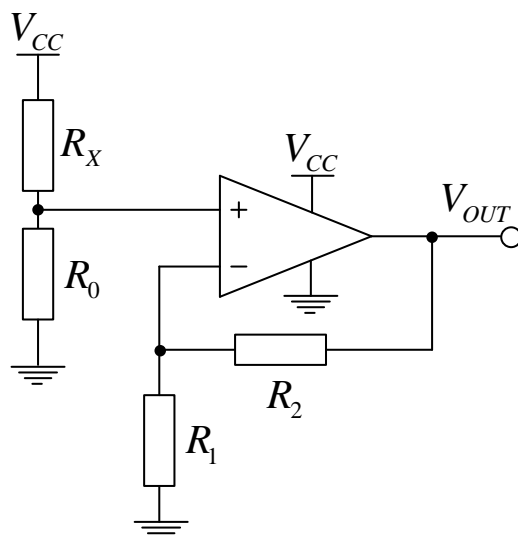


Figura 17 – Placa de aquisição

Assumindo que a condutância do sensor R_X é dada pela equação encontrada na Figura 8, a tensão de saída foi simulada com a variação do resistor auxiliar R_0 e do ganho, conforme a Tabela 2. A simulação aqui citada é representada pela Figura 18.

Tabela 2 – Valores de Resistência e Ganho Simulados

Resistor Auxiliar R_0 [k Ω]	Ganho [V/V]
20	1
1	10

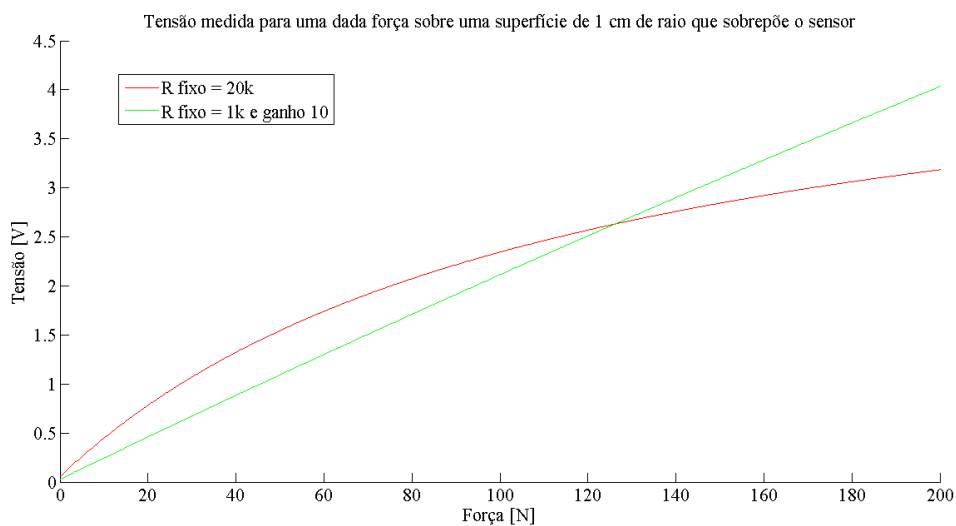


Figura 18 – Simulação da tensão de saída em função da pressão aplicada

Quanto menor for a resistência auxiliar R_0 , menor a sua influência no circuito, e então a relação de linearidade se preserva.

5.1. Seleção das linhas e colunas do circuito

Como existem cerca de 1200 sensores resistivos na palmilha, foi necessário desenvolver um circuito de aquisição com chaves eletrônicas, no qual é possível escolher qual sensor é medido a cada instante. Esse circuito é demonstrado pela Figura 19.

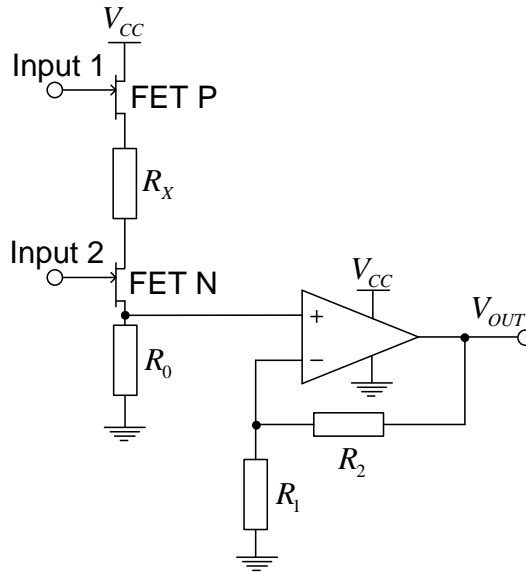


Figura 19 – Circuito de aquisição

No circuito da Figura 19, o resistor R_x é selecionado quando ambas as chaves 1 e 2 são fechadas. A chave 1 é fechada aplicando-se tensão nula na base do FET P. A chave 2 é fechada aplicando-se tensão positiva na base do FET N. Este controle é feito pelo microcontrolador.

A Figura 20 mostra como as linhas e as colunas da palmilha estão dispostas.

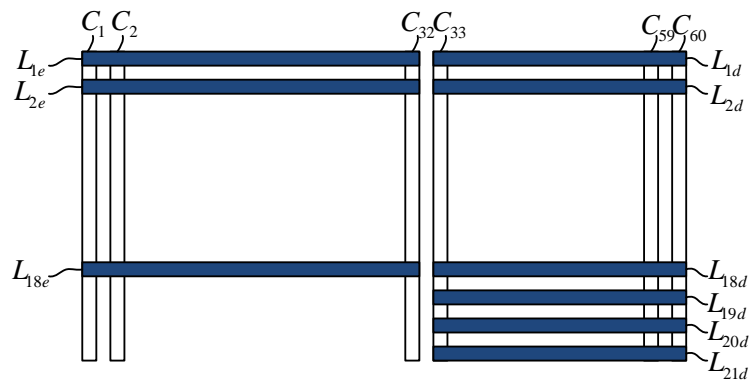


Figura 20 – Contato das linhas e colunas da palmilha

O chaveamento eletrônico dos sensores da palmilha é feito por linha e por coluna. As colunas são energizadas quando o FET P é fechado, e as linhas são selecionadas pelo circuito de aquisição quando o FET N é fechado.

Foram montados 8 circuitos de aquisição, um para cada conversor ADC do microcontrolador ATMEGA48. Cada circuito de aquisição cobre 4 linhas, chaveadas por 4 FETs do tipo N. Desta forma, foi possível cobrir 32 linhas, do total de 39 linhas da palmilha. As linhas mais afastadas do centro do pé não são lidas pela placa de aquisição.

Tabela 3 – Linhas sem sensoramento

Esquerda (lado do calcanhar)	Direita (parte frontal do pé)
1, 2, 3 e 18	1, 20 e 21

Para chavear as colunas, foram utilizados dois circuitos multiplexadores com 16 saídas cada. Para maximizar o número de colunas amostradas, os contatos com mais de uma coluna foram priorizados.

Tabela 4 – Colunas sem sensoramento

43, 48, 53 e 58

5.2. Geração dos sinais de controle das chaves

O controle do FET N foi implementado diretamente por uma porta de saída do microcontrolador. Cada circuito, conectado a um ADC, comporta quatro linhas, sendo chaveado por quatro FETs. Desta forma, foram necessários quatro saídas do microcontrolador para chavear as linhas.

Para controlar os FET P, um demultiplexador foi utilizado. O circuito multiplexador utilizado controla dezesseis saídas com apenas quatro entradas, conforme a Tabela 5.

Tabela 5 – Lógica do demultiplexador

Entradas de Controle					Canal Selecionado
A	B	C	D	ENABLE	
X	X	X	X	1	Nenhum
0	0	0	0	0	X0
0	0	0	1	0	X1
0	0	1	0	0	X2
0	0	1	1	0	X3
0	1	0	0	0	X4
0	1	0	1	0	X5
0	1	1	0	0	X6
0	1	1	1	0	X7
1	0	0	0	0	X8
1	0	0	1	0	X9
1	0	1	0	0	X10
1	0	1	1	0	X11
1	1	0	0	0	X12
1	1	0	1	0	X13
1	1	1	0	0	X14
1	1	1	1	0	X15

Para fechar o FET P, é necessário aterrar a sua base, ou seja, conectá-la ao nível lógico zero. Desta forma, quando uma saída é selecionada, a tensão desta saída deve ser zero. Caso contrário, a tensão deve ser VCC. O circuito da Figura 21 foi utilizado para a implementação desta lógica.

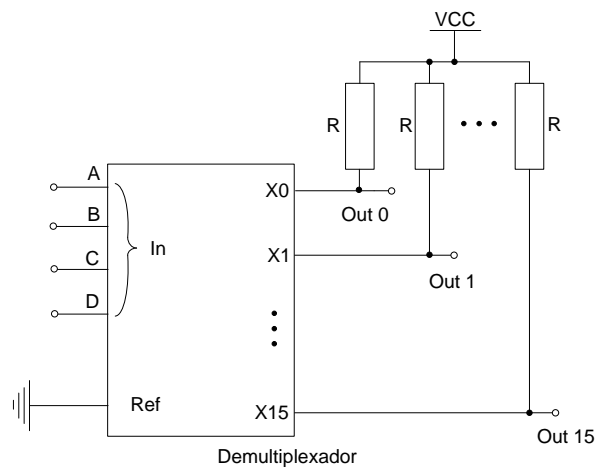


Figura 21 – Circuito de controle do FET P

No circuito da Figura 21, as entradas A, B, C e D provém do microcontrolador, e as saídas OUT1, OUT2, ..., OUT15 são conectadas à base dos FETs do tipo P que controlam o chaveamento do circuito de aquisição.

Para controlar o demultiplexador ativo, foi necessário ligar outra saída do microcontrolador ao pino “ENABLE” de cada multiplexador. Se o pino “ENABLE” do multiplexador recebe tensão, o multiplexador inibe todas as saídas; caso este pino seja aterrado, o multiplexador funciona normalmente. Com isso é possível selecionar o circuito multiplexador a ser usado.

5.3. Tempo de descarregamento do emissor do FET P

Ao implementar este circuito, foi verificado que a tensão do emissor do FET P não decai instantaneamente, ou seja, ele fica carregado por alguns milissegundos. Desta forma, se o chaveamento for rápido, um sensor pode influenciar na medição do sensor vizinho. Para amenizar este efeito, um resistor auxiliar foi posicionado em paralelo com o circuito, a fim de descarregar mais rapidamente o emissor do transistor, conforme a Figura 22.

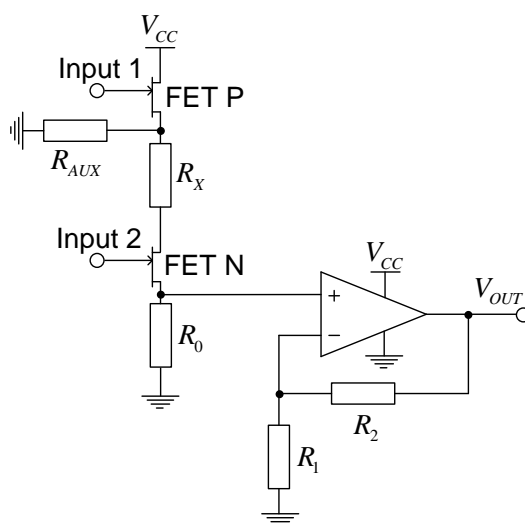


Figura 22 – Circuito de aquisição completo

Com a adição de um resistor auxiliar de 110 k Ω , a tensão no emissor do FET P foi medida no instante de fechamento da chave. Observa-se que, ainda assim, o circuito demora alguns microssegundos para responder. Um atraso entre as medições foi adotado para sanar este problema via software.

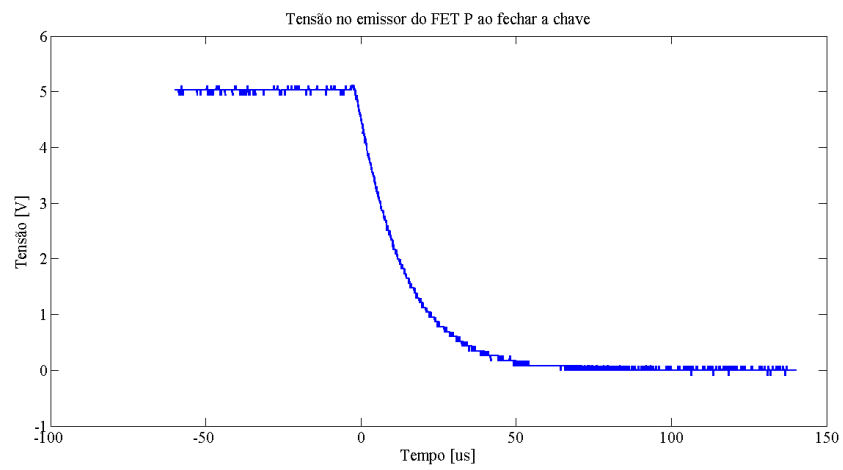


Figura 23 – Tensão no emissor do FET P ao fechar a chave

6. Fluxograma do microcontrolador ATMEGA48

O microcontrolador foi programado para seguir o fluxograma da Figura 24.

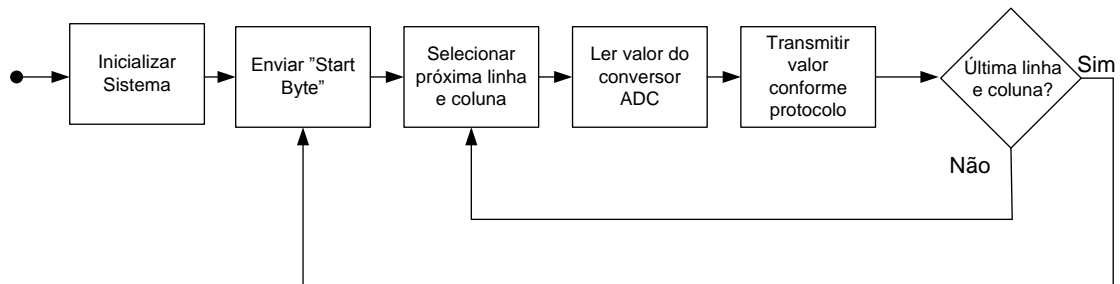


Figura 24 – Fluxograma do microcontrolador

Basicamente, o microcontrolador deve ajustar as configurações iniciais e entrar em um loop, no qual ele faz uma varredura nos sensores da palmilha e gera um vetor com os valores medidos. Este vetor é transmitido por Bluetooth conforme o protocolo de comunicação aqui definido. Desta forma, o circuito se mantém lendo os valores dos sensores e enviando os dados pela serial, até que ele seja desligado.

Os blocos segregados neste fluxograma serão melhores descritos abaixo, nos próximos itens desta secção.

6.1. Inicialização do sistema

A inicialização do sistema é a primeira tarefa do microcontrolador após a sua energização, conforme a Figura 25.

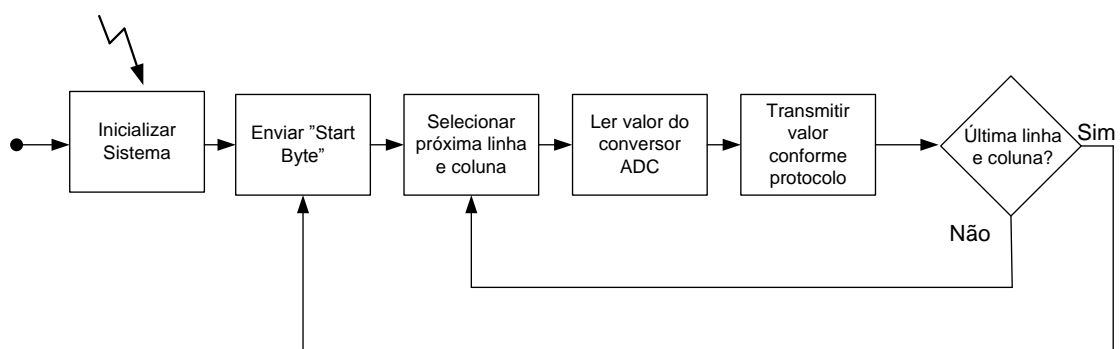


Figura 25 – Fluxograma do microcontrolador – inicialização

Neste sentido, três principais funções devem ser inicializadas:

- O conversor analógico digital;
- A porta serial;

- As portas de entrada e/ou saída.

6.1.1. Conversor analógico digital

Na inicialização do conversor analógico digital, é necessário ajustar dois registradores: ADMUX e ADCSRA. O registrador ADMUX é representado pela Figura 26.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	REFS1	REFS0	ADLAR	–	MUX3	MUX2	MUX1	MUX0	ADMUX
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 26 – Registrador ADMUX

Neste registrador, os bits REFS1 REFS0 determinam a fonte de tensão a ser comparada com a tensão de entrada da porta analógica digital. Esta fonte de tensão deve ser estável o suficiente para que haja a máxima precisão nesta comparação. O valor digital encontrado será, então, a proporção entre a tensão da porta analógica digital e a tensão de comparação, conforme a fórmula:

$$ADC = \frac{V_{ADC}}{V_{REF}} \cdot 255 \quad (4)$$

onde ADC é o valor digital medido, V_{ADC} a tensão medida na porta analógica e V_{REF} a tensão de comparação.

O bit ADLAR é utilizado para ajustar a apresentação digital do resultado. Se este bit for 1, o resultado é ajustado pela esquerda; se o bit for 0, o resultado é ajustado pela direita.

Os bits MUX3, MUX2, MUX1 e MUX0 são utilizados para ajustar qual porta do conversor analógico digital será utilizada nesta medição. Estes bits são reajustados a cada leitura.

O próximo registrador, ADCSRA, é representado pela Figura 27

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	ADEN	ADSC	ADATE	ADIF	ADIE	ADPS2	ADPS1	ADPS0	ADCSRA
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 27 – Registrador ADCSRA

O bit ADEN é utilizado para habilitar ou desabilitar a conversão. No caso, é preciso escrever 1 para habilitar o uso dos conversores analógico digitais.

O bit ADSC deve receber o valor 1 para inicializar cada conversão no modo “single conversion”. A primeira conversão demora um pouco mais, e por isso ela se dá nesta rotina de inicialização.

O bit ADIF representa a flag de interrupção. Em primeiro lugar, ele é zerado quando se escreve o lógico 1 no mesmo. No final da conversão, é escrito 1 neste bit por hardware.

Os bits ADPS2, ADPS1 e ADPS0 determinam a divisão entre o clock do sistema e o clock utilizado na conversão ADC. Eles determinam a velocidade em que a conversão ocorre.

6.1.2. Porta Serial

Para inicializar a porta serial, utilizam-se dois registradores. O primeiro, UCSR0, é utilizado para configurar a comunicação serial. Este registrador é composto por 3 bytes, conforme a Figura 28.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	RXCn	TXCn	UDREN	FEn	DORn	UPEn	U2Xn	MPCMn	UCSRnA
Read/Write	R	R/W	R	R	R	R	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	1	0	0	0	0	0	
Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	RXCIE n	TXCIE n	UDRIE n	RXENn	TXENn	UCSZn2	RXB8n	TXB8n	UCSRnB
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	
Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	UMSELn1	UMSELn0	UPMn1	UPMn0	USBSn	UCSZn1	UCSZn0	UCPOLn	UCSRnC
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	1	1	0	

Figura 28 – Registrador UCSR0

As seguintes configurações foram utilizadas:

Tabela 6 – Configuração do protocolo serial

Condição	Atributo
U2X0 = 1	Modo de dupla velocidade
TXE0 = 1	Habilita a transmissão de dados
UMSEL01 = 0 e UMSEL00 = 1	Comunicação assíncrona
UPM01 = 0 e UPM00 = 0	Sem paridade
USBS0 = 0	Um stop bit
UCSZ02 = 0, UCSZ01 = 1 e UCSZ00 = 1	Palavra de 8 bits

O segundo registrador, UBRR0 é utilizado para definir o Baud Rate da comunicação.

Bit	15	14	13	12	11	10	9	8	
	<div><div><div>–</div><div>–</div><div>–</div><div>–</div><div colspan="4">UBRRn[11:8]</div></div></div>								UBRRnH
	<div><div><div colspan="8">UBRRn[7:0]</div></div></div>								UBRRnL
	7	6	5	4	3	2	1	0	
Read/Write	R	R	R	R	R/W	R/W	R/W	R/W	
	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	
	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 29 – Registrador UBRR0

O Baud Rate é definido conforme a equação 5.

$$BaudRate = \frac{f_{main}}{8 \cdot (2 - U2X0) \cdot (1 + UBRR0)} \quad (5)$$

onde f_{main} é o clock do sistema e UBRR0 é o registrador em questão e U2X0 é um bit a do registrador UCSR0.

A máxima velocidade de transmissão do módulo Bluetooth em questão é de 115,2 kbps. Para ajustar o Baud Rate para esta frequência, utilizou-se $f_{osc} = 8$ MHz, $U2X0 = 1$ e $UBRR0 = 8$. Com estes valores, o erro entre o Baud Rate da mensagem transmitida pelo microcontrolador e o valor ideal de 115,2 kbps é apresentado na equação 6.

$$BaudRate = \frac{f_{main}}{8 \cdot (2 - 1) \cdot (9)} = 111,11 \text{ kbps} \rightarrow \text{erro} = \frac{111,11 - 115,2}{115,2} = -3,55\% \quad (6)$$

Este erro não afeta a transmissão de dados, que se dá de maneira contínua e sem perda de dados. Isso ocorre porque o receptor sincroniza a leitura da porta serial sempre que o emissor enviar um *start bit*. Desta forma, o erro não é acumulativo.

6.1.2.1. Baud Rate medido

Na Figura 30, é apresentada a saída da porta serial do microcontrolador, medida com o osciloscópio.

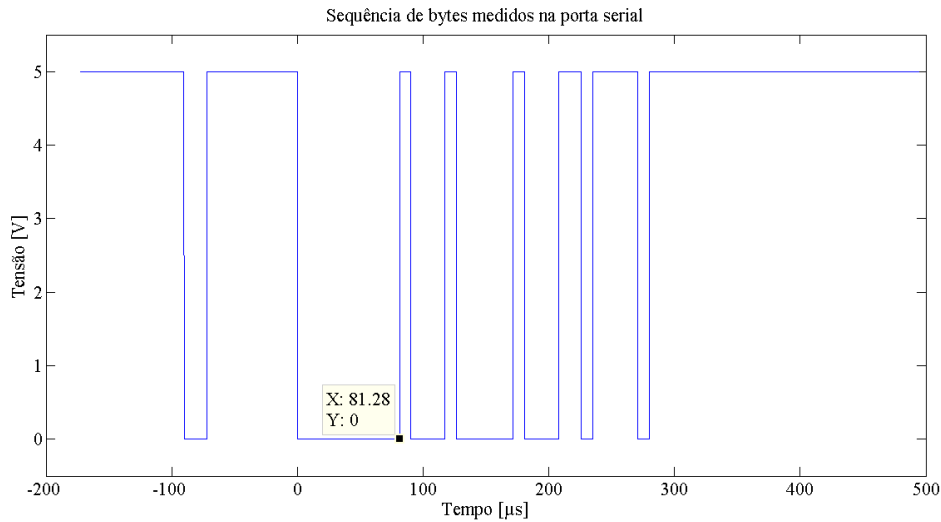


Figura 30 – Saída da porta serial do microcontrolador

O segundo byte transmitido na sequência começa em $t = 0$. Ele é um byte nulo, composto portanto por um start byte seguido por 8 bits nulos. O tempo total de transmissão é de $81,28 \mu s$. Com base na imagem adquirida pelo osciloscópio, o valor do Baud Rate é dado pela equação 7

$$\Delta t_{(1bit)} = \frac{81,28}{9} = 9,03 \mu s \rightarrow BaudRate = \frac{1}{\Delta t_{(1bit)}} = 110,728 kbps \quad (7)$$

6.1.3. Portas IN/OUT

As portas do microcontrolador utilizadas para controlar o chaveamento dos FETs e os demultiplexadores devem ser configuradas como saídas. Desta forma, os registradores DDRB e DDRC foram configurados conforme a tabela:

Tabela 7 – Configuração das portas de saída

Condição	Atributo
DDRB = 0xDF	Saídas: PB0, PB1, PB2, PB3, PB4, PB6 e PB7
DDRD = 0xE0	Saídas: PD7, PD6 e PD5

6.2. Transmissão dos dados via Bluetooth

A transmissão de dados do microcontrolador para outros dispositivos é dada, no fluxograma do microcontrolador, pelos blocos representados na Figura 31.

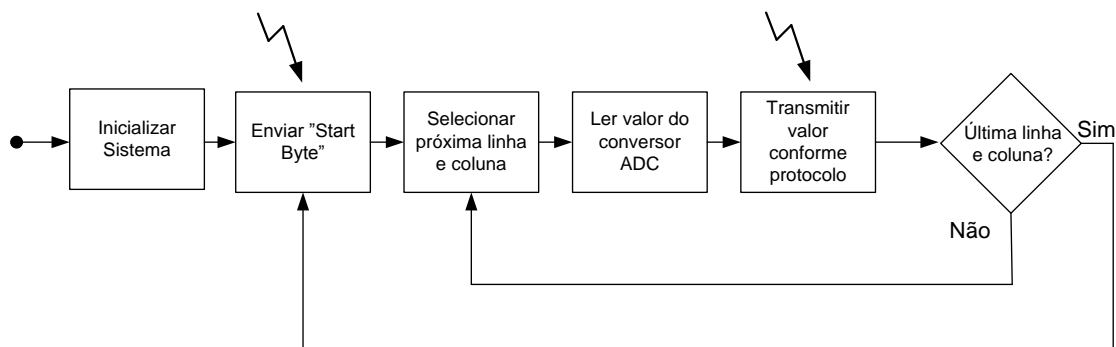


Figura 31 – Fluxograma do microcontrolador – transmissão de dados via Bluetooth

Para transmitir os dados, é utilizado o módulo Bluetooth HC-06. Este componente recebe uma palavra serial na porta RX e envia para os dispositivos pareados. Para transmitir um byte serial, o seguinte fluxo da Figura 32 é seguido pelo microcontrolador:

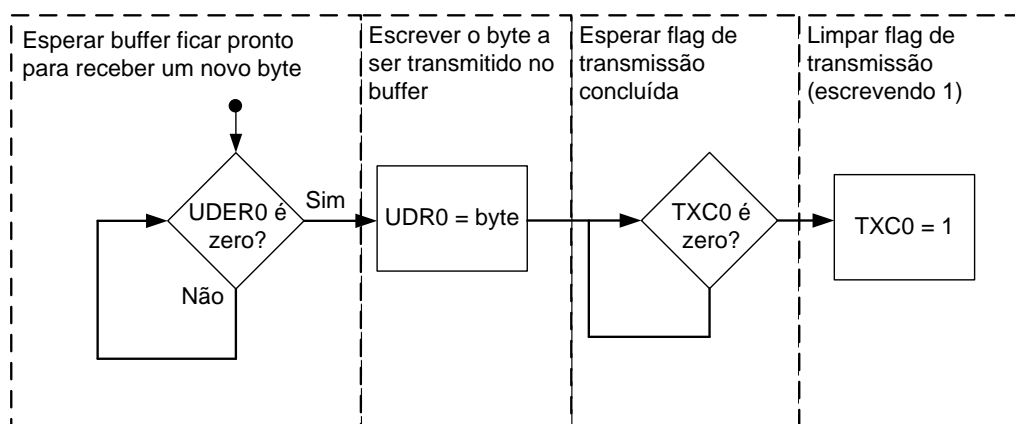


Figura 32 – Fluxograma de transmissão de um byte

O sincronismo do vetor de dados entre o transmissor e o receptor é feito pelo protocolo de comunicação. Este fato é importante porque a posição do byte no vetor transmitido informa a posição do sensor que foi medido. Por exemplo, o primeiro byte (index 0) representa a medição efetuada na primeira linha e coluna da palmilha; o segundo byte (index 1) representa a medição efetuada na primeira linha e segunda coluna da palmilha, e assim por diante.

Para efeito de sincronismo, o primeiro byte do vetor é sempre 0xFF. Ao transmitir os demais bytes do vetor, é garantido que 0xFF seja substituído por 0xFE, sem muita perda de informação, conforme a Figura 33.

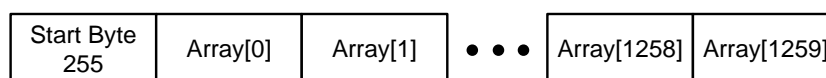


Figura 33 – Sincronismo do vetor de dados

Segundo a Figura 20, a palmilha é composta por 21 linhas e 60 colunas. Por isso o vetor apresenta 1260 posições.

Ao implementar o protocolo, foi notado que o byte nulo é muito frequente, e por isso foi implementada uma codificação que transmite rapidamente bytes repetidos. Caso o byte se repita mais que quatro vezes, ele é transmitido da seguinte forma:

Referência 254	Valor do Byte	Repetições MSB	Repetições LSB
-------------------	------------------	-------------------	-------------------

Figura 34 – Protocolo para bytes repetidos

Para que o esquema acima funcione, os demais bytes do vetor com valor acima de 0xFE são substituídos por 0xFD.

A fim de exemplificar o protocolo como um todo, a saída UART do microcontrolador foi medida sem que a palmilha fosse conectada à placa de aquisição. Com isso, todas as tentativas de medir os sensores da palmilha resultaram em zero, ou seja, o microcontrolador deve transmitir um vetor de 1260 zeros pela UART, conforme o protocolo descrito. A saída UART do microcontrolador é dada pela Figura 35.

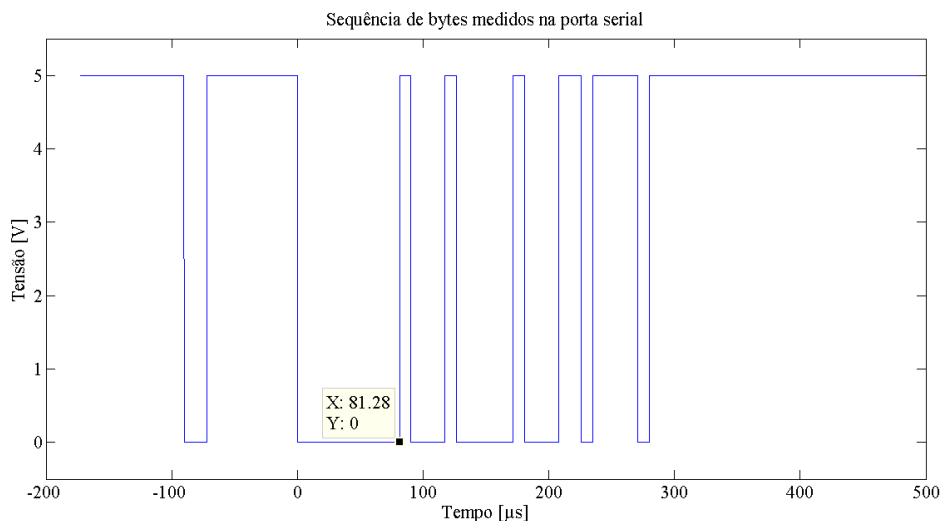


Figura 35 – Saída da porta serial do microcontrolador

Com o objetivo de ler os bytes transmitidos, as medições amostrais do osciloscópio foram exportadas ao MATLAB. Uma rotina foi implementada para leitura dos dados, conforme as seguintes premissas:

- O start bit de cada palavra é caracterizado pela borda de descida no sinal;
- A cada 9 μ s é possível ler o próximo bit da palavra;

- Ao finalizar a leitura dos 8 bits, deve-se esperar a próxima borda de descida do sinal.

Como resultado, obteve-se:

Tabela 8 – Bits transmitidos pela UART

Start bit	Bit 0	Bit 1	Bit 2	Bit 3	Bit 4	Bit 5	Bit 6	Bit 7
0	0	1	1	1	1	1	1	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0	0	0
0	0	0	1	1	0	1	1	1
0	1	1	1	1	1	1	1	1

Codificando os resultados, observa-se que foram transmitidos os seguintes bytes:

Tabela 9 – Bytes Transmitidos

Posição	Byte
1	254
2	0
3	4
4	236
5	255

O primeiro byte (254) representa a inicialização do protocolo para bytes repetidos. O segundo byte (0) mostra o valor repetido. O terceiro e o quarto byte representam o número de vezes que este byte foi repetido, que foi calculado na equação 8.

$$n_{\text{repetições}} = 256 \cdot MSB + LSB = 256 \cdot 4 + 236 = 1260 \quad (8)$$

Desta forma, esta amostra representa um vetor de 1260 zeros. Em seguida, o microcontrolador envia um start byte (255) e volta a medir os sensores.

6.3. Seleção das linhas e colunas

A seleção das linhas e colunas é dada, no fluxograma do microcontrolador, pelo bloco da Figura 36.

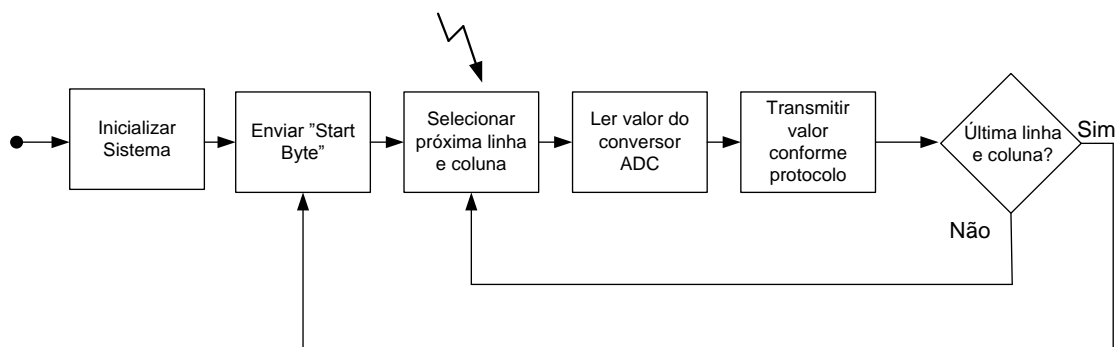


Figura 36 – Fluxograma do microcontrolador – seleção das linhas e colunas

A seleção das linhas e colunas é dada por uma função, que recebe o número da linha e da coluna e ajusta as portas de saída do microcontrolador. Para relacionar a linha e colunas com a saída correta, utilizou-se o esquemático gerado no EAGLE e a relação encontrada na Tabela 10.

Tabela 10 – Relação entre portas do microcontrolador e do demultiplexador

Porta microcontrolador	Porta demultiplexador
PB0	A
PB1	B
PB2	C
PB3	D
PB4	ENABLE_1
PD7	ENABLE_2

6.4. Leitura do conversor ADC

Segundo o fluxograma do microcontrolador, a leitura do conversor ADC é dada pelo bloco em destaque na Figura 37.

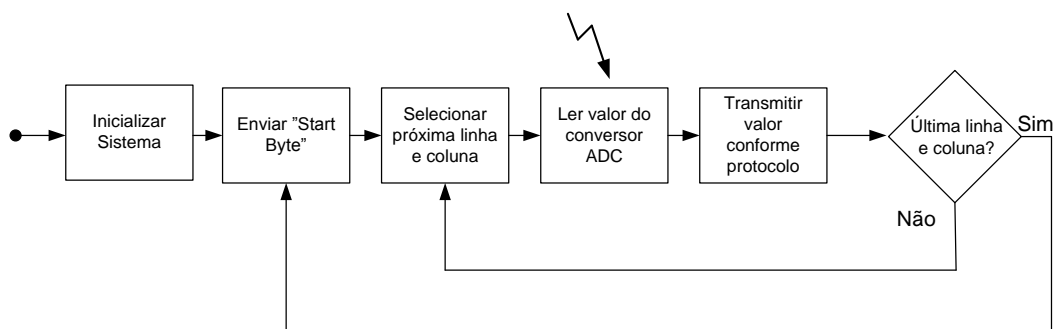


Figura 37 – Fluxograma do microcontrolador – leitura do conversor ADC

Após a seleção das linhas e colunas, é necessário esperar um pequeno intervalo antes que a leitura do conversor analógico digital seja efetuada. Este tempo de espera é necessário para que a tensão nas demais chaves seja zerada, como mostrado na Figura 23. O tempo de espera escolhido foi de 30 μ s.

A conversão analógica digital é dada pela Figura 38.

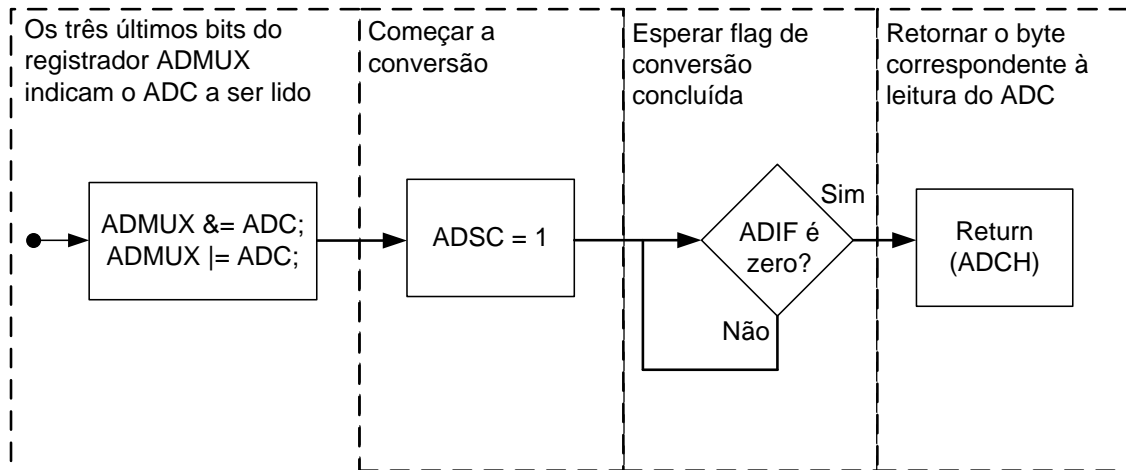


Figura 38 – Fluxograma da conversão analógica digital

7. Placa de aquisição

O circuito é composto por duas placas, que envolvem os conectores da palmilha. Na placa superior, encontram-se:

- Dois multiplexadores – MC14067B;
- 32 FETs do tipo P – BSS84P;
- Resistores SMD;
- Contato para encaixe nos conectores que acessam as colunas da palmilha;
- Contatos para alimentação e controle da placa.

A seguir são apresentados o esquemático EAGLE da placa inferior (Figura 39 e Figura 40) e a versão montada da mesma (Figura 41).

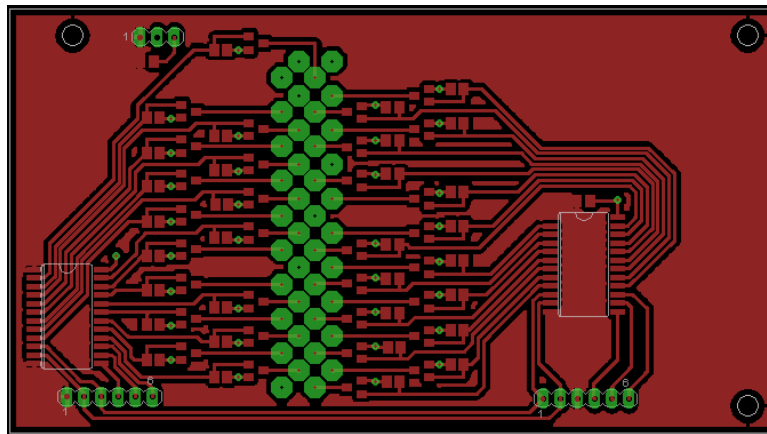


Figura 39 – Placa de aquisição superior (top layer)

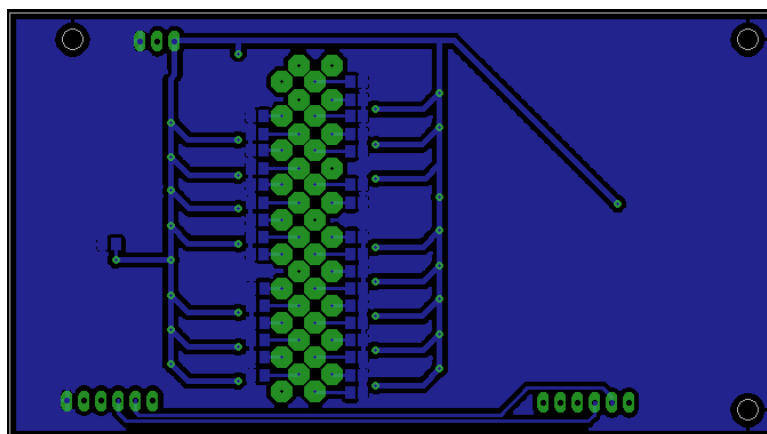


Figura 40 – Placa de aquisição superior (bottom layer)

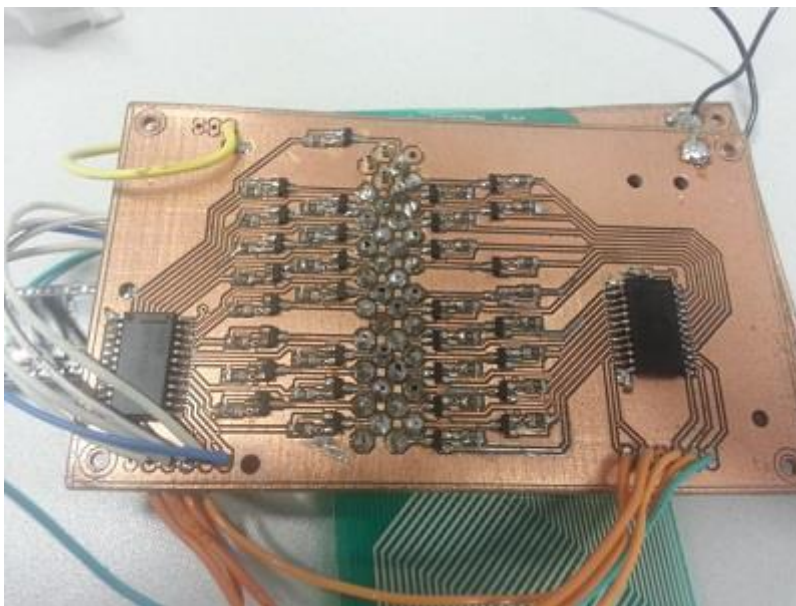


Figura 41 – Placa de aquisição superior montada (top layer)

Na placa inferior, se encontram:

- Microcontrolador – ATMEGA48;
- Conector utilizado para programação ISP do microcontrolador;
- 32 FETs do tipo N – 2N7002LT1;
- 4 Amplificadores operacionais – MCP6002ISN;
- Módulo Bluetooth – HC06;
- Os contatos das portas I/O utilizadas para chavear as colunas, que se encontram na placa de aquisição superior;
- Contato para encaixe nos conectores que acessam as linhas da palmilha;
- Contatos para alimentação.

A seguir são apresentados o esquemático EAGLE da placa inferior (Figura 42 e Figura 43) e a versão montada da mesma (Figura 44).

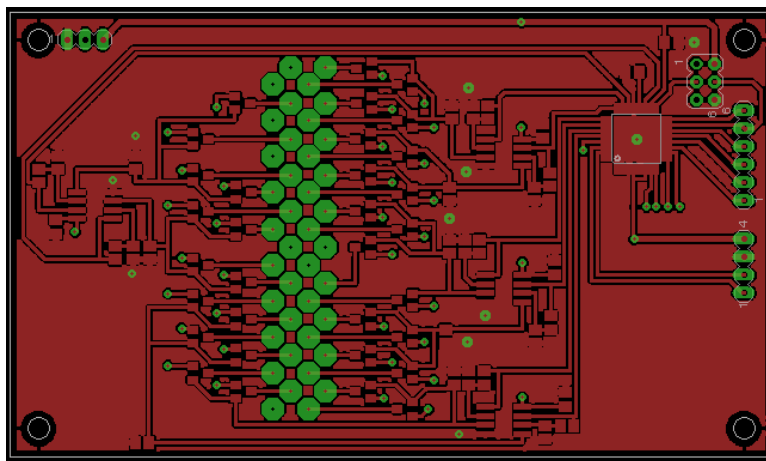


Figura 42 – Placa de aquisição inferior (top layer)

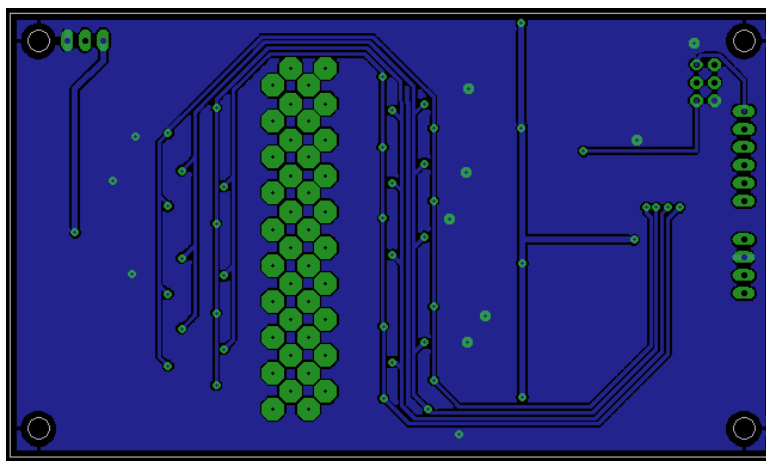


Figura 43 – Placa de aquisição inferior (bottom layer)

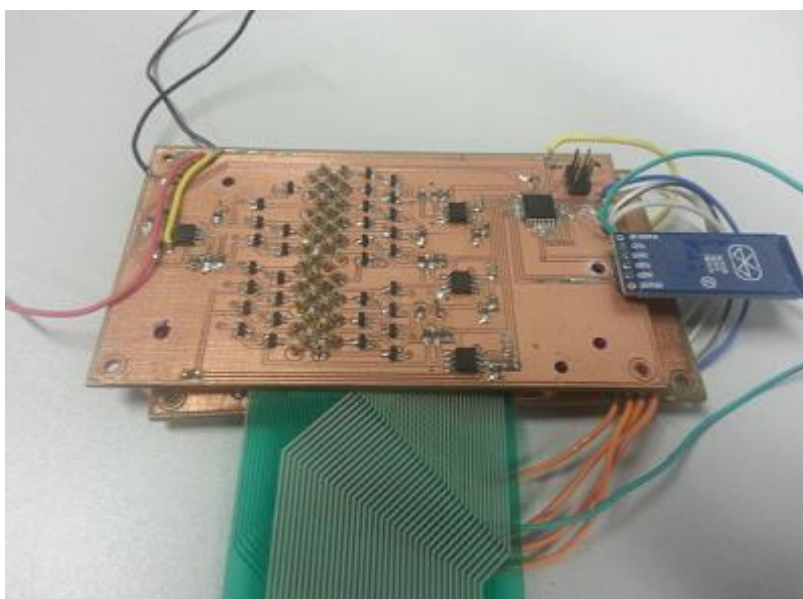


Figura 44 – Placa de aquisição inferior montada (top layer)

Os conectores utilizados para acessar os contatos da palmilha foram preenchidos com pinos e soldados na placa. Na placa oposta, foi colada uma camada de material soft, para que a palmilha não seja danificada ao pressionar as duas placas sob seus conectores. Para dar estabilidade ao sistema mecânico, foram adicionados três furos nos cantos da placa, nos quais é possível prender uma placa à outra com o auxílio de um parafuso e de uma porca.

7.1. Preço dos componentes

O preço estimado de todos os componentes da placa é dado na Tabela 11.

Tabela 11 – Preço estimado dos componentes

Componente	Preço por Unidade	Unidades	Preço Total
Multiplexador – MC14067B	R\$ 3,31	2	R\$ 6,62
FET P – BSS84P	R\$ 0,23	32	R\$ 7,36
Módulo Bluetooth – HC-06	R\$ 15,00	1	R\$ 15,00
Microcontrolador – ATMEGA48	R\$ 12,22	1	R\$ 12,22
FET N – 2N7002LT1	R\$ 0,11	32	R\$ 3,52
Amplificador Operacional – MCP6002ISN	R\$ 1,39	4	R\$ 5,56
Caixa	R\$ 16,00	1	R\$ 16,00
TOTAL			R\$ 66,28

8. Aplicação Java

A aplicação JAVA foi feita com o intuito de apresentar os valores de pressão medidos pelos sensores na tela do computador. A interface gráfica do programa é demonstrada na Figura 45.

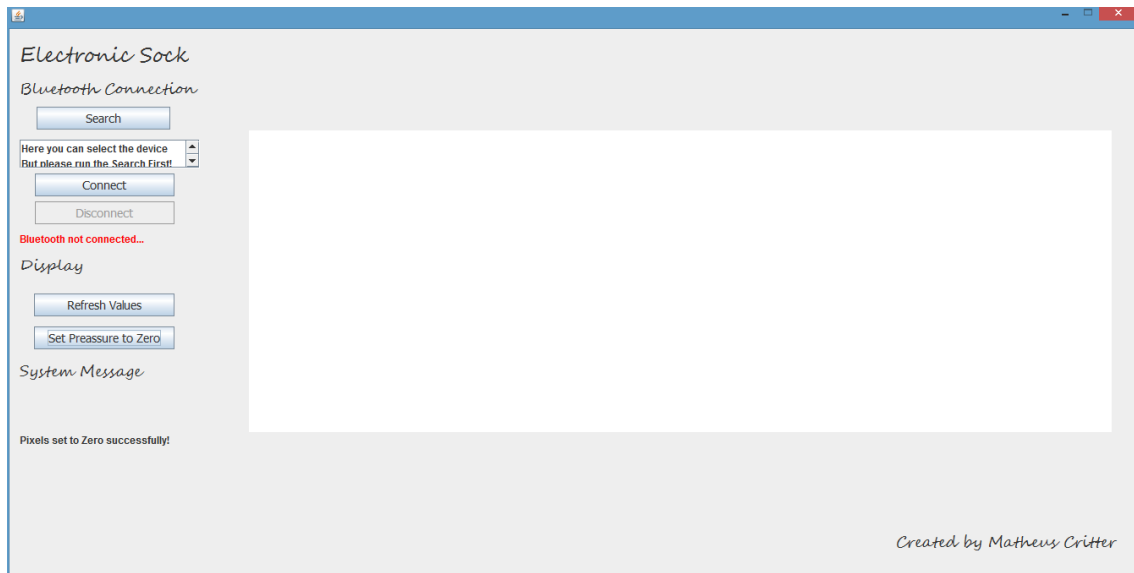


Figura 45 – Interface gráfica da aplicação JAVA

Neste trabalho, foi utilizada a API “Bluecove” para comunicação com a placa de aquisição. O intuito desta aplicação é receber os dados do circuito de aquisição e desenhar uma imagem na tela do computador correspondente às forças aplicadas nos sensores da palmilha. Quanto maior for a pressão em um dado sensor, mais escura deve ficar a imagem naquele ponto.

O programa é segmentado em “threads”, ou seja, funções executadas simultaneamente. Por exemplo, a leitura dos dados provindos do Bluetooth e a atualização da tela são duas atividades feitas em conjunto.

A seguir, o fluxograma do aplicativo é melhor detalhado.

8.1. Procura por dispositivos Bluetooth e conexão

Os objetos na aplicação que controlam a conexão Bluetooth são representados pela Figura 46.

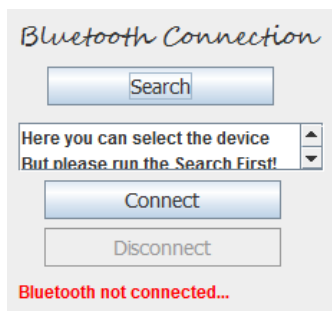


Figura 46 – Conexão Bluetooth

O botão “Search”, quando pressionado, inicia o processo de pesquisa por outros dispositivos Bluetooth que se encontram na região. Quando encontrados, o aplicativo pede para estes dispositivos quais serviços estão disponíveis. Todos os serviços são então listados na caixa de rolagem.

Para estabelecer a conexão, um serviço da caixa de rolagem deve ser selecionado e o botão “Connect” deve ser pressionado. Ao pressionar este botão, o aplicativo tenta se conectar com o serviço em questão através da senha “1234”, padrão para o módulo Bluetooth HC-06.

O texto “Bluetooth not connected”, em vermelho, é atualizado para “Bluetooth connected”, em verde. Quando a conexão não está estabelecida, o botão “Connect” fica ativo, enquanto que o botão “Disconnect” fica inativo; quando a conexão é estabelecida, o botão “Connect” fica inativo e o botão “Disconnect” fica ativo.

8.2. Funções Extras

As funções extras do aplicativo são representadas pela Figura 47.

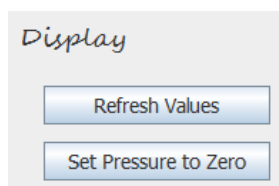


Figura 47 – Funções Extras

O botão “Set Pressure to Zero” calibra a imagem. Ele é utilizado para anular o efeito de forças não desejadas que são aplicadas à palmilha. Desta forma, apenas forças maiores que este limiar são apresentadas na imagem. O botão “Refresh Values” cancela a ação descrita acima.

Esta função é de grande valia quando se aplica a palmilha no interior do sapato. Neste caso, existem forças aplicadas nos sensores sem que o pé do indivíduo esteja em contato com o solo.

9. Resultados

Como resultado do trabalho, foi possível traçar na tela do computador o mapeamento da densidade de pressão das forças de contato entre o pé e o chão. A Figura 48 mostra o protótipo montado.

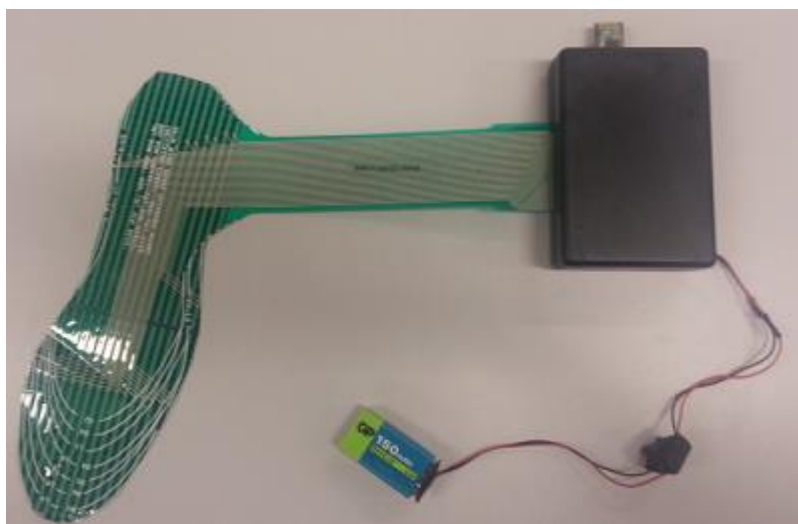


Figura 48 – Protótipo

Alguns testes foram elaborados com o protótipo. A Figura 49 mostra o contato total do pé esquerdo de um indivíduo com o chão. O indivíduo em questão pesa 65 kg e calça 39 no Brasil.



Figura 49 – Pé esquerdo em total contato com o chão

A Figura 50 mostra o pé esquerdo apoiado somente pelo calcanhar.

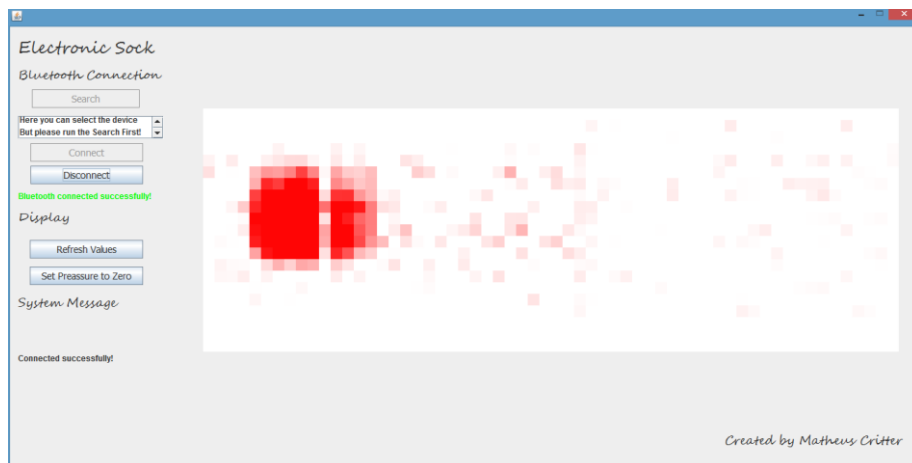


Figura 50 – Pé esquerdo apoiado sob o calcanhar

A Figura 51 mostra o pé esquerdo apoiado sob a lateral esquerda.

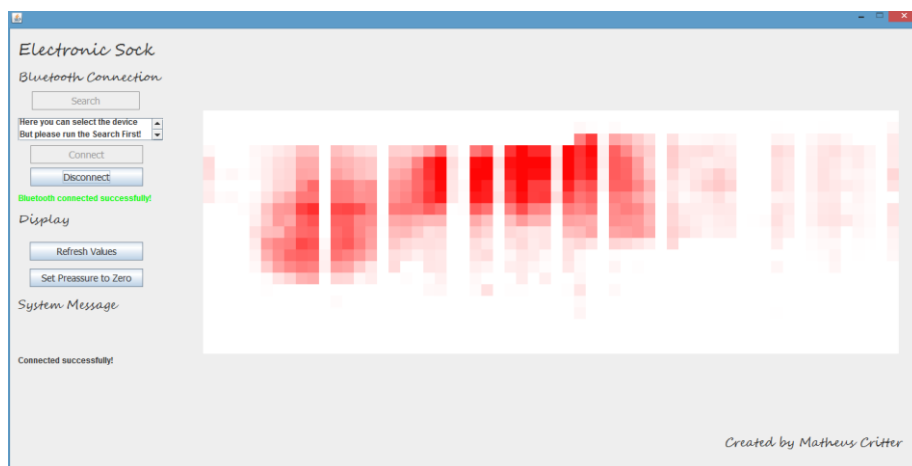


Figura 51 – Pé esquerdo apoiado sob a lateral esquerda

A Figura 52 representa o pé esquerdo apoiado sob a lateral direita.

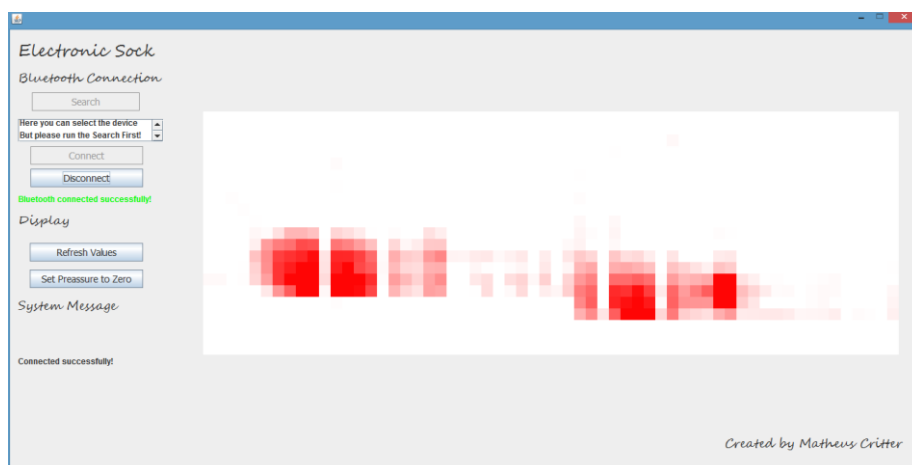


Figura 52 – Pé esquerdo apoiado sob a lateral direita

A Figura 53 representa o pé esquerdo apoiado sob a ponta do pé.

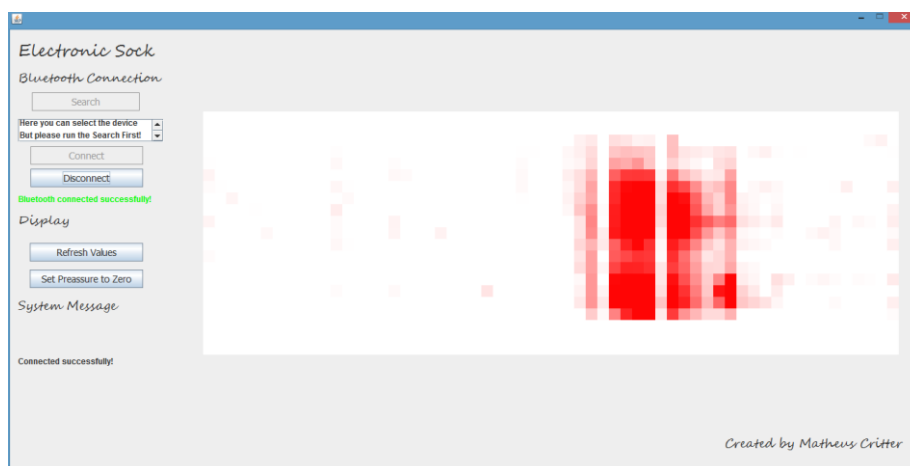


Figura 53 – Pé esquerdo apoiado sob a ponta do pé

9.1. Potência

A placa de aquisição consome cerca de 40 mA. Utilizando uma bateria com carga de 160 mAh, é possível trabalhar com o sistema durante 4 horas sem necessidade de recarregar as baterias.

9.2. Alcance

Segundo especificações técnicas do módulo HC-06, o alcance máximo é de dez metros. No laboratório, foi possível estabelecer conexão, sem perdas de dados, a vinte metros de distância e com duas barreiras, que são as paredes de madeira.

9.3. Compatibilidade

Foi possível rodar a aplicação JAVA nas versões do *Windows 8* e *Windows XP*. Para que a aplicação funcione, é necessário que o JAVA e os drivers do Bluetooth estejam corretamente instalados.

9.4. Taxa de refreshamento

O fator limitante para determinação da taxa de refreshamento da tela é o atraso de 30 μ s estabelecido entre cada uma das 1260 medições. Este atraso por medição acarreta em um tempo de refreshamento de imagem de 38 ms. Considerando que outros atrasos recorrentes do trabalho da placa de aquisição resultem em um tempo de refreshamento de 40 ms, então a taxa de refreshamento é de 25 fps.

10. Conclusões e Recomendações

Por fim, pode-se dizer que o trabalho foi bem sucedido, uma vez que ele é capaz de apresentar a distribuição de forças de contato entre o pé de um indivíduo e o solo na tela do computador, como mostrado no Capítulo 9. Com este projeto, é possível coletar dados medidos em sensores resistivos e enviar por wireless, eliminando fios e permitindo mais mobilidade ao usuário.

Este trabalho mostra que um circuito de baixo custo, com baixo consumo elétrico é capaz de coletar dados com precisão de toda a extensão de uma matriz de sensores.

Existe uma vasta gama de aplicações que podem utilizar deste trabalho. Com este projeto, pode-se fazer desde o simples acompanhamento dos passos de um indivíduo até processamentos mais complexos e análises computacionais que extraem informações destes dados.

Com o processamento digital de imagens, pode-se por exemplo inferir em qual momento da passada o indivíduo se encontra. Isto pode ser muito útil quando se induz pacientes tetraplégicos e paraplégicos a dar passos através de estímulos elétricos. Um sistema automatizado pode então receber estes dados e então decidir qual músculo estimular, a fim de aperfeiçoar os passos do paciente.

Para futuros desenvolvimentos, pode-se pensar em integrar dois sistemas, de forma a coletar dados dos dois pés e enviar ao computador. Desta forma, uma das placas de aquisição poderia receber os dados coletados da outra placa e enviar ao computador.

Outra recomendação se refere à implementação de novas funções para a aplicação JAVA. Uma função de grande interesse seria relativa à gravação dos dados relativos às medições, que poderiam ser utilizados conforme a necessidade. Para tanto, seria de interesse gravar o tempo em que os mesmos foram recebidos e o vetor que representa a imagem estática naquele instante.

Uma sugestão de melhoria se refere ao circuito eletrônico. Pode-se observar, nas figuras apresentadas nos resultados, que nem todas as colunas estão sendo chaveadas corretamente, e por isso a imagem fica nitidamente esbranquiçada nestas posições. Alguns fatores podem acarretar neste problema:

- Mal contato entre o conector e a palmilha;
- Defeitos tanto no demultiplexador (dado que uma porta queimou);
- Defeitos na chave eletrônica (FET P);
- Ausência de chaveamento eletrônico na coluna em questão.

Para sanar estes problemas, seria necessária a alteração do esquemático da placa de circuito impresso, adicionando mais chaves eletrônicas nas colunas e linhas que não são tratadas neste trabalho. Dado que os componentes foram soldados corretamente e que não se estabeleceu nenhum curto indevido, estes defeitos seriam então sanados.

11.Referências

CLIQUET, A. et al. Effect of treadmill gait on bone markers and bone mineral density of quadriplegic subjects. **Brazilian journal of medical and biological research**, v. 39, p. 1357–1363, out. 2006.

CLIQUET, A. et al. Electrical stimulation during gait promotes increase of muscle cross-sectional area in quadriplegics: a preliminary study. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 467, p. 553–557, fev. 2009.

HENNIG, E. M. Cap. 17 - Foot Pressure Measurements. **The Science of Footwear**, p. 359–376, 2012.

KEIJERS, N. Cap. 18 - Plantar Pressure Analysis. **The Science of Footwear**, p. 379–408, 2012.

MENDES, C. M. P.; CABRAL, M. A. **Treino de marcha suspensa robotizada (LOKOMAT) em pacientes com lesão medular incompleta**. [s.l.] Universidade Fernando Pessoa, 2011.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético - Fundamentos para reabilitação**. 2ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Educacional Editora Ltda., 2011.