



Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Júlio Manuel Martins Alves

Sistema de leitura de uma matriz  
piezoresistiva para próteses inteligentes





Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Júlio Manuel Martins Alves

Sistema de leitura de uma matriz  
piezoresistiva para próteses inteligentes

Dissertação de Mestrado  
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em  
Engenharia Eletrónica Industrial e de Computadores

Trabalho efectuado sob a orientação de  
Professor Doutor José Gerardo Vieira da Rocha

e coorientação do  
Professor Doutor Senentxu Lanceros-Méndez

## DECLARAÇÃO

Nome: Júlio Manuel Martins Alves

Endereço: alves.julio13@gmail.com Telefone: 915216525

Bilhete de Identidade/Cartão do Cidadão: 13819989

Título da dissertação: Sistema de leitura de uma matriz piezoresistiva para próteses inteligentes

Orientador/a/es:

Professor Doutor José Gerardo Vieira da Rocha

Professor Doutor Senentxu Lanceros Méndez

Ano de conclusão: 2015

Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica Industrial e de Computadores

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Universidade do Minho, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Assinatura:

*"Most people quit because they look how far they have to go, not how far they have come."*

Ziad K. Abdelnour

## AGRADECIMENTOS

Esta é a parte onde tenho que agradecer a todos os responsáveis por todo este meu trajeto como estudante e como tal quero começar por agradecer às pessoas que tornaram tudo isto possível, que são os meus pais Maria e Ilídio. Estas foram as pessoas mais importantes durante todo este longo caminho e sem elas seria praticamente impossível ter chegado onde cheguei. Obrigado mãe! Obrigado pai!

É claro que tenho também que agradecer aos meus irmãos Artur e Isaura que apesar de todas as discussões, chatices, brincadeiras e risadas sempre me apoiaram e me deram motivação para continuar e nunca desistir.

Quero agradecer também ao professor Senentxu Lanceros Méndez e ao professor Gerardo Rocha pela orientação nesta tese e pela oportunidade de poder trabalhar num grupo tão bom e tão unido como é o grupo Electroactive Smart Materials. Dentro deste grupo tenho que agradecer em especial aos meus colegas de laboratório Pedro Ribeiro, Pedro Pires, Néilson Castro e Sérgio Gonçalves por toda a boa disposição e companhia nestes últimos meses. Não posso passar também sem agradecer ao Doutor Vítor Correia por toda a ajuda que me deu durante todo o trabalho, bem como ao Doutor Pedro Costa pela vontade e disponibilidade em me ajudar sempre que necessário.

Um agradecimento também a todos os professores e técnicos do Departamento de Eletrónica Industrial e Computadores por todo o conhecimento transmitido e pela ajuda dada.

Um muito obrigada à minha namorada Guida por todo o amor e todos os momentos bem passados na tua companhia que sempre me deram uma maior motivação e vontade de continuar a trabalhar. Amo-te muito <3!

Pelas aventuras que tivemos juntos, pelas noites e dias que passamos a trabalhar e a estudar, por todos os momentos passados na vossa companhia e principalmente pela vossa amizade não me posso esquecer de todos aqueles irmãos que ganhei durante esta caminhada, que apesar não serem irmãos de sangue, são meus irmãos do coração.

A todos vocês, que duma maneira ou de outra me ajudaram, um Muito Obrigado!

## RESUMO

Os sistemas de sensorização têm vindo a crescer exponencialmente nas últimas décadas, devido à descoberta de novos materiais e novas técnicas para a construção de sensores, aliado ao fato da crescente inovação e evolução da eletrónica. Neste sentido vários estudos têm sido realizados com o objetivo de conseguir introduzir diferentes sensores nos mais variados meios e aplicados às mais variadas grandezas, com a capacidade de interagirem e de se conectarem com os objetos do mundo, de um modo sensorial e inteligente, a este novo conceito dá-se o nome de *Internet of Things*.

Com a descoberta de variados materiais orgânicos, como é o exemplo dos materiais poliméricos, estes tem sido fortemente usados em aplicações eletrónicas associadas às mais variadas áreas de desenvolvimento, como por exemplo a Biologia, a Medicina, Eletrónica de Consumo, entre outras.

Um dos tipos de sensores que apresentam um excelente potencial de aplicação em áreas como a biomedicina são os sensores piezoresistivos. Como tal, a principal motivação desta dissertação é o uso das propriedades deste tipo de sensores para o estudo e desenvolvimento de uma matriz de sensores piezoresistivos flexível e desenvolvimento do respetivo sistema de leitura, para uma posterior introdução numa prótese de transfemural.

Pretende-se que este sistema de sensores seja capaz de mapear as zonas onde serão aplicadas as forças na matriz bem como a respetiva grandeza dessa força, de forma a ser possível dar informação a um microcontrolador, que por sua vez comunicará com um computador podendo assim os dados ser analisados e por consequência usados para diferentes funções da prótese.

Uma das particularidades deste sensor é o fato de este ser desenvolvido com recurso a eletrónica impressa num substrato flexível, facilitando assim a sua integração em diferentes meios, como por exemplo no interior de uma prótese transfemural. O método usado para a impressão dos sensores foi o *screen printing*, produzindo assim uma matriz (4x4) de interdigitados à base de nanopartículas de prata para posterior deposição do material piezoresistivo baseado em nanotubos de carbono.

No final foi desenvolvido todo o sistema de leitura e respetivo *software* de análise, capaz de mapear zonas de pressão na matriz bem como a grandeza desta mesma pressão, tendo sido todos os objetivos atingidos.

**Palavras-Chave:** Sensorização, *Internet of Things*, Sensores piezoresistivos impressos, Sensores flexíveis, *Screen Printing*.



## ABSTRACT

The sensing systems have been growing exponentially in recent decades, due to the discovery of new materials and new techniques for the construction of sensors, coupled with the fact of increasing innovation and evolution of electronic. Several studies have been performed in order to be able to introduce different sensors in various environments and applied to many different areas, with the ability to interact and connect with the world's objects in a sensorial and intelligent way, this new concept is called Internet of Things.

With the discovery of various organic materials, as is the case of polymeric materials, these have been heavily used in electronic applications associated with various areas of development, such as Biology, Medicine, Consumption Electronics, among others.

One of the types of sensors that have a large potential for application in areas such as biomedicine are the piezoresistive sensors. As such, the main motivation of this work is the use of the properties of this type of sensors for the study and development of an array of flexible piezoresistive sensors and development of the respective reading system, for later introduction into a transfemoral prosthesis.

It is intended that the sensor system is capable of mapping the areas where are applied the forces in the array and the respective magnitude of that force, so that it is possible to provide information to a microcontroller, which in turn communicates with a computer and thus the data can be analysed and therefore used for different functions of the prosthesis.

One of the characteristics of this sensor is the fact that it is developed using printed electronics on a flexible substrate, thus facilitating their integration in different environments, such as, inside a transfemoral prosthesis. The method used for printing the sensor was Screen Printing, thereby producing an array (4x4) of strain gauges based on silver nanoparticles for subsequent deposition of the piezoresistive material based on carbon nanotubes.

At the end it was developed the respective reading system and analysis software, capable of mapping pressure zones in the matrix as well as the magnitude of that pressure, being all objectives achieved.

**Keywords:** Sensorization, Internet of Things, Printed Piezoresistive Sensors, Flexible Sensors, Screen Printing.



# ÍNDICE

Agradecimentos.....	iv
Resumo.....	v
Abstract .....	vii
Lista de Figuras .....	xi
Lista de Tabelas.....	xiii
Lista de Símbolos .....	xv
Lista de Abreviaturas .....	xvi
1. Introdução .....	1
1.1 Motivação .....	2
1.2 Objetivos.....	3
1.3 Organização e Estrutura da tese.....	3
2. Estado da arte .....	5
2.1 Piezoresistividade .....	5
2.1.1 Gauge Factor .....	5
2.2 Sensores piezoresistivos .....	8
2.2.1 Metálicos .....	8
2.2.2 Semicondutores de silício cristalino.....	9
2.2.3 Sensores baseados em polímeros .....	10
2.3 Técnicas de processamento e de impressão.....	13
2.3.1 Extrusão.....	13
2.3.2 Spin Coating .....	13
2.3.3 Inkjet Printing.....	14
2.3.4 Screen printing .....	17
2.3.5 Spray Coating .....	18
2.4 Circuitos de leitura de sensores resistivos .....	20
2.4.1 Divisor de tensão .....	20
2.4.2 Ponte de Weathstone .....	21
2.5 Matrizes de sensores piezoresistivos .....	23

2.5.1	Sensores baseados em <i>Strain gauges</i> .....	23
2.5.2	Sensores baseados no mecanismo de percolação .....	24
2.5.3	Sensores com mecanismos baseados em <i>quantum tunneling</i> .....	27
2.5.4	Conclusão .....	29
2.6	Sistemas de leitura de matrizes sensores piezoresistivos .....	30
3.	Desenvolvimento .....	33
3.1	Screen Printing .....	33
3.2	Tinta piezoresistiva.....	34
3.3	Circuito de leitura .....	37
3.3.1	Arquitetura do sistema .....	37
3.3.2	Implementação do circuito .....	38
3.3.3	Microcontrolador.....	40
3.3.4	Amplificador .....	41
3.3.5	Switches .....	43
3.3.6	Potenciômetro.....	44
3.4	Firmware.....	45
3.5	Software.....	48
3.5.1	Arduíno.....	48
3.5.2	Processing.....	49
3.5.3	Aplicação.....	50
4.	Testes .....	51
4.1	Propriedades físicas .....	51
4.2	Propriedades eletromecânicas.....	52
4.2.1	Caraterização eletromecânica.....	55
4.3	Leitura microcontrolador .....	57
4.4	Software.....	58
5.	Conclusões .....	60
6.	Trabalho futuro .....	61
	Bibliografia.....	62

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Strain gauge [9] .....	8
Figura 2 - Corte transversal de um sensor tátil baseado em silício durante o processo de fabrico [15]. .....	10
Figura 3 - Efeito piezoresistivo intrínseco, variação das ligações intermoleculares por uma deformação mecânica , Adaptada de [7]. .....	11
Figura 4 - Sensor químico baseado em carbon black [5]. .....	12
Figura 5 - Processo de extrusão para polímeros [21]. .....	13
Figura 6 - Processo de Spin Coating [22]. .....	14
Figura 7 – Inkjet Printing: a) Impressão contínua; b) Drop-on-demand [7]. .....	15
Figura 8 - Drop-on-demand: a) thermal inkjet printing; b) piezo inkjet printing. ....	16
Figura 9 - Processo de screen printing, Adaptada de [28]. .....	17
Figura 10 - Thermal Spray Coating [31]. .....	18
Figura 11 - Spray Printing [33]. .....	19
Figura 12 - Divisor de tensão. ....	20
Figura 13 - Ponte de Weathstone [36]. .....	21
Figura 14 - Configuração Quarter Bridge [36]. .....	22
Figura 15 – Matriz de sensores (32x32) formados por strain gauges de NiCr com terminais interconectados [39]. .....	23
Figura 16- Variação da resistência á força aplicada e taxa de recuperação com e sem forças [39]. .....	24
Figura 17 – Padrão dos interdigitados usados antes e depois da deposição do compósito piezoresistivo [41]. .....	25
Figura 18 – Processo de preparação do compósito piezoresistivo [42]. .....	26
Figura 19 - Esquemático da matriz de sensores táteis (esquerda), formato da pele para o braço (direita) [42]. .....	26
Figura 20 - Sensor fabricado sendo dobrado de forma a mostrar a sua flexibilidade [46]. ....	28
Figura 21- Representação 3D da distribuição da pressão quando sujeito a uma carga [46]. ...	28
Figura 22 - Esquema elétrico do circuito de leitura da matriz de sensores [46]. .....	30
Figura 23 - Circuito de leitura para uma matriz piezoresistiva [47]. .....	31
Figura 24 – a) Equipamento de screenprinting com a tela de impressão; b) Malha para impressão da matriz de interdigitados. ....	33

Figura 25 - Matriz impressa de interdigitados. ....	34
Figura 26 – Nanocompósito piezoresistivo de MWCNT.....	35
Figura 27 - Deposição da tinta na matriz de interdigitados.....	36
Figura 28 - Matriz após a deposição da pasta piezoresistiva. ....	36
Figura 29 - Flexibilidade da matriz desenvolvida. ....	37
Figura 30 - Diagrama de blocos do circuito. ....	38
Figura 31 - Esquemático do circuito desenvolvido. ....	39
Figura 32 - Arduíno Due. ....	41
Figura 33 - LTC6915.....	41
Figura 34 - MAX4753 [49]. ....	43
Figura 35 – Esquema de ligação do MAX4753. ....	44
Figura 36 - AD5270 [50].....	44
Figura 37 - Algoritmo de seleção dos sensores.....	45
Figura 38 - Algoritmo geral do sistema de leitura. ....	47
Figura 39 - Ambiente de desenvolvimento Arduíno. ....	48
Figura 40 - Ambiente de desenvolvimento Processing.....	49
Figura 41 - Software desenvolvido para visualização das zonas de pressão na matriz. ....	50
Figura 42 - Testes eletromecânicos. ....	53
Figura 43 – Representação gráfica da variação da resistência elétrica em função de uma força de 10 N (A) e variação da resistência elétrica em função da deformação mecânica (B). ....	53
Figura 44 - Representação gráfica da variação da resistência elétrica em função de uma força de 5 N (A) e variação da resistência elétrica em função da deformação mecânica (B). ....	54
Figura 45 - Representação gráfica da variação da resistência elétrica em função de uma força de 10 N (A), 15 N (C) e 20 N (E) e variação da resistência elétrica em função da deformação mecânica para uma força de 10 N (B), 15 N (D) e 20 N (F). ....	55
Figura 46 - Esquemático dos testes de 4-point-bending. ....	56
Figura 47 - Leitura do sensor usando o sistema de leitura desenvolvido ( $\pm 1$ min).....	57
Figura 48 - Leitura do sensor usando o sistema de leitura desenvolvido ( $\pm 10$ min).....	57
Figura 49 - Funcionamento da aplicação. ....	59

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Gauge Factor de diferentes materiais [7]. .....	7
Tabela 2 - Níveis de programação do LTC6915. ....	42
Tabela 3 - Evolução resistiva das amostras antes da cura. ....	51
Tabela 4 - Valores resistivos e respectivas variações após cura a 60 °C. ....	52
Tabela 5 – Comparação dos valores de GF dos nanocompósitos de MWCNT/SEBS/Tolueno de (2%) e MWCNT/SEBS/CPME de (4%), para diferentes deformações mecânicas.....	56





## LISTA DE SÍMBOLOS

<b>Símbolo</b>	<b>Descrição</b>	<b>Unidade</b>
A	Área	m <sup>2</sup>
f	Frequência	Hz
G	Ganho do amplificador	
I	Corrente elétrica	A
l	Comprimento	m
m*	Massa efetiva	kg
q	Carga	C
R	Resistência elétrica	Ω
R <sub>0</sub>	Resistência inicial	Ω
t	Espessura	m
t	Tempo	s
T	Temperatura	°C
$\bar{t}$	Tempo livre entre colisão dos elétrons	s
V	Potencial elétrico	V
V <sub>EX</sub>	Tensão de excitação	V
V <sub>in</sub>	Tensão de entrada	V
V <sub>out</sub>	Tensão de saída	V
w	Largura	m
z	Deslocamento vertical	m
ε <sub>1</sub>	Deformação na direção do comprimento	
ε	Deformação mecânica	
σ	Condutividade elétrica	S/m
μ	Mobilidade dos elétrons	m <sup>2</sup> /(V.s)
ν	Coefficiente de Poisson	
ρ	Resistividade elétrica	Ωm
Δ	Variação	

## LISTA DE ABREVIATURAS

$\mu C$  - Microcontrolador

$\mu m$  - Micrómetro

$\Omega$  - Ohm

### A

A - Ampere

ADC - *Analog Digital Converter*

Au - Ouro

### C

C - Capacitância

CMOS - *Complementary Metal–Oxide–Semiconductor*

CVD - *Chemical Vapor Deposition*

$C_p$  - Capacitância parasita

CPME - Metoxiciclopentano

Cu - Cobre

### D

DAC - *Digital Analog Converter*

### E

ESM - *Eletroactive Smart Materials*

### G

g - Gramas

GF - Gauge Factor

### H

h - Horas

Hz - Hertz

### I

IA – Amplificador de instrumentação

IDE – *Integrated Development Environment*

IR-UWB - *Impulse Radio Ultra-wide-band*

### L

LCD – *Liquid Crystal Display*

### M

MCU – Microcontrolador

MEMS – Microelectromechanical systems

mm – Milímetro

min - Minutos

MWCNT – Nanotubos de carbono em parede múltipla

### N

N - Newton

NC – *Normaly Closed*

Ni – Níquel

NiCr – Níquel-Crômio

NO – *Normaly Open*

ns - nanosegundos

## **O**

OLED – *Organic Light-Emitting Diode*

## **P**

PANI – Polianilina

PDMS – Dimetil polissiloxano

PVD – *Physical Vapor Deposition*

PWM – *Pulse-Width Modulation*

## **R**

RAM – *Random Access Memory*

RF – Rádio Frequência

RFID – *Radio-Frequency Identification*

## **S**

$S_c$  – Condutância

SEBS - Estireno-etileno-butileno-estireno

sec - Segundos

SG – *Strain Gauge*

SPI – *Serial Peripheral Interface*

SRAM – *Static Random Access Memory*

## **U**

USB – *Universal Serial Bus*



# 1. INTRODUÇÃO

Esta dissertação apresenta todo o trabalho realizado para o desenvolvimento de uma matriz de sensores piezoresistivos impressos através do processo de *screen printing*, bem como todo o circuito de leitura e *software* de aquisição de dados para a mesma.

Este trabalho foi realizado no Departamento de Eletrónica Industrial, em colaboração com o Departamento de Física da Universidade do Minho, sendo que este trabalho está inserido no âmbito da dissertação do 5º ano do Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica Industrial e de Computadores.

Todo o processo foi realizado em quatro etapas distintas. Na primeira etapa será desenvolvido um sistema de sensores, neste caso uma estrutura em matriz recorrendo a técnicas de impressão, em particular o uso do processo de *screen printing*. Sendo que para validar a solução será necessário implementar uma matriz de interdigitados com dimensões de 4 por 4 sensores, conectados pelas pistas condutoras de sinal elétrico, neste caso também impressas, que funcionam como elemento condutor para a leitura dos sensores. A segunda etapa consistirá na produção da tinta piezoresistiva que funciona como elemento sensitivo. Esta tinta é depositada na matriz de interdigitados produzida na etapa 1. Por sua vez a terceira etapa será o estudo e desenvolvimento do circuito de leitura para a matriz.

A quarta e última etapa será a programação do microcontrolador usado para controlar o sistema de leitura, bem como o desenvolvimento de um Software para análise dos dados recebidos no computador.

Todo este trabalho culmina com os testes realizados aos sensores. Testes estes que consistiram na análise da reação dos mesmos a diferentes forças aplicadas, bem como todos os testes necessários ao sistema de leitura desenvolvido.

A ideia final deste trabalho consiste no estudo e produção de matrizes de sensores piezoresistivos flexíveis capazes de analisar as zonas de pressão e forças aplicadas, com uma futura possibilidade de serem implantadas em próteses inteligentes.

## 1.1 Motivação

Nas últimas décadas, tem-se registado um aumento do número de sistemas de sensorização, aplicados aos mais diversos meios e grandezas. Esta é uma área em claro crescimento e ainda com elevado potencial.

As áreas de desenvolvimento de sensores que têm recebido grande atenção são a área dos sensores para aplicações biomédicas e dos biossensores, onde ambas trazem claros benefícios para o ser humano, contudo, estes novos sensores necessitam de ultrapassar um grande número de desafios e restrições inerentes ao ambiente onde serão introduzidos. Estas dificuldades levam à necessidade de utilizar novos materiais e novas técnicas para a sua construção juntamente com as técnicas mais tradicionais, e.g. baseados em silício, que tem já provado a sua importância nesta área. Entre os diferentes materiais, os polímeros têm demonstrado ser uma boa escolha, devido ao conjunto de vantagens que apresentam, como o seu processamento simples, flexibilidade e facilidade de serem obtidos em diferentes formas, daí a sua escolha para fabricar sensores piezoresistivos flexíveis e implantáveis para o revestimento funcional de uma prótese transfemural.

A ideia é que estes sensores possam compor o revestimento interior das próteses, dando assim novas funcionalidades, tais como permitir medir força e deslocamentos entre a prótese e o coto, melhorando portanto o diagnóstico do estado de adaptação do encaixe regido ao coto. A utilização de sensores impressos traz algumas vantagens tais como a sua fácil produção e o seu baixo custo de produção, mas essencialmente para este projeto a maior vantagem é o fato de serem impressos numa superfície flexível facilitando assim a sua introdução na prótese, por outro lado trata-se de um método de fabrico que facilmente é introduzido nos processos de fabrico já existentes.

A necessidade de desenvolver um sistema de leitura e de aquisição de dados para uma matriz de sensores piezoresistivos impressos para colocar no interior da prótese foi uma proposta que me foi apresentada e que eu achei interessante e desafiadora. Este foi o principal motivo que me levou à escolha deste projeto, alienado ao fato de ser um assunto atual e de extrema relevância.

## 1.2 Objetivos

Tal como o título sugere, o objetivo global desta dissertação consiste no desenvolvimento de um sistema de leitura de uma matriz piezoresistiva impressa para próteses inteligentes, sendo que o principal foco desta dissertação estará na componente eletrónica do sistema, onde será dada especial atenção ao circuito de leitura da matriz. Será posteriormente efetuado um *Firmware* e um *Software* para a aquisição de dados deste mesmo circuito.

Posto isto, os principais objetivos a atingir podem ser resumidos nos seguintes tópicos:

- Desenvolvimento de uma matriz de sensores piezoresistivos flexíveis, baseados em tecnologias de impressão.
- Desenvolvimento do circuito eletrónico adaptativo de interface para as matrizes desenvolvidas.
- Estudo e desenvolvimento do sistema de aquisição de dados do sistema (*Firmware*).
- Desenvolvimento de um *Software* para a aquisição dos dados, que permita a visualização dos resultados obtidos no computador.

## 1.3 Organização e Estrutura da tese

No capítulo 2 é apresentado o estado da arte, onde serão apresentadas algumas noções teóricas para uma melhor perceção dos conceitos usados ao longo da tese, bem como um estudo sobre alguns sensores, matrizes de sensores e circuitos de leitura já desenvolvidos.

No capítulo 3 será feita uma apresentação dos desenvolvimentos necessários para a realização deste projeto. Começando por apresentar os métodos usados para o desenvolvimento dos sensores (*Screen Printing*, Tintas piezoresistivas), passando para a apresentação do circuito e componentes usados no desenvolvimento do circuito e terminado com a apresentação do *Firmware* e *Software* desenvolvido.

No capítulo 4 são apresentados todos os testes realizados e todas as explicações e discussões sobre esses mesmos resultados

No capítulo 5 é feita uma conclusão, que resume todo o trabalho efetuado bem como os resultados obtidos.

No capítulo 6 são apresentadas algumas sugestões de trabalho futuro, de forma a melhorar os resultados obtidos.



## 2. ESTADO DA ARTE

### 2.1 Piezoresistividade

Este efeito foi descoberto inicialmente por Lord Kelvin em 1856 em metais e baseia-se na variação da resistência elétrica de um dado material quando uma força ou deformação é aplicada nesse mesmo material. No entanto o grande efeito piezoresistivo foi descoberto em 1954 por Charles Smith com o uso de cristais de silício e germânio [1]. Foi também constatado que os semicondutores também variavam a sua resistividade em função de uma força ou deformação como nos metais, mas baseado num fenómeno diferente.

Este efeito proporciona um mecanismo de transdução de energia fácil e direto entre o domínio mecânico e o domínio elétrico. Hoje em dia, é usado no campo dos MEMS para uma grande variedade de aplicações de sensores, como é o exemplo dos acelerómetros [2], sensores de pressão, giroscópios [3], sensores táteis [4], sensores químicos [5], entre outros.

A resistência de um material com comprimento  $l$  e área de secção  $A$  é dada pela equação 2.1:

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (2.1)$$

O valor da resistência é determinado pela resistividade do material ( $\rho$ ) e pelas suas dimensões. O valor da resistência de um material piezoresistivo altera-se quando este fica sujeito a uma tensão mecânica. Se a este for aplicada uma diferença de potencial aos seus terminais é possível medir a sua resistência e relacionar estas alterações com as deformações provocadas no material pela tensão aplicada.

#### 2.1.1 Gauge Factor

A sensibilidade dos sensores piezoresistivos é caracterizada pelo *Gauge Factor* ( $GF$ ), que se define como a variação da resistência elétrica por unidade de deformação aplicada, ou seja, o  $GF$  indica como a resistência elétrica de um dado material se altera em função da

tensão mecânica aplicada ao mesmo. O *Gauge Factor* pode ser calculado através da seguinte expressão [6]:

$$GF = \frac{dR/R_0}{dL/L} = \frac{dR/R_0}{\varepsilon} \quad (2.2)$$

Nesta equação  $R_0$  corresponde à resistência elétrica do material antes da deformação,  $dR$  é a variação da resistência causada pela deformação e  $\varepsilon$  representa a deformação aplicada.

Quando um material é sujeito a uma força numa determinada direção, este não só irá deformar nessa mesma direção, como também deformará nas restantes direções. Por exemplo, se um bloco em forma de paralelepípedo for deformado ao longo do seu comprimento ( $l$ ), a sua largura ( $w$ ) e a sua espessura ( $t$ ) irão diminuir. A relação entre estas variações é dada pelo coeficiente de Poisson do material ( $\nu$ ). Estas deformações são representadas por  $\varepsilon_l$ ,  $\varepsilon_w$  e  $\varepsilon_t$ , respetivamente [6].

Se considerarmos o exemplo do bloco referido anteriormente e se este for constituído por um material condutor, podemos afirmar que a sua resistência é dada por:

$$R = \rho \frac{l}{A} = \rho \frac{l}{wt} \quad (2.3)$$

onde  $\rho$  é a resistividade do material ( $\Omega\text{cm}$ ),  $l$  é o comprimento e  $A$  é a área de secção (que corresponde ao produto entre a largura ( $w$ ) e a espessura ( $t$ )).

Diferenciando a equação (2.3) obtém-se

$$dR = d\rho \frac{l}{wt} + dl \frac{\rho}{wt} - dw \frac{\rho l}{w^2 t} - dt \frac{\rho l}{wt^2} \quad (2.4)$$

Portanto:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl}{l} - \frac{dw}{w} - \frac{dt}{t} \quad (2.5)$$

Por definição,  $\varepsilon_l = dl/l$ , logo as equações seguintes assumem que as variações são muito pequenas. Deste modo  $dl = \Delta l$ ,  $dw = \Delta w$  e  $dt = \Delta t$ :

$$\frac{dw}{w} = \epsilon_w = -\nu\epsilon_l \quad \text{e} \quad \frac{dt}{t} = \epsilon_t = -\nu\epsilon_l \quad (2.6)$$

onde ( $\nu$ ) é o coeficiente de Poisson. O sinal menos significa que a largura e a espessura sofrem compressão e por isso diminuem.

Portanto, a partir de (2.5) e (2.6) obtém-se a equação 2.7:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \epsilon_l + \nu\epsilon_l + \nu\epsilon_l \quad (2.7)$$

Da equação (2.2) pode escrever-se então que:

$$GF = \frac{dR/R_0}{dL/L} = \frac{dR/R_0}{\epsilon_l} = \frac{d\rho/\rho}{\epsilon_l} + (1 + 2\nu) \quad (2.8)$$

Através da análise da equação (2.8) constata-se que existem dois efeitos distintos que contribuem para o *Gauge Factor*. Sendo que o primeiro termo corresponde ao efeito piezoresistivo ( $(d\rho/\rho)/\epsilon_l$ ) e o segundo termo corresponde ao efeito geométrico  $(1 + 2\nu)$  [6].

O *Gauge Factor* dos principais materiais usados para sensores de deformação é apresentado na Tabela 1:

Tabela 1 - Gauge Factor de diferentes materiais [7].

Material do sensor	Gauge Factor
Folha de metal	2-5
Filme fino de metal	2
Silício monocristalino	-125 a +200
Resistências de filme grosso	10
Polisilício	±30
Polímeros	18

## 2.2 Sensores piezoresistivos

### 2.2.1 Metálicos

Na década de 1930 começaram a aparecer as primeiras aplicações para medição da deformação de materiais, os *strain gauges*. Inventados por Edward E. Simmons e Arthur C. Ruge em 1938, os *strain gauges* mais comuns consistem num suporte flexível isolante que suporta uma estrutura para medição de deformação, normalmente constituída por fios metálicos com uma disposição em zig-zag, que permite aumentar o tamanho da resistência e a quantidade de resistência total numa determinada área, aumentando portanto a sensibilidade do sensor [8].

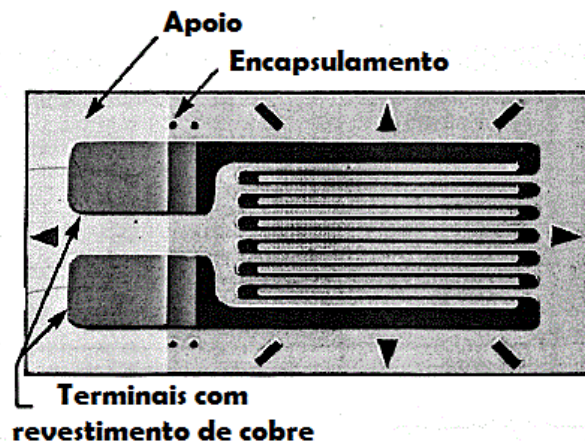


Figura 1 - Strain gauge [9]

Os *strain gauges* são utilizados tanto para medir deformações, como para determinar a piezoresistividade de outros materiais, visto que estes sofrem alterações da sua resistência quando é aplicada uma tensão mecânica sobre eles. Para este efeito, ou seja, para determinar a piezoresistividade de um outro material, normalmente efetua-se um acoplamento mecânico, usando colas específicas de forma a obter-se a melhor transdução mecânica possível [10], método este que também é usado quando se pretende medir deformações de estruturas.

Pela sua simplicidade de utilização, construção e operação, assim como pela sua elevada resistência os *strain gauges* são os sensores metálicos mais usados atualmente, apesar de terem um *GF* baixo (Tabela 1) estes apresentam uma boa linearidade e uma boa resposta eletromecânica.

## 2.2.2 Semicondutores de silício cristalino

Por seu lado, a resistividade dos semicondutores de silício depende da mobilidade e quantidade de portadores de carga a uma dada temperatura. A mobilidade é dada pela equação 2.9:

$$\mu = \frac{q\bar{t}}{m^*} \quad (2.9)$$

onde  $q$  corresponde à carga por unidade de portador de carga, o  $\bar{t}$  corresponde ao tempo livre entre a colisão dos portadores e  $m^*$  corresponde à massa efetiva do portador na estrutura de cristal [1].

Estes dispositivos são mais caros que os *strain gauges*, mas possuem a vantagem de terem  $GF$ 's elevados, o que lhes permite medir alterações provocadas por pequenas deformações. Sensores baseados em silício monocristalino apresentam um  $GF$  de aproximadamente  $\pm 120$ , enquanto os sensores baseados em metais apresentam  $GF$ 's na ordem dos 2 (Tabela 1).

Devido à sua alta sensibilidade e às suas excelentes propriedades mecânicas o silício tem um papel importante na área dos Microelectromechanical systems (MEMS), pois este tipo de material permite o fabrico de dispositivos de dimensões bastante reduzidas. Alguns exemplos de estruturas baseadas em silício são os acelerómetros [11], giroscópios [12], sensores táteis (Figura 2) [13], sensores de pressão [14], entre outros.

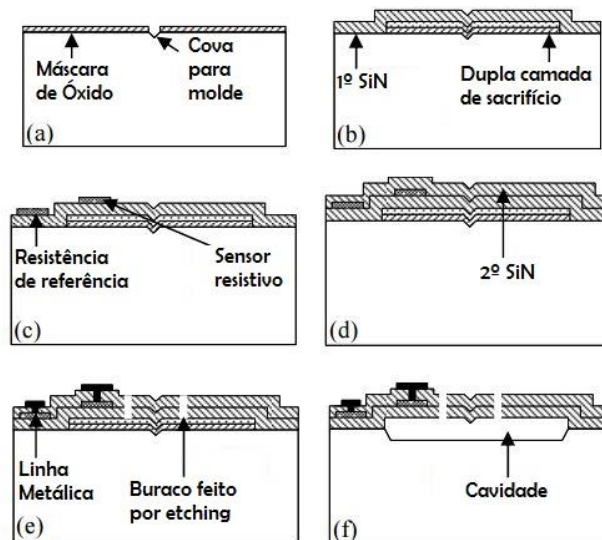


Figura 2 - Corte transversal de um sensor tátil baseado em silício durante o processo de fabrico [15].

### 2.2.3 Sensores baseados em polímeros

Cada vez mais a introdução de sensores em diversos e variados tipos de superfícies se torna essencial. Por esse motivo tem-se tornado necessário o desenvolvimento de sensores piezoresistivos baseados em novos materiais, em particular em materiais poliméricos. Este tipo de materiais apresentam propriedades elétricas e mecânicas únicas o que faz com que estes sejam usados regularmente em aplicações como sensores de pressão [16], sensores químicos [5], termístores [17], entre outros.

O funcionamento deste tipo de sensores é muito similar aos semicondutores de silício cristalino. Quando o polímero é deformado os caminhos de condução são modificados, influenciando a taxa de transferência dos elétrons entre as moléculas, levando assim a que a resistência elétrica seja dependente da deformação. Este mecanismo de condução chama-se mecanismo de percolação (Figura 3).

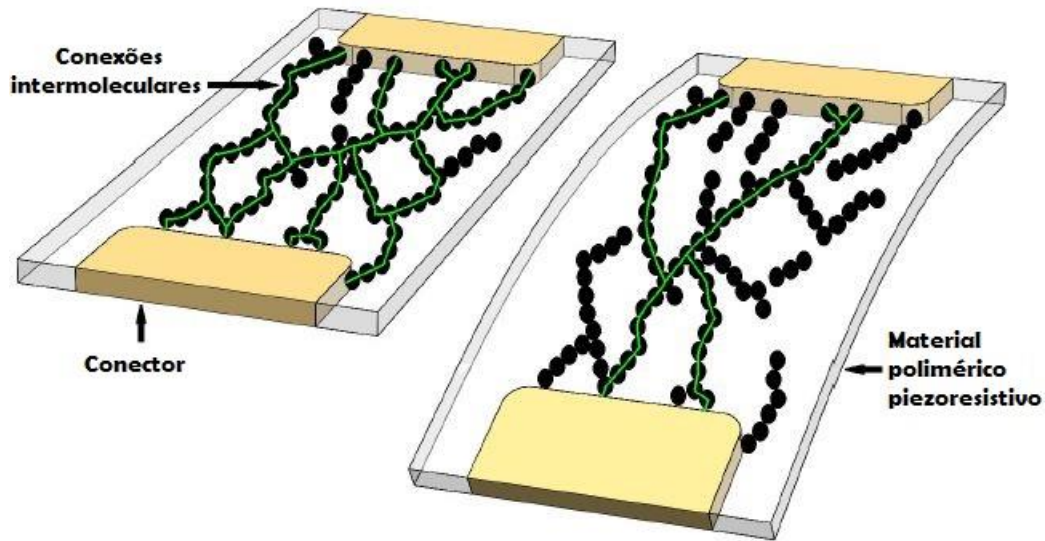
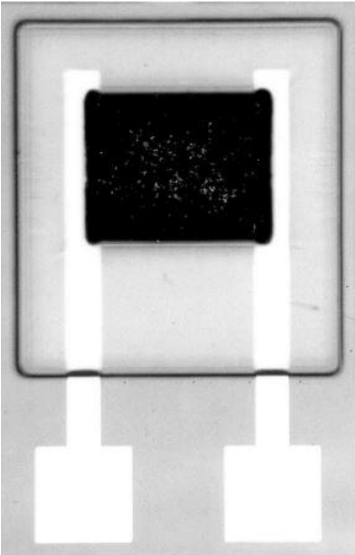


Figura 3 - Efeito piezoresistivo intrínseco, variação das ligações intermoleculares por uma deformação mecânica, Adaptada de [7].

Outras características que tornam este tipo de sensores interessante são o facto de serem sensores muito flexíveis que permitem grandes deformações, o que permite que estes sejam moldados em formas específicas. Para além disso estes sensores são fáceis de produzir e normalmente apresentam custos de produção muito reduzidos.

Entre os polímeros com efeitos piezoresistivos mais usados estão a polianilina (PANI), que é um polímero intrinsecamente condutor que apresenta um efeito piezoresistivo estável, com  $GF$ 's de aproximadamente 5 [18]; já os polímeros compósitos com fibras de carbono, que apresentam propriedades piezoresistivas podem apresentar valores de *Gauge Factor* superior a 60 como demonstrado em [19]; e ainda polímeros compósitos com *carbon black* (Figura 4) que também apresentam características piezoresistivas como demonstrado em [20].



*Figura 4 - Sensor químico baseado em carbon black [5].*



## 2.3 Técnicas de processamento e de impressão

Atualmente existem diversas técnicas de processamento e impressão usadas para o desenvolvimento de sensores de força e deformação baseados em polímeros, bem como outros componentes eletrônicos. Sendo que muitas destas técnicas são fortemente usadas na indústria, tais como:

### 2.3.1 Extrusão

A extrusão é um processo mecânico normalmente usado com materiais poliméricos. O material polimérico é aquecido até fundir e forçado a sair da extrusora para o material onde este deverá ser depositado, fazendo-o passar por uma matriz, adquirindo assim a forma da matriz. Trocando a matriz é possível criar diferentes produtos na forma de filmes, tubos, entre outras formas [21].

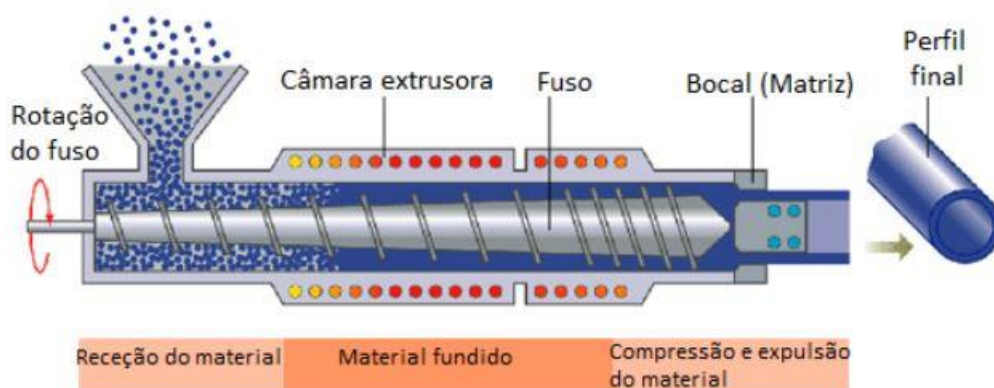
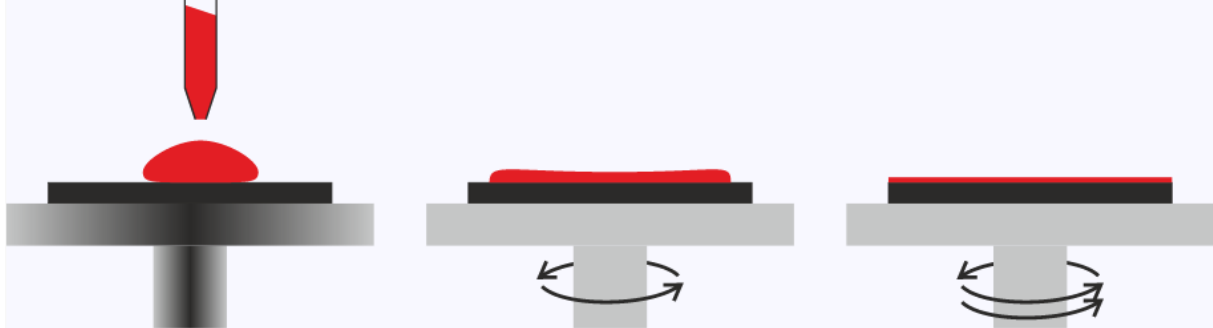


Figura 5 - Processo de extrusão para polímeros [21].

### 2.3.2 Spin Coating

O *Spin Coating* é um processo usado para efetuar a deposição uniforme de filmes finos de um determinado solvente num substrato plano. Esta deposição por vezes também pode ser efetuada em substratos flexíveis. Normalmente é depositada uma pequena quantidade de solvente no substrato. Após esta deposição o substrato é colocado a rodar a uma alta velocidade

permitindo que o solvente se espalhe uniformemente através da força centrífuga criada pela rotação do substrato (Figura 6). Durante o processo de rotação o solvente evapora, visto que normalmente é usado um solvente volátil.



*Figura 6 - Processo de Spin Coating [22].*

A espessura do filme depende da velocidade angular, quanto maior a velocidade mais fino o filme se torna. A concentração do solvente e o tipo de solvente também influenciam a espessura do filme [23].

### 2.3.3 Inkjet Printing

As impressoras de jato de tinta foram introduzidas pela primeira vez na década de 1970. Entre os principais contribuintes para o desenvolvimento desta tecnologia estão a Canon, a Epson, a Hewlett-Packard e a Lexmark, que detêm neste momento a maior parte do mercado de impressoras do mundo. Esta introdução de impressoras a jato de tinta também estabeleceu o alicerce de várias outras tecnologias para além da impressão convencional (em papel), tais como a impressão 3D. A tecnologia de impressão a jato de tinta é geralmente mais rápida e custa menos do que outras tecnologias de produção aditiva, para não falar que é também muito mais fácil.

A impressão de polímeros condutores e de materiais funcionais em substratos à base de celulose também já foi alcançada. Filtros de cor em monitores LCD e plasma também têm tido uma grande atenção na indústria de impressão. O desenvolvimento de pistas condutoras para circuitos passivos ou ativos tais como antenas, filtros, transístores, díodos de emissão de luz (OLED's) [24], bem como sistemas (MEMS) têm sido aplicados em diversos processos

industriais, tais como na impressão de Radio-Frequency Identification (RFID) Tag's [25], células solares fotovoltaicas [26], entre outras.

Existem dois tipos principais de impressoras de jato de tinta, as contínuas e as *drop-on-demand*. O funcionamento das impressoras contínuas (Figura 7) consiste na emissão de um fluxo constante de gotas de tinta, podendo as gotas ser desviadas eletronicamente para um sistema de reciclagem ou passando para o substrato. O substrato é ligado a um cilindro que vai girando sobre a cabeça de impressão. Vários substratos podem ser usados neste tipo de impressão, como por exemplo, polímeros, tecido, plástico, papel, entre outros [27].

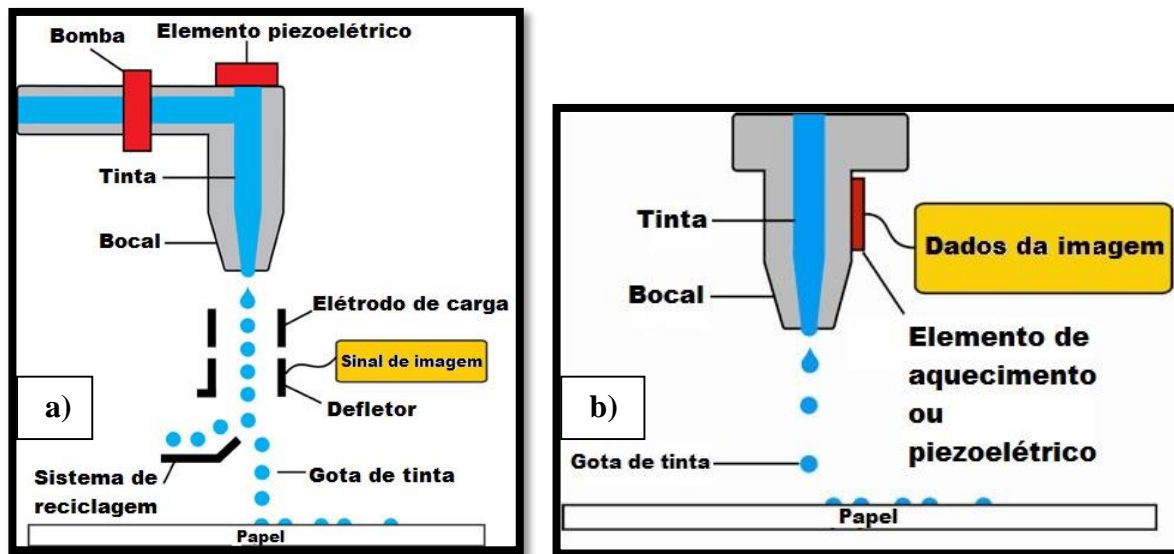


Figura 7 – Inkjet Printing: a) Impressão contínua; b) Drop-on-demand [7].

Para as impressoras *drop-on-demand* existem duas tecnologias distintas, a *thermal inkjet printing* e a *piezo inkjet printing* (Figura 8). Na *thermal inkjet printing* é usado um elemento de aquecimento na cabeça de impressão para vaporizar temporariamente a tinta criando uma bolha. Esta bolha exerce pressão na tinta e força as gotas a sair do bocal. Esta tecnologia tem a vantagem de conseguir formar gotas muito pequenas, permitindo impressões de alta resolução. Em contrapartida é limitada quanto aos materiais que constituem a tinta, pois estes materiais necessitam de suportar altas temperaturas e devem ser capazes de vaporizar com o aumento da temperatura e sair pelo bocal. Nos sistemas de impressão baseados na tecnologia de *piezo inkjet printing* é usado um elemento piezoelétrico no bocal da impressora que altera a sua dimensão quando sujeito a um campo elétrico e cria uma pressão na câmara que contém a

tinta e força a gota a sair do bocal. Esta tecnologia tem a vantagem de operar com qualquer tipo de fluido e a facilidade de permitir controlar a quantidade de tinta a ser injetada [7][27].

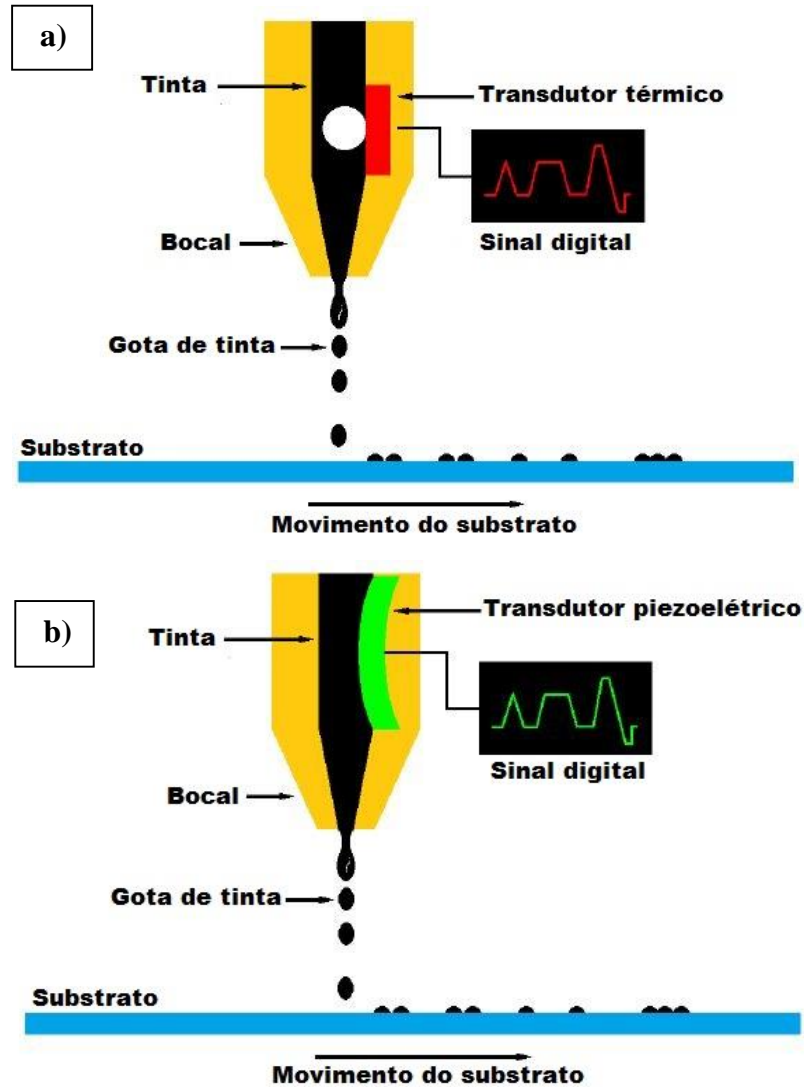


Figura 8 - Drop-on-demand: a) thermal inkjet printing; b) piezo inkjet printing.

De salientar que em ambas as tecnologias a tinta apenas sai pelo bocal quando é dado um sinal digital.

## 2.3.4 Screen printing

O *screen printing* é uma técnica de impressão usada com a finalidade de transferir tinta para um substrato, fazendo com que esta seja depositada no substrato depois de atravessar uma malha desenhada com uma determinada geometria pretendida. É usada uma lâmina ou um rodo para espalhar a tinta ao longo da malha, cobrindo a malha com tinta e fazendo com que a tinta preencha as aberturas da malha. Depois de espalhada a tinta volta a mover-se o rodo no sentido contrário aplicando alguma força para que a malha entre momentaneamente em contacto com o substrato e fazendo com que a tinta se deposite no mesmo. Quando se deixa de aplicar força a malha deixa de estar em contato com o substrato, deixando depositada apenas a tinta com o formato pretendido (Figura 9).

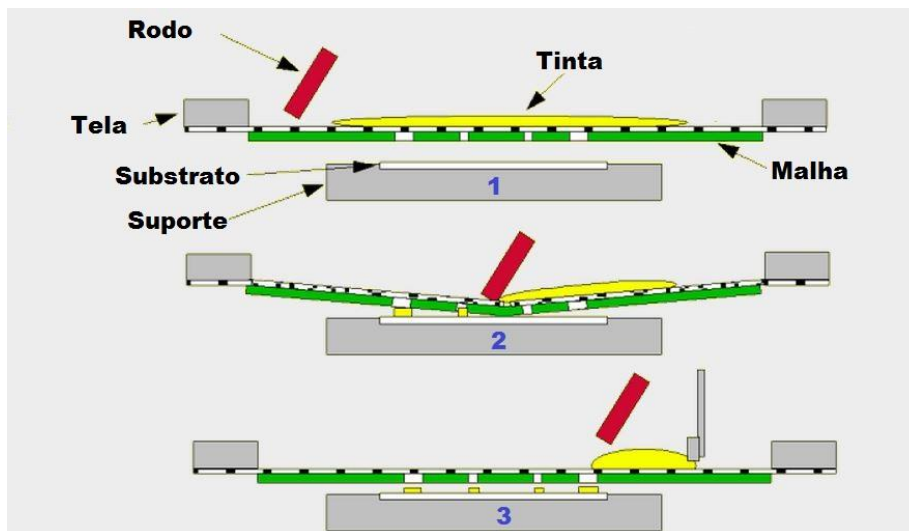


Figura 9 - Processo de screen printing, Adaptada de [28].

Esta técnica é muito simples quando comparada com outros métodos mais caros. As suas vantagens em relação às outras técnicas, prende-se com o fato deste ser um processo menos demorado, garantir uma máxima utilidade dos materiais e ser menos poluente, visto que se trata de um processo aditivo, ou seja, a tinta condutora é depositada fazendo-se passar por uma máscara aplicada diretamente sobre o substrato e termicamente tratada.

Uma das desvantagens desta técnica é o controlo da espessura do material a depositar e a resolução dos padrões impressos. Apesar disso o *screen printing* de materiais para dispositivos nanoeletrónicos é possível e muito viável [29].

## 2.3.5 Spray Coating

*Spray Coating* é uma tecnologia altamente versátil usada na indústria para aplicar revestimentos dos mais variados materiais em determinadas superfícies para as mais variadas aplicações. Algumas dessas aplicações são por exemplo a proteção de componentes de motores a jato de altas temperaturas e de oxidação, dispositivos médicos, tais como instrumentos cirúrgicos e implantes ortopédicos, isolamento elétrica ou condutividade de dispositivos eletrônicos, deposição de materiais condutores em substratos, entre outros.

Nesta técnica o revestimento é aplicado com recurso a um pulverizador ou aplicador. Estes aplicadores incluem bicos pressurizados ou pistolas e atomizadores rotativos. Entre as técnicas de *Spray Coating* mais usadas encontram-se a *Thermal Spraying*, *Powder Coating* e *Thin Film Coating* [30].

- *Thermal Coating*: nesta técnica é aplicado um revestimento contínuo, através da fusão do material a depositar em gotas e fazendo com que estas gotas colidam com o substrato. A espessura aproximada dos revestimentos pode variar entre 25  $\mu\text{m}$  e os 2.5 mm.

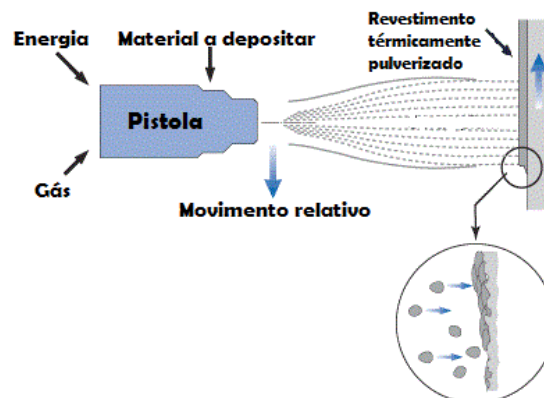


Figura 10 - Thermal Spray Coating [31].

- *Powder Coating*: esta é uma técnica de acabamentos onde as partículas de tinta seca são carregadas electrostaticamente e aplicadas num material fixo. A atração electrostática fixa as partículas à superfície de deposição até ser aplicado calor para agregar as partículas e para curá-las. O material onde é aplicado o revestimento deve ser condutor elétrico. Apesar deste tipo de revestimento ser

mais usado em peças de metal, os desenvolvimentos tecnológicos têm ampliado o tipo de substratos para incluir vidro, plásticos e até mesmo madeira.

- *Thin Film Coating*: esta técnica de revestimento tem um papel muito importante no fabrico de vários dispositivos eletrónicos. É usada para aplicar dopantes e isoladores em *chips* e outros dispositivos microeletrónicos. Os dois métodos mais usados são: *Physical vapor deposition (PVD)* e *Chemical vapor deposition (CVD)*.
- *Spray Printing*: esta técnica destaca-se das outras por ser mais simples, mais rápida e muito barata. Nesta técnica é usada uma pistola de ar comprimido de uso industrial para pintura. A tinta é expelida pelo bocal da pistola depois de ser aplicada uma pressão na mesma com recurso a um gás, que normalmente pode ser nitrogénio, oxigénio, entre outros. Esta técnica tem a vantagem de suportar materiais com altas viscosidades, sendo apenas necessário proceder a alguns ajustes na pressão da pistola para diferentes viscosidades [32].



*Figura 11 - Spray Printing [33].*

## 2.4 Circuitos de leitura de sensores resistivos

### 2.4.1 Divisor de tensão

O divisor de tensão é um circuito passivo linear que produz uma tensão de saída ( $V_{out}$ ) que corresponde a uma fração da tensão de entrada ( $V_{in}$ ). A divisão da tensão é o resultado da distribuição da tensão pelos componentes do divisor.

Este tipo de configuração (Figura 12) pode ser usado para medir o valor da variação de uma resistência. Neste caso, o circuito é composto por uma fonte de tensão ( $V_{in}$ ) e duas resistências montadas em série ( $R_1$  e  $R_2$ ).

O valor da tensão de saída ( $V_{out}$ ) pode ser calculado através da equação 2.10 [34]:

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} * V_{in} \quad (2.10)$$

Para medir um sensor resistivo basta substituir a resistência  $R_1$  pelo sensor a ser lido e ter em atenção o valor da resistência  $R_2$ , que deve ter um valor fixo compreendido entre o valor máximo e o valor mínimo que a resistência  $R_1$  pode tomar, de forma a maximizar a variação da tensão de saída. Deste modo podemos obter um valor de saída ( $V_{out}$ ) que irá variando o seu valor, consoante as alterações no valor do sensor resistivo.

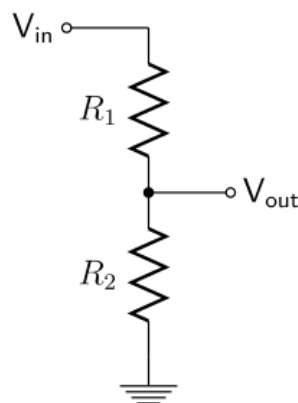


Figura 12 - Divisor de tensão.

Este tipo de montagem torna-se muito útil no caso de ser necessário a medição de pequenas variações de resistência, no entanto tem a desvantagem de não possuir uma grande



resolução, quando comparado com outras tipologias como por exemplo a Ponte de Weathstone, que permite medir variações para resistências muito pequenas [35].

### 2.4.2 Ponte de Weathstone

A ponte de Weathstone foi inventada por Samuel Hunter Christie em 1833 e melhorado e popularizado por Sir Charles Weathstone em 1843.

Trata-se de um circuito elétrico muito preciso usado para medir variações de algumas grandezas, como é o caso da resistência, capacitância, indutância, impedância, entre outras. A configuração geral da ponte de Weathstone, ilustrada na figura seguinte, consiste em quatro braços resistivos aos quais é aplicada uma tensão de excitação,  $V_{EX}$ .

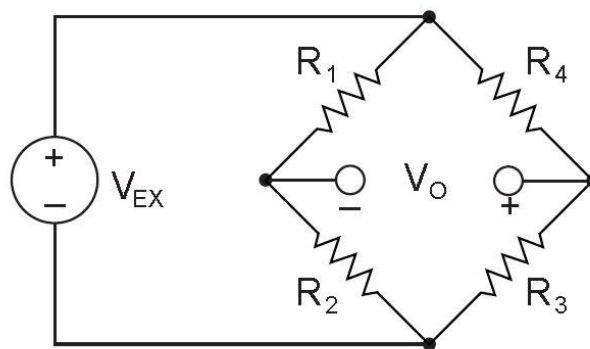


Figura 13 - Ponte de Weathstone [36].

A resistência que pretendemos medir é colocada num dos quatro braços, mantendo os outros braços com valores conhecidos. Na medição de resistência ou impedância, a ponte é um instrumento que utiliza um método de zero, caracterizado por corrente nula no detetor, sendo que quando esta condição for alcançada por variação dos parâmetros da ponte, podemos afirmar que se alcançou a condição de equilíbrio [37].

A tensão de saída da ponte, ( $V_0$ ), é traduzida na equação 2.11:

$$V_0 = \left[ \frac{R_3}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right] * V_{EX} \quad (2.11)$$

A partir desta equação, podemos deduzir que quando  $\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_4}{R_3}$ , a tensão de saída será igual a zero. Com estas condições, a ponte encontra-se balanceada. Qualquer alteração no valor da resistência de qualquer um dos braços traduzir-se-á num valor de tensão de saída diferente de zero.

Se o valor da resistência  $R_4$  for substituída por um *strain gauge*, qualquer alteração na resistência do *strain gauge* irá desequilibrar a ponte e por consequência será obtida uma tensão de saída diferente de zero. Se a resistência nominal do *strain gauge* for denominada por  $R_G$ , a alteração na resistência provocada por uma deformação,  $\Delta R$  (Figura 14), pode ser expressa por  $\Delta R = R_G * GF * \epsilon$ . Assumindo que  $R_1 = R_2$  e  $R_3 = R_G$ , a equação da ponte (2.11) pode ser alterada para:

$$\frac{V_0}{V_{EX}} = -\frac{GF * \epsilon}{4} * \left( \frac{1}{1 + GF * \frac{\epsilon}{2}} \right) \quad (2.12)$$

A presença do termo  $\frac{1}{1 + GF * \frac{\epsilon}{2}}$  indica a não-linearidade da saída da ponte em relação á tensão [38].

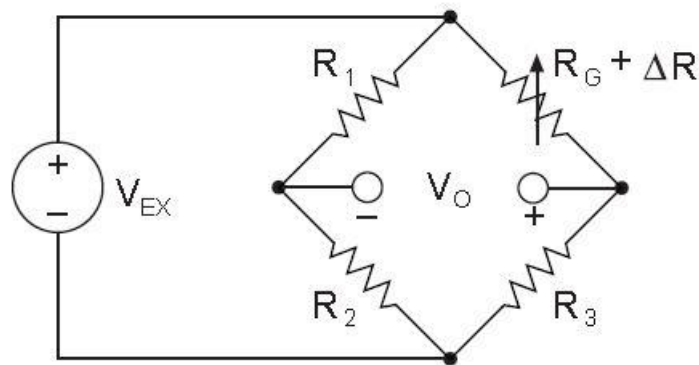


Figura 14 - Configuração Quarter Bridge [36].

## 2.5 Matrizes de sensores piezoresistivos

### 2.5.1 Sensores baseados em *Strain gauges*

Vários estudos e projetos foram realizados de forma a descobrir quais os melhores materiais e as melhores configurações para obter sensores capazes de ser usados como sensores táteis com determinadas características, tais como flexibilidade, capacidade de reação à pressão ou toque, simplicidade, tamanho e preço.

Como já foi referido os *strain gauges* podem ser feitos a partir de componentes semicondutores, o que levou à criação de *strain gauges* baseados em MEMS. A vantagem de ter *strain gauges* baseados em MEMS consiste na integração de uma elevada densidade de sensores num reduzido espaço bem como as suas conexões para processamento de sinal.

Neste sentido foram desenvolvidos alguns *strain gauges* baseados em MEMS com a capacidade de imitar a forma e as funções de sistemas biológicos, como por exemplo *smart sensing skins*. Contudo a baixa capacidade de recolher os dados, baixa capacidade de deformação, alta fragilidade dos medidores de tensão e as dificuldades de encapsulamento dificultam a integração destes dispositivos.

De forma a ultrapassar esta fragilidade foram desenvolvidas formas de proteger os *strain gauges*, cobrindo os mesmos com uma camada de um polímero flexível ou embutindo os mesmos em substratos poliméricos flexíveis.

Um desses estudos foi efetuado por Kim *et al.* [7][39][40] onde foi fabricada uma matriz (32x32) de sensores táteis flexíveis com *strain gauges* baseados em Níquel-Crómio (NiCr) como elementos sensitivos e terminais interconectados no mesmo substrato polimérico, de forma a integrá-los como um módulo sensitivo (Figura 15).

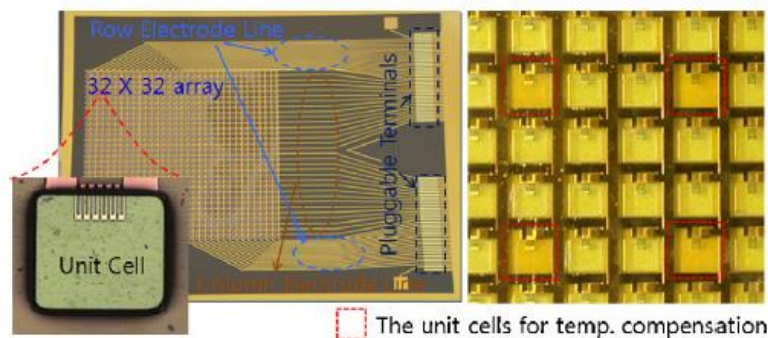


Figura 15 – Matriz de sensores (32x32) formados por *strain gauges* de NiCr com terminais interconectados [39].

As matrizes de sensores táteis foram feitas em configurações de 4x4, 8x8, 16x16 e 32x32 com elementos sensíveis baseados em *strain gauges* de NiCr e com um cabo plano flexível para a interligação do sinal. O tamanho de cada célula é de aproximadamente 1mm x 1mm e o tamanho total do módulo é de 5.5 cm x 6.5 cm. Para medir as características do sensor através dos terminais interconectados foi aplicada uma força variável entre 0 a 1 N. Observou-se que a resistência medida aumentava linearmente com a força aplicada na gama de valores entre os 0 e os 0.6 N, contudo foi observada um decréscimo na taxa de variação da resistência para forças acima dos 0.6N (Figura 16).

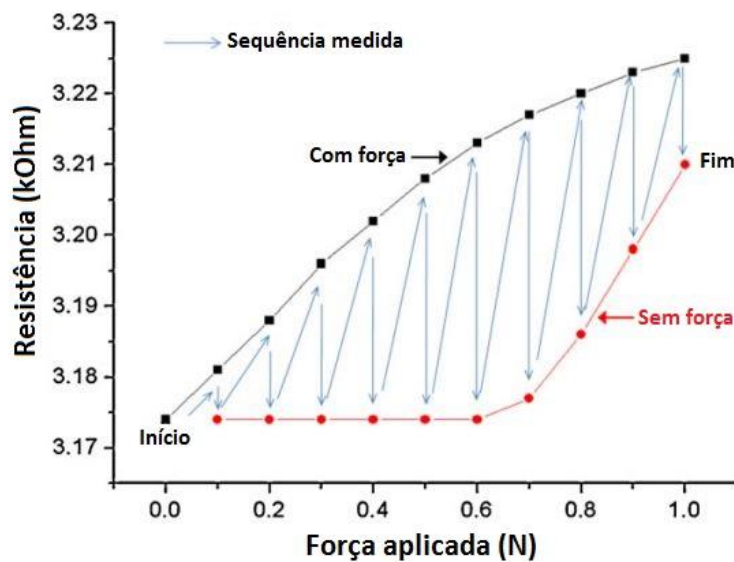


Figura 16- Variação da resistência á força aplicada e taxa de recuperação com e sem forças [39].

### 2.5.2 Sensores baseados no mecanismo de percolação

O desenho clássico destes sensores táteis baseia-se em células de sensores dispostos em forma de matriz numa configuração homogênea para efetuar a deteção de pressão. Para efetuar a medição dessa mesma carga é aplicada uma tensão a cada célula e efetuando a leitura da corrente que atravessa cada sensor. Para que a leitura de toda a matriz seja efetuar é usado um multiplexador para a seleção do sensor a ler.

Sensores táteis flexíveis implementados através de eléctodos interdigitados com compósitos de carbono piezoresistivos foram apresentados por Yang *et al.* [41]. Neste trabalho uma matriz com 32x32 elementos sensitivos em filmes de *PI-copper* (cobre- poliimida) foram fabricados através técnicas de micromaquinagem para formarem os eléctodos sendo de seguida depositado o material compósito usando uma dispersora com controlo numérico, como mostra na Figura 17. Posteriormente foram colocados o mesmo número de sensores de temperatura na parte de trás do filme de *PI* para efetuar a leitura da temperatura de cada célula, sendo preservada a flexibilidade de todo o dispositivo. Através de um circuito de varrimento dedicado e de *software* de aquisição e visualização, foi possível obter simultaneamente o mapeamento da temperatura e da pressão aplicada ao sensor.

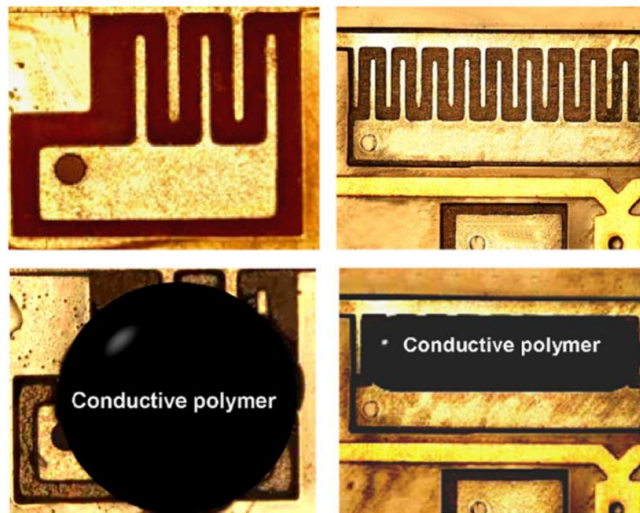


Figura 17 – Padrão dos interdigitados usados antes e depois da deposição do compósito piezoresistivo [41].

Uma outra arquitetura foi apresentada por Cheng *et al.* [42]. Este projeto consistiu em criar pele antropomórfica para um robot com matrizes de sensores altamente flexíveis numa configuração de 8x8. Foi usado PDMS (Dimetil polissiloxano) tanto para o fabrico da estrutura da pele bem como para a para a matriz baseada em compósitos piezoresistivos com *carbon black*, pó de cobre e pó de prata (Figura 18).

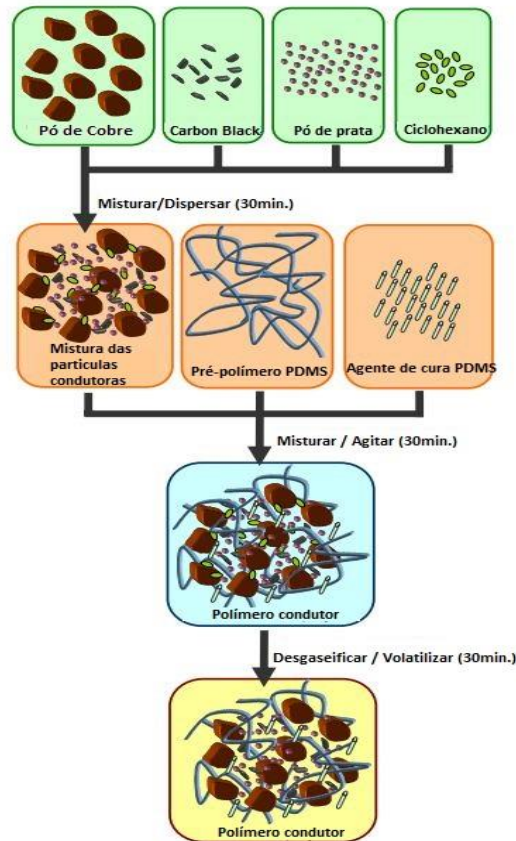


Figura 18 – Processo de preparação do compósito piezoresistivo [42].

O material sensível foi colocado no cruzamento dos elétrodos enrolados em espiral para que o sensor consiga suportar altas deformações e torções até  $70^{\circ}$  sem nenhum dano para a estrutura ou funcionamento do dispositivo (Figura 19). Os elétrodos foram preparados enrolando fios de cobre à volta de uma linha de nylon com uma máquina de enrolamento. A matriz foi integrada num filme de PDMS flexível, enrolada na forma de um braço e testada como pele sensível.

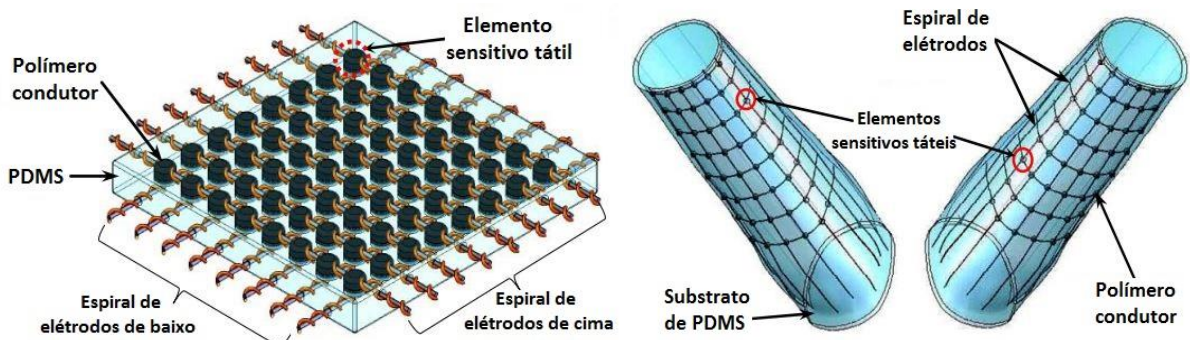


Figura 19 - Esquemático da matriz de sensores táteis (esquerda), formato da pele para o braço (direita) [42].

2.5.3 Sensores com mecanismos baseados em *quantum tunneling*

Recentemente foi proposta uma abordagem mais inovadora para medir forças aplicadas a um sensor de compósitos piezoresistivos baseados em PDMS-Ni, PDMS-Cu e PDMS-Au usando o mecanismo de *quantum tunneling*, através da exploração da variação da resistência a uma pressão aplicada, bem como através da capacitância dos compósitos [43]. Visto que o material base consiste num dielétrico isolado entre duas placas metálicas, este forma um condensador. Quando deformado, a capacitância desta unidade aumenta e por consequência a capacitância da amostra toda também.

Uma nova arquitetura foi desenhada com o intuito de explorar tanto a variação da resistência bem como a variação da capacitância para poder medir a pressão com uma alta sensibilidade e com uma resposta rápida [44]. O circuito de leitura converte os valores de resistência ( $R$ ) e da capacitância ( $C$ ) do sensor num sinal em frequência ( $F$ ). O conversor de  $R,C$  para  $F$  garante um baixo consumo energético, baixa complexidade e pequena dimensão sendo completamente fabricado em tecnologia CMOS. O sinal é então transmitido via *wireless* para o computador através de um transmissor IR-UWB (*Impulse Radio Ultra-wide-band*) [45]. O sinal é analisado no computador que por sua vez converte o sinal em frequência em valores de pressão. Esta solução é muito interessante para implementar em robots, visto que o circuito tem uma dimensão muito pequena o que possibilita um aumento do número de conversores num único chip CMOS, controlando assim vários sensores simultaneamente sem a necessidade de recorrer a um multiplexador, o que por sua vez reduz o processo de leitura. Além disso o fato da transmissão do sinal ser efetuada via *wireless* faz com que a complexidade do número de cabos seja reduzida num robot.

Outro sensor baseado em *quantum tunneling* foi apresentado por Canavese *et al.* [46] onde foi apresentado uma matriz de sensores flexível e robusta, baseada em partículas de níquel como compósito piezoresistivo e embebida em PDMS (Figura 20). O compósito apresentou uma alta variação da resistência elétrica após sujeito a uma compressão mecânica.

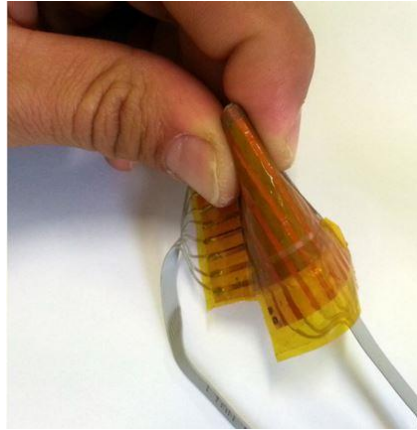


Figura 20 - Sensor fabricado sendo dobrado de forma a mostrar a sua flexibilidade [46].

O compósito piezoresistivo foi introduzido no meio da matriz formada por dois elétrodos especificamente modelados, um no topo e outro no fundo da matriz. Depois de modelado o sensor este foi integrado num circuito de leitura desenhado especificamente para efetuar a leitura do mesmo. A placa eletrónica foi desenhada para monitorizar o material sensetivo, quando este for sujeito a compressões e por sua vez enviar os dados recolhidos para o computador. Foi também desenvolvido um *software* para tratar os dados, que é capaz de representar em 3D a intensidade e a distribuição espacial da pressão efetuada no sensor (Figura 21).

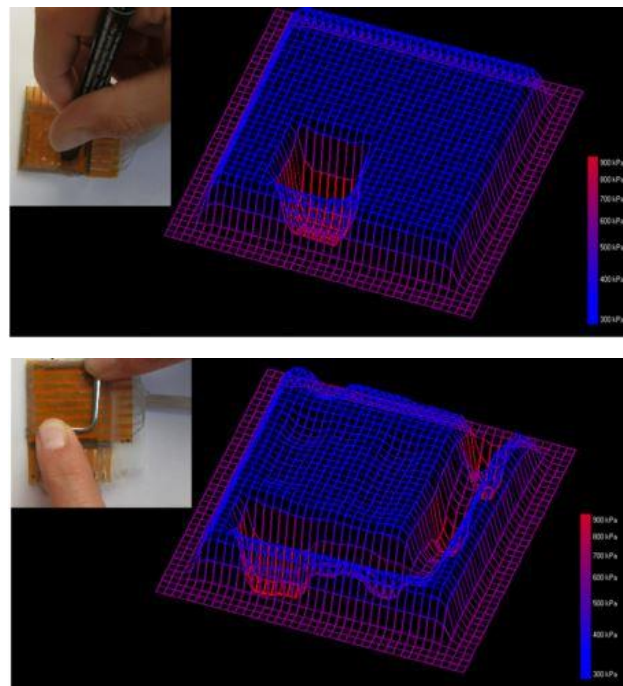


Figura 21- Representação 3D da distribuição da pressão quando sujeito a uma carga [46].



#### 2.5.4 Conclusão

A análise do estado da arte de sensores táteis mostra que existem variadas soluções explorando a piezoresistividade como mecanismo de transdução. As técnicas usadas para o seu fabrico bem como para a sua reprodução são uma peça fundamental para a difusão destes dispositivos. Contudo, a chave para o desenvolvimento destes sensores está na elevada variedade de materiais com características piezoresistivas funcionais. A escolha do material a usar para o sensor é baseada na aplicação e no ambiente de utilização onde este irá operar, podendo assim ser acertada a sensibilidade, flexibilidade e robustez do mesmo.

Entre todos os dispositivos baseados em soluções resistivas, pudemos observar que materiais baseados em compósitos flexíveis podem ser facilmente integrados nos diferentes ambientes, devido à facilidade de combinação de propriedades obtidas através da mistura destes com outros materiais.

Este estudo de sensores baseados em compósitos flexíveis foi dividido de acordo com o seu mecanismo de condução, *strain gauges*, percolação e *quantum tunneling*. A maior parte das soluções apresentadas são baseadas na arquitetura clássica de leitura para sensores resistivos, sendo algumas inovações apresentadas, como é o caso do conversor de resistividade e capacitância em frequência, que por sua vez resulta num dispositivo mais sensível.

Sensores táteis baseados em compósitos piezoresistivos como material sensível já estão bastante desenvolvidos, apesar de apresentarem ainda algumas limitações. Contudo, improvisos podem ser sempre feitos, permitindo respostas mais rápidas e mais precisas, de forma a melhorar o funcionamento dos dispositivos onde estes podem ser integrados.

No entanto o desenvolvimento de dispositivos multifuncionais tem vindo a crescer exponencialmente, com o intuito de integrar no mesmo chip soluções para efetuar a leitura de pressão, temperatura, robustez e condutividade térmica.

## 2.6 Sistemas de leitura de matrizes sensores piezoresistivos

Foi feito um sistema de leitura para a matriz de sensores acima referido baseado em *quantum tunneling* [46], com uma arquitetura interessante (Figura 22). Nesta arquitetura os sensores são estimulados através de uma tensão  $V_{DRIVE}$  aplicada aos multiplexadores que estão conectados às colunas e às linhas da matriz. Recorrendo ao uso de AD8629 foi implementado um seguidor de tensão colocado à saída do multiplexador ligado às colunas da matriz para não ser comprometida a precisão da medição para baixas correntes. Também na entrada do multiplexador ligado às linhas da matriz foi implementado o mesmo seguidor de tensão para manter a tensão constante com as alterações da resistência medida no material.

A tensão de saída é medida usando um conversor analógico para digital (ADC) de 12 bits embebido num microcontrolador. Este microcontrolador é também responsável por analisar sequencialmente os multiplexadores, bem como estabelecer uma ligação via porta série com o computador.

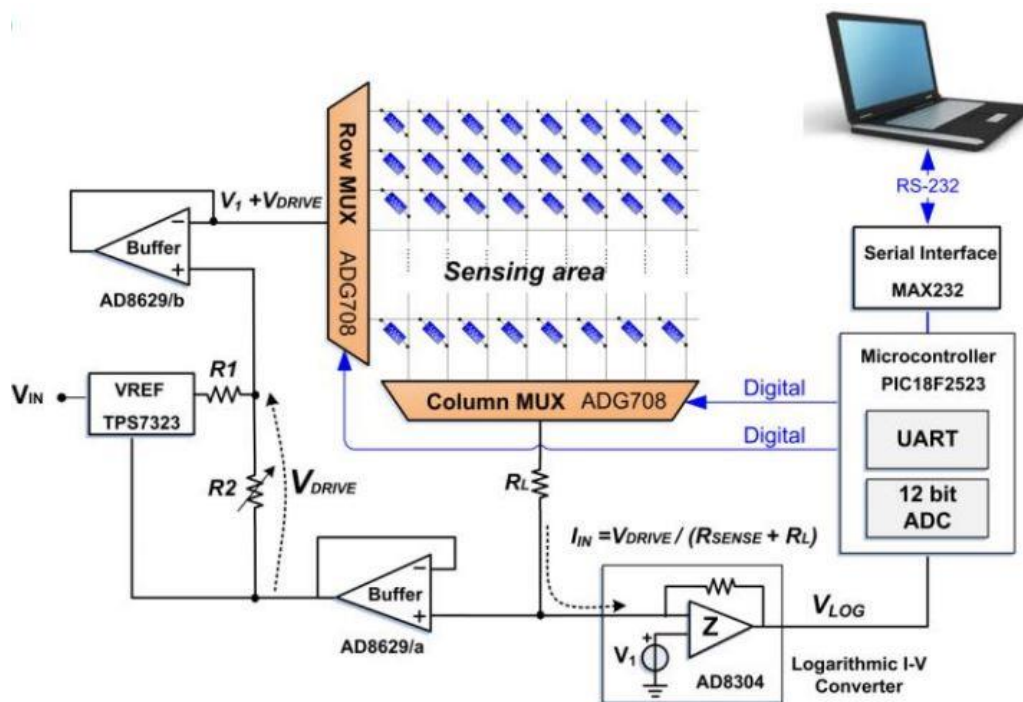


Figura 22 - Esquema elétrico do circuito de leitura da matriz de sensores [46].

As medições efetuadas em cada sensor da matriz são analisadas a uma frequência de 1 kHz, para que a estrutura inteira da matriz 8x8 seja analisada a uma frequência de 16 kHz, fornecendo assim uma resposta em tempo real.

Para efetuar a leitura no computador foi criado um *software* em Visual Basic que recebe sequencialmente os dados do microcontrolador e os vai guardando numa matriz. Quando a aquisição de todos os 64 sensores estiver completa, este representa em 3D um mapa de pressão da matriz de sensores (Figura 21).

Este sistema que mostrou ter uma excelente performance tem uma área total de 16x11 cm<sup>2</sup> já com todos os componentes montados. A corrente consumida pelo mesmo é de aproximadamente 20 mA usando uma fonte de tensão de 5V.

Uma outra arquitetura para leitura de uma matriz de sensores piezoresistivos foi apresentada por Papakostas *et al.* [47], onde foi desenvolvido um circuito de leitura muito similar ao apresentado anteriormente, mas com algumas diferenças no modo de operação.

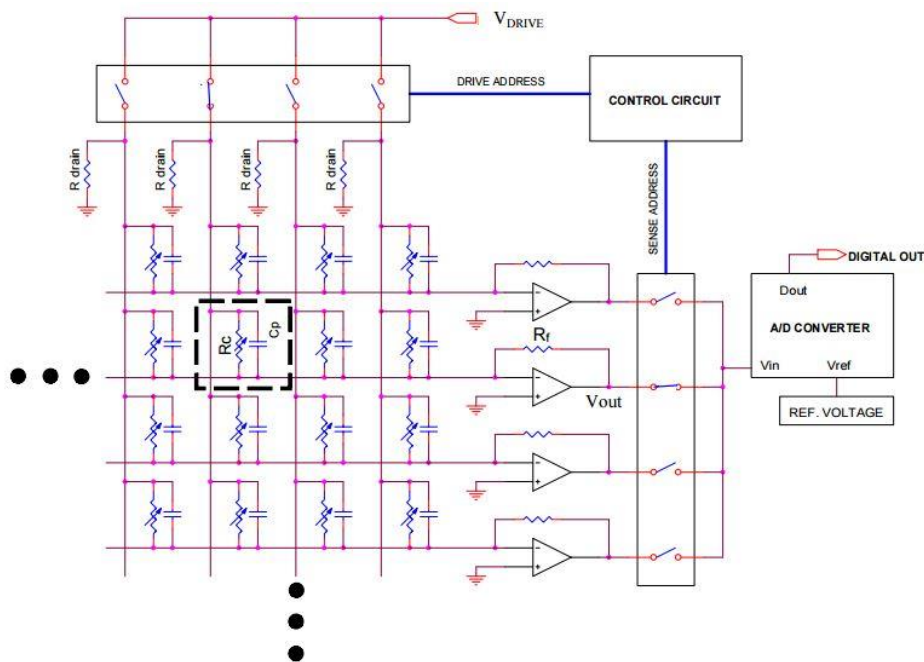


Figura 23 - Circuito de leitura para uma matriz piezoresistiva [47].

Neste circuito foram também utilizados multiplexadores para ler a matriz de sensores. Cada sensor pode ser modelado por uma força de resistência variável  $R_c$ , ou condutância  $S_c$ , conectadas em paralelo com uma capacitância parasita  $C_p$ . O circuito de controlo conecta sequencialmente cada coluna a uma tensão  $V_{DRIVE}$ , enquanto o resto das colunas são ligadas à

massa através de uma resistência  $R_{\text{drain}}$ . A condutância de cada sensor é lida através de um amplificador onde a saída  $V_{\text{out}}$  é dada por:

$$V_{\text{out}} = -V_{\text{DRIVE}} * R_f * S_c \quad (2.13)$$

onde  $R_f$  é a resistência de feedback do amplificador. Depois de calculada a tensão de saída o circuito de controlo é responsável por multiplexar cada amplificador para um conversor analógico para digital de 8 bits, cuja saída está ligada a um computador para efetuar a análise dos dados recolhidos.

O sistema de aquisição consegue suportar uma matriz de 52x44 sensores com uma frequência de leitura de 225 Hz. Os dados recolhidos são usados para gerar uma imagem em tempo real, codificada por cores, com a distribuição da força num computador.

### 3. DESENVOLVIMENTO

#### 3.1 Screen Printing

A primeira fase de desenvolvimento da matriz de sensores piezoresistivos foi o fabrico de uma matriz de interdigitados (4x4) para posterior deposição da tinta piezoresistiva, sendo que neste processo de impressão foi usada a técnica de impressão de *screen printing*.

Para o fabrico da matriz foi criada uma malha especificamente desenhada com o padrão pretendido (Figura 24) de forma a depositar a tinta que formaria os interdigitados, bem como as pistas para efetuar a leitura dos mesmos. O equipamento usado foi um sistema de *screen printing* manual, com mesa de posicionamento de dois eixos (Figura 24). O tamanho máximo do quadro é de 450mm x 450mm. A tela usada é uma tela da Sefar feita em poliéster com uma abertura de 64 $\mu$ m e com 62 fios por centímetro, sendo a tensão da tela no quadro de 17 N.

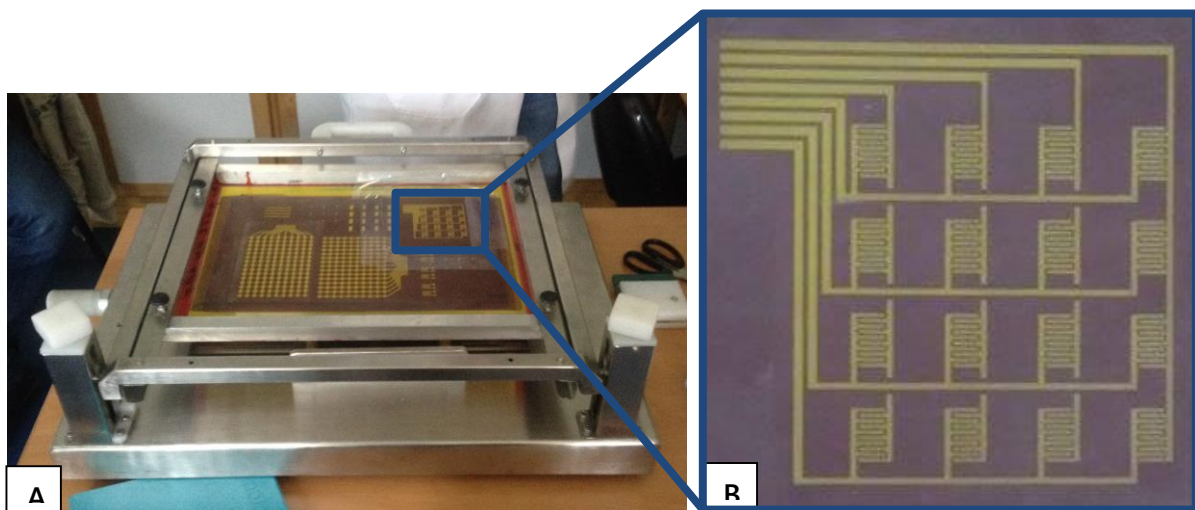


Figura 24 – a) Equipamento de screenprinting com a tela de impressão; b) Malha para impressão da matriz de interdigitados.

Para a impressão das camadas condutoras foi usada a tinta HPS-021LV da Novacentrix [48], que é uma tinta de nanopartículas de prata. Esta tinta depois de curada (aproximadamente 1 h no forno a 80°C) apresenta uma boa condução elétrica. Em contrapartida esta tinta apresenta alguns problemas quanto à sua flexibilidade quando seca, o que neste caso se torna um fator bastante importante, visto que a ideia é criar uma matriz de sensores flexível. Contudo para o

efeito de testes esta apresentou bons resultados, apresentando uma baixa impedância ao longo das pistas ( $\pm 1.7 \Omega$ ), aumentando assim a precisão da leitura dos sensores.

Como substrato de deposição foi usado Melinex 505 - ST-MX505-0100 com 100 $\mu$ m de espessura, que é um polímero em poliéster flexível, muito resistente e bastante barato. Para efetuar a deposição da tinta no substrato foi usada a técnica de impressão de *screen printing*. Depois de efetuada a deposição da tinta no substrato, toda a matriz impressa foi colocada a curar num forno durante 1 h a 80°C. O resultado final da impressão apresenta-se na Figura 25.

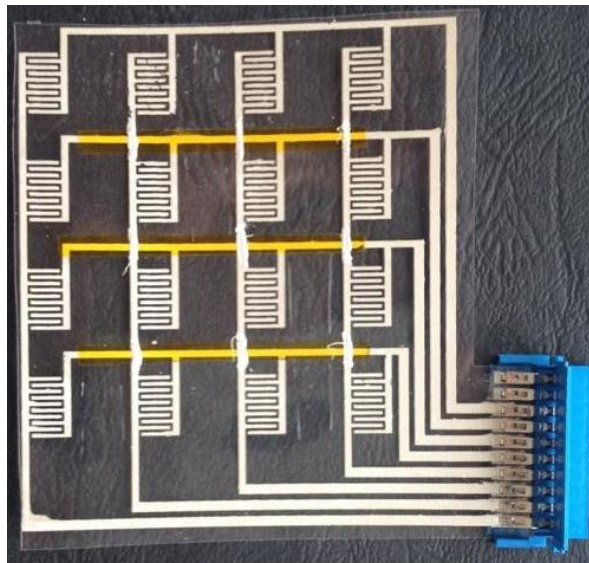
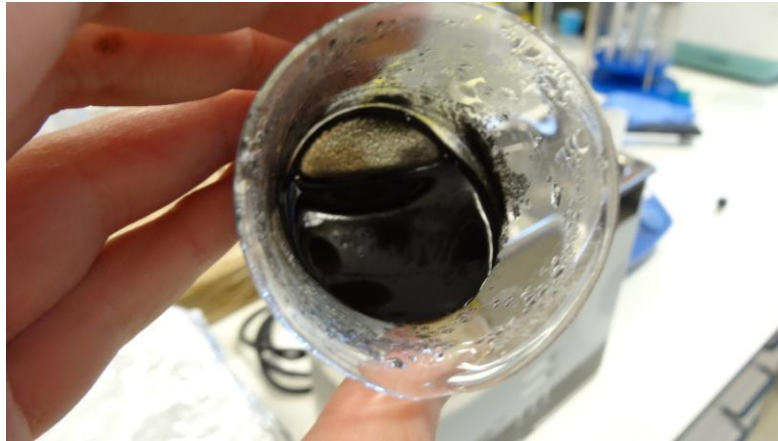


Figura 25 - Matriz impressa de interdigitados.

### 3.2 Tinta piezoresistiva

Para tornar os interdigitados em sensores piezoresistivos, foi impressa uma camada ativa baseada em tintas piezoresistivas, sendo que, foram preparadas duas soluções diferentes de nanocompósitos, uma à base de Nanotubos de Carbono em parede múltipla/Estireno-etileno-butileno-estireno (MWCNT/SEBS) diluídos em tolueno e outra à base de MWCNT/SEBS diluídos em metoxiciclopentano (CPME). Antes da preparação dos nanocompósitos os polímeros (SEBS) e os MWCNT foram secos a 65 °C durante 3 h para eliminar possíveis vestígios de água absorvida pelos mesmos.

Para que se possa aproveitar ao máximo os benefícios dos MWCNT na matriz polimérica, efetuou-se uma dispersão dos MWCNT, num banho de ultrassons durante 5 h. Este processo foi feito para garantir uma boa dispersão dos MWCNT na matriz. Todos os nanocompósitos piezoresistivos foram preparados utilizando uma massa de polímero de  $2,0000 \pm 0,0001$  g.



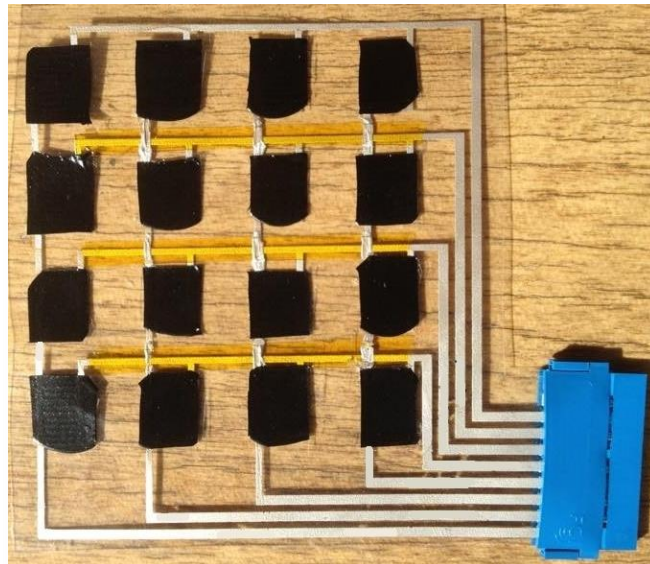
*Figura 26 – Nanocompósito piezoresistivo de MWCNT*

Para efeito de testes foi preparado um nanocompósito piezoresistivo de MWCNT/SEBS com uma razão de 2 % diluído em tolueno e um nanocompósito piezoresistivo MWCNT/SEBS diluído em CPME com uma razão de 4 %. Ambas as soluções foram depositadas num interdigitado, secas num forno e posteriormente foram feitos testes eletromecânicos para analisar a linearidade entre a deformação mecânica e a variação da resistência elétrica dos nanocompósitos.

Após o desenvolvimento da tinta, esta foi depositada na matriz usando o processo de *spray printing* recorrendo a uma pistola de ar comprimido, Clarke Diy Air Brush – CAB1H (Figura 27) e uma máscara colocada em cima dos interdigitados para proteger as pistas de ligação. Para uma boa deposição a tinta tem que estar bem diluída para poder passar no bocal da pistola. A tinta é depositada até apresentar uma textura opaca com uma espessura de aproximadamente  $700\mu\text{m}$ . Depois de concluído o processo de deposição, a máscara é retirada ficando apenas a tinta em cima dos interdigitados da matriz (Figura 28).



*Figura 27 - Deposição da tinta na matriz de interdigitados.*



*Figura 28 - Matriz após a deposição da pasta piezoresistiva.*

Na Figura 29 pode observar-se a flexibilidade da matriz desenvolvida. Esta matriz foi o protótipo final, na qual foram efetuados os testes do sistema desenvolvido.



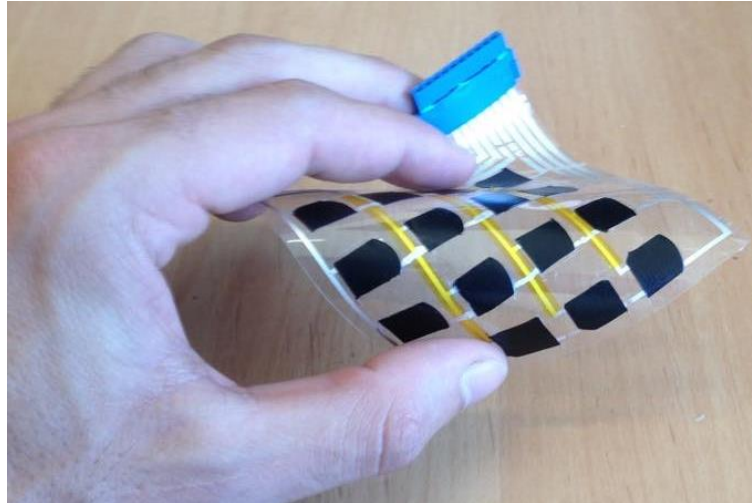


Figura 29 - Flexibilidade da matriz desenvolvida.

### 3.3 Circuito de leitura

#### 3.3.1 Arquitetura do sistema

Como a ideia é introduzir este circuito em locais com pouco espaço, como é o caso de uma prótese transfemural por exemplo, é importante que o circuito ocupe o mínimo espaço possível, para tal este deve ser totalmente otimizado e o mais simples possível de forma a preencher esse importante requisito.

O facto de os sensores serem todos piezoresistivos simplifica muito a otimização do circuito, tornando-o mais pequeno, mais rápido e mais eficiente quanto ao consumo de energia.

Na Figura 30 é apresentado o diagrama de blocos do circuito que foi implementado para este projeto. Nesta figura podemos observar que a matriz de sensores é conectada ao circuito através dos *Switches*, que são controlados pelo microcontrolador, permitindo assim seleccionar o sensor que pretendemos ler na matriz. Como se pretende que este sistema seja introduzido em ambientes onde não podem ser removidos uma vez que instalado, foi adicionada uma ponte adaptativa para calibração do sistema. Esta ponte é então ligada a um amplificador de instrumentação com ganho programável digitalmente, que por sua vez liga ao microcontrolador para efetuar a leitura e recolha dos dados necessários.

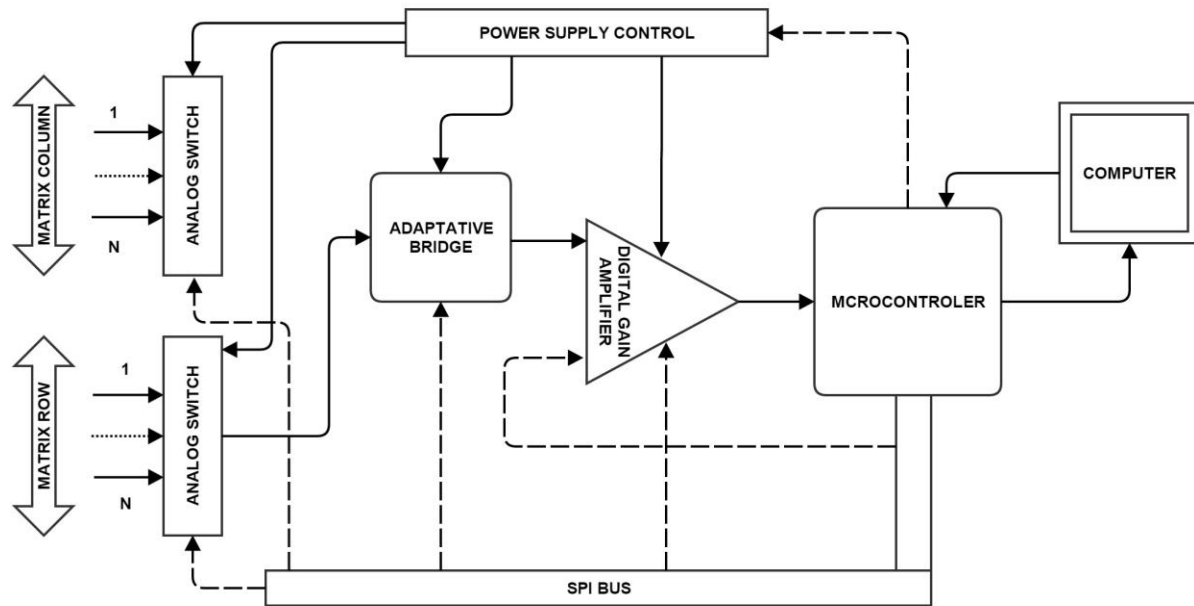


Figura 30 - Diagrama de blocos do circuito.

O microcontrolador tem o papel mais importante neste sistema, visto que este é o elemento que controla todo o sistema, desde a seleção dos sensores a ler até ao ganho do amplificador. O microcontrolador é também o elemento responsável por enviar os dados lidos para o computador de forma a poder ser feita uma futura análise dos mesmos.

### 3.3.2 Implementação do circuito

O desenvolvimento da arquitetura do circuito de leitura foi implementado com recurso a componentes eletrónicos comercialmente disponíveis. Esta particularidade facilita uma rápida transição da arquitetura desenvolvida para a criação do protótipo funcional e posteriores testes ao mesmo, com o intuito de perceber se este protótipo apresenta a resposta pretendida. Na Figura 31 é apresentado o esquemático do circuito desenvolvido.

Como referido a matriz (4x4) de sensores piezoresistivos é conectada ao circuito através dos *switches* analógicos (C1 e C2) para seleção dos sensores. Estes *switches* apenas conectam as linhas da matriz ao circuito, visto que a leitura dos sensores será feita linha a linha. As colunas são ligadas diretamente a portas digitais do microcontrolador. Esta escolha foi feita para reduzir no número de componentes do circuito e porque este microcontrolador tem portas digitais

suficientes para ligar as colunas da matriz. Como os valores da resistência do circuito de comutação, quando este se encontra em condução, podem influenciar a medida, e sendo este um fator importante, a escolha recaiu nos *switches* analógicos MAX4753 da Maxim Integrated [49], porque estes *switches* apresentam uma resistência muito baixa quando em condução, aproximadamente de  $0,9\Omega$ , para tensões superiores a 3V. Esta característica é muito importante, porque com uma baixa resistência a interferência na leitura dos sensores é reduzida. Uma outra característica muito importante é a dimensão dos componentes, visto que é importante manter o circuito o mais reduzido possível, para uma possível introdução na prótese. Neste sentido, a dimensão do *switch* acima referido foi também um fator importante, tendo este uma dimensão de  $3 \times 3 \times 0,8 \text{ mm}^3$ , o que se encaixa perfeitamente nos requisitos do sistema pretendido.

Após a seleção do sensor efetuada através de **C1** e **C2**, um potenciômetro digital é ligado em série criando assim uma meia ponte não balanceada. Este potenciômetro foi escolhido de forma a melhorar a resolução do sistema. O potenciômetro escolhido (**C3**) foi o AD5270 da Analog Devices [50] com 10 bits de resolução e uma resistência máxima de  $20\text{k}\Omega$  com uma tolerância de  $\pm 1\%$ . Como nos *switches* a dimensão deste também é importante, tendo uma dimensão total de  $3 \times 3 \times 0,8 \text{ mm}^3$ .

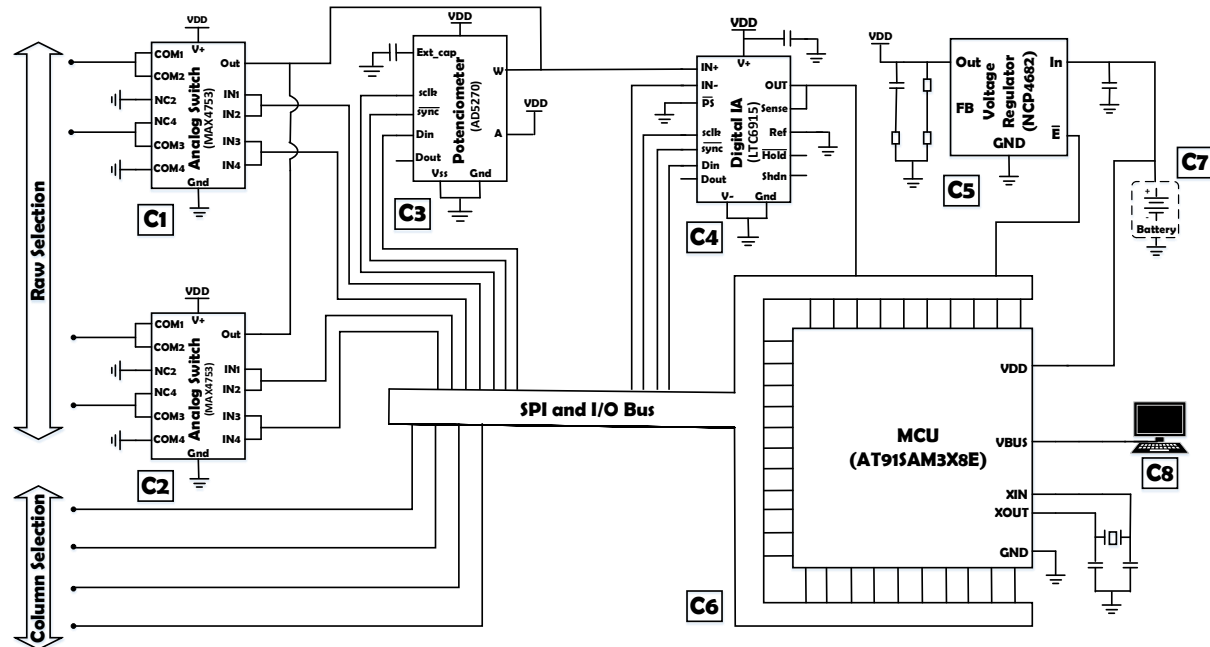


Figura 31 - Esquemático do circuito desenvolvido.

Para uma melhor leitura foi ligado um amplificador de instrumentação (IA) no ponto médio da meia ponte constituída pelo sensor e o potenciômetro. Este amplificador (**C4**), é um

amplificador digital com um ganho programável digitalmente de 14 níveis de programação. Este amplificador é um LTC6915 da Linear Technologies [51], com uma dimensão total de  $4 \times 3 \times 0.8 \text{ mm}^3$ . A saída do amplificador é ligada ao Analog Digital Converter (ADC) de 12 bits do MCU (C6) e convertida para um sinal digital. O microcontrolador (MCU) é o elemento responsável pela leitura dos sensores, bem como pelo controlo de todos os componentes do circuito. A comunicação com os componentes é principalmente efetuada por SPI.

O microcontrolador usado foi um AT91SAM3X8E [52] da Atmel Corporation com 96 kB de RAM, uma velocidade de *clock* de 84 MHz, com 512 KB de memória *flash* e um consumo muito baixo. Este microcontrolador tem uma dimensão total de  $14 \times 14 \times 0.5 \text{ mm}^3$ , sendo este o componente de maior dimensão no circuito desenvolvido.

Finalmente o regulador de tensão (C5) é o componente final deste circuito. Este elemento é responsável por garantir uma tensão regulada a todo o circuito, bem como desligar a alimentação do circuito quando não é necessária. O circuito integrado usado foi o regulador de tensão NCP4682 [53] da ON Semiconductors com uma dimensão de  $1 \times 1 \times 0.6 \text{ mm}^3$ .

### 3.3.3 Microcontrolador

O microcontrolador é uma das partes essenciais neste projeto, visto que, este é o elemento que comanda todo o circuito de leitura e que faz o interface entre o circuito e o computador para a aquisição dos sinais. Respeitando a importância deste componente para o projeto, o microcontrolador escolhido foi um AT91SAM3X8E, que vem incorporado na placa de desenvolvimento Arduino Due (Figura 32), devido ao fato de este possuir as características necessárias para todo o sistema e também porque este é um microcontrolador muito fácil de usar e de programar.

Este microcontrolador (SAM3X [52]) consegue operar a uma velocidade máxima de 84 MHz e possui 512 kB de memória *flash* (2 blocos de 256 kB) que serve para armazenar código. Possui também uma memória SRAM de 96 kB dividida em dois bancos de 64 kB e 32 kB, que pode ser acessada como um espaço de endereçamento direto. Este possui ainda um ADC e um DAC de 12 bits, 4 SPI's, 11 pinos de PWM que fornecem 8 bits de resolução, 53 pinos Digitais que operam a 3.3 volts e conseguem fornecer entre 3 mA e 15 mA e 12 pinos analógicos com 12 bits de resolução cada um (4096 valores diferentes) que operam entre os 0 e os 3.3V.

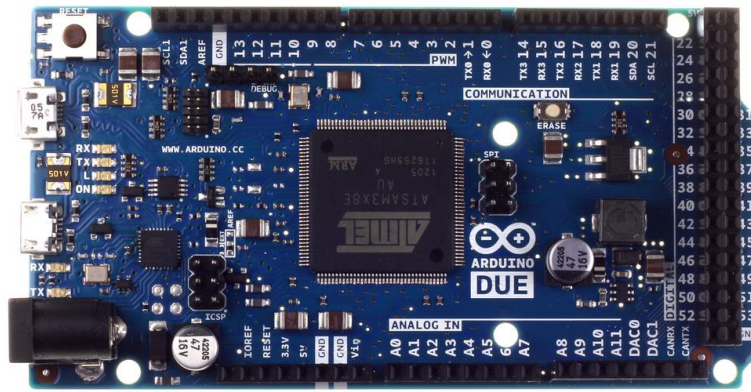


Figura 32 - Arduino Due.

### 3.3.4 Amplificador

O amplificador usado na montagem do circuito de leitura foi um LTC6915 [51] (Figura 33), que é um amplificador de instrumentação muito preciso com ganho programável via porta série, o que se torna muito eficaz e muito simples de programar com o recurso a um microcontrolador.

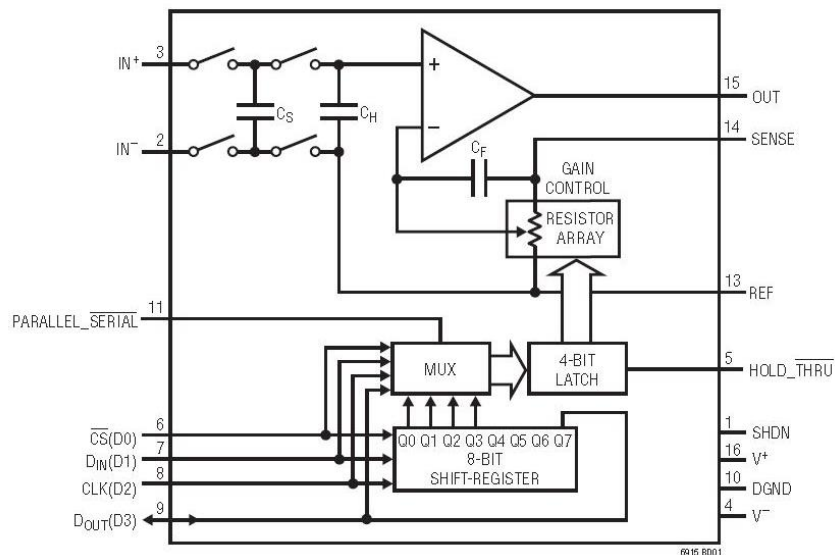


Figura 33 - LTC6915.

Este amplificador foi escolhido, visto que este apresenta as características pretendidas para o funcionamento do circuito de leitura. As principais características são [51]:

- 14 Níveis de ganho programável;
- Interface de programação via SPI (*Serial Peripheral Interface*);
- Operação de funcionamento: 2.7V a 5.5V;
- Precisão do ganho: 0.1%;
- Dimensão: 5mm x 4mm x 1.2mm.

Tabela 2 - Níveis de programação do LTC6915.

D3,D2,D1,Do	0000	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101
Ganho	0	1	2	4	8	16	32	64	128	256	512	1024	2048	4096

A programação deste amplificador torna-se muito simples recorrendo ao microcontrolador usado neste projeto (Arduíno). Como já foi dito em cima a programação do amplificador é feita por SPI, sendo que para tal são necessários 3 pinos do microcontrolador, um pino para o sinal de *clock*, outro para efetuar a seleção do periférico e outro para enviar a palavra digital com o ganho do amplificador. O excerto de código apresentado a seguir mostra como se procede para efetuar a programação do amplificador.

```
int ganho = 0x03;           // Configuração do ganho
(...)
pinMode(4, OUTPUT);       // Declarar o pino 4 como pino de comunicação
SPI.begin(4);             // Começar comunicação série
digitalWrite(4, LOW);
SPI.transfer(4, ganho);   // Envio da palavra digital com o ganho
digitalWrite(4, HIGH);
SPI.end(4);               // Termina comunicação série
(...)
```

O ganho acima apresentado (0x03), ou seja, 0101 traduzido de hexadecimal para binário, corresponde a um ganho de 16 no amplificador, segundo a Tabela 2.

### 3.3.5 Switches

Como elementos comutadores para a seleção das linhas e das colunas da matriz foram selecionados 4 *switches* MAX4753 da Maxim Integrated [49] (Figura 34). As características que levaram à escolha destes *switches* foram:

- Baixa resistência a ON:  $0.9\Omega$  (+3V alimentação);
- Operação de funcionamento: +1.6V a +3.6V;
- Dimensão: 3mm x 3mm;
- Comutação rápida:  $t_{ON} = 30ns$ ,  $t_{OFF} = 25ns$

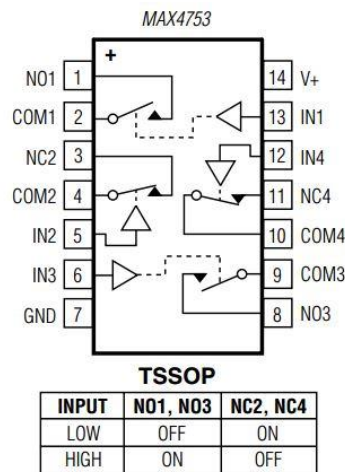


Figura 34 - MAX4753 [49].

Para além das características apresentadas, o seu modo de funcionamento também foi um fator importante para a escolha destes. O fato de terem dois comutadores NO (*Normally Open*) e dois comutadores NC (*Normally Closed*) permite-nos combiná-los de forma a conseguirmos apenas através de um sinal ligar a saída do *switch* ao Arduino ou à massa, dependendo do sensor da matriz que estamos a ler. O esquemático de ligação que nos permite fazer essa ligação é apresentado na Figura 35. Cada *switch* é ligado a duas linhas da matriz de sensores através dos pinos de entrada Sensor. O pino OUT é ligado ao amplificador, que por sua vez faz a ligação com o microcontrolador para efetuar a leitura dos sensores da respetiva linha. O Pino Signal H/L é o sinal de comutação do *switch* que é dado pelo microcontrolador, fazendo com que dependendo do sinal (High ou Low) a linha da matriz seja lida ou seja ligada à massa para não interferir na leitura das restantes linhas.

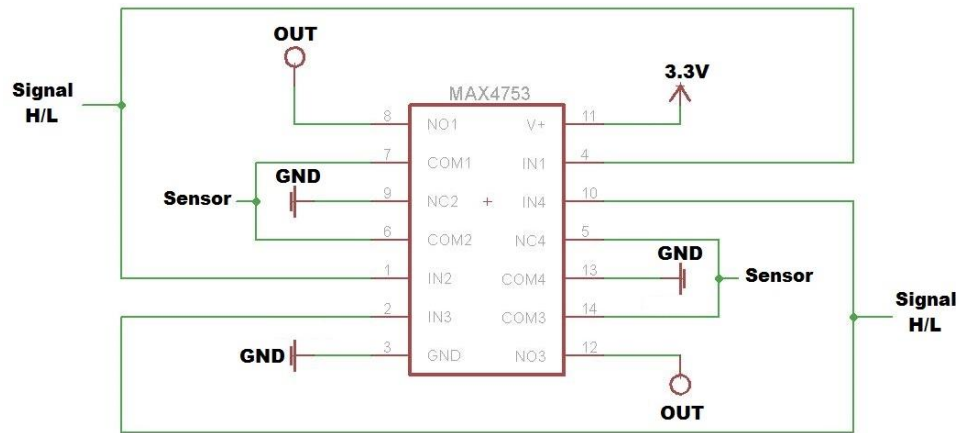


Figura 35 – Esquema de ligação do MAX4753.

### 3.3.6 Potenciômetro

O potenciômetro escolhido para fazer a ponte adaptativa foi um AD5270 da Analog Devices [50], que está representado na Figura 36. As características mais relevantes deste potenciômetro para este projeto são:

- 10 bits de resolução;
- Resistência máxima de 20k $\Omega$ ;
- $\pm 1\%$  tolerância da resistência nominal;
- Dimensões: 3 x 3x 0.8mm<sup>2</sup>;
- Interface compatível com SPI;
- Operação de funcionamento: +2.5V a +5V;
- Temperatura de operação: -40°C a 125°C

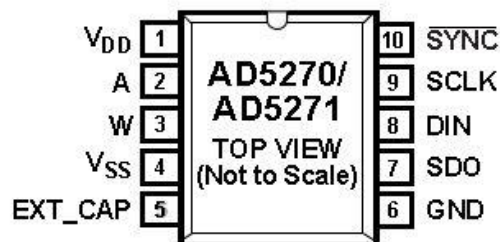


Figura 36 - AD5270 [50].



Todas as características apresentadas se tornam relevantes para este projeto. A função deste potenciômetro no circuito é ser parte integral na ponte adaptativa para efetuar uma leitura dos sensores com a máxima resolução possível.

Com este potenciômetro temos a vantagem de poder obter uma gama máxima de resolução do circuito de  $20k\Omega$ , ou seja, conseguimos ler sensores com bastante precisão até este valor.

### 3.4 Firmware

Na Figura 37 é apresentado um fluxograma com o algoritmo de seleção dos sensores na matriz. Este fluxograma apenas retrata o modo de operação do sistema na seleção de cada sensor individual para leitura.

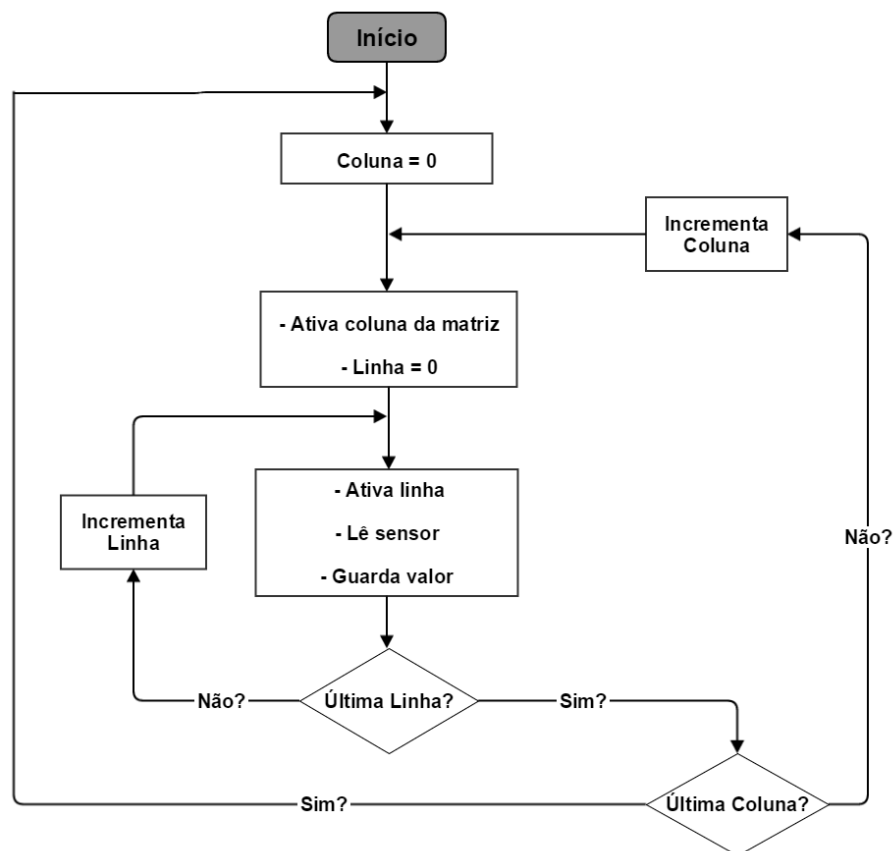


Figura 37 - Algoritmo de seleção dos sensores.

Basicamente a seleção do sensor é programada e comandada pelo microcontrolador. O algoritmo para seleção do sensor é muito simples. Primeiro o microcontrolador dá a instrução ao *switch* para selecionar uma coluna da matriz e conecta as restantes colunas à massa, para estas não interferirem com a leitura do sensor. Após esta instrução é dada a ordem ao *switch* conectado às linhas da matriz para ir ativando uma de cada vez e ligando as restantes à massa para mais uma vez não haver interferências nas leituras dos sensores. Quando todos os sensores desta coluna forem lidos e guardados na memória, a coluna é incrementada, ou seja, é dada ordem para esta se ligar à massa e ativa a próxima coluna.

Uma vez selecionada a próxima coluna o procedimento de leitura dos sensores dessa coluna repete-se. Este procedimento é efetuado até que todos os sensores da matriz sejam lidos. Quando finalizar a primeira leitura de todos os sensores da matriz, o processo repete-se, estando assim a matriz a ser lida constantemente, para que o sistema possa detetar alterações nos sensores.

Na Figura 38 é apresentado o algoritmo geral do *firmware* desenvolvido para o sistema de leitura da matriz. Uma vez que o sistema de leitura é o mesmo para todos os sensores, este tem que ser adaptativo para podermos obter uma maior resolução na leitura dos mesmos. Para tal na primeira leitura efetuada na matriz o sistema tem que ser calibrado para descobrir os parâmetros de calibração de cada sensor, visto que cada sensor normalmente tem valores diferentes, logo também terá que ter parâmetros de calibração diferentes.

O algoritmo é dividido em duas fases: na primeira fase é programada para descobrir os parâmetros ideais da ponte adaptativa para cada sensor. Estes parâmetros são essenciais para o resto do *firmware*, sendo que o primeiro passo parte por descobrir o valor ideal do potenciômetro para uma maior precisão na leitura do sensor. Depois de serem calculados os valores ideais para o potenciômetro e para o amplificador o sistema está em condições de ler o sensor. Os parâmetros são guardados e o sensor é lido e guardado na memória. Este processo é efetuado para todos os sensores.

Depois de termos calculado os parâmetros ideais e de termos efetuado a primeira leitura da matriz em repouso, passamos para a segunda fase do algoritmo. Nesta fase os dados guardados são enviados para o computador e guardados. Estes dados correspondem aos valores da matriz em repouso e são usados para estabelecer os valores base no *software* de visualização. A matriz continua a ser lida constantemente e os dados lidos são comparados. Se forem

detetadas alterações é enviada informação para o *software* de visualização que apresenta os dados recebidos e as variações dos sensores.

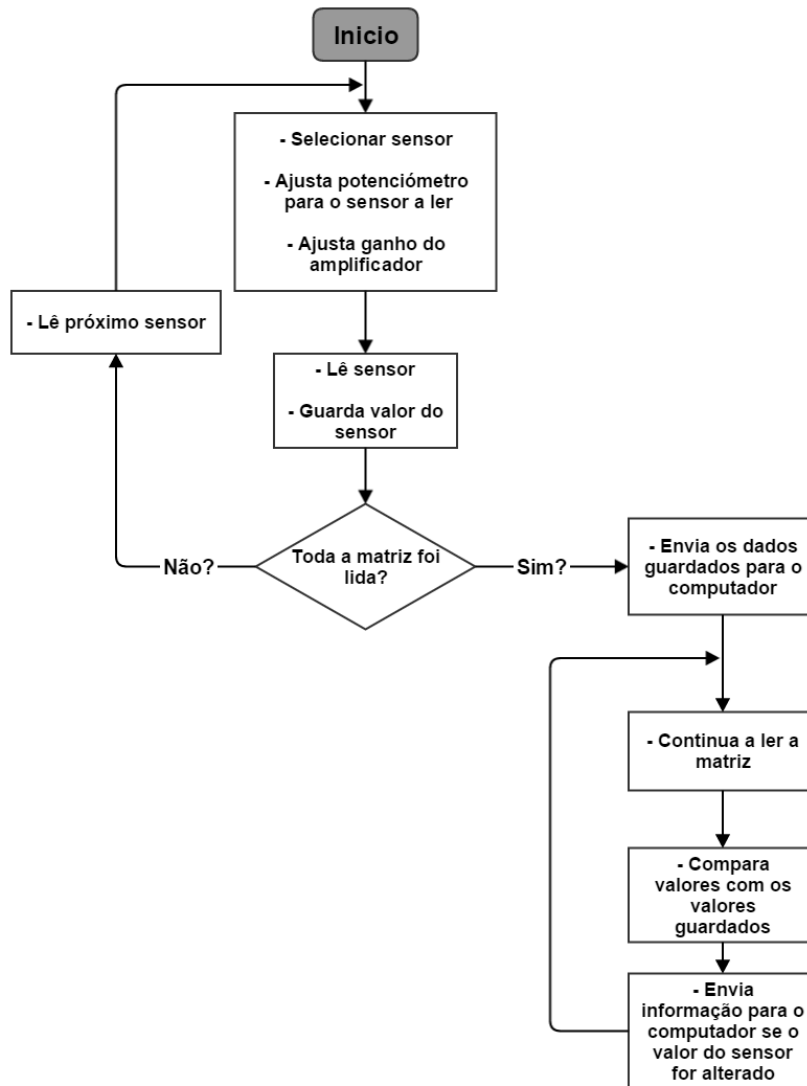


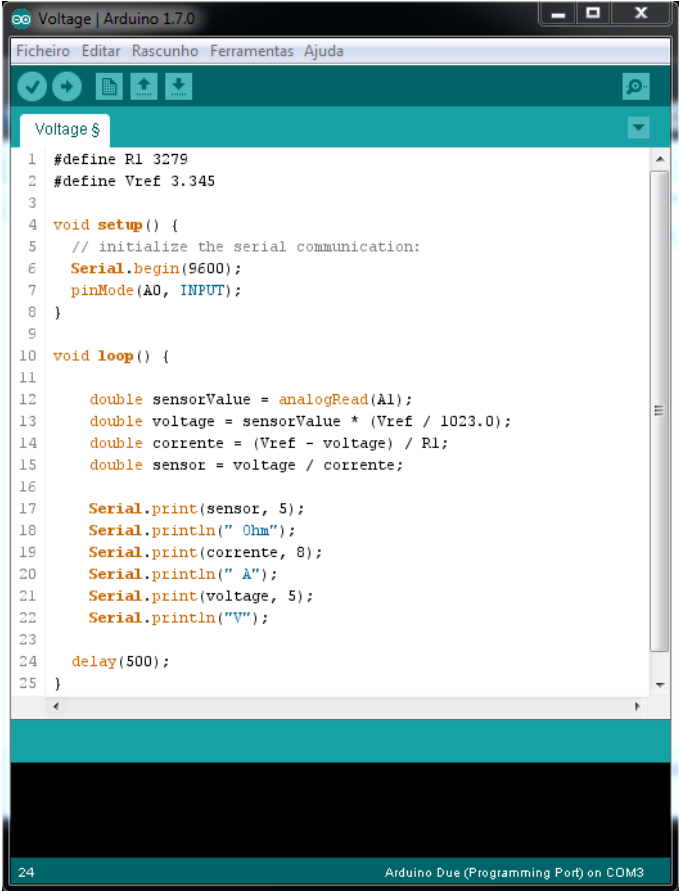
Figura 38 - Algoritmo geral do sistema de leitura.

## 3.5 Software

### 3.5.1 Arduíno

O *software* usado para a programação do microcontrolador foi o IDE (*Integrated Development Environment*) do Arduíno (Figura 39) pelo simples fato de todos os testes terem sido realizados com recurso à placa de desenvolvimento Arduíno Due. Esta placa de desenvolvimento integra o microcontrolador AT91SAM3X8E, como já foi referido anteriormente. Outra das razões que levou ao uso deste *software* foi o seu simples ambiente de desenvolvimento e a facilidade de programação no mesmo aliado ao fato de também ser grátis e *open source*.

Sendo que este *software* fornece um conjunto de bibliotecas onde tem várias funções implementadas em C/C++, e como a linguagem de programação usada foi o C, o trabalho de programação tornou-se mais simples.



```
Arduino 1.7.0
Ficheiro Editar Rascunho Ferramentas Ajuda
Voltage $
1 #define R1 3279
2 #define Vref 3.345
3
4 void setup() {
5   // initialize the serial communication:
6   Serial.begin(9600);
7   pinMode(A0, INPUT);
8 }
9
10 void loop() {
11
12   double sensorValue = analogRead(A1);
13   double voltage = sensorValue * (Vref / 1023.0);
14   double corrente = (Vref - voltage) / R1;
15   double sensor = voltage / corrente;
16
17   Serial.print(sensor, 5);
18   Serial.println(" Ohm");
19   Serial.print(corrente, 8);
20   Serial.println(" A");
21   Serial.print(voltage, 5);
22   Serial.println("V");
23
24   delay(500);
25 }
24 Arduino Due (Programming Port) on COM3
```

Figura 39 - Ambiente de desenvolvimento Arduíno.

## 3.5.2 Processing

O *Processing* (Figura 40) trata-se de um IDE de programação *open source* baseado na linguagem Java, mas com uma sintaxe mais simples e com modelos de programação gráfica. Este *software* é usado pelas comunidades de design visual com a finalidade de ensinar os fundamentos da programação de computador num contexto visual e servir como base para *sketchbooks* eletrônicos.

Este *software* foi escolhido com a finalidade de desenvolver a aplicação gráfica, para apresentar os resultados recebidos do circuito de leitura no computador. Este tem a particularidade de comunicar com o Arduíno via porta série, tornando assim muito simples a recepção de dados no programa. Esta particularidade de conseguir comunicar com o Arduíno via porta série foi uma das razões para a escolha deste *software* de desenvolvimento.

The image shows a screenshot of the Processing 2.2.1 IDE. The window title is 'Voltage | Processing 2.2.1'. The menu bar includes 'File', 'Edit', 'Sketch', 'Tools', and 'Help'. Below the menu bar is a toolbar with icons for running, stopping, saving, and other functions. The main area displays a Java sketch named 'Voltage'. The code is as follows:

```
import processing.serial.*;

Serial myPort;      // The serial port
String sensor = "";
String data = "";
int index = 0;
PFont font;

void setup()
{
  size(600, 400);
  println(Serial.list());
  myPort = new Serial(this, Serial.list()[2], 9600);
  myPort.bufferUntil('\n');
  font = loadFont("Arial-Black-150.vlw");
  textFont(font, 150);
}

void draw()
{
  background(0, 0, 0);
  fill(46, 209, 2);
  text(sensor, 70, 220);
}

void serialEvent (Serial myPort)
{
  data = myPort.readStringUntil('\n');
  data = data.substring(0, data.length() - 2);
  sensor = data;
}
```

Figura 40 - Ambiente de desenvolvimento Processing.

## 3.5.3 Aplicação

A aplicação final, desenvolvida em *Processing* é apresentada na Figura 41. Esta aplicação recebe via porta série os dados enviados pelo microcontrolador e apresenta segundo um gradiente de cor o sensor que está a ser pressionado, bem como o valor em resistência do mesmo. A variação da cor da zona do sensor que está a ser pressionado depende do valor de resistência recebido via porta série que é então convertido num código de cores e alterando assim a cor da zona correspondente ao sensor em questão. Para efeito de teste esta aplicação apenas apresenta a representação de uma matriz 2x2, mas com umas pequenas alterações no código pode ser muito facilmente escalável para matrizes maiores, como por exemplo 4x4, 8x8 ou até mesmo superiores.



Figura 41 - Software desenvolvido para visualização das zonas de pressão na matriz.

## 4. TESTES

### 4.1 Propriedades físicas

Antes de partir para a montagem e testes da matriz foram efetuados alguns testes com as tintas piezoresistivas produzidas para verificar a sua evolução, quanto ao seu valor resistivo, depois de ser depositada no interdigitado e colocada em condições de temperatura ambiente. Para estes testes foram testadas 3 amostras de 2% tolueno e 4 amostras de 4% CPME. Os resultados encontram-se na Tabela 3.

*Tabela 3 - Evolução resistiva das amostras antes da cura.*

Concentração	Dia 1	Dia 2	Dia 3	Dia 4
2% Tolueno (1)	1,632 k $\Omega$	1,655 k $\Omega$	1,680 k $\Omega$	1,635 k $\Omega$
4% CPME (1)	29,34 k $\Omega$	28,0 k $\Omega$	27,65 k $\Omega$	26,26 k $\Omega$
4% CPME (2)	32 k $\Omega$	31,22 k $\Omega$	30,47 k $\Omega$	28,82 k $\Omega$
2% Tolueno (2)	284,7 $\Omega$	282,8 $\Omega$	280,8 $\Omega$	274,9 $\Omega$
2% Tolueno (3)	283,9 $\Omega$	280,4 $\Omega$	276 $\Omega$	269,5 $\Omega$
4% CPME (3)	823 $\Omega$	798 $\Omega$	787 $\Omega$	756 $\Omega$
4% CPME (4)	788 $\Omega$	766 $\Omega$	752 $\Omega$	721 $\Omega$

Como foi detetado que as amostras vinham a variar o seu valor resistivo de dia para dia, concluiu-se que estas ainda possuíam algum solvente que ia evaporando e desta forma alterando o valor das mesmas. Para resolver este problema foi então feita uma cura às amostras colocando-as no forno a 60 °C durante 3 h para eliminar qualquer vestígio de solvente e para fazer com que estas ficassem com um valor mais constante. Após a cura os valores resistivos mantiveram-se bastante constantes e com os valores apresentados na Tabela 4.

Na tabela são apresentados os valores de resistência das amostras, bem como a sua variação em Ohms e em percentagem após sofrerem uma deformação.

Tabela 4 - Valores resistivos e respectivas variações após cura a 60 °C.

Concentração	Resistência ( $\Omega$ )	Varição ( $\Omega$ )
<b>2% Tolueno (1)</b>	432 $\Omega$	$\pm 4 \Omega$
<b>4% CPME (1)</b>	3,686 k $\Omega$	$\pm 90 \Omega$
<b>4% CPME (2)</b>	3,935 k $\Omega$	$\pm 100 \Omega$
<b>2% Tolueno (2)</b>	106,8 $\Omega$	$\pm 0,5 \Omega$
<b>2% Tolueno (3)</b>	101,5 $\Omega$	$\pm 0,4 \Omega$
<b>4% CPME (3)</b>	201 $\Omega$	$\pm 1 \Omega$
<b>4% CPME (4)</b>	190,2 $\Omega$	$\pm 1 \Omega$

Como se pode verificar na tabela acima os valores de resistência das amostras diminuíram bastante após a cura das tintas, o que significa que estes ainda tinham bastante solvente, que estava a influenciar a sua reação. Pode verificar-se que após esta cura os sensores ficaram muito mais constantes e com uma melhor taxa de variação.

## 4.2 Propriedades eletromecânicas

Depois de curadas as amostras foram submetidas a testes eletromecânicos (Figura 42) de forma a avaliar a linearidade entre a deformação mecânica e a variação da resistência elétrica dos nanocompósitos. Estes testes eletromecânicos foram efetuados no equipamento de tração universal Shimadzu AG-IS 500 [54]. Esta máquina tem uma célula de carga de 500N que permite efetuar medidas precisas de vários materiais utilizando uma vasta gama de velocidades de teste de ensaio de 0,00005mm/min a 1000 mm/min com uma precisão de velocidade de  $\pm 0,1\%$  e com uma alta velocidade de intervalos de recolha de amostras que podem ir de 1.25msec a 5msec. O *software* de controlo e análise deste equipamento, trata-se do TRAPEZIUM2, que permite guardar os valores de força aplicados na amostra, bem como a respetiva deformação ao longo do tempo.

Para a recolha da resposta elétrica das amostras sujeitas à pressão aplicada pelo equipamento de testes, foi utilizado um *software* desenvolvido em LabView criado pelo grupo Electroactive Smart Materials (ESM), conectado a um multímetro, Agilent 34410, que, por sua vez, estava conectado à amostra em teste para recolher e guardar os dados necessários.



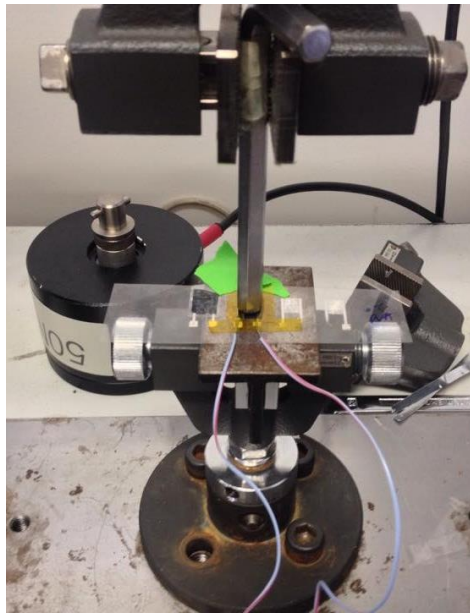


Figura 42 - Testes eletromecânicos.

A Figura 43 apresenta a variação da resistência elétrica, da amostra 1 MWCNT/SEBS/Tolueno de 2 %, após serem submetidos a várias deformações ao longo do tempo com uma força de 10 N.

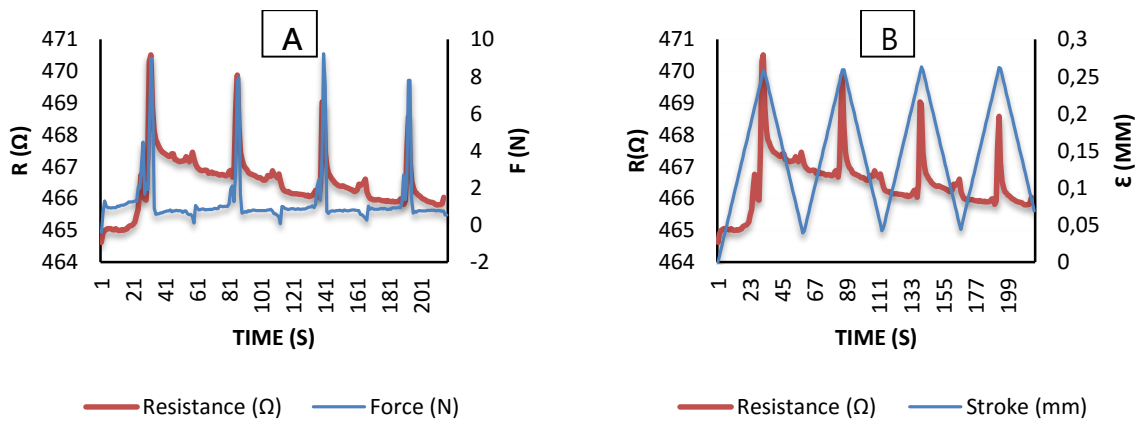


Figura 43 – Representação gráfica da variação da resistência elétrica em função de uma força de 10 N (A) e variação da resistência elétrica em função da deformação mecânica (B).

A Figura 44 apresenta os resultados da mesma amostra (MWCNT/SEBS/Tolueno de 2 %), mas para uma força de 5 N. É importante referir que neste caso o tempo para a aplicação dos 4 ciclos de pressão foi reduzido com o intuito de avaliar mais detalhadamente a variação da amostra.

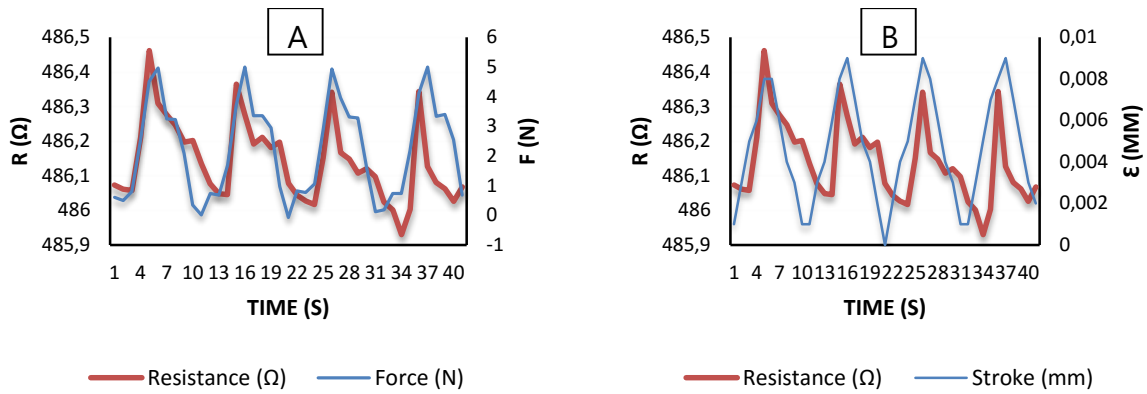
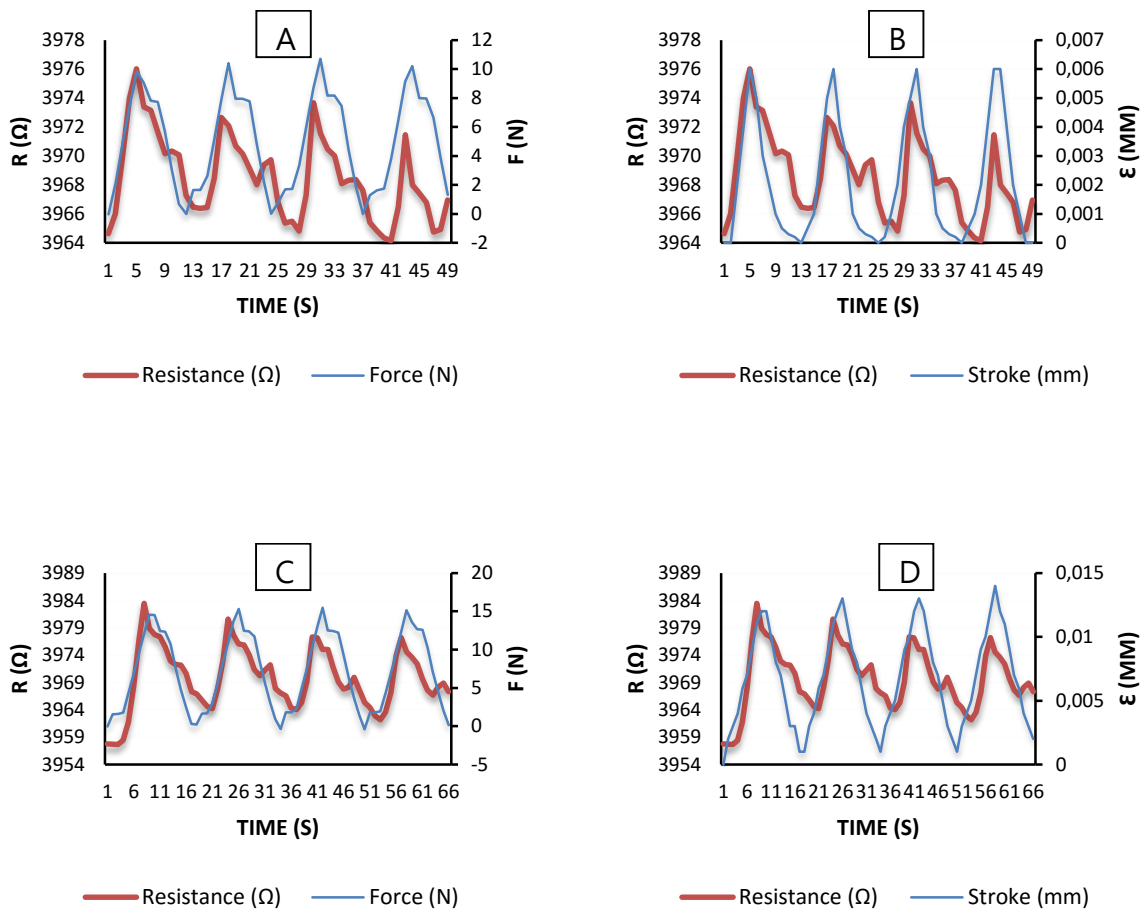


Figura 44 - Representação gráfica da variação da resistência elétrica em função de uma força de 5 N (A) e variação da resistência elétrica em função da deformação mecânica (B).

Os mesmos testes foram realizados para a amostra MWCNT/SEBS/CPME de 4 %. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 45. Para este caso foram efetuados 3 ensaios com forças de 10, 15 e 20 N e foram analisadas as respectivas respostas.



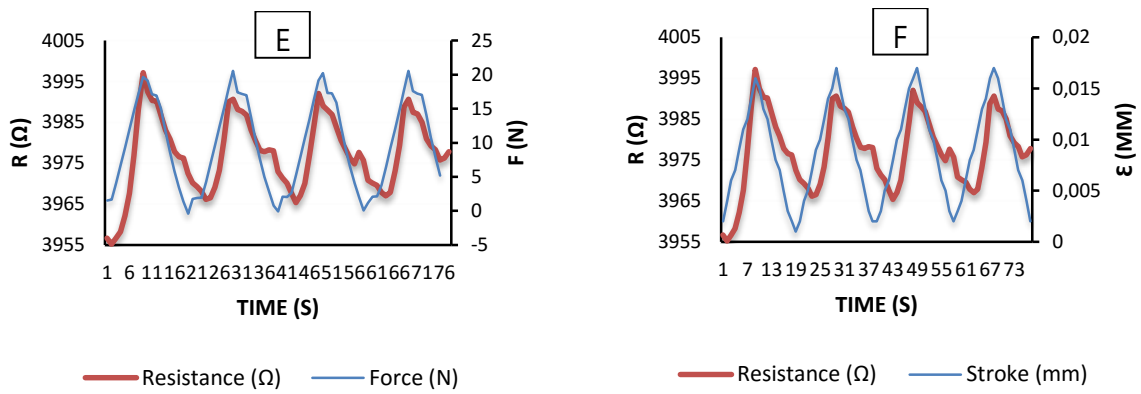


Figura 45 - Representação gráfica da variação da resistência elétrica em função de uma força de 10 N (A), 15 N (C) e 20 N (E) e variação da resistência elétrica em função da deformação mecânica para uma força de 10 N (B), 15 N (D) e 20 N (F).

Como pode ser observado na Figura 45 quanto maior a força aplicada aos sensores maior a variação da resistência elétrica e maior a deformação dos mesmos.

#### 4.2.1 Caracterização eletromecânica

A sensibilidade de um sensor piezoresistivo associada a uma dada deformação pode ser quantificada pelo *gauge factor*,  $GF$ . Como foi descrito no capítulo 2 o  $GF$  representa a variação relativa da resistência elétrica a uma determinada deformação.

Para analisar o  $GF$  das amostras foram realizados testes mecânicos *4-point-bending* (Figura 46)[55] usando a máquina Shimadzu AG-IS 500. Para cada teste foram realizados cinco ciclos de deformação, com deformações de 2, 3, 4, 5, 10%.

Assumindo uma flexão pura das placas para uma superfície cilíndrica, a deformação ( $\epsilon$ ) entre os pontos interiores da carga pode ser calculada pela equação 4.1:

$$\epsilon = \frac{3dZ}{5a^2} \quad (4.1)$$

onde,  $d$  representa a espessura da amostra,  $a$  é a distancia entre os dois pontos de flexão e  $Z$  é o deslocamento vertical do pistão.

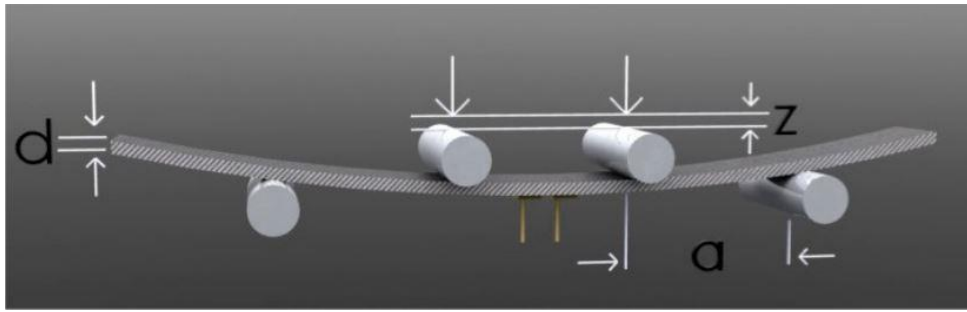


Figura 46 - Esquemático dos testes de 4-point-bending.

Os testes eletromecânicos são feitos com vários ciclos de carga/descarga à temperatura ambiente. A velocidade de teste e o deslocamento de  $Z$  são definidos de acordo com as características dos sensores, enquanto ao mesmo tempo é guardada a variação da resistência elétrica. O  $GF$  é calculado para cada amostra através do deslocamento em  $Z$  e da resistência elétrica, usando a curva com melhor ajuste por regressão linear. No final é então calculado o valor médio do  $GF$  para cada amostra.

Na Tabela 5 são apresentados os valores médios de  $GF$  obtidos para os nanocompósitos de MWCNT/SEBS/Tolueno de 2% e MWCNT/SEBS/CPME de 4%. Estes valores permitem avaliar a sensibilidade piezoresistiva dos nanocompósitos.

Tabela 5 – Comparação dos valores de  $GF$  dos nanocompósitos de MWCNT/SEBS/Tolueno de (2%) e MWCNT/SEBS/CPME de (4%), para diferentes deformações mecânicas.

$\overline{GF} \pm \Delta \overline{GF}$		$\epsilon$ (%)				
		2	3	4	5	10
Nanocompósito	MWCNT/SEBS/Tolueno (2%)	$3,1 \pm 0,3$	$3,5 \pm 0,4$	$3,4 \pm 0,4$	$2,9 \pm 0,2$	$1,5 \pm 0,1$
	MWCNT/SEBS/CPME (4%)	$2,0 \pm 0,2$	$2,2 \pm 0,2$	$2,4 \pm 0,2$	$2,8 \pm 0,2$	$1,5 \pm 0,1$

### 4.3 Leitura microcontrolador

De forma a testar o sistema de leitura foi efetuado um teste de pressão a um sensor ligando-o ao sistema de leitura desenvolvido e lendo este sensor através do ADC do microcontrolador. As leituras efetuadas são apresentadas nas figuras seguintes. Na Figura 47 foi lido o sensor durante um minuto com o intuito de analisar a velocidade de reação do sensor à pressão, enquanto que na Figura 48 o sensor foi lido durante 10 minutos, de forma a conseguir analisar melhor a recuperação do sensor após este ser sujeito a uma pressão.

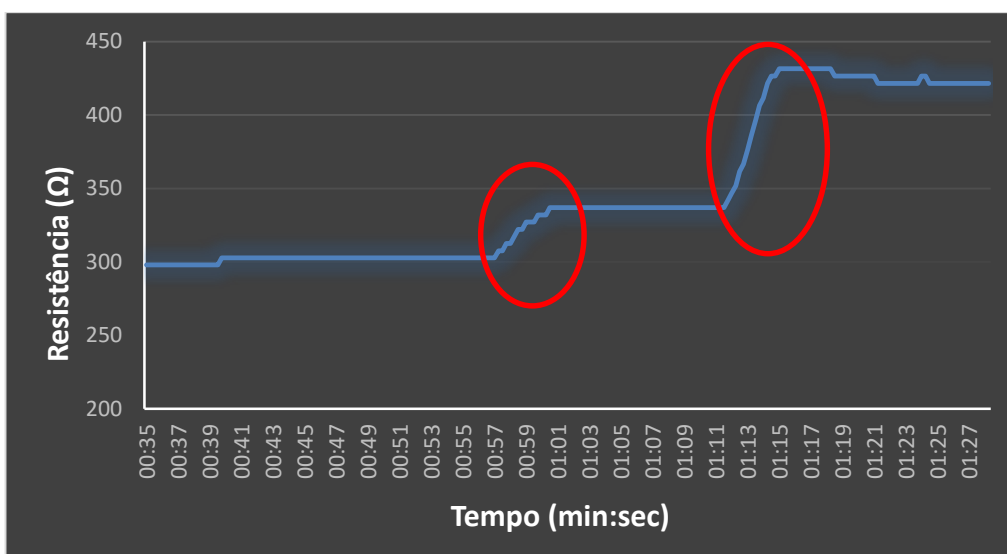


Figura 47 - Leitura do sensor usando o sistema de leitura desenvolvido ( $\pm 1$  min)

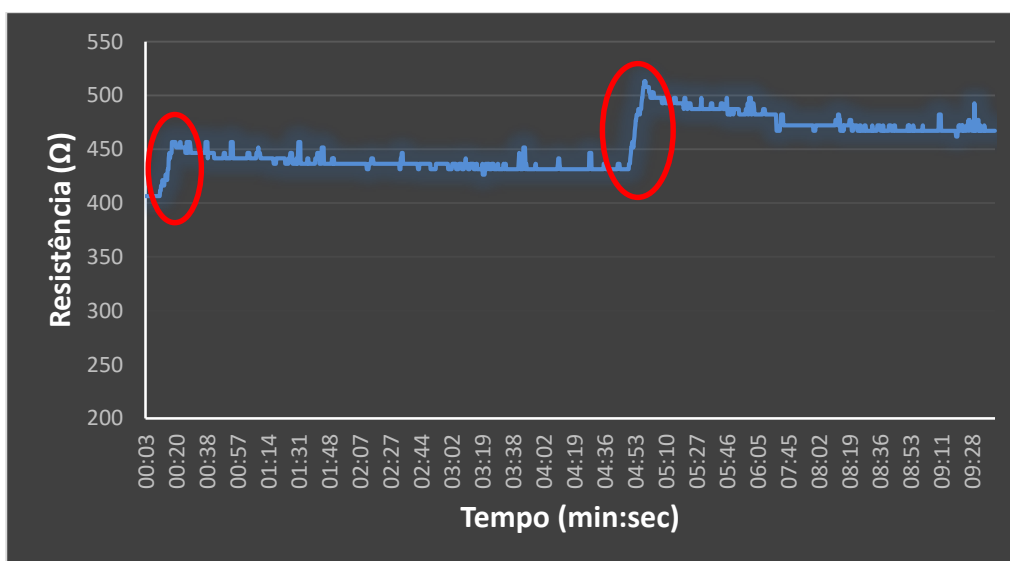


Figura 48 - Leitura do sensor usando o sistema de leitura desenvolvido ( $\pm 10$  min).

As zonas delineadas a vermelho indicam as alturas em que o sensor foi pressionado. Como se pode observar o sensor demora algum tempo a conseguir recuperar o seu valor inicial, que foi um dos problemas encontrados nestes sensores desenvolvidos. Sendo assim, podemos afirmar que futuramente um dos objetivos a melhorar deverá ser o desenvolvimento dos nanocompósitos piezoresistivos. Quanto à resposta deste, podemos afirmar que tem uma resposta bastante rápida após sofrer uma deformação.

#### 4.4 Software

Após terem sido feitos todos os testes necessários nos sensores foi então testada a aplicação desenvolvida no *Processing* para validar todo o circuito e poder avaliar se a aplicação estava a funcionar como pretendido.

Foi ligada uma matriz 2x2 ao sistema de leitura, que por sua vez foi ligado ao computador através do microcontrolador, podendo assim ser observada a variação dos sensores num ambiente mais apelativo quando deformados. Na Figura 49 pode ser visualizada a reação da aplicação após a algumas deformações no sensor.

Como foi referido anteriormente é possível observar que o valor de resistência é convertido num gradiente de cor para dar uma impressão ao utilizador de qual é o sensor que está a ser pressionado, bem como a força que está a ser aplicada a esse sensor. Quanto mais escura a cor do quadrado, maior a pressão que foi efetuada no sensor correspondente e por sua vez, menor o valor da resistência desse mesmo sensor. Assim é transmitida para o utilizador uma noção espacial dos sensores que estão a ser pressionados.

De referir novamente que esta aplicação pode ser facilmente escalável para maiores matrizes com pequenas alterações no código base do *software* de visualização.

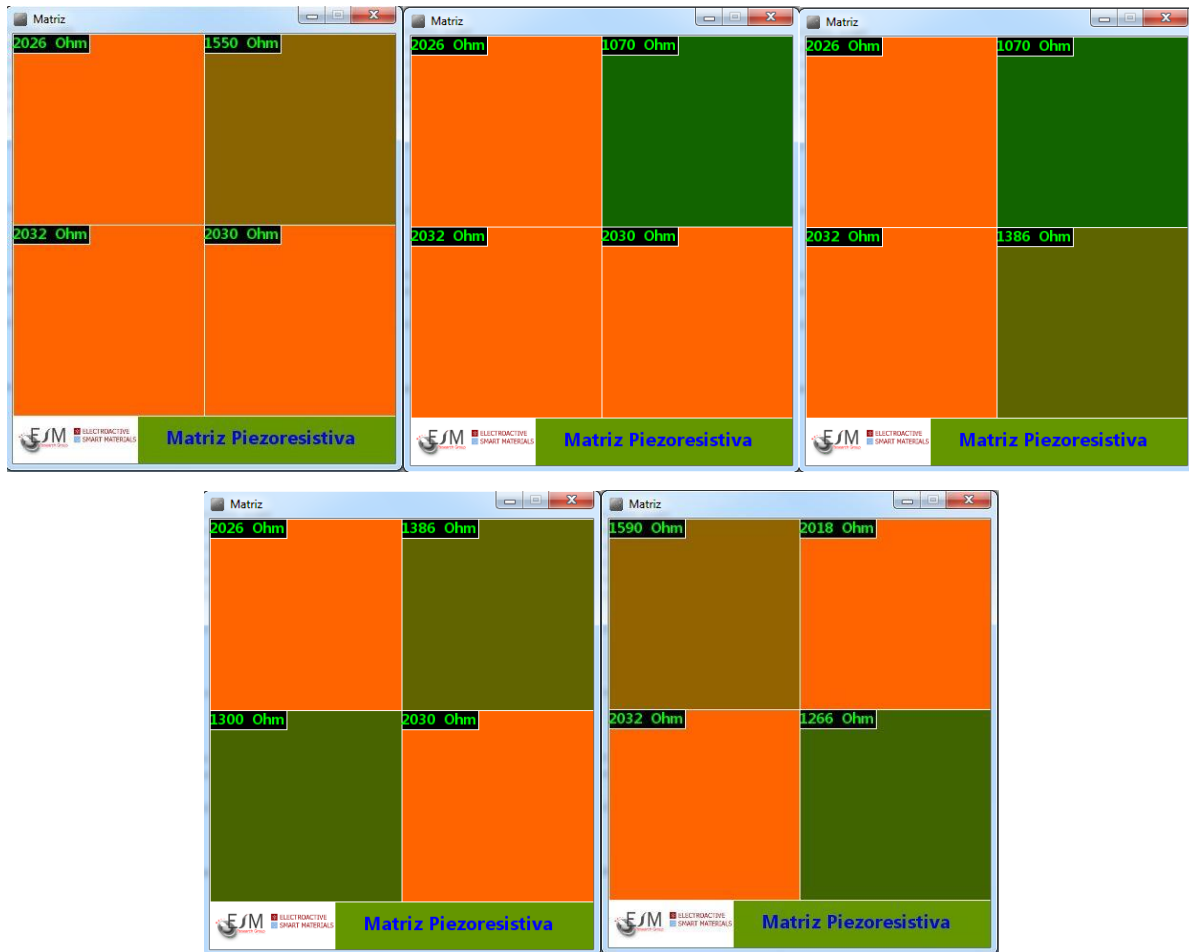


Figura 49 - Funcionamento da aplicação.

## 5. CONCLUSÕES

O objetivo principal desta tese foi o desenvolvimento de uma matriz de sensores piezoresistivos para medição e mapeamento de forças. O principal foco deste tipo de matrizes era a área biomédica, em particular, a inserção da mesma numa prótese transfemural.

Os objetivos principais desta tese foram cumpridos, sendo que o primeiro objetivo foi o fabrico de uma matriz de interdigitados usando a técnica de *screen printing*, baseada em nanopartículas de prata, impressa numa película flexível de Melinex. Após a impressão da mesma esta apresentou boa condutividade elétrica e uma impedância de linha muito satisfatória de aproximadamente  $1.7 \Omega$ .

Após a impressão dos interdigitados foram desenvolvidos dois nanocompósitos diferentes, um baseado em MWCNT/SEBS/Tolueno com uma concentração de 2% de tolueno e o outro baseado em MWCNT/SEBS/CPME com uma concentração de 4% de CPME. Estes dois nanocompósitos foram depositados na matriz de interdigitados através da técnica de *spray printing* e foram efetuados os respetivos testes eletromecânicos de forma a caracterizar e validar a resposta dos vários sensores impressos. Um *Gauge Factor* superior a 2 foi obtido em ambos os nanocompósitos desenvolvidos para concentrações de solvente (Tolueno e CPME) inferiores a 10%, sendo que as amostras de tolueno apresentaram um *gauge factor* superior ao das amostras de CPME para iguais concentrações.

As respostas dos sensores a forças aplicadas foram satisfatórias, podendo assim concluir que estes têm uma reação bastante rápida, mas em contrapartida uma das desvantagens encontradas foi o fato de estes demorarem bastante tempo a recuperar o seu estado inicial.

Foi desenvolvido um sistema de leitura adaptativo capaz de ler matrizes de sensores piezoresistivos de 4x4, mas muito facilmente escalável com pequenas alterações no código base e com a inserção de mais *switches* para seleção dos sensores. O circuito de leitura foi projetado e desenvolvido de forma a apresentar dimensões bastante reduzidas. Este circuito foi validado com alguns testes na matriz de sensores desenvolvida.

Finalmente foi criado um pequeno *software* de visualização capaz de receber os dados do microcontrolador via porta série e com a capacidade de transmitir para o utilizador uma noção espacial dos sensores da matriz que estão a ser pressionados, bem como o valor resistivo destes.



## 6. TRABALHO FUTURO

Concluído o trabalho e apesar de terem sido apresentados resultados satisfatórios podemos afirmar que existem alguns fatores que podem ser improvisados e melhorados futuramente com a finalidade de transformar este protótipo num produto comercial.

O primeiro passo a melhorar seriam as tintas piezoresistivas, que apesar de terem apresentado bons resultados ainda mostram algumas características que podem ser melhoradas, como é o exemplo da sua estabilidade. Como foi observado estas apresentam uma resposta à deformação bastante rápida, mas demoram algum tempo a voltar ao estado inicial, ou seja, tem um tempo de estabilização ainda lento para que possamos dizer que é o ideal para este produto.

Depois de escolhidos os componentes e implementado o circuito podemos também concluir que futuramente este pode ser implementado usando um microcontrolador com menos potencialidades do que o usado, ou seja um microcontrolador mais barato, mas que consiga preencher os requisitos do sistema. Esta modificação faria com que o produto comercial tivesse custos mais reduzidos, mas um modo de operação igual.

É recomendável que se introduza um sistema de comunicação sem fios para facilitar a integração da matriz na prótese e para que o paciente tenha total liberdade de movimentos, continuando mesmo assim a ser monitorizado. O sistema a implementar poderia ser uma antena RF, um módulo Bluetooth ou até mesmo um módulo Wi-Fi. Com esta adição seria possível uma constante monitorização do paciente, podendo vir a ser desenvolvido também um sistema de comunicação via internet, para que o médico possa monitorizar o paciente em tempo real.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] C. S. Smith, "Piezoresistance effect in germanium and silicon," *Phys. Rev.*, vol. 94, no. 1, pp. 42–49, 1954.
- [2] M. H. M. Khir, P. Qu, and H. Qu, "A low-cost CMOS-MEMS piezoresistive accelerometer with large proof mass," *Sensors*, vol. 11, no. 8, pp. 7892–7907, 2011.
- [3] Z. S. Z. Song, X. C. X. Chen, S. H. S. Huang, Y. W. Y. Wang, J. J. J. Jiao, and X. L. X. Li, "A high-sensitivity piezoresistive gyroscope with torsional actuation and axially-stressed detection," *Proc. IEEE Sensors 2003 (IEEE Cat. No.03CH37498)*, vol. 1, 2003.
- [4] H. Lee, S. Chang, and E. Yoon, "A Flexible Polymer Tactile Sensor : Fabrication and Modular Expandability for Large Area Deployment," vol. 15, no. 6, pp. 1681–1686, 2006.
- [5] F. Zee and J. W. Judy, "Micromachined polymer-based chemical gas sensor array," *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 72, no. August 1999, pp. 120–128, 2001.
- [6] S. P. Beeby, G. Ensel, M. Kraft, and N. M. White, "Mechanical Transduction Techniques," 2004.
- [7] S. Correia, Vítor Manuel Gomes; Rocha, José Gerardo; Lanceros-Méndez, "Development of piezoresistive sensors for biomedical applications," *Univ. do Minho*, 2013.
- [8] R. L. Hannah; S. E. Reed, *Strain Gage Users' Handbook*. 1992.
- [9] "No Title." [Online]. Available: [http://web.stanford.edu/class/me220/data/lectures/lect03/lect\\_3.html](http://web.stanford.edu/class/me220/data/lectures/lect03/lect_3.html).
- [10] João Pedro Nunes Pereira, "Efeito piezoresistivo em polímeros condutores em substrato flexível," *Univ. do Minho*, 2009.
- [11] A. Ravi Sankar, S. K. Lahiri, and S. Das, "Performance enhancement of a silicon MEMS piezoresistive single axis accelerometer with electroplated gold on a proof mass," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 19, p. 025008, 2009.
- [12] S. E. Alper and T. Akin, "A single-crystal silicon symmetrical and decoupled MEMS gyroscope on an insulating substrate," *J. Microelectromechanical Syst.*, vol. 14, pp. 707–717, 2005.
- [13] Z. Zhou, M. Wong, and L. Rufer, "The design, fabrication and characterization of a piezoresistive tactile sensor for fingerprint sensing," *Proc. IEEE Sensors*, pp. 2589–2592, 2010.

- [14] C.-H. Wu, C. A. Zorman, and M. Mehregany, "Fabrication and testing of bulk micromachined silicon carbide piezoresistive pressure sensors for high temperature applications," *Sensors Journal, IEEE*, vol. 6, pp. 316–324, 2006.
- [15] A. Wisitsoraat, V. Patthanasetakul, T. Lomas, and A. Tuantranont, "Low cost thin film based piezoresistive MEMS tactile sensor," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 139, pp. 17–22, 2007.
- [16] K. N. M. H. Y.-H. Choa, "Conductive rubber materials for pressure sensors," *J. Mater. Sci. Lett.*, vol. 20, no. 6, pp. 525–527, 2001.
- [17] P. Murugaraj, D. Mainwaring, and N. Mora-Huertas, "Thermistor behaviour in a semiconducting polymer–nanoparticle composite film," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 39, pp. 2072–2078, 2006.
- [18] M. Lillemose, M. Spieser, N. O. Christiansen, A. Christensen, and A. Boisen, "Intrinsically conductive polymer thin film piezoresistors," *Microelectron. Eng.*, vol. 85, pp. 969–971, 2008.
- [19] S. Wen, S. Wang, and D. D. L. Chung, "Piezoresistivity in continuous carbon fiber polymer-matrix and cement-matrix composites," *J. Mater. Sci.*, vol. 35, pp. 3669–3675, 2000.
- [20] W. Luheng, D. Tianhuai, and W. Peng, "Influence of carbon black concentration on piezoresistivity for carbon-black-filled silicone rubber composite," *Carbon N. Y.*, vol. 47, pp. 3151–3157, 2009.
- [21] N. J. Mills, "Handbook of polymeric foams and foam technology," *Polymer*, vol. 34, no. 10, p. 2237, 1993.
- [22] "No Title." [Online]. Available: <http://memscyclopedia.org/introMEMS.html>.
- [23] J. K. Fink, *Polymeric Sensors and Actuators*. 2012.
- [24] S.-H. Lee, J. Y. Hwang, K. Kang, and H. Kang, "Fabrication of organic light emitting display using inkjet printing technology," in *2009 International Symposium on Optomechatronic Technologies*, 2009, pp. 71–76.
- [25] V. Lakafosis, A. Rida, R. Vyas, L. Yang, S. Nikolaou, and M. M. Tentzeris, "Progress towards the first wireless sensor networks consisting of inkjet-printed, paper-based RFID-enabled sensor tags," *Proc. IEEE*, vol. 98, no. 9, pp. 1601–1609, 2010.
- [26] J. Mei, M. R. Lovell, and M. H. Mickle, "Formulation and processing of novel conductive solution inks in continuous inkjet printing of 3-D electric circuits," *IEEE Trans. Electron. Packag. Manuf.*, vol. 28, no. 3, pp. 265–273, 2005.
- [27] D. P. Preservation, "DP3: Digital Print Preservation Portal." [Online]. Available: [http://www.dp3project.org/dp\\_inkjet.shtml](http://www.dp3project.org/dp_inkjet.shtml).

- [28] A. Hobby, "Screen Printing for the Industrial User," *Gwent.Org*, 1997. [Online]. Available: [http://www.gwent.org/gem\\_screen\\_printing.html](http://www.gwent.org/gem_screen_printing.html).
- [29] L.-L. Qu, D.-W. Li, J.-Q. Xue, W.-L. Zhai, J. S. Fossey, and Y.-T. Long, "Batch fabrication of disposable screen printed SERS arrays," *Lab on a Chip*, vol. 12, no. 5, p. 876, 2012.
- [30] R. B. Heimann, "Plasma- Spray Coating: Principles and Applications," *New York*. John Wiley & Sons, p. 354, 1996.
- [31] "Meldrum Mechanical Services - Metallizing," 2014. [Online]. Available: <http://www.meldrum-mechanical.com/metallizing/>.
- [32] Y. Jang, Y. D. Park, J. A. Lim, H. S. Lee, W. H. Lee, and K. Cho, "Patterning the organic electrodes of all-organic thin film transistors with a simple spray printing technique," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 89, no. 18, p. 183501, 2006.
- [33] "Direct Industry," 2014. [Online]. Available: <http://www.directindustry.com/prod/graco/product-16045-37174.html>.
- [34] R. Mancini, "Review of Circuit Theory," *Texas Instruments*, pp. 1–30, 2004.
- [35] R. Pedro and R. Martins, "Circuito Para Leitura e Aquisição de Dados de Um Sensor Químico," 2013.
- [36] W. Bridges, S. Gauges, V. Definitions, S. Scaling, B. Wheatstone, and B. Circuit, "Strain Gauge Configuration Types," pp. 1–8, 2006.
- [37] A. Campilho, *Instrumentação electrónica: métodos e técnicas de medição.*, 2<sup>a</sup> ed. FEUP Edições, 2013.
- [38] N. Instruments, "National Instruments, Application Note 078, Strain Gauge Measurement – A Tutorial," no. August, pp. 1–12, 1998.
- [39] K. Kim, K. R. Lee, W. H. Kim, K. B. Park, T. H. Kim, J. S. Kim, and J. J. Pak, "Polymer-based flexible tactile sensor up to  $32 \times 32$  arrays integrated with interconnection terminals," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 156, no. 2, pp. 284–291, 2009.
- [40] P. Alpuim, V. Correia, E. S. Marins, J. G. Rocha, I. G. Trindade, and S. Lanceros-Mendez, "Piezoresistive silicon thin film sensor array for biomedical applications," in *Thin Solid Films*, 2011, vol. 519, no. 14, pp. 4574–4577.
- [41] Y. J. Yang, M. Y. Cheng, S. C. Shih, X. H. Huang, C. M. Tsao, F. Y. Chang, and K. C. Fan, "A  $32 \times 32$  temperature and tactile sensing array using PI-copper films," *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 46, no. 9–12, pp. 945–956, 2010.

- [42] M. Y. Cheng, C. M. Tsao, and Y. J. Yang, "An anthropomorphic robotic skin using highly twistable tactile sensing array," in *Proceedings of the 2010 5th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications, ICIEA 2010*, 2010, pp. 650–655.
- [43] S. Stassi, G. Canavese, V. Cauda, S. L. Marasso, and C. Pirri, "Evaluation of different conductive nanostructured particles as filler in smart piezoresistive composites," *Nanoscale Research Letters*, vol. 7, no. 1. p. 327, 2012.
- [44] M. Crepaldi, a. Chiolerio, T. Tommasi, D. Hidalgo, G. Canavese, S. Stassi, D. Demarchi, and F. C. Pirri, "A low complexity wireless microbial fuel cell monitor using piezoresistive sensors and impulse-radio ultra-wide-band," vol. 8763, pp. 876311–876311–9, 2013.
- [45] M. Crepaldi, D. Daprà, A. Bonanno, I. Aulika, and D. Demarchi, "Energy Detection Receivers," *IEEE Trans. Circuits Syst. Regul. Pap.*, vol. 59, no. 10, pp. 2443–2455, 2012.
- [46] G. Canavese, S. Stassi, C. Fallauto, S. Corbellini, V. Cauda, V. Camarchia, M. Pirola, and C. F. Pirri, "Piezoresistive flexible composite for robotic tactile applications," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 208, pp. 1–9, 2014.
- [47] T. V. Papakostas, J. Lima, and M. Lowe, "A large area force sensor for smart skin applications," *Proc. IEEE Sensors*, vol. 2, 2002.
- [48] NovaCentrix, "Metalon Conductive Inks for Printed Electronics - Metalon JS-B25HV," no. April, p. 2, 2011.
- [49] M. Integrated, "Single-Supply Quad SPST Analog Switches MAX4751/MAX4752/MAX4753," *Exposure*, 2013. [Online]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX4751-MAX4753.pdf>.
- [50] A. Devices, "SPI Interface and 50-TP Memory Digital Rheostat AD5270/AD5271," *Current*, 2010. [Online]. Available: [http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5270\\_5271.pdf](http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5270_5271.pdf).
- [51] L. Technology, "Zero Drift, Precision Instrumentation Amplifier with Digitally Programmable Gain," 2014, 2014. [Online]. Available: <http://cds.linear.com/docs/en/datasheet/6915fb.pdf>.
- [52] A. S. A. Mcu, "SAM3X / SAM3A Series," *Atmel Corporation*, 2015. [Online]. Available: [http://www.atmel.com/Images/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X-SAM3A\\_Datasheet.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X-SAM3A_Datasheet.pdf).
- [53] Semiconductor, "150 mA, Ultra Low Supply Current, Low Dropout Regulator," 2012. [Online]. Available: [http://www.onsemi.com/pub\\_link/Collateral/NCP4682-D.PDF](http://www.onsemi.com/pub_link/Collateral/NCP4682-D.PDF).

- [54] S. Universal and T. Instruments, "Shimadzu universal testing instruments." [Online]. Available: <http://www.ssi.shimadzu.com/products/literature/testing/agis.pdf>.
- [55] A. Ferreira, P. Cardoso, D. Klosterman, J. a Covas, F. W. J. van Hattum, F. Vaz, and S. Lancers-Mendez, "Effect of filler dispersion on the electromechanical response of epoxy/vapor-grown carbon nanofiber composites," *Smart Mater. Struct.*, vol. 21, no. 7, p. 075008, 2012.