

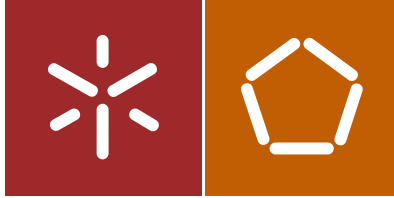


Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Rafael José Gomes da Silva

Desenvolvimento de soluções para  
instrumentalizar um endoscópio através  
de sensores piezoresistivos impressos





Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Rafael José Gomes da Silva

Desenvolvimento de soluções para  
instrumentalizar um endoscópio através  
de sensores piezoresistivos impressos

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

Trabalho efetuado sob a orientação do  
Professor Doutor S. Lanceros-Mendez  
Doutor Pedro Costa  
Doutor Vitor Correia

# Agradecimentos

Queria agradecer a toda a gente que me ajudou ao longo de toda a vida académica.

Particularizando no que diz respeito a esta dissertação, inicialmente ao professor Senentxu pela proposta interessante de trabalho que apresentou, e ao longo do trabalho dar sempre uma força e encorajar quer nos momentos bons ou maus, uma prova de um verdadeiro líder e pessoa também.

Depois ao Pedro Costa, Vitor Correia e Daniel Miranda, por toda a ajuda dada durante este trajeto, que se mostraram sempre disponíveis para ajudar e passarem alguma da sua experiência para me ajudar no meu caminho.

A qualquer outra pessoa também que de alguma forma ou de outra, estiveram sempre disponíveis para ajudar.

Por fim a toda a família e amigos, que ajudaram não só neste momento presente, mas também em momentos passados, que contribuíram que eu pudesse aqui chegar.

Muito obrigado!



# Resumo

Esta dissertação aborda soluções para instrumentalizar um endoscópio, de forma a aumentar a segurança durante o processo de uma endoscopia, sendo então o real objetivo, acrescentar sensores nos equipamentos médicos já existentes, de forma a monitorizar todos o processo num exame. Surge uma necessidade de estudar de que maneira é possível tornar o processo mais eficaz e minimizar os problemas, tanto para o paciente como para o profissional interveniente. Torna-se possível, e provavelmente sendo uma das abordagens mais eficazes neste caso, medir a pressão exercida pelo interior do corpo humano num endoscópio tal como a deformação deste. Um dos métodos possíveis passa pela colocação de sensores piezoresistivos. Sensores de força e de deformação estão entre os mais procurados para aplicações biomédicas. Um dos mecanismos físicos mais utilizados para estes tipos de medições é baseado no efeito piezoresistivo.

Materiais com uma grande sensibilidade de deformação têm sido recentemente desenvolvidos com base em polímeros, que permitem usar estes materiais em vez dos *strain gauge* mais convencionais para esses tipos de medições.

O objeto de estudo nesta dissertação, passa pelo desenvolvimento de sensores piezoresistivos impressos baseados em compósitos poliméricos. Estes materiais compósitos, baseiam-se em nanotubos de carbono (CNT) como material de reforço e por um termoplástico elastómero, mais concretamente o SBS (*styrene-butadiene-styrene*) como matrix polimérica. Estes compósitos são bastante interessantes, para várias aplicações devido às suas excelentes propriedades elétricas, mecânicas e piezoresistivas.

Para se obter o sensor piezoresistivo, é necessário imprimir interdigitados nos compósitos, o que pode ser realizado através de diferentes técnicas de impressão, sendo *screen printing* a técnica escolhida para este caso, devido à sua boa definição e baixo preço.

Os sensores impressos foram caracterizados de forma a determinar as suas características piezoresistivas. De entre os resultados mais importantes destaca-se o *gauge factor*, que varia essencialmente entre 2.2 e 5, dependendo do material.

Foram também realizadas simulações do endoscópio em elementos finitos. Nestes testes foi criado um modelo 3D do endoscópio de forma a avaliar quais são as zonas que possuem uma maior tensão devido a uma dobra no endoscópio causada pelas tensões aplicadas.

Por fim, foi desenvolvido um sistema eletrónico de leitura para os sensores piezoresistivos impressos.

**Palavras chave:** Endoscópio, SBS, Nanotubos de carbono, Compósitos, Interdigitado, Sensores piezoresistivos, *Screen printing*, Circuito de leitura



# Abstract

This thesis is devoted to place sensors in an endoscope, in order to enhance security during an endoscopy. Thus, the main goal is the improvement of an existing medical equipment, in this case, an endoscope, in order to reduce medical error. A need arises to study how it is possible to make the endoscopy more effective, both for the patient and for the doctor. It becomes possible, by measuring the pressure and deformation exerted by the interior of the human body. One of the possible methods for measuring the forces and deformations is by using piezoresistive sensors. Force and strain sensors are among the most popular ones for biomedical applications and one of the most used physical mechanisms for these types of measurements is based on the piezoresistive effect.

Materials with large strain sensitivity have been recently developed based on polymers that enable the use of polymers instead of the more conventional strain gauge for these measurements.

The object of study of this thesis was the development of printed piezoresistive sensors based on polymer composites. Composites were produced based on carbon nanotubes (CNT) and a thermoplastic elastomers, in particular SBS (styrene-butadiene-styrene). These composites can become quite popular for many applications, as it results in a material with good electrical and mechanical properties.

To obtain the piezoresistive sensor, it is necessary to print an interdigitated pattern on the composite, which can be performed by different printing techniques, like screen printing that is the technique chosen for this case, due to its good quality and low price.

The printed sensors were characterized to determine their piezoresistive characteristics. Among the most important results, *gauge factor*, was calculated, and the value is between 2.2 and 5, depending on the material.

Simulation of the endoscope were also performed by finite elements method. In these tests was created a 3D model of the endoscope to assess the zones that are having the higher tension due to the bending of the endoscope caused by the applied stresses.

Finally, it was developed an electronic reading system for the printed piezoresistive sensors.

**Palavras-Chave:** Endoscope, SBS, Carbon nanotubes, Composites, Interdigitated, Piezoresistive Sensor, *Screen printing*, Read Circuit





# ÍNDICE

Agradecimentos .....	v
Resumo .....	vii
Abstract.....	ix
Lista de Figuras.....	xiii
Lista de Tabelas .....	xvii
Lista de abreviaturas .....	xix
Lista de símbolos .....	xxi
Capítulo 1      Introdução.....	1
1.1    Objetivos.....	3
1.2    Contribuições Relevantes.....	3
Capítulo 2      Estado da arte.....	5
2.1    Endoscópio .....	5
2.1.1    Tipos de endoscópios.....	6
2.2    Sensores piezoresistivos.....	9
2.2.1    Sensores piezoresistivos baseados em matrizes poliméricas .....	11
2.3    Processamento de sensores piezoresistivos.....	12
2.3.1    Extrusão .....	12
2.3.2 <i>Screen printing</i> .....	13
2.3.3 <i>Inkjet Printing</i> .....	15
2.4    Sistema de leitura para sensores piezoresistivos .....	17
Capítulo 3 .....	19
Materiais e procedimentos experimentais.....	19
3.1    Materias usados.....	19
3.2    Preparação dos compósitos .....	21
3.3    Desenvolvimento dos sensores através da técnica <i>screen printing</i> .....	23
Capítulo 4 .....	26
Técnicas de caracterização dos compósitos e dos sensores piezoresistivos.....	27
4.1    Técnicas de caracterização dos compósitos .....	27
4.1.1    Medição da condutividade elétrica dos compósitos.....	27
4.1.2    Caracterização piezoresistiva dos compósitos .....	28
4.2    Caracterização dos sensores piezoresistivos impressos .....	34
Capítulo 5 .....	37
Simulação do endoscópio .....	37
5.1    Modelo teórico de simulação e parâmetros.....	38
5.1.1    Modelo teórico.....	38
5.1.2    Condições de fronteira, parâmetros/valores iniciais .....	40
5.2    Apresentação dos Resultados e Discussão .....	43
Capítulo 6 .....	52
Circuito de leitura para sensores piezoresistivos .....	53
6.1    Arquitetura do sistema .....	54

---

Capítulo 7 .....	60
Apresentação e discussão dos resultados .....	61
7.1    Compósitos de CNT/SBS .....	61
7.2    Compósitos de CNT/SBS com o interdigitado impresso .....	62
7.2.1    Propriedades piezoresistivas para deflexão 4 pontos .....	66
7.2.2    Propriedades piezoresistivas para deflexão 3 pontos .....	69
Capítulo 8 .....	72
Conclusões e perspectivas futuras .....	73
8.1    Conclusões .....	73
8.2    Perspetivas futuras .....	75
Lista de Referências.....	77

# Lista de Figuras

Figura 1.1 - (a) Nanotubos de parede única (b) Nanotubos de parede múltipla [4].	2
Figura 2.1 - Endoscópio inventado por Desormaux [15].	5
Figura 2.2 - Diferentes tipos de endoscópios e respetiva endoscopia atualmente usadas [17].	7
Figura 2.3 - Imagem de um gastroscópio utilizado atualmente [18].	7
Figura 2.4 - Inserção do endoscópio no corpo humano.	8
Figura 2.5 - Típico <i>strain gauge</i> metálico usado comercialmente [28].	9
Figura 2.6 - Efeito piezoresistivo num material piezoresistivo polimérico, com as conceções moleculares representadas [39].	12
Figura 2.7 - Instrumento representativo para o método de extrusão [40].	13
Figura 2.8 - Esquemático de <i>screen printing</i> rotativo onde podemos observar [43].	14
Figura 2.9 - <i>Screen printing</i> em tela plana. Um ecrã é composto sempre pela mesma tela e padrões. A tinta é colocada sobre uma extremidade do padrão e com ajuda do rodo espalha-se a tinta até cobrir todo o padrão até à outra extremidade [43].	14
Figura 2.10 - Representação do funcionamento de <i>inkjet printing</i> contínuo.	16
Figura 2.11 - Representação do funcionamento de <i>inkjet printing drop-on-demand</i> (DOD).	17
Figura 2.12 - <i>Sistem-on-chip</i> composto por um microprocessador (MPU Core), interfaces externas como usb, blocos de memória como DRAM e ROM [64].	18
Figura 3.1 - Imagem de nanotubos de carbono de parede múltipla da NC7000™ (escala: 100 nm) onde se observam vários nanotubos com alguns nanómetros de diâmetro e algumas centenas de nanómetros de comprimento [71].	20
Figura 3.2 - Instrumentos laboratoriais usados no desenvolvimento dos compósitos. a) Balança de precisão <i>AND HR</i> usada para medir todas as quantidades de CNT e SBS usados no decorrer do trabalho, b) Equipamento de ultrassons usado na dispersão dos CNT para obter uma melhor dispersão e desaglomeração dos CNT na solução, c) Agitador magnético <i>C-MAG HS 7</i> da <i>IKA</i> , d) Extensor metálico usado para espalhar homogeneamente os compósitos sobre a placa de vidro com a espessura de 700 µm.	21
Figura 3.3 - Fase final dos compósitos CNT/SBS, espalhado na placa de vidro.	23
Figura 3.4 - Processo de desenvolvimento da impressão dos interdigitados de tinta de prata no compósito CNT/SBS. a) Tela que contém os interdigitados usados na impressão, b) Interdigitado usado para impressão no compósito com 10 linhas do interdigitado e com 0.8 mm de distância.	24
Figura 3.5 - Sensor piezoresistivo impresso. 1) Interdigitado impresso com tinta de prata, 2) compósito de CNT/SBS.	25
Figura 4.1 - a) Máquina de testes universal <i>Shimadzu AG-IS</i> onde se observam: 1) Compósito, 2) Garras, 3) Célula de carga, b) <i>Software Trapezium2</i> onde são controlados os testes mecânicos, c) Compósito colocado nas garras no momento antes de iniciar o ensaio, d) Multímetro da <i>Agilent 34410</i> para avaliar a resistência elétrica dos compósitos.	28
Figura 4.2 - Ensaio eletromecânico em tensão-deformação para um sensor piezoresistivo. 1) Fita condutora de alumínio, 2) Crocodilos do multímetro <i>Agilent 34410</i> conectados à fita condutora.	29
Figura 4.3 - Sensor piezoresistivo com os elétrodos colados a uma fita de alumínio através de tinta de prata condutora.	30
Figura 4.4 - <i>Software</i> para análise dos dados elétricos do compósito.	30
Figura 4.5 - A) Ensaio eletromecânico em flexão de 3 pontos para um sensor piezoresistivo. 1) Substrato polimérico flexível PET, 2) Garras para o teste em deformação 3 pontos, com 1 ponto em cima e 2 pontos em baixo, 3) Crocodilos para medição da resistência elétrica e respetiva fita condutora de alumínio. B) Ensaio eletromecânico em deformação 4 pontos para um sensor	

piezoresistivo. 1) Substrato polimérico flexível PET. 2) Garras para o teste em deformação 4 pontos, com 2 pontos em cima e 2 pontos em baixo, 3) Crocodilos para medição da resistência elétrica. ....	32
Figura 4.6 - Esquemático de ensaio em deformação 4 pontos. $Z$ é o deslocamento vertical do pistão, $d$ é a espessura da amostra e $a$ é a distância entre dois pontos de deformação, 1) Substrato flexível, 2) Lugar onde se coloca o sensor. ....	35
Figura 5.1 - Imagem da gastroscopia pela vista do interior do corpo humano [90]. ....	37
Figura 5.2 - Representação esquemática em 3 dimensões: (a) endoscópio (b) constituição do endoscópio (esqueleto e cablagem de borracha). ....	39
Figura 5.3 - Representação esquemática das condições de fronteira, que são aplicadas ao modelo do endoscópio: (a) Condição de Fronteira 1 e 2 (Força aplicada e superfície fixa) (b) Condição de Fronteira 3 e 4 (entre as superfícies de cada elo) (c) Condição de Fronteira 5 e 6 (entre a superfície externa de cada elo com a superfície interna do tubo de borracha) (d) Condição de Fronteira 7 e 8 (superfícies de contacto nas juntas de rotação entre os elos). ....	41
Figura 5.4 - (a) Representação esquemática da estrutura e os materiais de composição do endoscópio, estrutura 1 – Aço e estrutura 2 – Borracha. (b) Representação esquemática da estrutura 1 – Aço. (c) Representação esquemática da estrutura 2 – Borracha. ....	42
Figura 5.5 - (a) Representação do referencial atribuído ao longo do comprimento de 11 cm de endoscópio manipulável, sendo a posição da extremidade fixa $x=0$ cm e a posição da extremidade à qual se aplica a força $x=11$ cm. (b) Representação da numeração atribuída aos 11 elos do esqueleto do endoscópio e local onde se encontra cada elo ao longo do comprimento do endoscópio manipulável. ....	44
Figura 5.6 - (a) Valores de tensão ao longo do comprimento do endoscópio (eixo dos $xx$ ) quando são aplicadas forças com intensidades diferentes na extremidade do endoscópio. As intensidades das forças aplicadas dependem dos valores do fator multiplicativo $a$ de 0,05, 0,1, 0,125, 0,175, 0,2 e 0,25. Os valores de tensão obtidos ao longo do endoscópio através de uma representação esquemática 3D para os diferentes fatores multiplicativos $a$ : (b) vista superior, $a=0,05$ , (c) vista inferior $a=0,05$ , (d) $a=0,1$ , (e) $a=0,125$ , (f) $a=0,175$ , (g) $a=0,2$ e (h) $a=0,25$ . ....	46
Figura 5.7 - (a) Valores de tensão ao longo do comprimento do endoscópio (eixo dos $xx$ ) quando são aplicadas forças com intensidades diferentes na extremidade do endoscópio. As intensidades das forças aplicadas dependem dos valores 0,3, 0,4 e 0,6 de fator multiplicativo $a$ . Os valores de tensão registados ao longo do endoscópio numa representação esquemática 3D para os diferentes fatores multiplicativos $a$ : (b) $a=0,3$ , (c) $a=0,4$ e (d) $a=0,6$ . ....	50
Figura 6.1 - Estágios de funcionamento de um sensor tradicional. ....	54
Figura 6.2 - Estágios de funcionamento de um <i>smart sensor</i> . ....	54
Figura 6.3 - Conversor V-I testado inicialmente em <i>software</i> de simulação de circuitos. ....	55
Figura 6.4 - Gráficos das correntes presentes no conversor V-I: a) Corrente $I_1$ , b) Corrente $I_2$ , c) Corrente $I_L$ . ....	56
Figura 6.5 - Gráficos das tensões presentes no conversor V-I, a) $V_{medido}$ , que corresponde à tensão em RL, b) $V_0$ , que se refere à tensão de saída do AMPOP. ....	57
Figura 6.6 - Amplificador diferencial, para amplificar a diferença entre $V_{referencia}$ e $V_{medido}$ . ....	58
Figura 6.7 - Tensões no circuito amplificador diferencial, a vermelho $V_{medido}$ , a azul $V_{referencia}$ e a verde $V_{saida}$ . ....	58
Figura 6.8 - Layout do circuito de leitura para sensores piezoresistivos. ....	59
Figura 7.1 - Histerese para o compósito no ensaio de tensão-deformação a uma velocidade de 1 mm/min para 1, 5, 10 e 20% de defromação e 10 ciclos tensão-deformação. ....	61
Figura 7.2 - Propriedades piezoresistivas do compósito fino para 1, 3 e 5% de deformação com 1 mm/min de velocidade para 10 ciclos para o compósito fino. ....	62
Figura 7.3 - Exemplo da determinação do GF nos compósitos para os diferentes ensaios realizados. ...	63
Figura 7.4 - GF para o sensor fino para diferentes deformações (1, 3, 5 10%) a uma velocidade de 1 mm/min. ....	64

---

Figura 7.5 - A histerese foi caracterizada para deformações de 5 e 10% e para velocidades de 5 e 10 mm/min .....	64
Figura 7.6 - Propriedades piezoresistivas do compósito de 2 a 5% de deformação para 10 ciclos para o compósito com 360 $\mu$ m de espessura. ....	65
Figura 7.7 - O GF do sensor espesso para diferentes deformações, e sempre a uma velocidade de 1 mm/min (a preto). Para uma deformação de 5% em função da velocidade (1, 5 e 10 mm/min) vemos o seu comportamento a vermelho .....	66
Figura 7.8 - Propriedades piezoresistivas do compósito fino para 4 ciclos com 3, 4 e 5% de deformação sempre com uma velocidade de 2 mm/min.....	67
Figura 7.9 - O GF do sensor fino para uma deformação de 0.1 a 5 mm, e sempre a uma velocidade de 2 mm/min é apresentado na Figura 7.9 (a preto). Para uma deformação de 2mm/min em função da velocidade (1, 5 e 10 mm/min) vemos o seu comportamento a vermelho. ....	68
Figura 7.10 - Propriedades piezoresistivas para 4 ciclos com uma deformação de 2 e 5 mm com uma velocidade de 2 mm/min, para o sensor espesso.....	68
Figura 7.11 - GF para o sensor espesso a diferentes deformações e velocidade de. ....	69
Figura 7.12 - Propriedades piezoresistivas do compósito de 20N a 50N de força aplicada para 4 ciclos e 0.5mm de velocidade para o compósito com 360 $\mu$ m de espessura.....	70
Figura 7.13 - O GF do compósito espesso para forças aplicadas de 10 a 50 N a 0.1, 0.5 e 1 mm/min é apresentado (a preto). Para uma força aplicada de 30N com velocidades de 0.1, 0.5 e 1 mm/min é apresentado a vermelho.....	71



# Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - <i>Gauge Factor</i> para vários materiais condutores [34].	10
Tabela 2.2 - Valores de <i>gauge factor</i> referentes aos principais materiais usados no fabrico de sensores de pressão.	10
Tabela 3.1 - Características da tela usada.	24
Tabela 4.1 - Resumo do ensaio de tensão-deformação para o compósito sem interdigitado.	29
Tabela 4.2 - Resumo do ensaio de tensão-deformação para o sensor fino.	31
Tabela 4.3 - Resumo do ensaio de tensão-deformação para o sensor espesso.	31
Tabela 4.4 - Resumo do ensaio de deformação 4 pontos para o sensor mais fino.	33
Tabela 4.5 - Resumo do ensaio de deformação 4 pontos para o sensor mais espesso.	33
Tabela 4.6 - Resumo do ensaio de deformação 3 pontos para o sensor mais espesso.	34
Tabela 4.7 - Resumo dos ensaios realizados.	34
Tabela 5.1 - Equações fundamentais que governam os diferentes processos envolvidos no movimento mecânico do endoscópio.	39
Tabela 5.2 - Sumário das condições de fronteira, implementadas no modelo do endoscópio.	41
Tabela 5.3 - Parâmetros utilizados nas simulações do endoscópio.	42





# Lista de abreviaturas

<b>Abreviatura</b>	<b>Significado</b>
ADC	<i>Analogic to digital converter</i>
AMPOP	<i>Amplificadores operacionais</i>
CNT	<i>Carbon Nanotubes</i>
DAC	<i>Digital to analogic converter</i>
DOD	<i>Drop-on-demand</i>
GF	<i>Gauge Factor</i>
MEMS	<i>Microeletromechanical systems</i>
MUX	<i>Multiplexer</i>
MWNT	<i>Multi Walled Nanotubes</i>
PET	<i>Politereftalato de etileno</i>
RF	<i>Rádio-frequência</i>
RL	<i>Resistência de carga</i>
SBS	<i>Styrene-Butadiene-Styrene</i>
SGS	<i>Small-gap semiconducting</i>
SoC	<i>System-on-chip</i>
SWNT	<i>Single Walled Nanotubes</i>
UV	<i>Ultravioleta</i>



## Lista de símbolos

F	Força aplicada, N
u	deslocamento, m
t	tempo, s.
E	modulo de Young, Pa
d	diâmetro, m
L	comprimento, m
C	tensor de rigidez, Pa
N	número de elos, adimensional
s	tensor de tensão Second-Piola, Pa
M	momento da força, N.m
I	momento de inércia, kg·m <sup>2</sup>
X	centro de massa dos sólidos, m
A	área de superfície dos sólidos, m <sup>2</sup>
V	volume dos sólidos, m <sup>3</sup>
r	raio de curvatura, m
a	factor multiplicativo, adimensional
T	temperatura, K
m	massa dos sólidos, kg
$\varepsilon$	tensor de deformação, adimensional
$\sigma$	tensor de tensão, Pa
$\rho$	densidade do material, Kg-m <sup>3</sup>
$\omega$	velocidade angular, rad.s <sup>-1</sup>
$\phi$	ângulo de rotação, rad
v	coeficiente de poisson, adimensional
ex	externo
i	interno
e	elos
end	tubo do endoscópio
0	condição inicial
x	componente x
y	componente y

z	componente z
Ag	Prata
Au	Ouro
Pt	Platina

# Capítulo 1

## Introdução

De alguns anos até ao presente, tem-se assistido a um grande interesse na inovação da eletrónica mais concretamente no que diz respeito à nanoeletrónica. A eficiência dos sensores (transdutores e toda a electrónica envolvente) tem progredido nas últimas décadas, e isso deve-se em grande parte ao desenvolvimento da micro e nanoeletrónica, alargando portanto o seu leque de utilização [1].

Os sensores podem ser usados nas mais variadas aplicações, tendo estas algo em comum, isto é, a necessidade de uma elevada precisão tal como de uma repetibilidade nas suas funções mais importantes. Ainda assim é sempre possível melhorar as suas características, fazendo com que o leque de aplicações sejam maiores, portanto os sensores continuam como um alvo de estudo e inovação nos dias de hoje.

Mais recentemente o focus tem sido direccionado para o uso de polímeros, termoplásticos e termoplásticos elastoméricos para os diferentes transdutores, uma opção que tem diversas vantagens e alvo de investigação para o desenvolvimento de sensores piezoresistivos, por várias razões, ponde se pode destacar as suas propriedades mecânicas como grande deformação, flexibilidade e resistência ao impacto [3]. De modo a explorar uma maior gama de aplicações, as propriedades eléctricas dos compósitos podem ser desenvolvidas através da incorporação de nanotubos de carbono (CNT). A incorporação dos nanotubos de carbono torna o compósito um material com propriedades piezoresistivas, podendo ser integrado em sistemas como sensores de deformação ou força [3].

Nanotubos de carbono representam uma interessante área de investigação atualmente pois possuem excelentes propriedades mecânicas, eléctricas e uma baixa densidade. Estas propriedades fazem com que os nanotubos de carbono sejam materiais ideais para compósitos poliméricos com excelentes propriedades, com uma vasta gama de aplicações.

Existem dois tipos principais de nanotubos disponíveis comercialmente: nanotubos de parede única (SWCNT do inglês *single walled carbon nanotubes*), ou nanotubos de parede múltipla (MWCNT do inglês *multi walled carbon nanotubes*) [3], ambos podem ser observados na Figura 1.1.

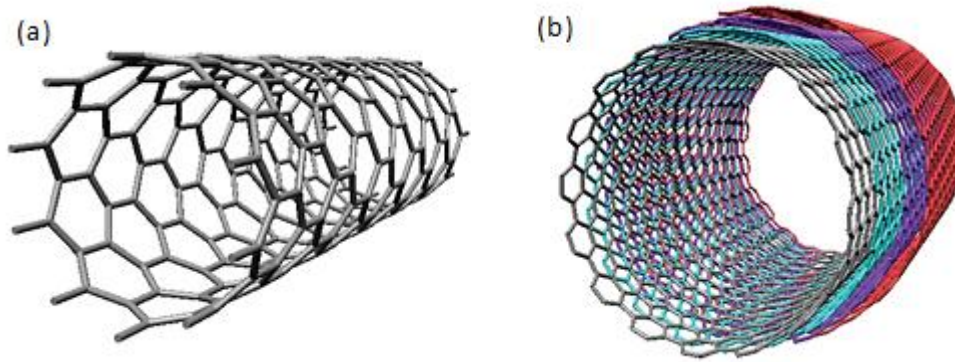


Figura 1.1 - (a) Nanotubos de parede única (b) Nanotubos de parede múltipla [4].

SWCNT são basicamente formados por uma rede hexagonal bi-dimensional enrolada sobre si, como mostra a Figura 1.1a). Por outro lado os MWCNT são formados por várias camadas de grafeno, concêntricas, enroladas entre si mesmas. Tais nanotubos de carbono têm diâmetros na ordem de alguns nanómetros e comprimentos que podem ser de até dezenas de micrómetros [5].

Os nanotubos de carbono utilizados para o desenvolvimento dos sensores piezoresistivos neste trabalho são MWCNT uma vez que as suas propriedades mecânicas e elétricas são mais estáveis. Os MWCNT têm sido largamente usados em compósitos de matriz polimérica devido às suas excelentes propriedades, pois são considerados materiais interessantes para compósitos multifuncionais no desenvolvimento de componentes eletrónicos, quer em termos de propriedades elétricas, mecânicas e piezoresistivas [2], propriedades eletrotérmicas [6] e também de deformação ou pressão [7, 8].

Nos dias de hoje, são várias as técnicas para desenvolver sensores de pressão e deformação, baseadas em matrizes poliméricas, entre os mais populares *screen printing* [9], *spray printing* [10], entre outros. São técnicas bastante apelativas pelo baixo custo que apresentam e pela forma como permite o controlo da espessura, área ou camadas dos sensores [11]. Existem outras técnicas para impressão de sensores como por exemplo *injekt printing* [12], mas já são mais complexas e dispendiosas.

Actualmente, a micro e nanoeletrónica têm evoluído a largos passos, pois já permitem produzir sensores com características mais específicas, quer ao nível de consumo de energia, tamanho e mesmo capacidade de processamento, que tornam o seu uso muito apetecível para várias aplicações, nomeadamente aplicações biomédicas [13].

## 1.1 Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de soluções para instrumentalizar um endoscópio com sensores piezoresistivos impressos, para monitorizar as forças e pressões exercidas neste aquando das suas aplicações médicas.

As principais etapas do trabalho são:

- Estudar as condições de preparação de compósitos CNT/SBS para aplicações como sensores piezoresistivos de pressão e deformação;
- Desenvolver sensores piezoresistivos impressos através do método de *screen printing*;
- Realizar os testes necessários de modo a fazer a caracterização mecânica, elétrica e piezoresistiva dos materiais como sensores piezoresistivos;
- Realizar em CAD o desenho da estrutura do endoscópio;
- Realizar a simulação em elementos finitos, sobre as possíveis deformações do endoscópio;
- Projetar e implementar um circuito eletrónico de leitura para os sensores piezoresistivos impressos.

## 1.2 Contribuições Relevantes

A principal contribuição é desenvolver um sistema que permita medir as pressões e deformações exercidas no endoscópio e monitorizar-las em tempo real. Isto através da integração destes sensores em endoscópios de modo a que no ato de uma endoscopia seja possível o médico conseguir saber exatamente o que está a acontecer do ponto de vista interno evitando assim possíveis lesões no paciente.





## Capítulo 2

### Estado da arte

Neste capítulo vão ser abordados vários temas como as características de um endoscópio básico, existente atualmente no mercado. Também são abordadas as características dos sensores piezoresistivos, tal como os seus componentes, material de reforço e matrix polimérica. Também é descrito como o processamento dos sensores, com que circuitos e qual a sua constituição.

#### 2.1 Endoscópio

O endoscópio é um instrumento que permite examinar o interior do corpo humano. Foi usado pela primeira vez há alguns séculos, nos antigos períodos grego e romano. Um instrumento considerado um protótipo dos endoscópios foi evidenciado e descoberto nas ruínas da Pompeia. Foi *Philip Bozzini* que em 1805 fez a primeira tentativa de observar o corpo humano vivo diretamente através de um tubo que ele criou conhecido como um *Lichtleiter* (instrumento orientador de luz) para examinar o trato urinário, reto e faringe. Em 1853, *Antoine Jean Desormeaux* desenvolveu um instrumento especialmente concebido para examinar o trato urinário e bexiga, mostrado na Figura 2.1. Denominou-o de "endoscópio", e foi a primeira vez que este termo foi usado na história [14].

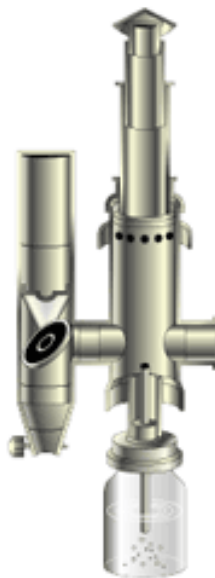


Figura 2.1 - Endoscópio inventado por Desormaux [15].

Um endoscópio pode ser descrito como um telescópio flexível que um médico usa para observar o interior do corpo humano. É constituído por dois ou três cabos óticos principais, cada uma das quais compreende até 50.000 fibras óticas. O transporte da luz é efetuado através de um ou dois cabos, e depois outro leva a luz refletida (a imagem do corpo do paciente) de volta para que possam ser vistas pelo médico [15].

### **2.1.1 Tipos de endoscópios**

Atualmente existem diversos tipos de endoscópios, que servem para ajudar a combater e prevenir problemas de saúde com vários géneros de endoscopias, ou seja, para cada parte do corpo humano que pretendemos examinar poderá ser preciso um tipo de endoscópio específico.

De entre os vários tipos de endoscópios, temos como comumente conhecidos, por exemplo o gastroscópio, que podemos ver na Figura 2.2, usado neste trabalho, que é um endoscópio para inspecionar o interior do estômago, ou mesmo um esofagoscópio, que é utilizado para examinar a passagem que se estende a partir da faringe até ao estômago [16]. Na Figura 2.2 podemos observar para cada endoscópio qual o órgão ou parte do corpo humano que esse mesmo endoscópio visa examinar.

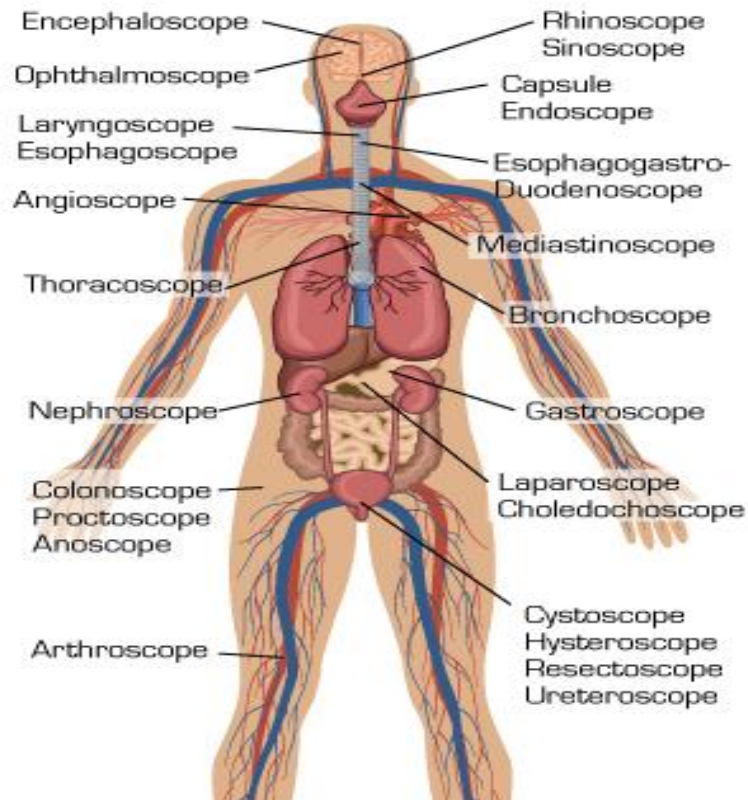


Figura 2.2 - Diferentes tipos de endoscópios e respetiva endoscopia atualmente usadas [17].

No entanto neste trabalho o enfoque incide na colocação de sensores sobre o gastroscópio. Na Figura 2.3 podemos ver então em gastroscópio usado nos dias de hoje.



Figura 2.3 - Imagem de um gastroscópio utilizado atualmente [18].

Tem-se assistido a um aumento de interesse em monitorizar toda e qualquer informação relevante, para que o processo de diagnóstico e até de tratamento seja o mais eficiente e

benéfico possível para o paciente. Nesta medida, o endoscópio está a tornar-se uma ferramenta cada vez mais importante e usada no ramo da medicina.

Apesar disso, os endoscópios por si só não são capazes de fornecer informação tátil/força. Essa é uma informação, que como foi dito, pode melhorar a qualidade dos tratamentos. Neste caso, a informação tátil/força é importante onde o diagnóstico/tratamento incide em zonas onde a área de visibilidade é reduzida.

Um exemplo normal ocorre numa neurocirurgia, onde o médico necessita de tratar tumores cerebrais em zonas em que estão rodeadas por tecidos saudáveis [19]. Portanto o principal objetivo do sensor de força é dar *feedback*, quando este toca numa órgão ou qualquer parte interna do corpo humano [20-22].

Como já foi dito a endoscopia é essencial para o diagnóstico de doenças internas. Como tal este é um método muito eficiente de diagnóstico, mas claro que existem sempre desvantagens, como causar dor e desconforto aos pacientes no seu processo. Os pacientes submetidos a uma gastroscopia podem sofrer de dor de garganta leve, devido à maneira como o tubo é inserido, como se vê na Figura 2.4, ou sensação de distensão do ar insuflado utilizado durante o procedimento.

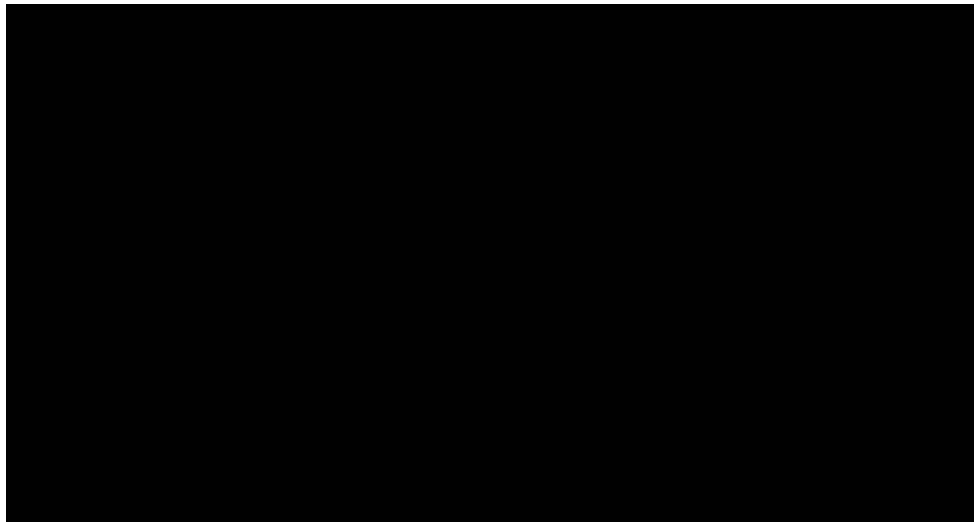


Figura 2.4 - Inserção do endoscópio no corpo humano.

Para além disso, outro exemplo de uma endoscopia, numa colonoscopia, pode haver também dor e desconforto ao paciente à medida que o endoscópio passa até ao intestino. O uso de sensores aliados ao endoscópio, pode resultar numa solução, ou num atenuar destes problemas. Além do desconforto, endoscópios convencionais têm as suas limitações, como por exemplo não serem capazes de avaliar plenamente doenças ou problemas no intestino delgado. Isto é devido ao intestino delgado ser muito longo e enrolado, e por conseguinte,

não há endoscópios que são capazes de atravessar todo o comprimento do intestino delgado, o que resulta em algumas doenças no mesmo que ficam muito difíceis de diagnosticar. Por conseguinte, a cápsula endoscópica é uma solução para os problemas acima referidos [23-25].

## 2.2 Sensores piezoresistivos

O fenómeno da piezoresistividade consiste na alteração da resistência de um material quando sobre ele é aplicada uma determinada tensão mecânica, como pressão ou deformação.

A descoberta deste fenómeno deve-se ao matemático, físico e engenheiro britânico Lord Kelvin, que em 1856 verificou que a resistência de fios de cobre e ferro aumentava quando sobre eles era aplicada uma determinada tensão mecânica [26].

Ao longo dos tempos, o estudo à volta deste tema foi crescendo, e então que começaram a surgir as primeiras aplicações, nomeadamente os *strain gauges*, ou sensores de deformação. Até por volta de 1973, foi relatado pela primeira vez o efeito piezoresistivo num elemento resistivo de película grossa [27].

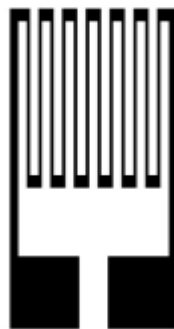


Figura 2.5 - Típico *strain gauge* metálico usado comercialmente [28].

*Strain gauges* [28] são amplamente utilizados em todos os campos engenharia, para medir a deformação mecânica de um objeto sólido. O tipo mais comum de *strain gauge* consiste numa folha de metal padronizada sobre um plástico rígido, este também sobre uma superfície sólida [29]. Então, basicamente a deformação no objeto conduz à deformação no *strain gauge*, fazendo assim com que a sua resistência elétrica se altere pois varia o caminho condutor entre ambos os eléctrodos condutores [29]. Hoje em dia o efeito piezoresistivo é muito utilizado na área de MEMS (ou seja, *Micro-Electro-Mechanical Systems* [30]), numa grande área de aplicações, que vão desde sensores de pressão [31], giroscópios [32], acelerómetros [33], entre outros.

A sensibilidade de um sensor piezoresistivo (equação 2.1), pode ser representada pelo *gauge factor* (GF), que se refere à alteração relativa que ocorre na resistência elétrica, devido à deformação mecânica, é representada por [28]:

$$GF = \frac{\Delta R/R_0}{\Delta L/L_0} \quad (2.1)$$

onde  $\Delta R$  representa a variação da resistência do material, ou seja, do sensor,  $R_0$  é a resistência do mesmo material antes da deformação ocorrer e por fim  $\Delta L/L_0$  que corresponde à deformação unitária aplicada, que se representa por  $\epsilon$  e é adimensional [26].

Na Tabela 2.1 seguinte é possível observar o *gauge factor* para vários materiais [34].

Tabela 2.1 - *Gauge Factor* para vários materiais condutores [34].

<b>Materiais</b>	<b><i>Gauge Factor</i> (GF)</b>
Alumínio	2.5
Ouro	2.1
Cobre	2.2
Platina	4.0
Silício (dopagem-p)	126
CNT (SGS)	600-1000
CNT (semicondutor)	150
CNT (metálico)	40-60

Como se observa na Tabela 2.1 são os CNT que possuem os maiores valores de GF. A sensibilidade piezoresistiva aumenta se os nanotubos de carbono são usados como elemento de *sensing* neste tipo de compósitos [34]. Para um caso mais particular, podem-se ver representados na Tabela 2.2, alguns valores de *gauge factor* para vários tipos de materiais usados no fabrico de sensores, como sensores piezoresistivos [35].

Tabela 2.2 - Valores de *gauge factor* referentes aos principais materiais usados no fabrico de sensores de pressão.

<b>Material do sensor</b>	<b><i>Gauge Factor</i></b>
<i>Strain gauge</i> em folha de metal	2-5
Filme fino de metal	2
Silício cristalino	50 - 150

Filme fino de silício cristalino	$\pm 15$
Polímero (SBS)	2 - >100

Mais uma vez se conclui que os metais em geral possuem um valor inferior de GF em comparação com os outros materiais mais usados, como por exemplo o silício. Quanto aos valores mais elevados de GF podem ser observados nos CNT. Isso verificou-se nos anos mais recentes, em que foi descoberto que comparado com materiais mais tradicionais como os metais, os CNT apresentam melhores propriedades piezoresistivas. Além das propriedades piezoresistivas, os compósitos poliméricos oferecem propriedades mecânicas como boa extensibilidade e recuperação elástica, reduzida sensibilidade à temperatura e baixo custo como nenhum outro material apresentado. Por outro lado podemos desenvolver materiais para sensores utilizando uma vasta gama de polímeros como matrizes e materiais condutores como material de reforço. É possível desenhar especificamente cada sensor para uma determinada aplicação.

### 2.2.1 Sensores piezoresistivos baseados em matrizes poliméricas

Tem vindo a crescer o número de aplicações referentes a este tipo de sensores, e cada vez mais é possível observar a sua utilização em áreas distintas, com o recurso a este tipo de tecnologia. À semelhança dos sensores, os polímeros também estão a ser aplicados e incorporados em diversos aplicativos do nosso dia-a-dia, como roupas, embalagens, automóveis, indústria de brinquedos, entre outros [36].

Tem havido grande interesse nos polímeros devido a permitirem o fabrico de sensores com uma grande deformação, área e flexibilidade [37], permitindo que os sensores sejam moldados, alterando assim as suas características fundamentais nos dias de hoje, como baixo custo de produção e facilidade desse mesmo processo. Normalmente os polímeros são usados com outros materiais, resultando deste produto um compósito, pois os polímeros, de forma geral, não são condutores elétricos.

Um compósito pode ser descrito como um material estrutural que consiste na combinação de dois ou mais materiais, em que as suas propriedades finais, nomeadamente propriedades mecânicas, são superiores às dos materiais iniciais separadamente [38]. Desta feita, obtemos então os sensores piezoresistivos baseados em matrizes poliméricas, em que essencialmente quando esse mesmo sensor piezoresistivo polimérico é deformado, vai fazer com que as partículas existentes no compósito final, variem as distâncias entre si, fazendo com que a sua própria resistividade/condutividade elétrica varie. Resumidamente, aumentando a distância



das suas partículas constituintes, aumenta também a sua resistividade, pois a condutividade do material torna-se mais baixa [39]. Tal pode ser observado na Figura 2.6.

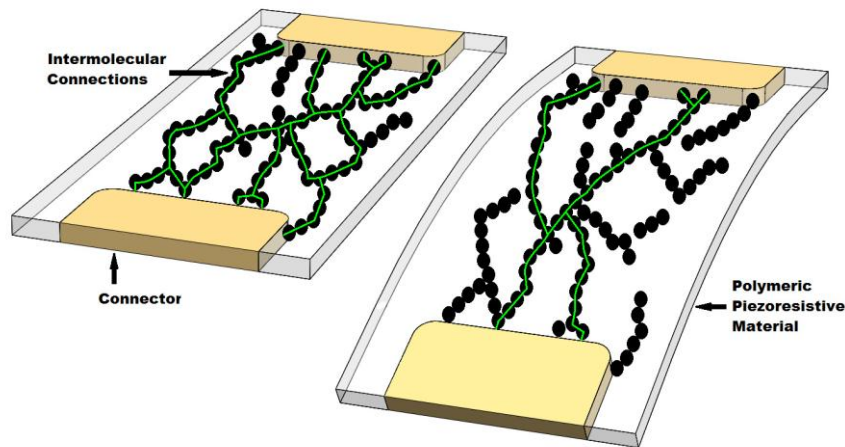


Figura 2.6 - Efeito piezoresistivo num material piezoresistivo polimérico, com as conceções moleculares representadas [39].

## 2.3 Processamento de sensores piezoresistivos

Atualmente existem várias técnicas de processamento de sensores e impressão, muito usadas no desenvolvimento de vários tipos de sensores. Neste ponto irão ser apresentadas algumas dessas técnicas mais utilizadas.

### 2.3.1 Extrusão

Extrusão significa basicamente forçar um material através de um orifício chamado normalmente de *die*. Por conseguinte um extrusor é basicamente composto por um ou dois parafusos de *Archimedes* montados numa espécie de tubo, a fim de aumentar progressivamente a pressão e empurrar para a frente os ingredientes até ao orifício de saída do material na extrusora (*die*), onde a expansão toma lugar [40], como pode ser observado na Figura 2.7.

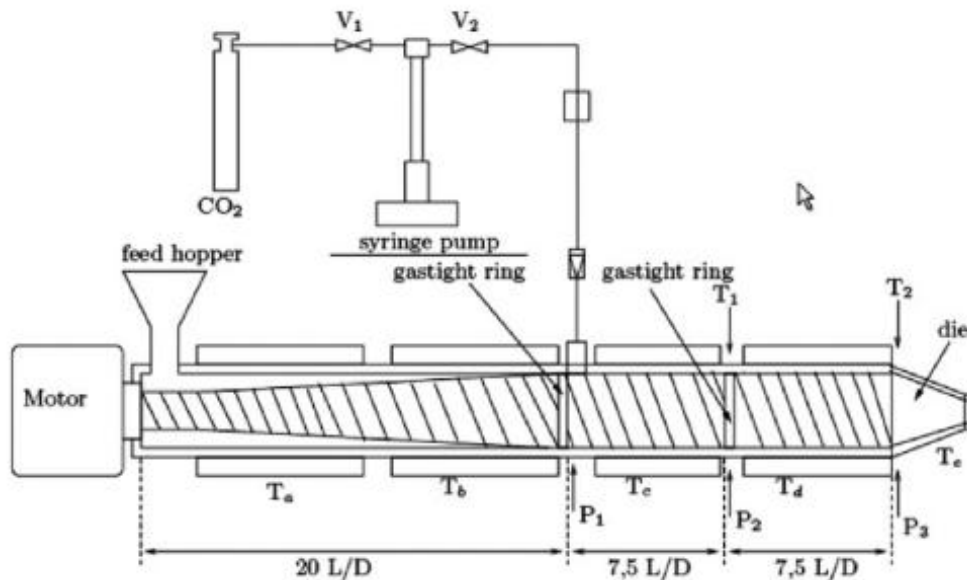


Figura 2.7 - Instrumento representativo para o método de extrusão [40].

### 2.3.2 Screen printing

A técnica de *screen printing* é um processo rápido e de baixo custo, largamente usado em circuitos impressos, e é uma das técnicas mais promissoras para a produção de sensores piezoresistivos, e outras aplicações. Algumas das vantagens desta técnica, incluem, a possibilidade de produção em miniaturização e larga escala, o que facilita o custo dos sistemas de medição. A definição e a área implementada depende das características da tela utilizada no screen printing, que é possível desenvolver com as características específicas para cada aplicação.

A tinta usada é baseada num compósito formado por um polímero como matrix e com nanopartículas electricamente condutoras. Mais recentemente foram desenvolvidas diferentes geometrias, como nanopartículas metálicas em forma de nanofios ou nanotubos de carbono e de grafeno, entre outras, que têm sido também incluídas nestes compósitos.

Esta tecnologia consiste em depositar camadas de tinta com propriedades piezoresistivas, num substrato [41] através de uma tela. A tela funciona basicamente como uma máscara, que possui diferentes padrões, como por exemplo o dos sensores usados neste trabalho. Para conseguir então esse mesmo padrão escolhido, coloca-se então a tinta sobre a tela, e com o auxílio de um rodo, que forçando a tinta a passar através de todo o padrão, originando o contacto com o substrato, até cobrir com totalidade o padrão. Assim, a cada passagem do rodo sobre a tela temos uma camada de tinta depositada sobre o substrato, quantas mais passagens maior é a espessura da tinta, ou as camadas depositadas.

Esta técnica, *screen printing*, tem três métodos diferentes, sendo eles: rotativo, tela plana e cilindro. [42]. *Screen printing* rotativo é capaz de combinar as vantagens tecnológicas de *screen printing* de filmes espessos com o potencial de alto rendimento de impressão rotativa [43]. Um exemplo do esquemático pode ser visto na Figura 2.8.

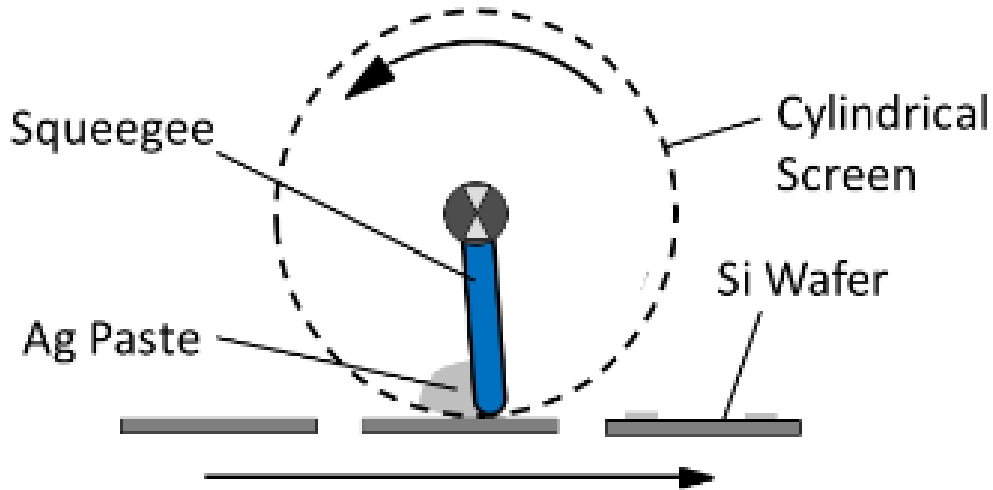


Figura 2.8 - Esquemático de *screen printing* rotativo onde podemos observar [43].

A tela plana, como se pode ver na Figura 2.9 é bastante similar ao cilindro, enquanto que na tela plana é o rodo que espalha a tinta sobre a tela, no cilindro o padrão é depositado através de uma rotação do substrato, enquanto este está simultaneamente ligado ao rolo da tela.

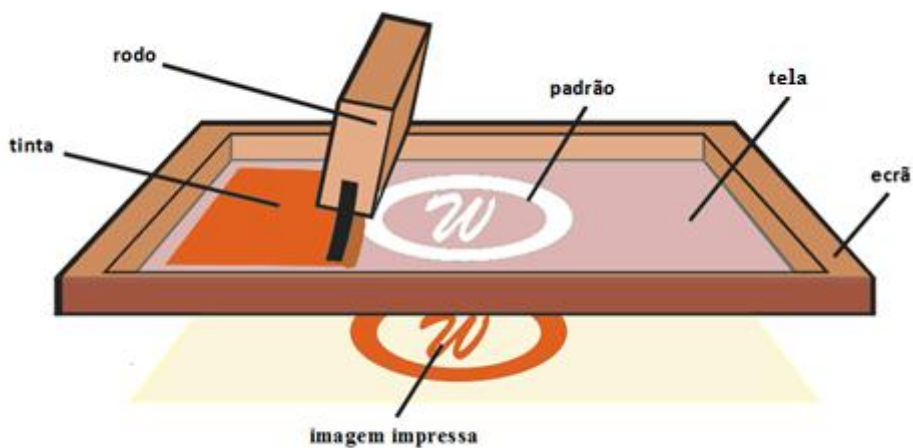


Figura 2.9 - *Screen printing* em tela plana. Um ecrã é composto sempre pela mesma tela e padrões. A tinta é colocada sobre uma extremidade do padrão e com ajuda do rodo espalha-se a tinta até cobrir todo o padrão até à outra extremidade [43].

### 2.3.3 Inkjet Printing

*Inkjet printing* tornou-se uma tecnologia importante para várias aplicações, como nanotecnologia e engenharia de tecidos, na virtude da sua capacidade para depositar com precisão, volumes de picolitros de soluções em padrões bem definidos [44].

*Inkjet printing* oferece vantagens única em relação a outros métodos de impressão. Este método não requer qualquer pré-fabrico de moldes, o que permite um processo de impressão rápido e de baixo custo [45]. Devido a isto, como é um método de não-contacto, possui também a grande vantagem de ter um risco muito baixo de contaminação e risco de danificar o substrato. Este último problema é particularmente importante, no caso de produção de biossensores e sensores químicos [46]. A técnica de *inkjet printing* atualmente é usada para depositar vários tipos de nano materiais condutivos como ouro [47] e prata [48]. Esta técnica também possui grande compatibilidade com muitos substratos, como é o caso de polímeros, onde esta técnica é considerada uma tecnologia chave no que diz respeito ao campo de deposição polimérica [49,50]. Também é usada esta técnica para produção de filmes finos dielétricos e semicondutores.[51,52]

Atualmente existem dois tipos principais de *inkjet printing*, que são a contínua e *drop-on-demand*.

*Inkjet printing* contínuo envolve uma injeção de um fluxo contínuo de líquido através de um orifício (*nozzle*), que, em seguida, interrompe-se sob forças de tensão superficiais, num fluxo de gotas [53]. O modo contínuo de *inkjet printing* é principalmente usado para aplicações gráficas de alta velocidade, tais como impressão têxtil e rotulagem [54]. Tal fenómeno pode ser visto na Figura 2.10.

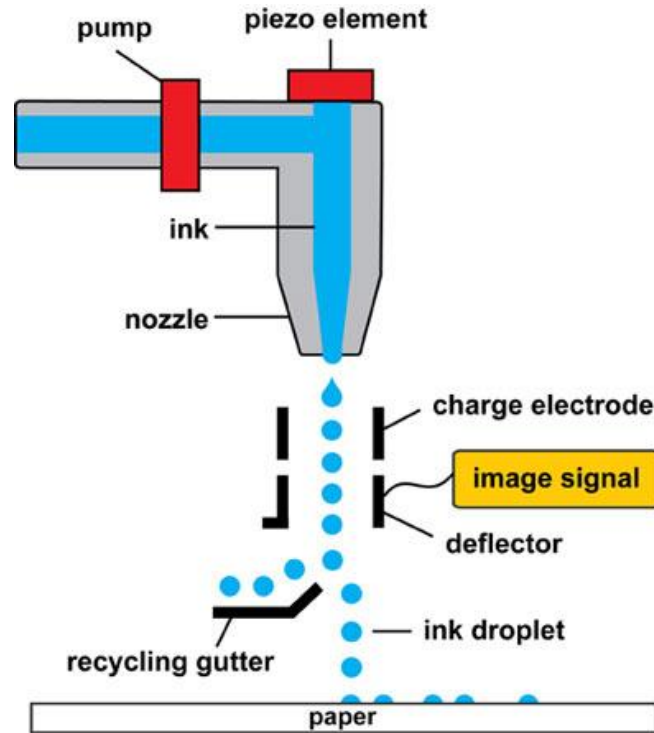


Figura 2.10 - Representação do funcionamento de *inkjet printing* contínuo.

Por outro lado temos a *inkjet printing drop-on-demand*, em que um único ligamento de tinta é ejetada do *nozzle* (orifício), tal como se observa na Figura 2.11, e subsequentemente ou se desintegra, ou (idealmente) se torna em uma gota [55]. Este método pode também ser uma opção de escolha devido ao seu menor tamanho da gota e elevada precisão de colocação [54]. Este tipo de impressão, em vez de queda ejetada resultante de pressão de fluidos externos, tal como ocorre no método contínuo, a energia cinética da gota deriva de fontes localizadas na cabeça de impressão, muito perto de cada *nozzle* [53].

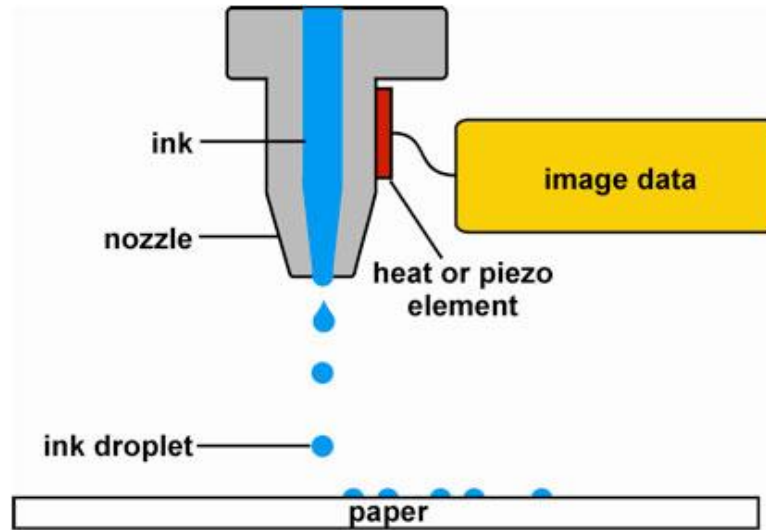


Figura 2.11 - Representação do funcionamento de *inkjet printing drop-on-demand* (DOD).

Apesar de a técnica de *inkjet printing* também ter alguma vantagens, como maior definição da impressão, a técnica escolhida foi a técnica de *screen printing*, pois o seu baixo custo e também elevada precisão tornam uma boa escolha para este projeto.

Existem ainda outras técnicas possíveis para impressão de sensores, tais como *bar-coating* [56], *spin-coating* [57], *chemical etching* [58], entre outros.

## 2.4 Sistema de leitura para sensores piezoresistivos

Devido ao avanço da ciência e tecnologia no desenvolvimento de materiais piezoresistivos, os sensores tem vindo a ver a sua utilização cada vez mais implementada, fruto das funcionalidades desenvolvidas nestes, que cada vez estão mais precisos e deformáveis, com o seu leque de aplicações bastante alargado.

Mas apesar do grande desenvolvimento dos materiais transdutores, é ainda assim necessário desenvolver também um sistema de condicionamento de sinal para que o dispositivo de aquisição de dados efetue a medição de forma eficaz, exata e repetível. Também tem como objetivo diminuir o tamanho do sistema final para um maior conforto do paciente e facilidade de processo para os médicos [59, 60]. Isto pode ser muito importante, quando o objetivo passa pelo desenvolvimento de um sistema, que ajude a perceber as forças e tensões que o interior do corpo humano pode exercer sobre o endoscópio, para que a informação retirada seja com o máximo de fiabilidade [61].

Desta forma, com o avançar do tempo, o tamanho desses mesmos sistemas têm gradualmente ficado cada vez mais pequenos. Isso pode ser alcançado recorrendo por exemplo ao uso de *multiplexers*, em que é possível que se tenha um único sistema de leitura para os diversos

sensores, em vez de ter um sistema para cada sensor, o que reduz bastante o tamanho e complexidade do sistema [60, 62].

Para além disto, também é possível cumprir o objetivo de reduzir o tamanho do sistema de leitura recorrendo a um denominado *System-On-Chip (SoC)*, como se entende na Figura 2.12, isto é, em que como o próprio nome indica, tem-se todo o sistema necessário para a leitura dos respetivos sensores, num pequeno chip [63, 64].

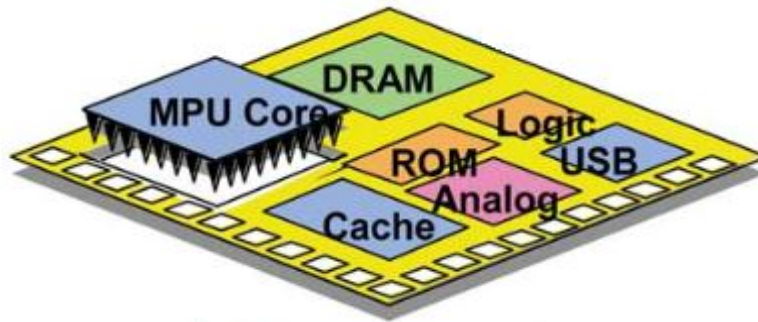


Figura 2.12 - *System-on-chip* composto por um microprocessador (MPU Core), interfaces externas como usb, blocos de memória como DRAM e ROM [64].

Quando se fala neste tipo de abordagem, onde todo um sistema possui vários sensores para fazer toda a medição e leitura, acontece que por vezes nem todos os sensores partilham exatamente as mesmas características, é possível criar um sistema que vai de encontro às características de todos os elementos de leitura. Isso pode acontecer através de um sistema que se adapta às circunstâncias de cada um, tudo isto através de firmware, que faz com que as características do sistema mudem digitalmente, em vez de mudarem como é normal, analógicamente [65, 66].

## Capítulo 3

### Materiais e procedimentos experimentais

Neste capítulo são apresentados os compósitos utilizados, através da técnica dissolução por solvente e os respetivos materiais usados, como é o caso de matrizes poliméricas e das nanopartículas condutoras, na realização dos mesmos, assim como todos os procedimentos experimentais utilizados na preparação e caracterização desses mesmos materiais. Neste caso a técnica escolhida foi dissolução dos materiais num solvente para o desenvolvimento dos compósitos, e posteriormente para a impressão dos eléctrodos nos sensores, foi usada uma técnica de impressão, denominada de *screen printing*.

São também descritos os ensaios mecânicos, eléctricos e piezoresistivos realizados, de modo a fazer a caracterização dos materiais. Por fim, apresentam-se as equações fundamentais usadas no tratamento dos dados.

#### 3.1 Materias usados

Inicialmente foram desenvolvidos os compósitos baseados em matrizes poliméricas, em que são formados por nanotubos de carbono (CNT) como material com propriedades eléctricas [67] e por uma matrix polimérica, SBS (*styrene-butadiene-styrene*) [68].

O objectivo de desenvolver estes materiais é estudar e otimizar as propriedades piezoresistivas destes tendo em vista a aplicação descrita acima, onde a variação da resistência eléctrica varia linearmente com a deformação aplicada no compósito. A habilidade de um material detetar a sua própria tensão partindo da medição da resistência eléctrica é um dos requisitos mais procurados para aplicações de materiais inteligentes [69].

Nos últimos anos, os CNT são o tema de estudo devido às suas excelentes propriedades mecânicas, eléctricas e térmicas [69,70]. Também, devido à sua capacidade de alterar as propriedades eléctricas, quando sujeitos a deformações, os CNT tem sido considerados para uso em sensores de deformação. Nos compósitos criados nesta dissertação, usou-se os CNT de parede múltipla (MWCNT) da marca *NANOCYL® NC7000™ series*. Os seus benefícios vão desde elevada condutividade eléctrica, bom processamento, resistência UV e retenção de propriedades mecânicas importantes [71]. A Figura 3.1 mostra um exemplo dos MWCNT



[71]. Os CNT usados tem uma pureza de 90%, com um comprimento de 1.5  $\mu\text{m}$ , um diâmetro médio de 9.5 nm [71] e um módulo de Young entre 1.2-5.5 TPa [71].

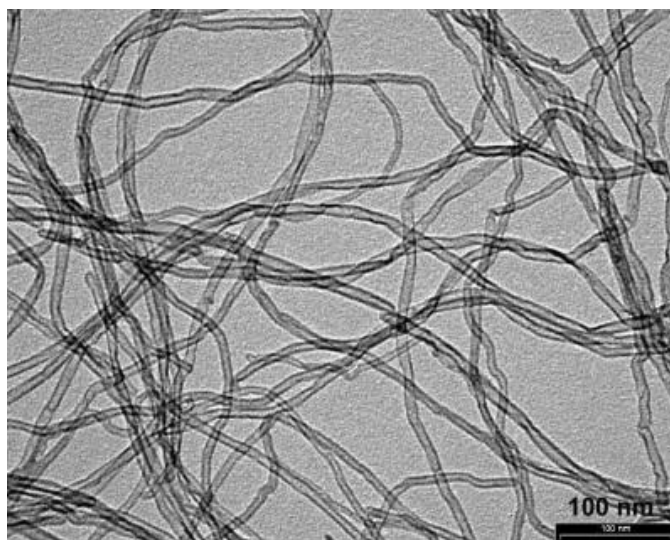


Figura 3.1 - Imagem de nanotubos de carbono de parede múltipla da NC7000™ (escala: 100 nm) onde se observam vários nanotubos com alguns nanômetros de diâmetro e algumas centenas de nanômetros de comprimento [71].

O polímero usado é o SBS que é termoplástico elastómero (TPE). Este TPE tem várias vantagens entre as quais, o aumento de rigidez, reduzida sensibilidade à temperatura e resposta elástica melhorada que lhe confere uma vantagem muito importante, pois deste modo, ao sofrer grandes deformações, vai ainda assim conseguir retornar às suas então dimensões iniciais, sem que haja uma deformação não reversível nos compósitos [68, 70]. O SBS usado para o desenvolvimento dos compósitos são da *Dynasol Elastomers* com a referência C540, com uma relação butadieno/estireno de 60/40 e uma estrutura polimérica linear. A vasta gama de elastómeros, lineares ou radiais e com diferentes relações butadieno/estireno podem ser combinados com uma variedade de pesos moleculares, criando uma vasta variedade de polímeros. Estes TPEs SBS podem ser usados numa variedade de aplicações que vão desde modificação polimérica, modificação do asfalto/betume, adesivos e selantes e claro para desenvolver compósitos de SBS/CNT, para posteriormente levar ao desenvolvimento de sensores [72].

Os compósitos foram desenvolvidos usando o solvente tolueno ( $\text{C}_7\text{H}_8$ ). À temperatura ambiente, tolueno é um líquido sem cor, com um cheiro parecido com o benzeno [73]. Apesar de ser um líquido à temperatura ambiente, a sua baixa pressão de vapor resulta numa elevada volatilização. É inflamável com um ponto de inflamação de 4.4 °C. Tolueno é também usado

como aditivo em misturas de gasolina para aumentar os índices de octano, na produção de benzeno, e como solvente em tintas, revestimentos, tintas, adesivos, e poliuretanos.

### 3.2 Preparação dos compósitos

Na preparação dos compósitos foi usada uma relação solvente/polímero de 6 ml para 1 g de polímero. Foram usados 24 ml do solvente, para cada 4 g de SBS C540 na preparação dos compósitos. Esta relação solvente/polímero tem a viscosidade apropriada para os filmes compósitos por *film casting*.

Quanto à quantidade de CNT, usou-se cerca de 2% em massa de CNT sobre a massa total usada de SBS na solução, o que é 0.08 g de CNT para as 6 g de SBS. Os 2% de CNT usados são devido a um estudo realizado previamente em função da quantidade de CNT, pois foi concluído que esta relação de 2% em massa é a que apresenta melhores propriedades piezoresistivas para este tipo de aplicações [74].

Todas as medições necessárias até então foram realizadas na balança de precisão AND HR-120, como se ve na Figura 3.2a) e com um erro de  $\pm 0.1$  mg, para o polímero e os nanotubos de carbono.

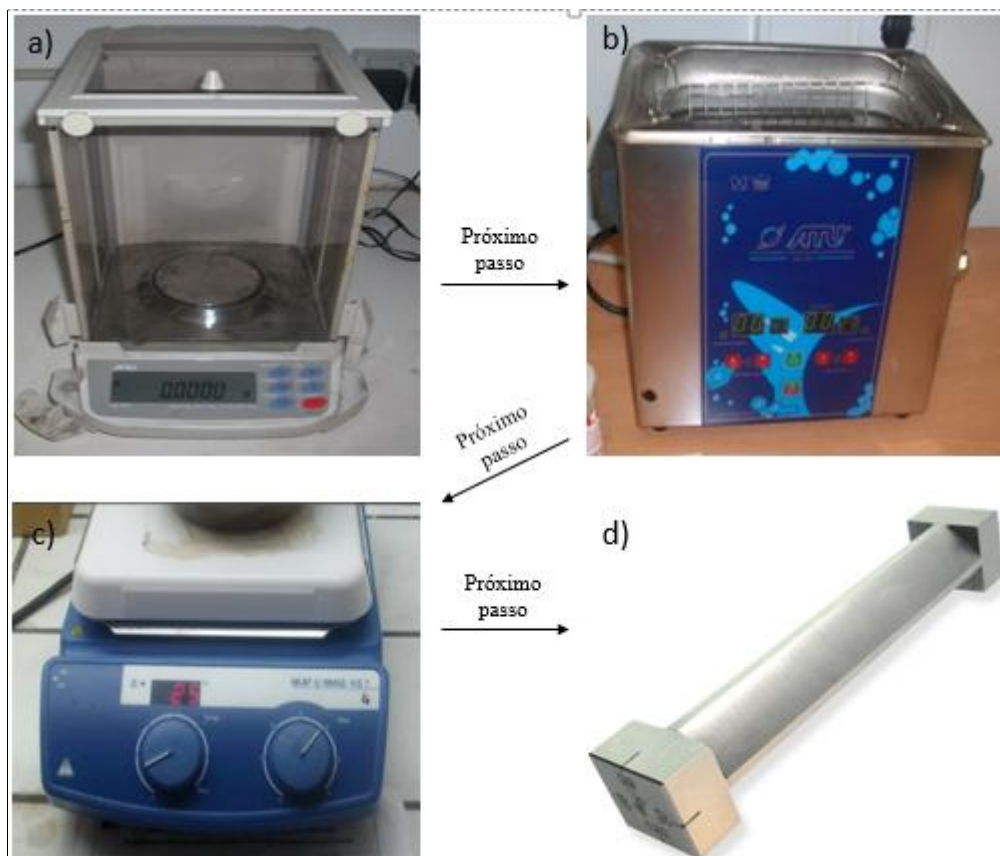


Figura 3.2 - Instrumentos laboratoriais usados no desenvolvimento dos compósitos. a) Balança de precisão AND HR usada para medir todas as quantidades de CNT e SBS usados no decorrer do trabalho, b) Equipamento de

ultrassons usado na dispersão dos CNT para obter uma melhor dispersão e desaglomeração dos CNT na solução, c) Agitador magnético *C-MAG HS 7* da *IKA*, d) Extensor metálico usado para espalhar homogeneamente os compósitos sobre a placa de vidro com a espessura de 700  $\mu\text{m}$ .

Na preparação dos compósitos começou por se pesar a massa dos nanotubos de carbono, e de seguida foi adicionado o solvente tolueno, colocados juntamente num gobelé. Depois foi colocada uma folha de parafilm, para evitar quer a evaporação do tolueno, como também para não haver o risco de contaminação da solução. Depois disto, foi então colocado o gobelé num banho de ultrassons, por aproximadamente 4 horas, como se vê em Figura 3.2b). Este passo no processo de preparação dos compósitos é para melhorar a dispersão e a desaglomeração dos nanotubos de carbono, pois com uma melhor dispersão, aumenta-se também a condutividade elétrica do compósito tendo a mesma quantidade de nanotubos de carbono [75-77]. Repetidamente é necessário trocar a água do banho de ultrassons pois esta vai aquecendo com o tempo. A temperatura foi mantida estável entre os 25 e 35 °C durante este procedimento.

Depois de 4h no ultrasons, coloca-se a respetiva quantidade de SBS no gobelé. Volta-se a tapar o gobelé com o parafilm, e é colocado no agitador magnético, como está representado na Figura 3.2c) por cerca de 2 horas, para dissolver o SBS por completo na solução com os nanotubos de carbono.

Passadas as 2 h e verificando então a dissolução completa, demonstrando assim uma homogeneidade evidente, coloca-se a amostra sobre uma placa de vidro (*film casting*) previamente limpa, para também não contaminar nesta fase final a amostra dissolvida.

Para espalhar o compósito, foi usado um extensor metálico, como se vê na Figura 3.2 d) também previamente limpo.

A solução é espalhada até ficar com homogeneidade em termos de espessura por toda a placa, para termos um compósito uniforme. Quanto à espessura, esta pode ser controlada pelo extensor (Figura 3.2d) aquando do momento em que se espalha o compósito na placa de vidro. O resultado dos compósitos após evaporação do solvente é apresentado na Figura 3.3.



Figura 3.3 - Fase final dos compósitos CNT/SBS, espalhado na placa de vidro.

Estes compósitos permaneceram nas placas de vidro durante 24 h, para que a solução se solidifique, devido à evaporação do tolueno. No final é colocado no forno a 60 °C por 30 min para garantir total evaporação do tolueno.

Para além dos filmes acima mencionados, foram também desenvolvidos filmes por técnicas de impressão.

### 3.3 Desenvolvimento dos sensores através da técnica *screen printing*

Como já foi referido, *screen printing* é uma conhecida técnica de impressão, e é um candidato promissor para criação de grande demanda, pois é ambientalmente amigável, de baixo custo, alto rendimento e também de alta reprodutibilidade [78-80].

Esta técnica tem a capacidade de trabalhar com diversos substratos, tais como papel, diferentes plásticos e mesmo vidro. Desta forma torna possível criar produtos leves, flexíveis e transparentes [81], dependendo da aplicação requerida.

Entre os vários tipos de técnicas de impressão disponíveis, *screen printing* é muitas vezes escolhido para formar os elétrodos dos dispositivos eletrónicos [82, 83].

As nanopartículas de metais nobres, tais como, ouro (Au), prata (Ag), platina (Pt) ou a combinação destes metais, têm sido extensamente investigadas para a preparação de tintas condutoras. No entanto, tinta baseada em partículas de prata, é a mais usada para o fabrico de dispositivos eletrónicos devido à sua elevada estabilidade e alta condutividade [80, 83].

Neste capítulo é descrito como foi o processo de impressão dos interdigitados nos compósitos, usando tinta de prata.

Antes da impressão, teve de ser escolhido qual o interdigitado mais adequado a usar (Figura 3.4a). De entre os interdigitados disponíveis, usou-se um com 0.8 mm de distância entre as 10 pistas. Este processo tem também a ver com a definição e resolução da técnica experimental.

A tela usada no *screen printing* tem um interdigitado, que possui a distância entre linhas suficiente, para que apenas o interdigitado correto seja impresso. A tela usada pode ser observada na Figura 3.4a). Um resumo das características da tela pode ser visto na Tabela 3.1.

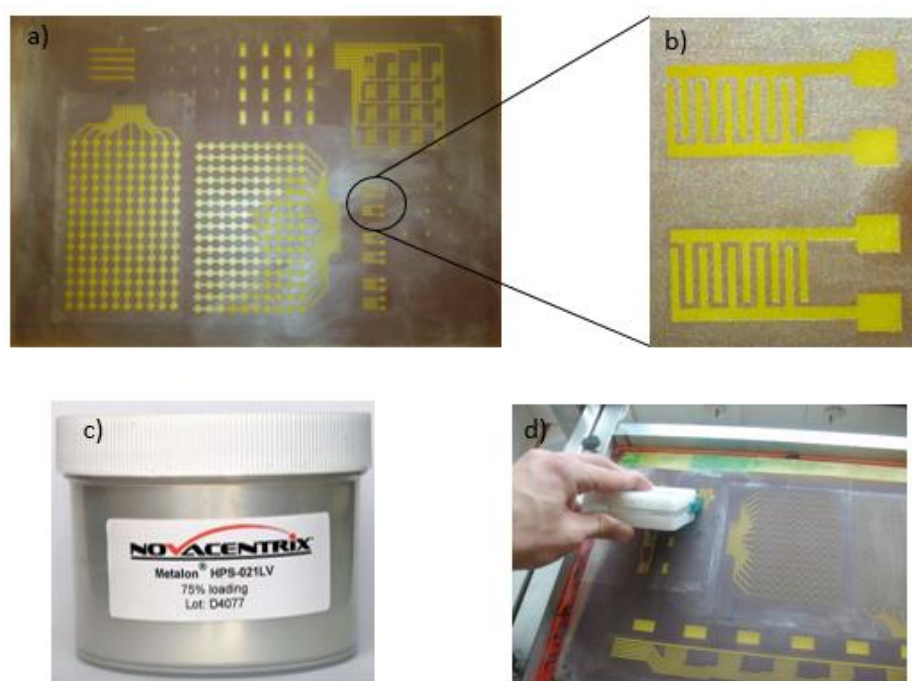


Figura 3.4 - Processo de desenvolvimento da impressão dos interdigitados de tinta de prata no composto CNT/SBS. a) Tela que contém os interdigitados usados na impressão, b) Interdigitado usado para impressão no composto com 10 linhas do interdigitado e com 0.8 mm de distância.

Tabela 3.1 - Características da tela usada.

Marca	Sefar
Número de fio por centímetro	62
Abertura ( $\mu\text{m}$ )	64
Material	Poliéster
Tensão da tela (N)	17

Quanto ao processo de impressão do interdigitado no composto de SBS/CNT com tinta de prata, começou-se por escolher então a tela com o interdigitado a usar e colocar no

equipamento de *screen printing*, de modo a ser possível imprimir a tinta de prata no compósito requerido, que fica como substrato no *screen printing*.

Com o auxílio a uma espátula, coloca-se a quantidade de tinta de prata suficiente na tela para que seja possível cobrir todo o interdigitado a ser usado. A tinta usada é de prata com a referência HPS-021LV da *NovaCentrix* (Figura 3.4c), tinta essa então à base de nanopartículas de prata e dissolvida em água [83]. Coloca-se essa quantidade numa das extremidades do interdigitado, e com o auxílio do rodo espalha-se suavemente de forma a cobrir todo o interdigitado. De seguida, e no sentido contrário, pressiona-se e com uma certa velocidade passa-se o rodo rapidamente sobre o interdigitado.

Assim que o processo anterior fique completo, ou seja, que os interdigitados fiquem corretamente impressos no compósito, leva-se ao forno, para que a tinta fique perfeitamente homogeneizada com a amostra, em que aí permanece cerca de 1 hora, com uma temperatura de 80 °C. Mais uma vez, esta temperatura, não pode ser excessivamente elevada, por um grande período de tempo, pois desta feita iria alterar as suas propriedades.

O resultado final de todo este processo resulta no sensor piezoresistivo como se observa na Figura 3.5.

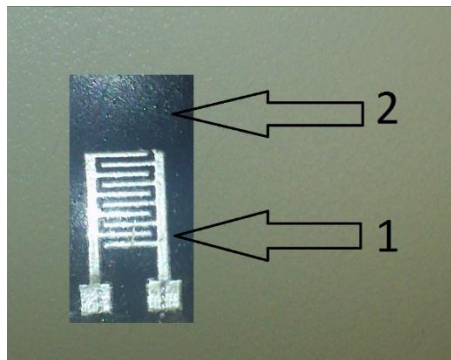


Figura 3.5 - Sensor piezoresistivo impresso. 1) Interdigitado impresso com tinta de prata, 2) compósito de CNT/SBS .



# Capítulo 4

## Técnicas de caracterização dos compósitos e dos sensores piezoresistivos

A caracterização dos materiais usados no trabalho será apresentada neste capítulo. Essa caracterização mecânica, elétrica e piezoresistiva, passa por ver a resposta destes materiais a forças exercidas, como tensão e deformação, de modo a os poder classificar quanto à sua capacidade de resposta a este tipo de estímulos, e o que podemos esperar destes componentes, de forma a saber como melhor os usar nas futuras aplicações.

### 4.1 Técnicas de caracterização dos compósitos

Nesta primeira fase, são apenas apresentadas as técnicas para os compósitos inicialmente produzidos, sem qualquer impressão dos interdigitados. Todos os equipamentos para este efeito também são mencionados.

#### 4.1.1 Medição da condutividade elétrica dos compósitos

A condutividade dos compósitos foi medida realizando curva corrente/voltagem com o picoamperímetro Keithley 487. A tensão aplicada varia entre -10 e +10 V e foi medida a corrente. Daqui se retira a resistência da amostra e obtemos a condutividade da mesma usando as dimensões do compósito, a espessura e o diâmetro deste. A equação 4.1 representa o cálculo da resistividade elétrica. A condutividade elétrica é o inverso da resistividade elétrica.

$$R = \frac{\rho \cdot d}{A} \quad (4.1)$$

onde R é a resistência do compósito,  $\rho$  a resistividade, d a distância entre os elétrodos e A representa a área dos mesmos elétrodos.



### 4.1.2 Caracterização piezoresistiva dos compósitos

Para a caracterização piezoresistiva dos diferentes compósitos foi usada uma máquina universal de testes mecânicos e um multímetro para avaliar a resistência elétrica destes. A máquina de testes universal da marca *Shimadzu* com o modelo *AG-IS*, com uma célula de carga de 50 N, que tem o seu próprio *software* (Figura 4.1) [85]. O multímetro usado é o *Agilent 34410*.

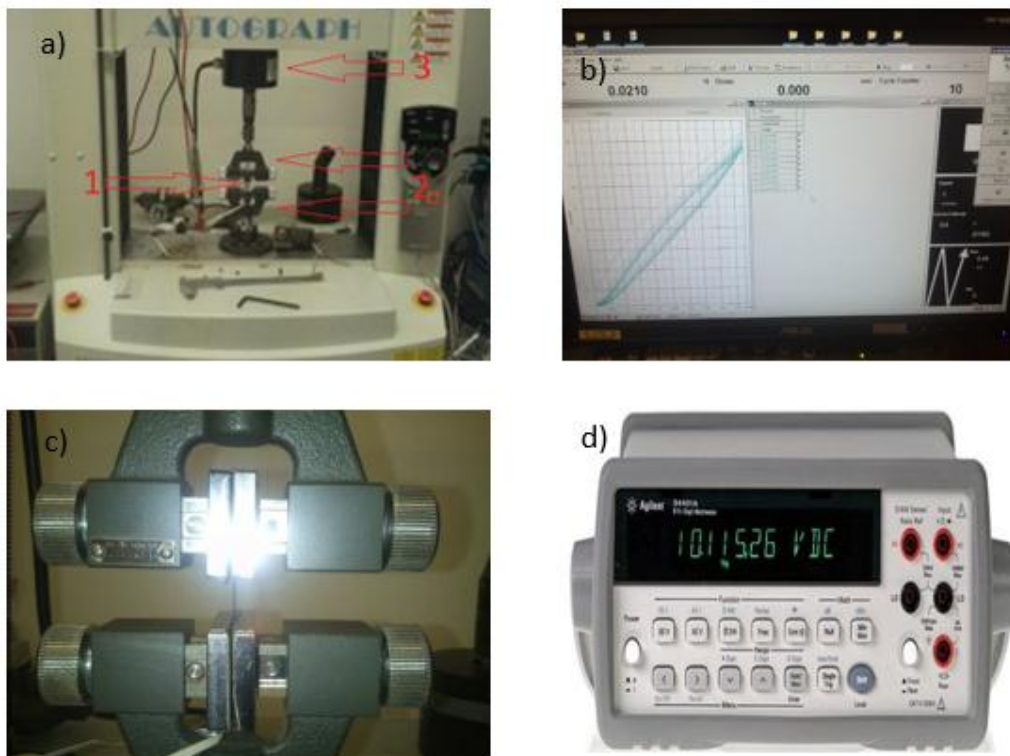


Figura 4.1 -:a) Máquina de testes universal *Shimadzu AG-IS* onde se observam: 1) Compósito, 2) Garras, 3) Célula de carga, b) *Software Trapezium2* onde são controlados os testes mecânicos, c) Compósito colocado nas garras no momento antes de iniciar o ensaio, d) Multímetro da *Agilent 34410* para avaliar a resistência elétrica dos compósitos.

Como se observa na Figura 4.1a), temos o compósito (1) entre as garras da *Shimadzu* (2), para o teste de tensão-deformação com a célula de carga de 50 N (3). A garra de baixo é fixa enquanto que a garra de cima é móvel.

Os testes mecânicos são controlados pelo *Trapezium2* (Figura 4.1 b) onde são colocados os diferentes parâmetros como velocidade e deformação. É através desse mesmo *software* e computador, que também se pode verificar os resultados a acontecer em tempo real. Todos esses dados também pode ser gravados, para posterior análise.

O compósito é colocado nas garras e o aspeto final antes de iniciar os testes pode ser visto na Figura 4.1c). As dimensões dos compósitos usados são de 20x10 mm para os testes

piezoresistivos. Foram usados dois compósitos com a mesma quantidade de CNT mas com espessuras diferentes. Foi estudada a piezoresistividades dos compósitos em função da espessura, essencialmente para entender se a espessura influencia a sua sensibilidade.

A espessura dos compósitos, é de 58 e 360  $\mu\text{m}$  para o fino e espesso, medidos com o equipamento *Fischer MPO Series*.

Os ensaios realizados foram em tensão-deformação e flexão. Para os ensaios em tensão-deformação, sempre com 10 ciclos, mas a diferentes percentagens de deformação para estudar o seu comportamento com a deformação, com uma velocidade também igual em todos eles, de 1 mm/min. Os ensaios foram feitos com 1%, 5%, 10% e 20% de deformação.

Um resumo dos ensaios pode-se ver na Tabela 4.1

Tabela 4.1 - Resumo do ensaio de tensão-deformação para o compósito sem interdigitado.

Deformação (%)	1	5	10	20
Velocidade (mm/min)	1			
Distância entre garras (mm)	13.2	13.2	13.3	13.6
Espessura ( $\mu\text{m}$ )	58			

Nos ensaios piezoresistivos, para além de todos os testes mecânicos realizados também estão a ser realizados em tempo real os ensaios elétricos na respetiva amostra.

Quanto aos ensaios elétricos, primeiramente usa-se um multímetro digital da marca *Agilent 34410*. Liga-se os elétrodos do interdigitado indiretamente ao multímetro digital através de dois cabos crocodilo ligados ao sensor através de fitas condutoras de alumínio, como na Figura 4.2.

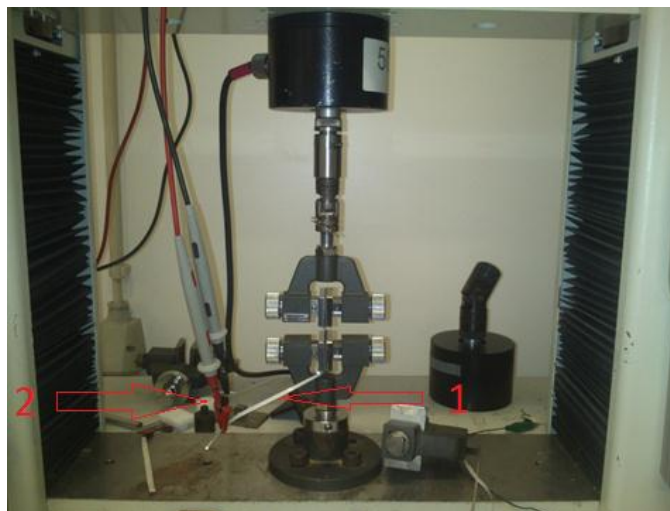


Figura 4.2 - Ensaio eletromecânico em tensão-deformação para um sensor piezoresistivo. 1) Fita condutora de alumínio, 2) Crocodilos do multímetro *Agilent 34410* conectados à fita condutora.

Na Figura 4.2 o compósito está conetado com uma fita condutora de alumínio (1) até aos crocodilos do multímetro (2). Cada elétrodo do sensor tem a fita condutora colada através de uma tinta de prata condutora também como demonstra a Figura 4.3, para obter um bom contacto elétrico e reduzir o ruído nos resultados obtidos.

Todo o funcionamento deste ensaio é igual ao ensaio realizado para o compósito, funcionamento esse já explicado acima, sem o interdigitado impresso.



Figura 4.3 - Sensor piezoresistivo com os elétrodos colados a uma fita de alumínio através de tinta de prata condutora.

Como a resistência elétrica que existe entre o próprio multímetro e o elétrodo no compósito é de aproximadamente  $1 \Omega$ , o que é muito inferior à própria resistência do sensor piezoresistivo, que é cerca de  $2.8 \text{ k}\Omega$  para o sensor mais fino, e cerca de  $1.6 \text{ k}\Omega$  para o sensor mais espesso, por isso esta resistência pode ser desprezada.

A informação da variação da resistência elétrica do compósito vai sendo mostrada num computador em tempo real, como se observa na Figura 4.4.

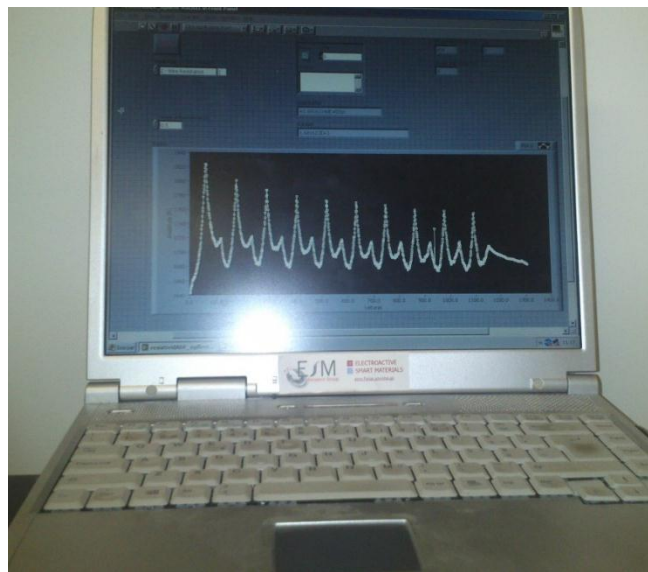


Figura 4.4 - *Software* para análise dos dados elétricos do compósito.

A piezoresistividade do material, ou seja, a variação da resistência elétrica medida em função da deformação aplicada, vai sendo visualizada em tempo real, com os valores a ficarem registados e guardados. Depois desses ensaios, faz-se a análise da piezoresistividade do compósito.

A piezoresistividade pode ser descrito como *gauge factor* [86]. Este parâmetro pode ser definido como uma mudança da resistência quando uma deformação é aplicada [87], como se observa pela equação 2.1, anteriormente apresentada.

Para o primeiro teste, escolheu-se o ensaio de tensão-deformação. Este ensaio foi realizado para ambos os sensores.

Os ensaios realizados foram sempre com 10 ciclos tensão-deformação, para ambos os sensores, também com diferentes percentagens de deformação.

Para cada os dois diferentes sensores, as percentagens de deformação testadas diferem em alguns ensaios realizados, embora que alguns também correspondam exatamente.

Para o sensor mais fino, com espessura de 58 µm, fizeram-se ensaios de 1, 3, 5 e 10% de deformação. Quanto à velocidade, é de 1 mm/min.

Um resumo dos ensaios pode-se ver na tabela seguinte. A Figura 4.2 descreve este ensaio.

Tabela 4.2 - Resumo do ensaio de tensão-deformação para o sensor fino.

Deformação (%)	1	3	5	10
Velocidade (mm/min)	1			
Distância entre garras (mm)	12.6	12.6	12.64	12.74
Espessura (µm)	58			

Foi realizado então também o mesmo ensaio para o sensor piezoresistivo espesso, com uma espessura de 360 µm. Para este sensor, foram feitos ensaios para 1, 2, 3, 4, 5 e 10% de deformação, com velocidades de 1, 5 e 10 mm/min. No caso da amostra mais fina, tem menor histerese mecânico, logo volta ao ponto inicial mais facilmente. Após os ensaios completos, no final recolheram-se os dados nos dois computadores, referentes aos dados mecânicos e elétricos.

Um resumo dos ensaios pode-se ver na tabela seguinte.

Tabela 4.3 - Resumo do ensaio de tensão-deformação para o sensor espesso.

Deformação (%)	1	2	3	4	5	10
Velocidade (mm/min)	1	1	1	1	1	5

					5 10	
Distância entre garras (mm)	11.6	12	12	12	12, 12 e 12.2	12.5
Espessura (µm)	360					

De seguida foram realizados ensaios para flexão pelo método de 3 e 4 pontos. Para este ensaio, colocou-se o sensor sob um substrato polimérico flexível de PET (Politereftalato de etileno), para servir de apoio a estes testes em flexão.

De novo coloca-se os crocodilos do multímetro ligados aos eléctrodos do sensor piezoresistivo através de uma fita condutora de alumínio. Mais uma vez, cada eléctrodo do sensor tem a fita condutora colada através de uma tinta de prata condutora também, para garantir um bom contacto eléctrico entre o compósito e o multímetro. A Tabela 4.3 descreve estes ensaios.

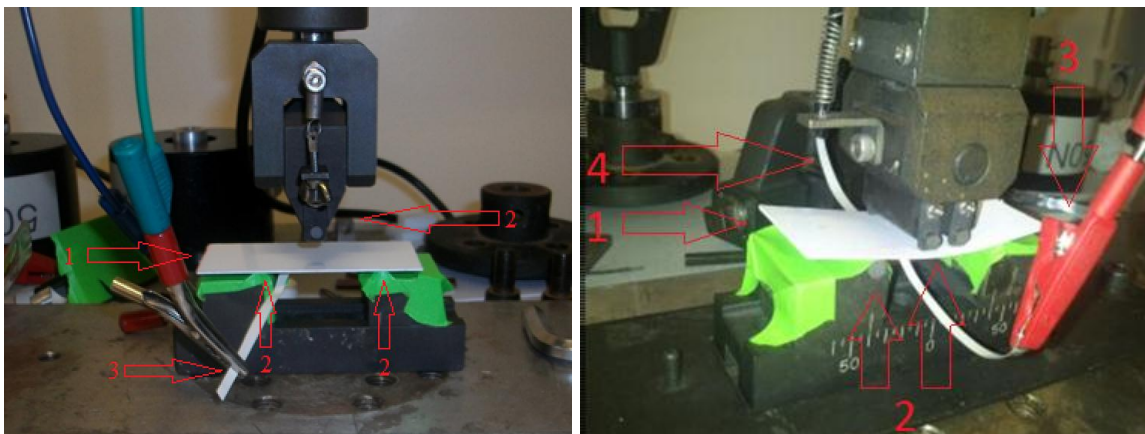


Figura 4.5 - A) Ensaio eletromecânico em flexão de 3 pontos para um sensor piezoresistivo. 1) Substrato polimérico flexível PET, 2) Garras para o teste em deformação 3 pontos, com 1 ponto em cima e 2 pontos em baixo, 3) Crocodilos para medição da resistência elétrica e respetiva fita condutora de alumínio. B) Ensaio eletromecânico em deformação 4 pontos para um sensor piezoresistivo. 1) Substrato polimérico flexível PET. 2) Garras para o teste em deformação 4 pontos, com 2 pontos em cima e 2 pontos em baixo, 3) Crocodilos para medição da resistência elétrica.

O substrato está pousado sobre os 2 pontos da garra de baixo, e com o avançar do ensaio é a garra de cima que se vai mover provocando a deformação observável na imagem. O compósito encontra-se na parte inferior do PET.

Estes ensaios foram realizados para os dois diferentes sensores. Começando pelo sensor piezoresistivo fino, as velocidades foram de 1, 2, 5 e 10 mm/min. Quanto às deformações, em vez de ser definido a percentagem de deformação que se quer, define-se inicialmente a deformação a que o sensor vai ser submetido. Desta feita durante o ciclo, o sensor vai ser deformado ate um valor estipulado, no movimento de deformação, e depois volta de novo até

o ponto inicial, sendo este o movimento de relaxação, completando-se assim um ciclo. Desta feita, as deformações foram de 0.1, 0.5, 1, 2, 3, 4, e 5 mm.

Para cada ensaio realizado, foram percorridos 4 ciclos. No final recolheram-se os dados nos dois computadores, referentes aos dados mecânicos e elétricos. Um resumo dos ensaios pode-se ver na tabela seguinte.

Tabela 4.4 - Resumo do ensaio de deformação 4 pontos para o sensor mais fino.

Deformação (mm)	0.1	0.5	1	2	3	4	5
Velocidade (mm/min)	2	2	2	1 2 5 10	2	2	2
Espessura (µm)	58						

De seguida fez-se o mesmo ensaio para o sensor piezoresistivo espesso e as velocidades foram de 2 mm/min. Quanto às deformações, aplica-se o mesmo para o sensor fino. Desta feita, as deformações foram de 2 e 5 mm.

Para cada ensaio realizado, foram percorridos cerca de 4 ciclos. No final como sempre, recolheram-se os dados nos dois computadores, referentes aos dados mecânicos e elétricos. Um resumo dos ensaios pode-se ver na tabela seguinte.

Tabela 4.5 - Resumo do ensaio de deformação 4 pontos para o sensor mais espesso.

Deformação (mm)	2	5
Velocidade (mm/min)	2	
Espessura (µm)	360	

De seguida foram realizados ensaios para flexão, ensaios de 3 pontos. Para este ensaio, colocou-se o compósito novamente sob um substrato polimérico flexível. Desta feita, em vez de serem feitos ensaios com o interdigitado impresso, imprimiu-se um ponto de tinta de prata com um diâmetro semelhante à ponta de testes, deste ensaio. Coloca-se os crocodilos do multímetro ligados aos eléctrodos criados para este compósito específico através de uma fita condutora de alumínio. Mais uma vez, cada eléctrodo do sensor tem a fita condutora colada através de uma tinta de prata condutora também.

Desta vez apenas foram realizados ensaios para o compósito espesso de 360 µm. As velocidades foram de 0.1, 0.5 e 1 mm/min. Quanto à deformação, desta vez também muda o modo como é realizada, assim como os dados introduzidos. Desta vez é aplicada uma força

previamente determinada para cada ensaio. Desta feita durante o ciclo, o sensor vai ser deformado através de uma força aplicada com um valor estipulado inicialmente, no movimento de deformação, depois volta de novo ao ponto inicial no movimento de relaxação, completando-se assim um ciclo. Desta feita, as deformações foram com forças de 10 , 20 , 30 , 40 e 50 N.

Para cada ensaio realizado, foram realizados 4 ciclos.

Um resumo dos ensaios pode-se ver na tabela seguinte.

Tabela 4.6 - Resumo do ensaio de deformação 3 pontos para o sensor mais espesso.

Força para Deformação (N)	10	20	30	40	50
Velocidade (mm/min)	0.5	0.5	0.1 1	0.5	0.5
Espessura ( $\mu\text{m}$ )	58				

Um resumo dos ensaios realizados pode ser visto na tabela seguinte.

Tabela 4.7 - Resumo dos ensaios realizados.

Tipo de ensaio	Compósito usado	Espessura do compósito
Tensão-deformação	Com e sem interdigitado	Ambos
Flexão 4 pontos	Com interdigitado	Ambos
Flexão 3 pontos	Com interdigitado	Espesso

## 4.2 Caracterização dos sensores piezoresistivos impressos

A sensibilidade de um sensor piezoresistivo quando submetida a uma deformação é dada pelo *gauge factor*, que basicamente significa a mudança relativa da resistência elétrica devido a uma deformação mecânica. Isto pode ser descrito pela equação 2.1 [28], onde  $R_0$  é a resistência inicial da amostra com um comprimento  $L_0$ ,  $\Delta R$  é a variação da resistência da amostra após a deformação para um comprimento  $\Delta L$  [88]. A deformação mecânica é dada por  $\epsilon = \Delta L/L_0$ . No ensaio de tensão-deformação, para calcular o GF usa-se então a equação 4.1.

Quanto aos ensaios realizados em flexão de 4 pontos, esse por ser explicado na Figura 4.6

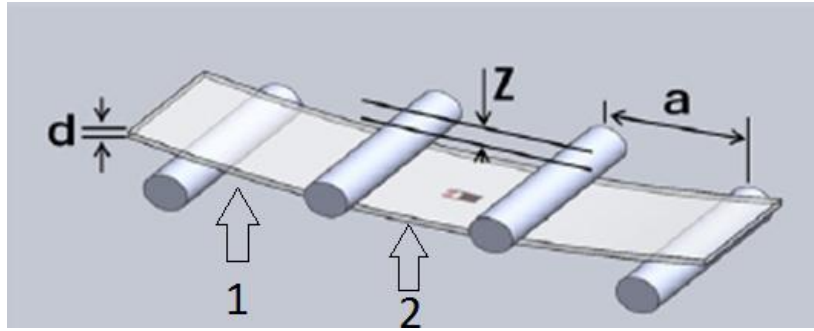


Figura 4.6 - Esquemático de ensaio em deformação 4 pontos.  $Z$  é o deslocamento vertical do pistão,  $d$  é a espessura da amostra e  $a$  é a distância entre dois pontos de deformação, 1) Substrato flexível, 2) Lugar onde se coloca o sensor.

Tal como especificado acima, o sensor piezoresistivo encontra-se por cima do substrato flexível [89], entre este substrato e os 2 pontos de cima.

Neste caso a deformação mecânica é calculada de outra maneira. A equação para o cálculo do  $\varepsilon$  neste caso é dada por [12]:

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

onde  $Z$  é o deslocamento vertical,  $d$  é a espessura da amostra e  $a$  é a distância entre dois pontos de deformação. De resto os dados elétricos são calculados da mesma maneira que o ensaio tensão-deformação.

Quanto aos ensaios realizados em flexão de 3 pontos, mais uma vez os dados elétricos são calculados da mesma maneira que os ensaios anteriores. Quanto à deformação mecânica, neste caso é a mesma que a deformação aplicada, que é retirada dos ensaios. Desta feita o GF já pode ser calculado pelas equações 2.1 e 4.1.





## Capítulo 5

### Simulação do endoscópio

Para compreender melhor o comportamento real de um endoscópio, a fim de podermos clarificar os fenômenos subjacentes ao seu movimento, foi realizada uma simulação de uma *bending section* de um endoscópio, que é a zona comandada do endoscópio, e onde serão colocados os sensores. Estes testes têm como objetivo base saber quais os melhores locais para colocar os sensores piezoresistivos, de forma a obtermos o máximo de fiabilidade na sua medição. Para tal, como a finalidade da colocação dos sensores é para medir as tensões de deformação aplicadas no endoscópio, nesse caso o que vamos querer obter do ponto de vista de simulação são essas mesmas tensões, ou seja, onde elas se encontram com maior intensidade ao longo deste tubo, tensões essas que também provocam a respetiva dobra, assim como o seu movimento ao longo do interior do corpo humano. Todo este fenómeno final descrito pode ser visto na figura abaixo.

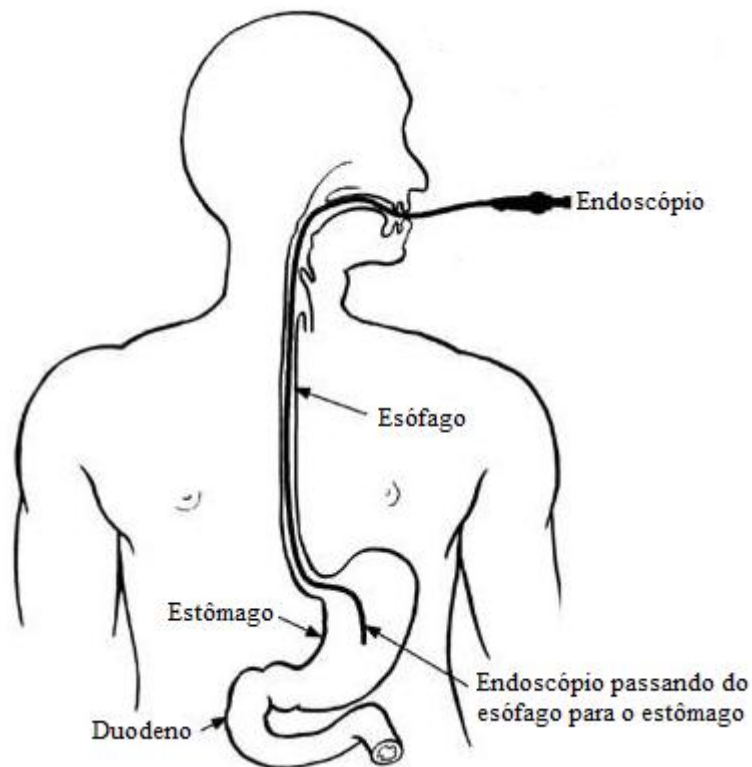


Figura 5.1 - Imagem da gastroscopia pela vista do interior do corpo humano [90].

Como se pode compreender ao longo do que já aqui foi descrito, este é um trabalho prévio de toda a parte experimental seguinte, da que faz parte o desenvolvimento do sistema electrónico de aquisição dos sensores colocados no endoscópio.

Assim que obtemos os resultados da simulação, podemos compreender o seu funcionamento do ponto de vista real, pois a simulação efetuada, permite aproximar bastante ao comportamento de um endoscópio, aquando da sua utilização durante o processo de endoscopia.

## **5.1 Modelo teórico de simulação e parâmetros**

### **5.1.1 Modelo teórico**

A simulação descreve o movimento mecânico de um endoscópio, quando é aplicada uma força numa das suas extremidades. Desta forma, o modelo teórico aplicado contempla um conjunto de equações físicas e matemáticas que descrevem os fenómenos, leis e princípios associados à mecânica e dinâmica de sólidos, tendo em conta que os materiais utilizados no endoscópio são materiais em regime elástico. As equações que descrevem os modelos teóricos aplicados ao movimento mecânico do endoscópio estão descritas na Tabela 5.1. Desta feita o modelo teórico implementado em todas simulações realizadas ao longo desta componente do projeto, que contempla as leis base da mecânica e dinâmica de sólidos, é similar aos modelos teóricos aplicados por outros autores em diversos estudos realizados, embora com objetivos diferenciados, mas que implementam as mesmas leis da mecânica [91-98].

A resolução numérica aplicada ao modelo teórico na simulação, baseia-se no método de elementos finitos, uma vez que o modelo é composto por um conjunto de equações diferenciais parciais e ordinárias. A simulação tem por base um estudo com solução estacionária para cada intensidade de força aplicada na extremidade do endoscópio.

Quanto à malha escolhida na simulação foi tido em conta uma malha refinada e adequada à ordem de grandeza das dimensões do endoscópio aplicado na simulação.

O modelo é implementado em três dimensões, como ilustra a Figura 5.2.

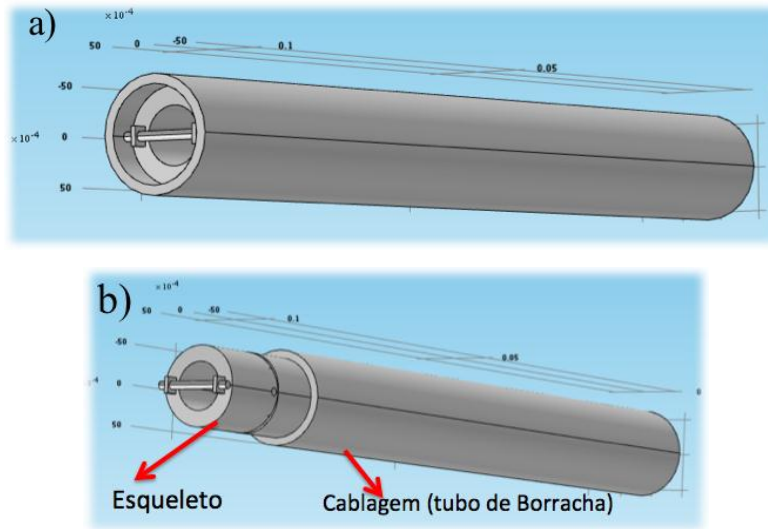


Figura 5.2 - Representação esquemática em 3 dimensões: (a) endoscópio (b) constituição do endoscópio (esqueleto e cablagem de borracha).

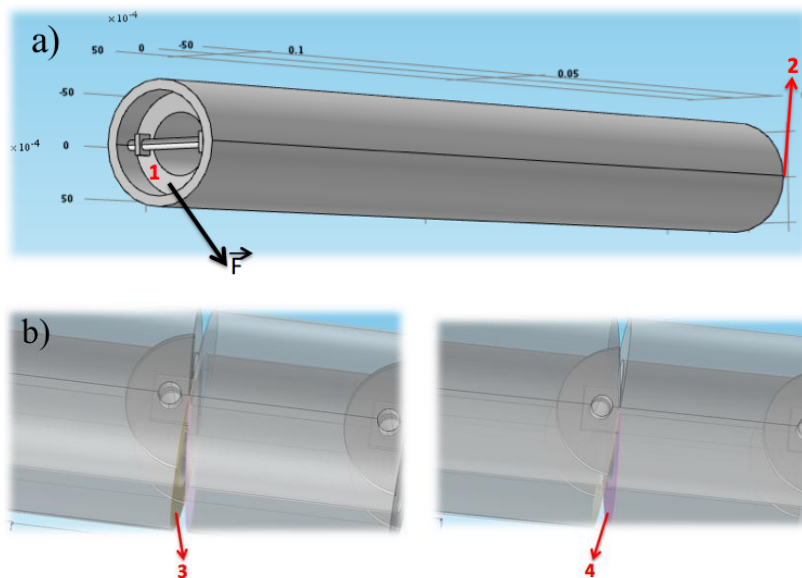
Tabela 5.1 - Equações fundamentais que governam os diferentes processos envolvidos no movimento mecânico do endoscópio.

Modelo	Equação	Descrição
Mecânica e Dinâmica de Sólidos	$r \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \nabla \cdot s = F_v$ $s = J^{-1} F \cdot S F^T$ $F = (I + \nabla u)$ $J = \det(F)$	Leis da Mecânica/Dinâmica de sólidos
	$S - S_0 = C : (e - e_0)$ $e = \frac{1}{2} [(\nabla u)^T + \nabla u + (\nabla u)^T \nabla u]$	Relação de Deformação elástica- Tensor de Tensão Second-Piola
	$s : e = S : E$ $E = \frac{E}{(1+\nu) + (1-2\nu)}$	Representação matricial da relação de Deformação elástica- Tensor Second-Piola contemplando o tensor de rigidez (C).
	$s = D \cdot e$	Lei de Hooke – Modulo de Elasticidade ou de Young

	$F = -m \frac{d^2 u}{dt^2}$ $M = I \frac{d^2 \theta}{dt^2}$ $I = \int ((X_d \cdot X_d) E_3 - X_d \cdot X_d^T) r \cdot dV$ $X_d = X - X_c \quad E_3 \rightarrow 3 \times 3 \text{ matriz de identidade}$ $X_c = \frac{\int r \cdot X \cdot dV}{m} \quad m = \int r \cdot dV$ $\frac{\partial u}{\partial t} = (w \times (r + u)) + \frac{\partial u}{\partial t}$ $r = (X - X_c)$	<p>Movimento de Rotação/Translação dos Sólidos – do tubo de borracha e esqueleto</p>
	$\frac{\partial u}{\partial t} = (w \times (r + u)) + \frac{\partial u}{\partial t}$ $r = (X - X_c)$ $X_c = \frac{\int X \cdot dA}{A}$ $A = \int dA$	<p>Movimento de Rotação/Translação dos Sólidos – Juntas das peças (elos) do esqueleto.</p>

### 5.1.2 Condições de fronteira, parâmetros/valores iniciais

É importante definir todas as condições de fronteira para o modelo do endoscópio de acordo com os modelos de mecânica e dinâmica dos sólidos. Na Figura 5.3 , pode-se observar uma representação esquemática do endoscópio, no qual são apresentadas as diversas condições de fronteira, que são aplicadas na simulação. A Tabela 5.2 suporta a descrição das condições de fronteiras assinaladas na Figura 5.3 .



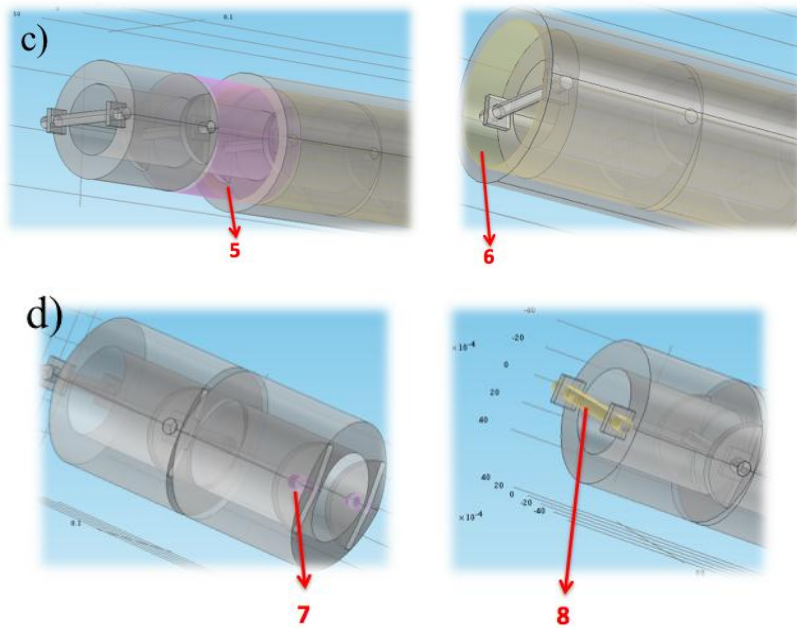


Figura 5.3 - Representação esquemática das condições de fronteira, que são aplicadas ao modelo do endoscópio: (a) Condição de Fronteira 1 e 2 (Força aplicada e superfície fixa) (b) Condição de Fronteira 3 e 4 (entre as superfícies de cada elo) (c) Condição de Fronteira 5 e 6 (entre a superfície externa de cada elo com a superfície interna do tubo de borracha) (d) Condição de Fronteira 7 e 8 (superfícies de contacto nas juntas de rotação entre os elos).

Como foi dito anteriormente a Tabela 5.2, estabelece a descrição das condições de fronteira, que são aplicadas ao endoscópio que na Tabela 5.3 estão assinaladas pelos números de 1 a 8.

Tabela 5.2 - Sumário das condições de fronteira, implementadas no modelo do endoscópio.

Fronteira	Tipo de condição de Fronteira	Condição de Fronteira	Modelo
1	Força Aplicada	$F_x \neq 0$ e $F_z \neq 0$ e $F_y = 0$ $F_x < 0$ e $F_z > 0$	Mecânica e Dinâmica de Sólidos
2	Superfície Fixa	$u = 0$	
3 e 4	Superfícies de Contacto entre os elos da estrutura interna	Superfícies de corpos rígidos que entram em contacto ao longo do movimento sem ocorrer união ou deformação do material.	
5 e 6	Superfícies de contacto entre a estrutura interna (esqueleto) com a estrutura externa (Revestimento de borracha)	Superfícies de corpos rígidos que entram em contacto ao longo do movimento sem ocorrer união ou deformação do material.	

7 e 8	Superfícies das juntas (eixos de rotação) sem atrito	Superfícies das juntas deslizantes, sem fricção, $F_{\text{atrito}} = 0$ .	
-------	--	--	--

O endoscópio é composto por duas estruturas de diferentes materiais, o esqueleto do endoscópio, que se designa pela estrutura interna (estrutura 1) e por um tubo de revestimento exterior (estrutura 2). Estas duas estruturas 1 e 2 estão ilustradas na Figura 5.4.

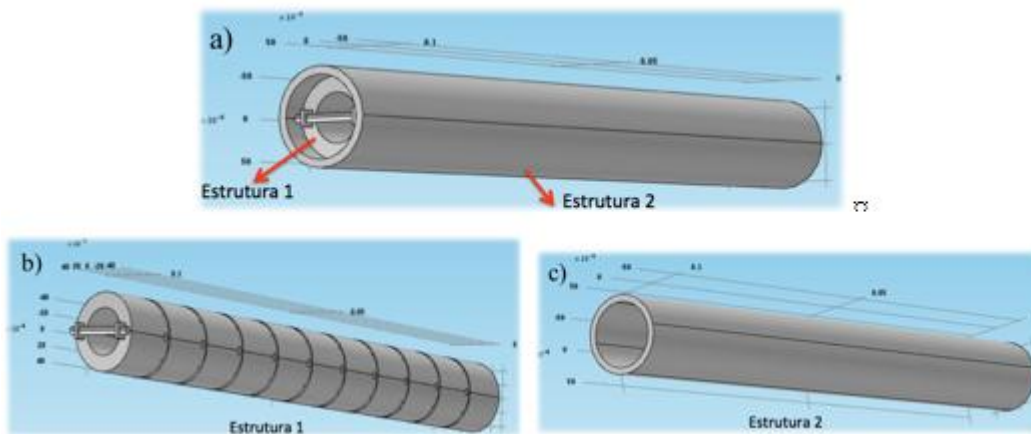


Figura 5.4 - (a) Representação esquemática da estrutura e os materiais de composição do endoscópio, estrutura 1 – Aço e estrutura 2 – Borracha. (b) Representação esquemática da estrutura 1 – Aço. (c) Representação esquemática da estrutura 2 – Borracha.

Como as duas estruturas são compostas por dois materiais diferentes com um comportamento elástico, a Tabela 5.3 apresenta todos os valores das diferentes constantes aplicadas a cada material e os valores iniciais introduzidos na simulação.

Tabela 5.3 - Parâmetros utilizados nas simulações do endoscópio.

Parâmetro	Unidades	Estrutura 1	Estrutura 2
$\rho$	Kg/m <sup>3</sup>	7850	910
$E$	Pa	$200 \times 10^9$	$0.05 \times 10^9$
$\nu$	adimensional	0.33	0.5
$d$	m	$0.5 \times 10^{-2}$	$0.6 \times 10^{-2}$
$d_{ex}$	m	$0.5 \times 10^{-2}$	$0.6 \times 10^{-2}$
$d_i$	m	$0.3 \times 10^{-2}$	$0.5 \times 10^{-2}$
$L_{end}$	m	$11 \times 10^{-2}$	$11 \times 10^{-2}$
$L_e$	m	$1 \times 10^{-2}$	-

$N_e$	adimensional	11	-
<b>Geral</b>			
$F_x$	N	-45×a	
$F_z$	N	8×a	
$a$	adimensional	0,05; 0,1; 0,125; 0,175; 0,2; 0,25; 0,3; 0,4; 0,6; 1,0	
$T$	K	298	

## 5.2 Apresentação dos Resultados e Discussão

Neste subcapítulo serão apresentados e discutidos, os resultados obtidos nas simulações efetuadas ao endoscópio em posto anteriores. Como já foi referido anteriormente, o objetivo das simulações incide, essencialmente, na medição da tensão sentida na parte externa do endoscópio (revestimento), mais concretamente na *bending section* do mesmo, de forma a prever-se quais as posições otimizadas para a colocação dos sensores piezoresistivos desenvolvidos nesta dissertação. A escolha dessas mesmas posições, onde se pretende colocar os sensores baseia-se em locais ao longo do comprimento do endoscópio (*bending section*), nos quais a intensidade da tensão é mais elevada. Desta forma, com base no objetivo atrás referido, nas diversas simulações realizadas, aplicaram-se várias forças com intensidades diferentes numa das extremidades do endoscópio ( $x=11$  cm), sendo a outra extremidade fixa ( $x=0$  cm), como ilustra a Figura 5.5a). Na Figura 5.5b), pode-se observar qual a numeração atribuída aos 11 elos do esqueleto (*bending section*) do endoscópio e onde se encontra cada elo ao longo do comprimento de 11 cm de endoscópio manipulável, isto é que sofre uma curvatura controlada pelo utilizador.



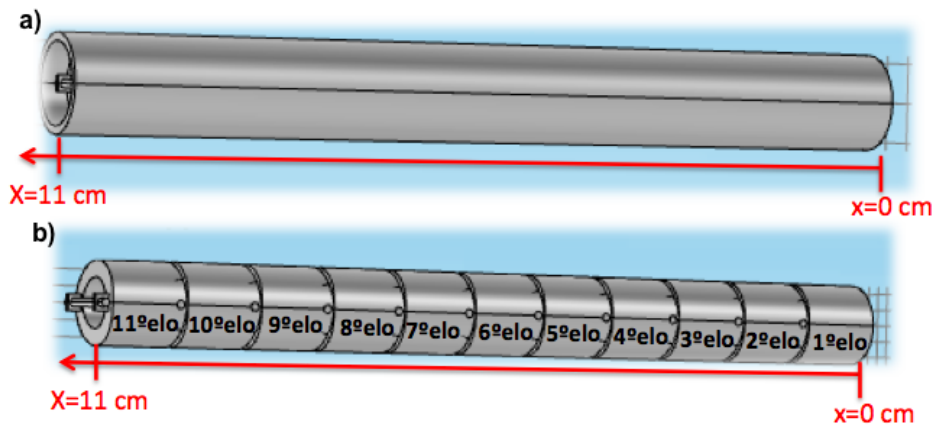
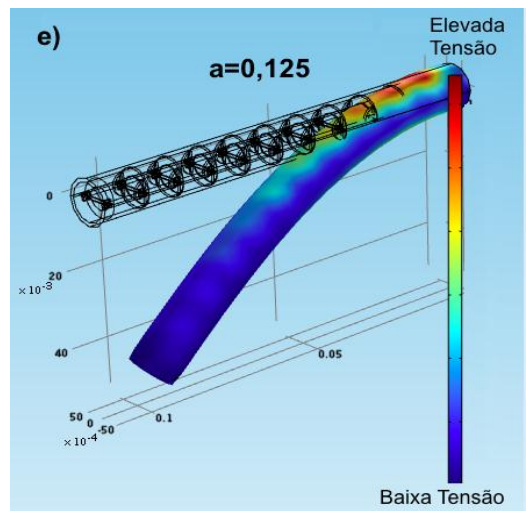
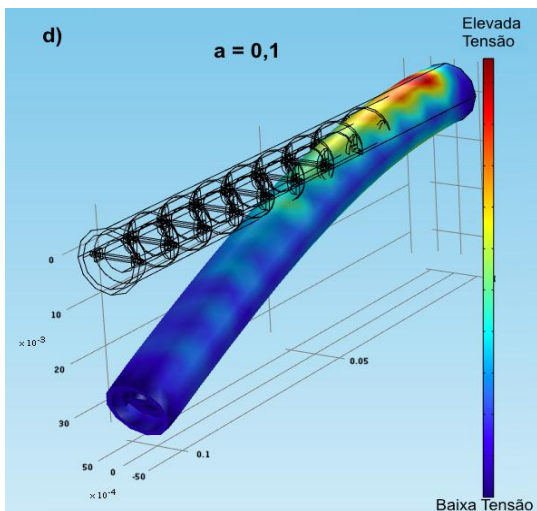
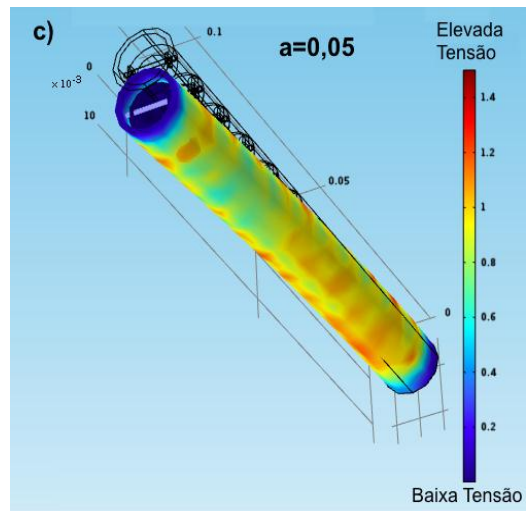
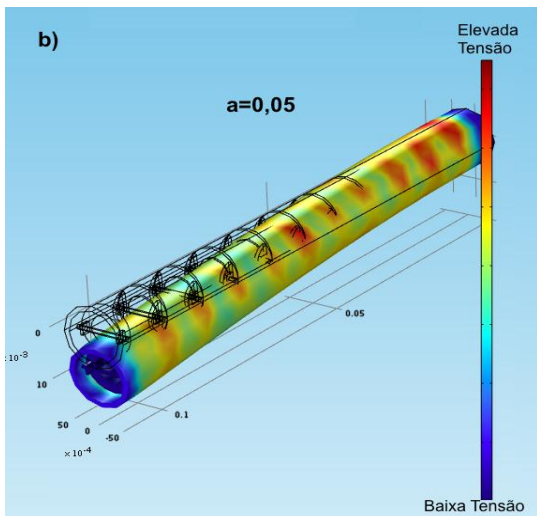
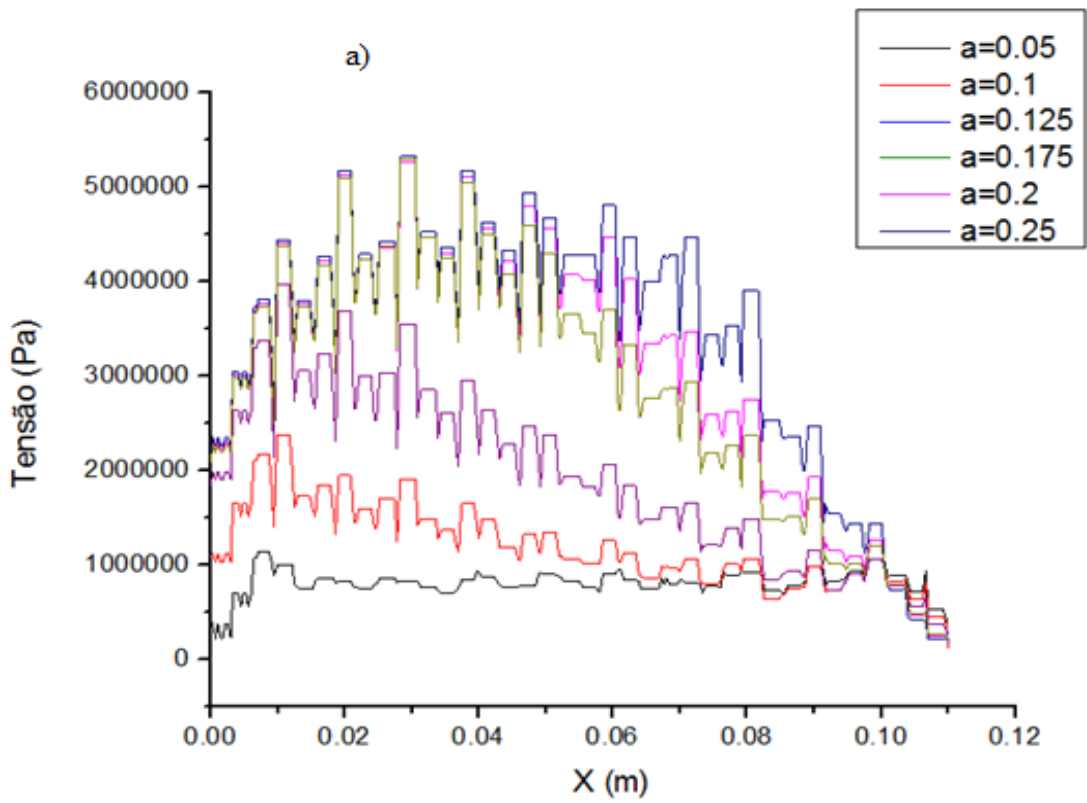


Figura 5.5 - (a) Representação do referencial atribuído ao longo do comprimento de 11 cm de endoscópio manipulável, sendo a posição da extremidade fixa  $x=0$  cm e a posição da extremidade à qual se aplica a força  $x=11$  cm. (b) Representação da numeração atribuída aos 11 elos do esqueleto do endoscópio e local onde se encontra cada elo ao longo do comprimento do endoscópio manipulável.

As várias forças aplicadas ao longo do endoscópio, possuem a mesma direção e sentido, apenas diferem por terem diversas intensidades ou valores. A direção e sentido da força aplicada está apresentada na Figura 5.3 a). A intensidade das forças aplicadas depende de duas componentes da força, em  $x$  e  $z$ , sendo as intensidades, respetivamente,  $45 \times a$  N e  $8 \times a$  N, no qual  $a$  será um fator multiplicativo, que atribuirá diversos valores de intensidade total da força aplicada. Os fatores  $a$  multiplicativos utilizados nas simulações foram: 0,05, 0,1, 0,125, 0,175, 0,2, 0,25, 0,3, 0,4 e 0,6. A ordem dos fatores multiplicativos,  $a$ , apresentada anteriormente, estabelece uma ordem crescente de intensidade de força aplicada. Assim, para cada fator  $a$  atribuído, aplica-se uma força com uma determinada intensidade. Aplicando esta gama de valores de fator  $a$  entre 0,05 e 0,6, o endoscópio sofre uma dobra com uma curvatura de  $90^\circ$ .

Nas simulações, para cada força aplicada na extremidade do endoscópio foi medida uma tensão, que se faz sentir na parte exterior do revestimento ao longo do seu comprimento (eixo dos  $xx$ ). A Figura 5.6 ilustra os valores de tensão obtidos ao longo do comprimento do endoscópio para as forças aplicadas com menor intensidade, isto é, com os fatores multiplicativos  $a$  menores, tais como: 0,05, 0,1, 0,125, 0,175, 0,2 e 0,25. Complementando os resultados obtidos na Figura 5.6a), as figuras Figura 5.6b), Figura 5.6c), Figura 5.6d), Figura 5.6e), Figura 5.6f), Figura 5.6g) e Figura 5.6h) apresentam os resultados de tensão obtidos em 3 dimensões para as mesmas intensidades de força que foram aplicadas, e que estão apresentadas na Figura 5.6a). As Figura 5.6b) até Figura 5.6h) permitem observar os locais onde as tensões sentidas na parte externa do revestimento são maiores ou menores.



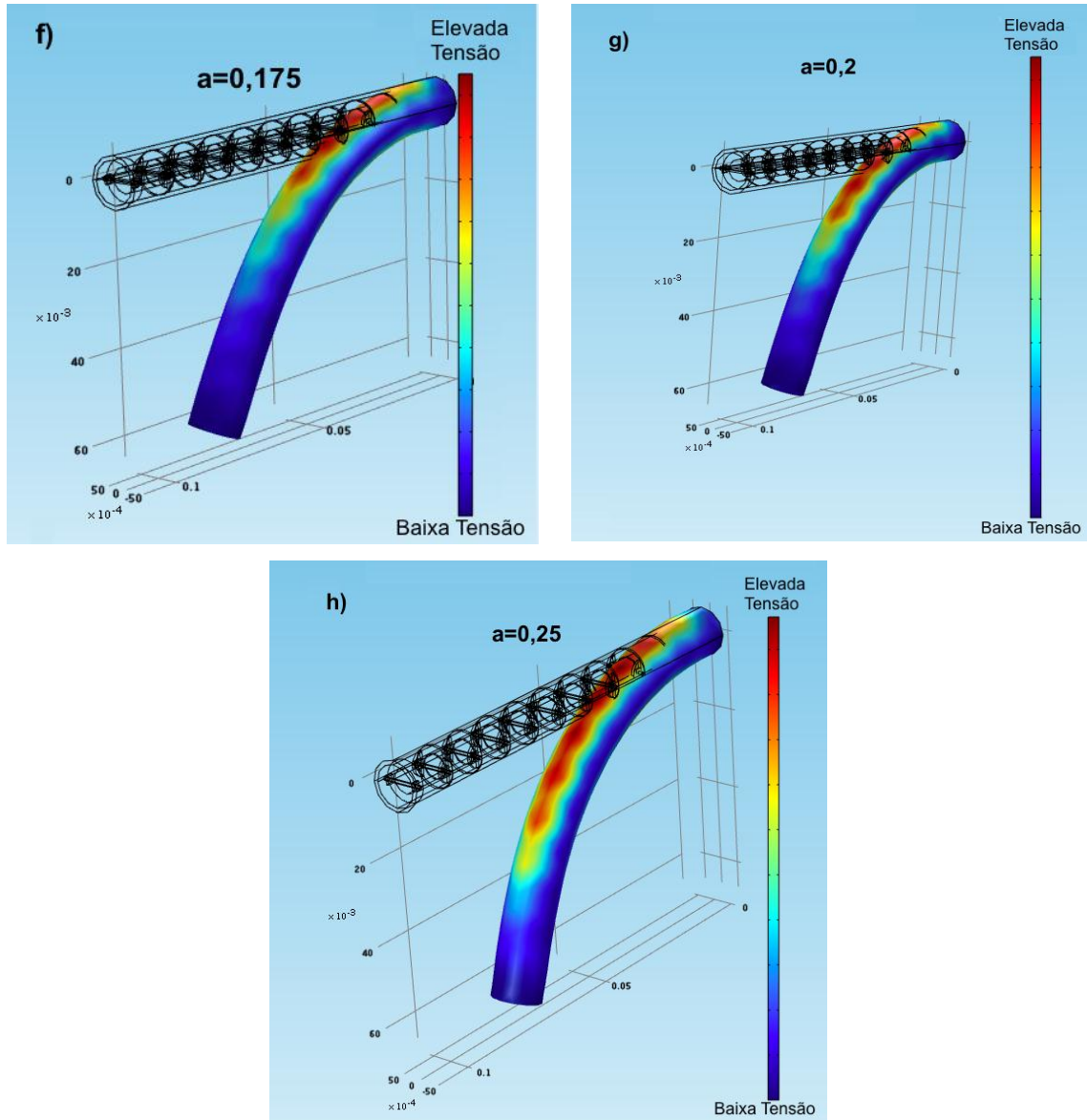


Figura 5.6 - (a) Valores de tensão ao longo do comprimento do endoscópio (eixo dos xx) quando são aplicadas forças com intensidades diferentes na extremidade do endoscópio. As intensidades das forças aplicadas dependem dos valores do fator multiplicativo  $a$  de 0,05, 0,1 0,125, 0,175, 0,2 e 0,25. Os valores de tensão obtidos ao longo do endoscópio através de uma representação esquemática 3D para os diferentes fatores multiplicativos  $a$ : (b) vista superior,  $a=0,05$ , (c) vista inferior  $a=0,05$ , (d)  $a=0,1$ , (e)  $a=0,125$ , (f)  $a=0,175$ , (g)  $a=0,2$  e (h)  $a=0,25$ .

Como se pode observar na Figura 5.6 a), com o aumento da intensidade da força aplicada, o valor de tensão sentida em todos os pontos ao longo do comprimento do endoscópio também aumenta, excluindo os pontos próximos da outra extremidade, entre os 0,10 m e 0,11 m, no qual os valores de tensão são iguais nas diferentes intensidades de força aplicada. Este fenómeno ocorre devido ao intervalo de forças aplicadas ser de baixa intensidade, não provocando ainda uma dobra significativa do endoscópio, como se pode observar em todos

os casos ilustrados nas Figura 5.6b) até Figura 5.6h). Relativamente ao caso em que se aplica a força com um fator  $a$  igual a 0,05, pode-se observar que as posições que apresentam maior valor de tensão são próximas das duas extremidades do endoscópio com as posições  $x=0,01$  m e  $x=0,11$  m. Os valores de tensão obtidos na posição  $x=0,01$  m e  $x=0,11$  m são respetivamente, 1000,9 kPa e 96.03 kPa. Nas posições do endoscópio que se situam entre as posições  $x=0,01$  m e  $x=0,11$  m são atingidos valores de tensão mais baixos, entre 706 kPa e 850 kPa. Verifica-se apenas uma maior tensão próximo das extremidades uma vez que a intensidade da força aplicada é relativamente baixa. Desta forma, a maior tensão sentida será no local do endoscópio mais próximo da zona onde se encontra fixo e no local mais próximo onde a força é aplicada. No local onde o endoscópio se encontra fixo o revestimento sofre rapidamente uma deformação, uma vez que o segundo elo da estrutura interna (esqueleto) começa a rodar exercendo uma tensão sobre o primeiro elo fixo. Essa tensão irá se refletir no revestimento exterior. Na extremidade oposta a força aplicada sobre o último elo, implica que este mesmo sofra uma deslocação fruto da sua translação e que causará uma tensão sobre o revestimento externo. Quanto aos elos que se encontram entre estes dois extremos apenas acompanham um ligeiro movimento de translação, sem causar elevadas tensões sobre o revestimento. Como se pode observar na Figura 5.6b) e Figura 5.6c), a mancha avermelhada (que representa o maior valor de tensão) é mais intensa próximo das duas extremidades do endoscópio. Os valores de tensão obtidos em todas as posições ao longo do comprimento do endoscópio são bastante baixas rondando o valor cerca de 800 kPa, uma vez que a força aplicada possui uma intensidade baixa, que não vence significativamente a resistência inicial ao movimento de curvatura e dobra por parte do material que compõem o revestimento do endoscópio.

Relativamente ao caso em que se aplica uma força com um fator  $a$  de 0,1, começa-se a observar um elevado aumento da tensão em todos os pontos ao longo do comprimento do endoscópio, mas com maior intensidade nos locais entre  $x=0,01$  m e  $x=0,02$  m, registando-se valores de tensão, respetivamente, de 2,382 MPa e 1,94 MPa. Como se pode verificar na Figura 5.6d), são apresentadas duas manchas vermelhas mais intensas nessa região do endoscópio. O primeiro elo que se encontra fixo exerce mais tensão sobre o revestimento, como também o segundo elo sofre uma rotação, ficando impedido de rodar no momento em que a sua face lateral choca contra a face lateral vizinha do primeiro elo provocando uma tensão sobre o revestimento. Quando se aumenta a força, aplicando os restantes fatores  $a$  entre os valores 0,125 até 0,25, os elos seguintes vão sucessivamente rodando e travar, quando encostam a sua face lateral à face lateral do elo vizinho anterior, exercendo assim tensão elevada sobre o revestimento do endoscópio, como se pode observar nas Figura 5.6e)

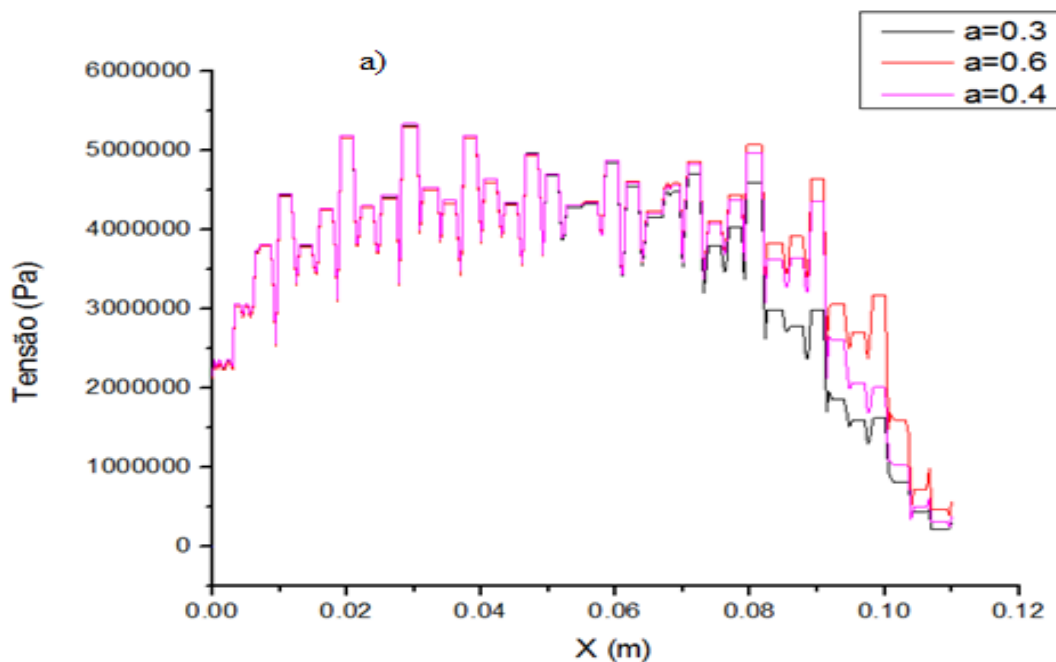
até Figura 5.6h), em que se observam manchas avermelhadas mais intensas a surgir sucessivamente ao longo dos vários elos. No caso em que se aplica a força com o fator  $a$  de 0,125, as posições que apresentam maior tensão são entre  $x=0,01$  m e  $x=0,04$  m registando valores de tensão, respetivamente, de 3,97 MPa e 2,65 MPa. Relativamente ao caso em que se aplica a força com o fator  $a$  de 0,175, as posições que apresentam maior tensão são entre  $x=0,01$  m e  $x=0,05$  m registando valores de tensão, respetivamente, de 4,37 MPa e 3,66 MPa. Quando se aplica a força com o fator  $a$  de 0,2, as posições que apresentam maior tensão são entre  $x=0,01$  m e  $x=0,06$  m registando valores de tensão, respetivamente, de 4.40 MPa e 4.48 MPa. Por fim, para o caso em que se aplica a força com o fator  $a$  de 0,25, as posições que apresentam maior tensão são entre  $x=0,01$  m e  $x=0,07$  m registando valores de tensão, respetivamente, de 4.44 MPa e 4.47 MPa. Com estes resultados obtidos pode-se observar que com o aumento da intensidade da força aplicada sobre a extremidade do endoscópio o intervalo de posições com os valores de tensão mais elevados aumenta.

Em todas os casos pode-se observar que ao longo do comprimento do endoscópio as tensões apresentam sucessivos picos de elevadas tensões, correspondentes aos locais em que as extremidades de cada elo exercem maior tensão sobre o revestimento. Nesta gama mais baixa de forças aplicadas, pode-se verificar que as diferentes regiões, que apresentam maior tensão para cada caso de fator  $a$  aplicado, correspondem ao local do endoscópio onde ocorre uma dobra mais acentuada. Pode-se verificar que, o aumento da força aplicada (maiores fatores de  $a$  aplicados) implica que os valores de tensão aumentem em locais mais centrados do endoscópio, uma vez que conforme a dobra do endoscópio vai sendo mais acentuada, os elos centrais vão causar mais tensão sobre o revestimento, como se pode observar para o caso do fator  $a$  ser de 0,25 na Figura 5.6a). Nas extremidades, o valor de tensão será menor, uma vez que a dobra do endoscópio será maior em locais mais intermédios do endoscópio. Também, em todos os casos observados na Figura 5.6a), pode-se verificar que os intervalos de posições do endoscópio com maiores valores de tensão vai aumentar consoante ocorre o aumento da força aplicada e consequente aumento da dobra sofrida pelo endoscópio.

As figuras acima apresentadas Figura 5.6b) até Figura 5.6h), apresentam em 3 dimensões os valores de tensão registados em todos os locais ao longo do comprimento do endoscópio. Estas imagens ilustram as sucessivas regiões que apresentam maiores valores de tensão provocados pelos elos sobre o revestimento (manchas avermelhadas) ao longo da dobra do endoscópio. Esta dobra implica uma curvatura situada entre os  $0^\circ$  e  $75^\circ$ . Estas imagens complementam os resultados obtidos e apresentados na Figura 5.5a), para as diferentes intensidades de força aplicadas numa extremidade do endoscópio com o fator  $a$  entre 0,05 até 0,25.

De seguida, na figura Figura 5.7a), são apresentados os valores de tensão registados ao longo do comprimento do endoscópio, quando sujeito a valores muito mais elevados de intensidade de força aplicada. Nesta gama de forças aplicadas com maior intensidade, foram aplicados fatores  $a$  com o valor de 0,3, 0,4 e 0,6. Quando se aplica sucessivamente forças com maior intensidade observa-se os mesmos comportamentos e fenómenos observados nos casos anteriores, em que se aplicou uma gama de forças menos intensas. Com o aumento da força aplicada, o intervalo de regiões e locais com valores maiores de tensão aumentou, como ilustra a Figura 5.7a). Com o aumentar da dobra do endoscópio até à curvatura de 90°, observa-se um crescimento das regiões com elevados valores de tensão, como ilustram as Figura 5.7b) até à Figura 5.7d). Também, é verificado que as regiões intermédias do endoscópio apresentam maiores valores de tensão. Estas zonas estão associadas à zona mais acentuada de dobra do endoscópio, como podemos observar nas Figura 5.7b) até Figura 5.7d).

De acordo com a Figura 5.7a), para o caso em que se aplica uma força com o fator  $a$  de 0,3, as posições que apresentam maior tensão são entre  $x=0,01$  m e  $x=0,08$  m registando os valores de tensão, respetivamente, de 4,43 MPa e 4,59 MPa. Quando se aplica uma força com o fator  $a$  de 0,4, as posições que apresentam maior tensão são entre  $x=0,01$  m e  $x=0,09$  m registando os valores de tensão, respetivamente, de 4,45 MPa e 4,36 MPa. Para um fator  $a$  de 0,6, as posições que apresentam maior tensão são entre  $x=0,01$  m e  $x=0,10$  m registando os valores de tensão, respetivamente, de 4,43 MPa e 3,12 MPa. Como já foi observado anteriormente, para uma intensidade de força aplicada mais baixa, e com o sucessivo aumento da intensidade da força aplicada à extremidade do endoscópio, continua a ocorrer o aumento do intervalo de posições que registam os valores de tensão mais elevados.



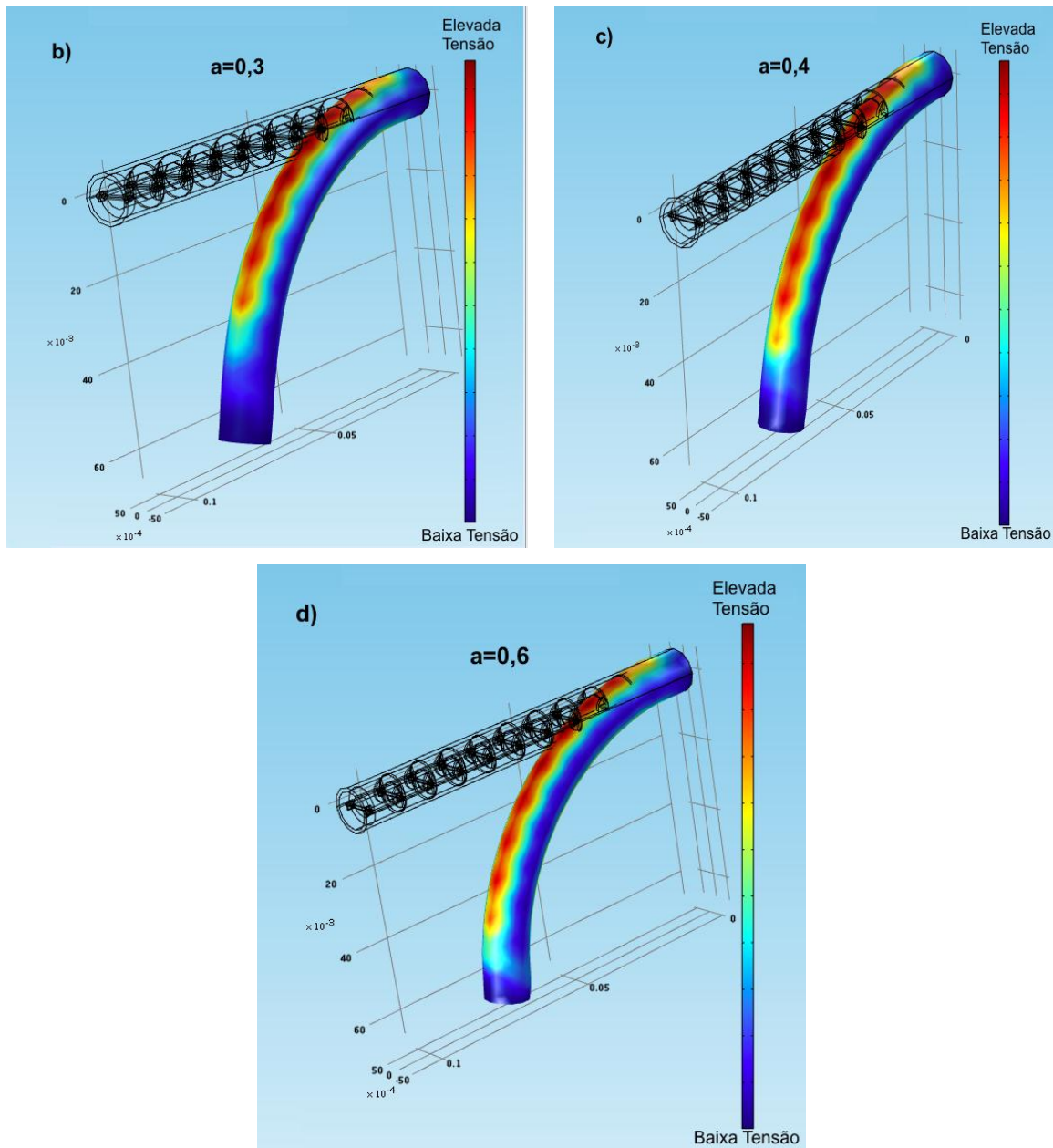


Figura 5.7 - (a) Valores de tensão ao longo do comprimento do endoscópio (eixo dos xx) quando são aplicadas forças com intensidades diferentes na extremidade do endoscópio. As intensidades das forças aplicadas dependem dos valores 0,3, 0,4 e 0,6 de fator multiplicativo  $a$ . Os valores de tensão registados ao longo do endoscópio numa representação esquemática 3D para os diferentes fatores multiplicativos  $a$ : (b)  $a=0,3$ , (c)  $a=0,4$  e (d)  $a=0,6$ .

As Figura 5.7b) até Figura 5.7d), apresentam em 3 dimensões os valores de tensão registados em todos os locais ao longo do comprimento do endoscópio. Estas imagens ilustram as sucessivas regiões que apresentam maiores valores de tensão provocados pelos elos sobre o revestimento (manchas avermelhadas) ao longo da restante dobra do endoscópio que se situa entre  $75^\circ$  e  $90^\circ$  de curvatura. Estas imagens complementam os resultados obtidos e

apresentados na Figura 5.7a) para as diferentes intensidades de força aplicada numa extremidade do endoscópio com o fator  $a$  entre 0,3 até 0,6.

Por fim, reunindo todos os casos apresentados nas Figura 5.6 e Figura 5.7, pode-se observar que grande parte da amplitude de curvatura do endoscópio (entre  $20^\circ$  e  $75^\circ$ ) é registada entre os casos com o fator  $a$  de 0,1 até 0,25, uma vez que estes valores baixos de intensidade de força são suficientes para vencer a resistência ao movimento apresentado pelo material elástico que compõem o revestimento do endoscópio.





## Capítulo 6

### Circuito de leitura para sensores piezoresistivos

Com o avanço da tecnologia, tem sido permitido implementar cada vez mais sensores, nas diversas aplicações onde estes são usados. Este facto leva a que por sua vez sejam cada vez mais requeridos, num leque variado de aplicações, tais como aplicações médicas e biológicas. [99].

O facto de os sensores serem cada vez mais utilizados, torna-se necessário criar sistemas de leitura e de condicionamento de sinal cada vez mais evoluídos. Isto leva não só a que a aplicabilidade desses mesmos sensores seja cada vez maior, como também leva a uma nova necessidade de os sistemas de leitura conseguir ler vários sensores em simultâneo. Portanto, tal como os próprios sensores em si tem evoluído com a sua crescente importância e desenvolvimento da tecnologia, a necessidade destes sensores cada vez mais completos precisarem de um sistema de leitura apropriado, faz com que seja necessário melhores sistemas de leitura e condicionamento do sinal de modo a acompanharem o desenvolvimento dos sensores. Com a evolução, características como o tamanho dos componentes eletrónicos, capacidade de processamento e a diminuição do consumo de energia por parte destes sistemas têm vindo a melhorar [98-100].

Já existem sistemas que incorporam o circuito de condicionamento de sinal e a própria unidade de processamento com os sensores [101], como são o exemplo dos *smart sensors*. Como se observa na Figura 6.1, um sensor integrado tradicional pode ser dividido em três partes: primeiro o elemento sensitivo, como resistências, fotodíodos, transístores, depois o condicionamento de sinal e processamento, como amplificações, compensações, filtros, e por fim, a interface do sensor, como fios, *sockets* para comunicar com outros dispositivos. Como ilustrado na figura Figura 6.2, a diferença essencial entre um *smart sensor* e um sensor integrado tradicional são as suas capacidades inteligentes, ou seja, o microprocessador integrado. O microprocessador é tipicamente usado para processamento digital e conversão analógica para digital. Também pode ser útil para diminuir o consumo de energia.

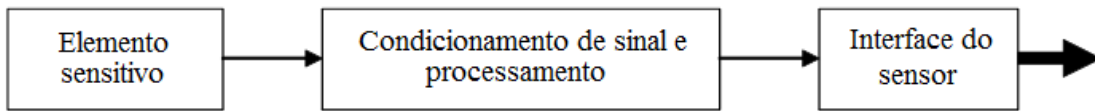
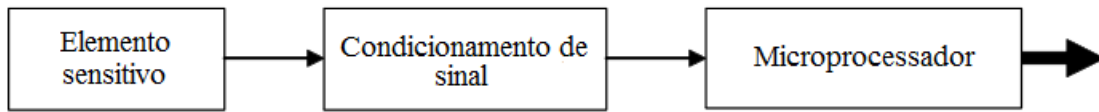


Figura 6.1 - Estágios de funcionamento de um sensor tradicional.

Figura 6.2 - Estágios de funcionamento de um *smart sensor*.

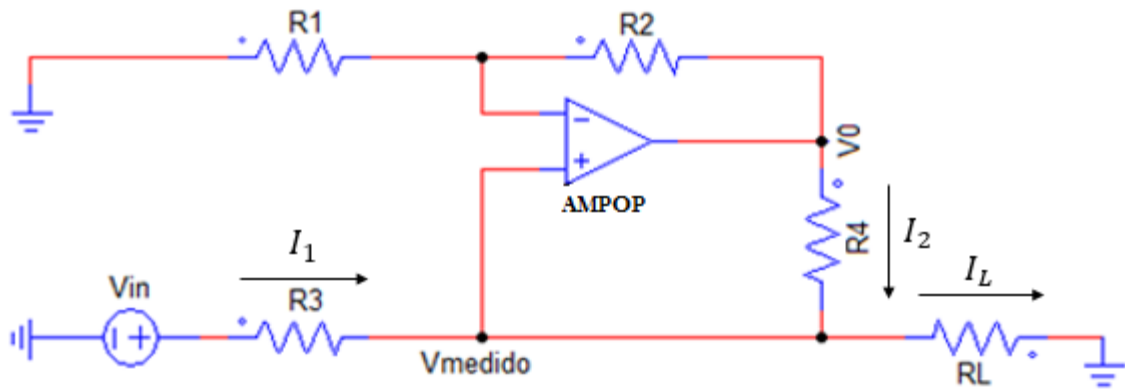
Tal como nos sensores tradicionais, com o avanço da tecnologia e a produção em massa, permitiu tanto a diminuição do tamanho dos sensores como do seu próprio custo [102-104]. Neste trabalho foi desenvolvido um sistema de leitura eletrónico, para medir um conjunto de sensores piezoresistivos. É um sistema multiplexado pois permite que todos os sensores usados numa aplicação estejam todos ligados ao mesmo circuito. O objetivo da interface do sensor é ser aplicada num conjunto de sensores para um endoscópio.

## 6.1 Arquitetura do sistema

Para integrar sistemas de leitura de sensores piezoresistivos em aplicações biomédicas, o circuito de leitura deve ocupar o menor espaço possível e também se possível consumir pouca energia [105]. Como é um sistema multiplexado, é possível ter várias entradas de dados, neste caso vários dados provenientes dos vários sensores piezoresistivos, ligados às mesmas entradas do *multiplexer*, o que faz com que seja possível canalizar todos esses dados para uma única saída. Como um *multiplexer* lê um canal apenas de uma só vez, os restantes enquanto não estão a ser lidos ficam "desligados", permitindo assim que não haja consumos de energia desnecessários [106]. O circuito de leitura é concebido, independentemente do número de entradas que o *multiplexer* tem, pois o circuito é projetado para se adaptar a um número diferente de sensores. Neste caso foi usado um *multiplexer* 16:1, ou seja tem 16 entradas para uma única saída.

O sistema de leitura divide-se em duas partes. A primeira é composto por um conversor de tensão para corrente. Isto deve-se ao facto de que não ser apropriado transmitir a tensão diretamente. Isto porque devido à adição ruído assim como a impedância do próprio fio condutor, a tensão de saída pode ser distorcida. Por isso deste modo torna-se importante fazer a conversão dessa mesma tensão para corrente [107]. A Figura 6.3 demonstra isso mesmo.

Inicialmente, na fase de desenvolvimento do circuito, este mesmo foi sendo testado num *software* de simulador de circuitos eletrónicos.


 Figura 6.3 - Conversor V-I testado inicialmente em *software* de simulação de circuitos.

Neste circuito tem-se a carga ( $R_L$ ), que representa o sensor, ligada a massa. Desta feita a corrente na carga pode ser calculada da maneira seguinte.

$$I_1 = \frac{V_{in} - V_{medido}}{V_0} \quad (6.1)$$

$$I_2 = \frac{V_0 - V_{medido}}{R} \quad (6.2)$$

Posto isto a corrente na carga é dada por:

$$I_L = I_1 + I_2 = \frac{V_{in} - V_{medido}}{V_0} + \frac{V_0 - V_{medido}}{R} = \frac{V_{in} + V_0 - 2V_{medido}}{R} \quad (6.3)$$

A equação 6.3 pode ser validada no gráfico da simulação, que se observa na Figura 6.4.

Nesta simulação usou-se um  $V_{in}$  de 5 V, com uma  $R_L$  de 5 k $\Omega$ , e todas as restantes resistências com o mesmo valor ou seja,  $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = 100$  k $\Omega$ .

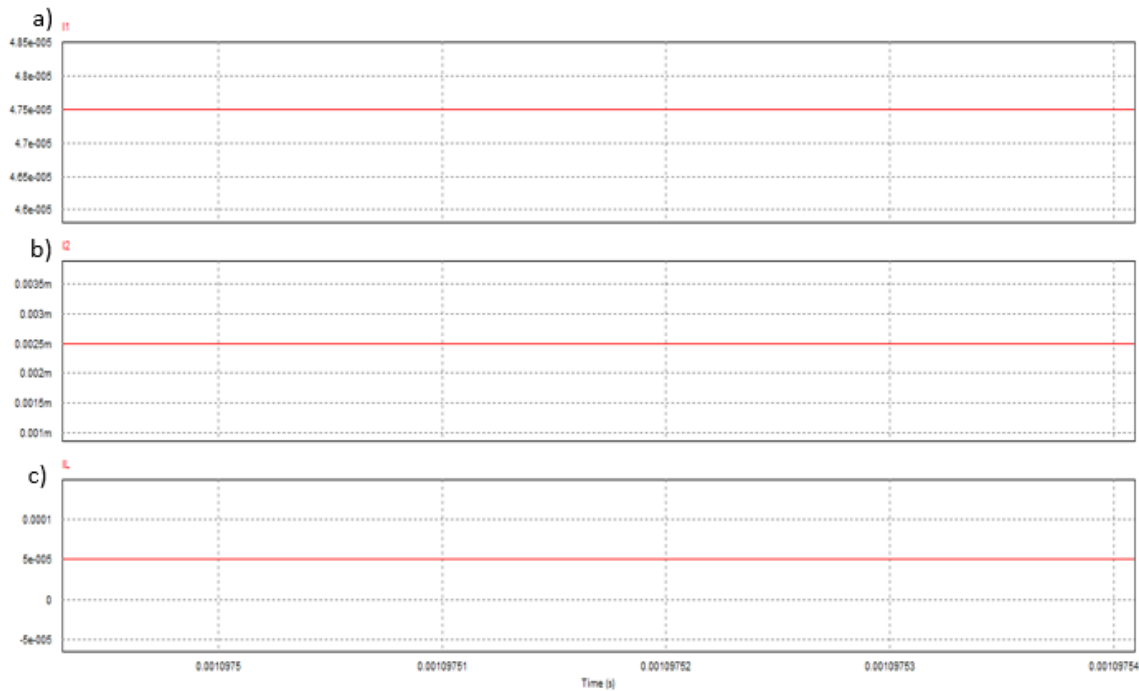


Figura 6.4 - Gráficos das correntes presentes no conversor V-I: a) Corrente  $I_1$ , b) Corrente  $I_2$ , c) Corrente  $I_L$ .

Como se observa pela Figura 6.4, o somatório das correntes  $I_1$  com  $I_2$  resulta exatamente no valor de  $I_L$ , pois uma simulação representa o caso ideal, e idealmente um amplificador nos seus terminais de entrada a corrente é nula, devido a uma impedância de entrada infinita [108]. Assim a equação teórica em 6.3 é assim validada na Figura 6.4.

Tendo o ganho do amplificador como:

$$\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) = 2 \quad (6.4)$$

em que o ganho é 2, pois todas as resistências do circuito são iguais, o que faz como é óbvio que  $R_1$  e  $R_2$  sejam iguais, resultando assim num ganho de 2, o que resulta em:

$$V_0 = 2V_{medido} \quad (6.5)$$

Como se observa pela Figura 6.5, o valor de  $V_{medido}$ , que corresponde também à tensão em  $R_L$ , corresponde a metade de  $V_0$ , que se refere à tensão de saída do AMPOP, verificando assim um ganho de 2, confirmando as equações 6.4 e 6.5.

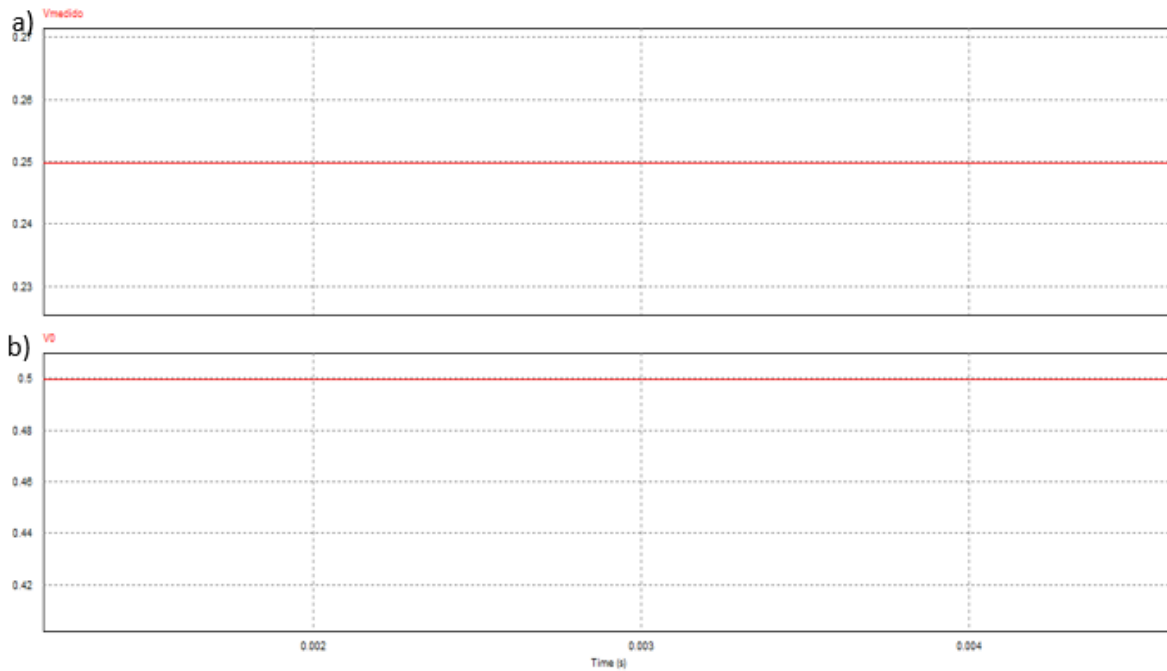


Figura 6.5 - Gráficos das tensões presentes no conversor V-I, a)  $V_{medido}$ , que corresponde à tensão em RL, b)  $V_0$ , que se refere à tensão de saída do AMPOP.

Substituindo o valor de  $V_0$  da equação 6.5 na equação 6.3, tem-se:

$$I_L = \frac{V_{in}}{R} \quad (6.6)$$

Sendo assim como se observa pela equação 6.6, a corrente é diretamente proporcional à tensão aplicada e às resistências usadas no circuito.

Também como as resistências têm todas o mesmo valor, podem ser consideradas de  $R$ . Tendo uma  $R=100 \text{ k}\Omega$  e  $V_{in}$  de 5 V, resulta em uma  $I_L$  de 50  $\mu\text{A}$ , tal como se observa na Figura 6.4. A equação 6.5 é válida para:

$$R_L \leq \frac{R}{2}. \quad (6.7)$$

A segunda parte é um circuito amplificador, que vai amplificar o sinal medido ( $V_{medido}$ ). Este valor é a tensão medida no sensor quando este está em repouso, diga-se repouso com ausência de qualquer deformação. Este valor é posteriormente guardado, por exemplo num microcontrolador, para mais tarde comparar. Com a deformação a ocorrer nos sensores, a sua tensão vai alterar, e vai ser novamente lida. Nesta caso o amplificador diferencial vai amplificar a diferença entre o valor inicialmente medido em repouso e o valor posteriormente medido depois de a deformação ocorrer. Amplificada essa diferença, esse valor será

carregado novamente para um microcontrolador para ser lido. Esse amplificador diferencial pode ser visto na Figura 6.6.

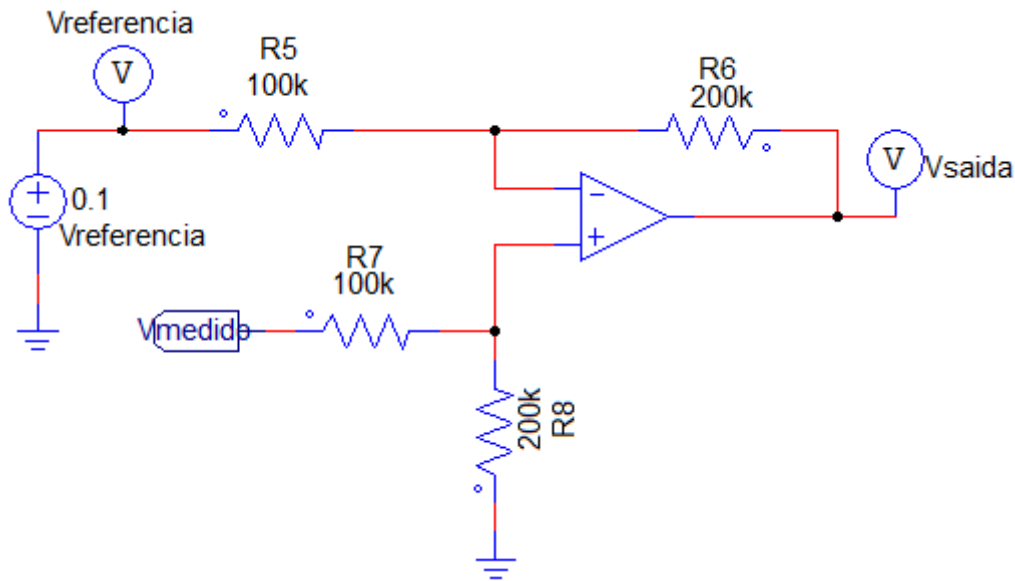


Figura 6.6 - Amplificador diferencial, para amplificar a diferença entre  $V_{referencia}$  e  $V_{medido}$ .

No gráfico da Figura 6.7, pode-se ver que se usou uma  $V_{referencia}$  de 0.1V, com um  $V_{medido}$  de cerca 0.25V (0.245V concretamente), que diz respeito ao  $V_{medido}$  da Figura 6.3, que entra aqui neste amplificador, e como o ganho do amplificador é de 2, e pode ser calculado pela equação 6.4. A  $V_{saida}$  é cerca 0.3V(0.29V) e pode ser calculada por:

$$V_{saida} = V_{medido} - V_{referencia} \quad (6.8)$$

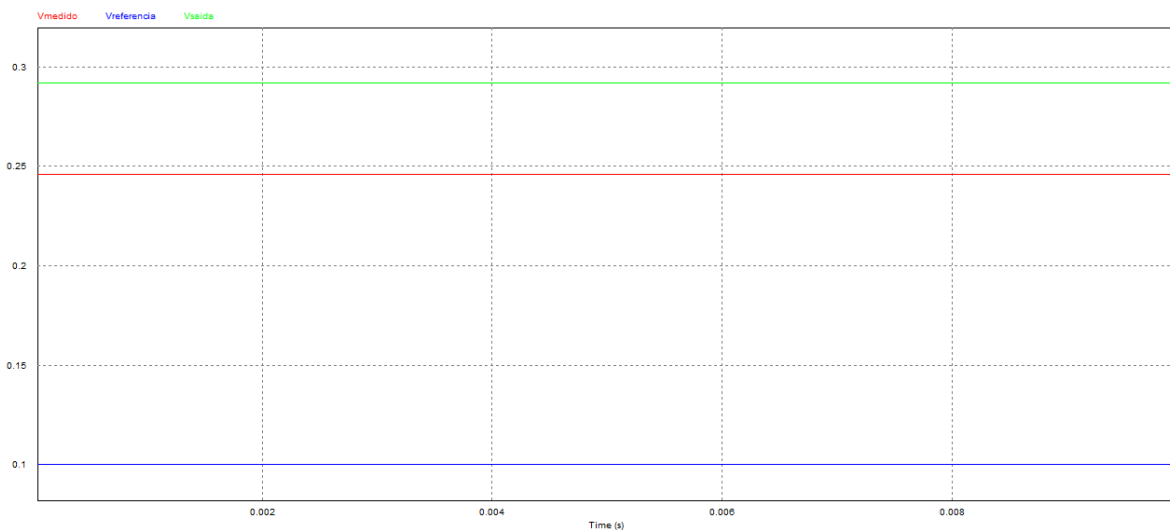


Figura 6.7 - Tensões no circuito amplificador diferencial, a vermelho  $V_{medido}$ , a azul  $V_{referencia}$  e a verde  $V_{saida}$ .

O microcontrolador é responsável por controlar alguns componentes do circuito, através da conversão de sinais analógicos como a tensão de saída em sinais digitais (ADC do inglês *analogic to digital converter*), como de sinais digitais do próprio microcontrolador em sinais analógicos como as tensões de comparação (DAC do inglês *digital to analogic converter*), assim como controlar o *multiplexer* (MUX), através da seleção do sensor.

Posteriormente, o sistema de leitura foi desenvolvido num *software* próprio para desenhar placas de circuito impresso ou PCB (*printed circuit board*). O resultado pode ser visto na Figura 6.88 abaixo.

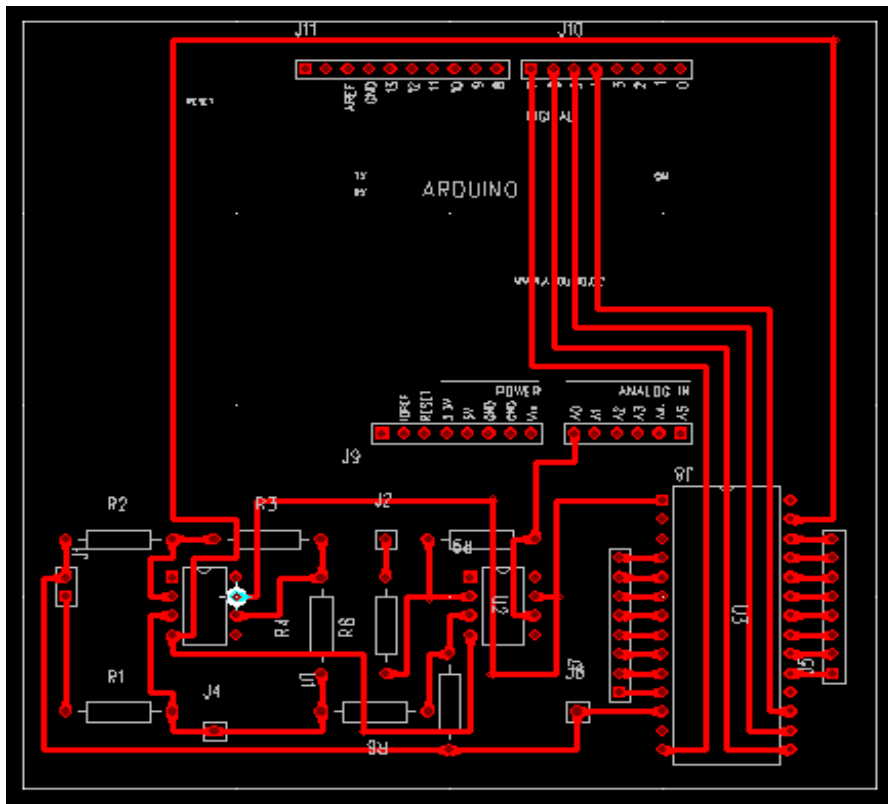


Figura 6.8 - Layout do circuito de leitura para sensores piezoresistivos.





# Capítulo 7

## Apresentação e discussão dos resultados

Ao longo deste capítulo vão ser apresentados e explicados os resultados referentes aos compósitos e sensores piezoresistivos impressos. Foi feita a caracterização mecânica e piezoresistiva para os diferentes sensores e compósitos.

### 7.1 Compósitos de CNT/SBS

Neste capítulo são abordadas as propriedades mecânicas efetuadas nos compósitos CNT/SBS sem os interdigitados impressos.

Na Figura 7.1 é representada a resposta do sensor a uma deformação aplicada ao longo do tempo, para várias percentagens de deformação (1, 5, 10 e 20%), a uma velocidade de 1 mm/min, para 10 ciclos de deformação. A histerese mecânica pode ser vista como a perda de energia por ciclo (tensão-relaxação) de deformação do compósito.

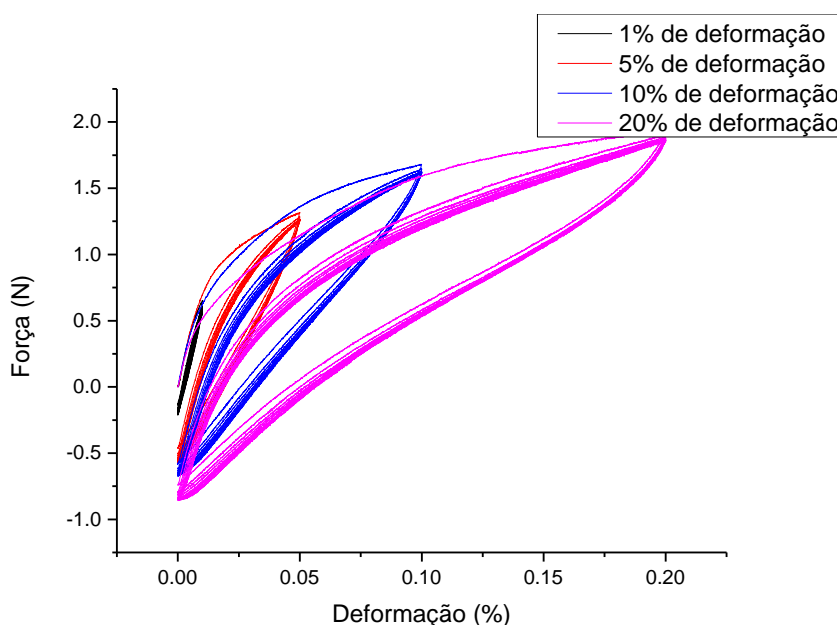


Figura 7.1 - Histerese para o compósito no ensaio de tensão-deformação a uma velocidade de 1 mm/min para 1, 5, 10 e 20% de deformação e 10 ciclos tensão-deformação.

Através da Figura 7.1 concluí-se que a histerese mecânica (área de cada ciclo) aumenta com a deformação, pois como se observa para 1% de deformação a histerese é mais baixa (o

intervalo entre a curva de tração e relaxação) que para uma deformação de 20% onde a histerese já é considerável. Conforme aumenta a deformação aplicada nos compósitos maior é a sua histerese, desde 1 até 20% de deformação. Para cada deformação a histerese diminui com o aumento dos ciclos, sendo maior para o primeiro ciclo e tende a estabilizar com o número de ciclos aplicada. Essencialmente podemos observar que para o primeiro ciclo a área de cada ciclos é maior que as restantes.

## 7.2 Compósitos de CNT/SBS com o interdigitado impresso

Neste capítulo são abordados os testes efetuados aos compósitos impressos. Nestes compósitos foram analisadas as suas propriedades mecânicas e piezoresistivas, para cada um desses testes.

O estudo das propriedades piezoresistivas é muito importante para entender o seu funcionamento como sensor em ciclos de tensão-deformação.

A Figura 7.2 mostra a variação relativa da resistência com a deformação aplicada durante 10 ciclos com deformações de 1, 3 e 5% sempre com velocidade de 1 mm/min para o sensor fino (58  $\mu\text{m}$  de espessura).

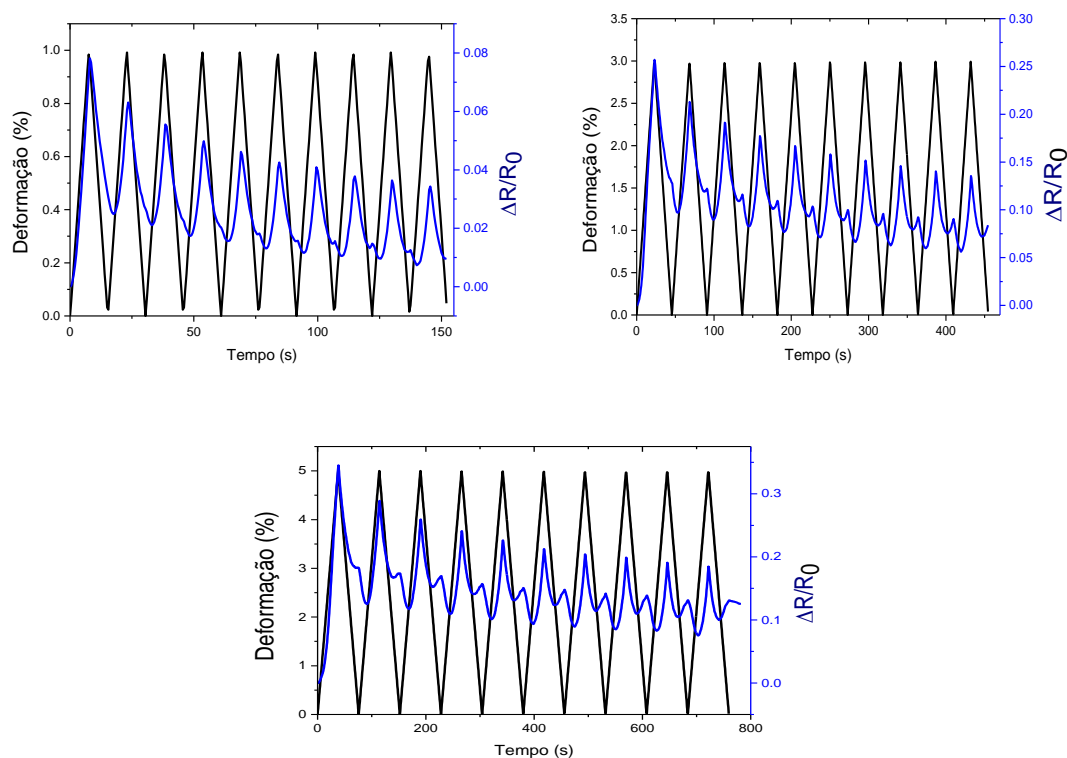


Figura 7.2 - Propriedades piezoresistivas do compósito fino para 1, 3 e 5% de deformação com 1 mm/min de velocidade para 10 ciclos para o compósito fino.

A resposta piezoresistiva do compósito é linear com a deformação aplicada para as diferentes deformações de 1,3 e 5% e velocidades de 1 mm/min. A variação relativa da resistência aumenta com a deformação aplicada e diminui com a relaxação mecânica do compósito. As variações são lineares com a deformação aplicada. O mínimo da resistência é similar para todos os ensaios, sendo que a variação da resistência elétrica diminui com os ciclos quando o compósito está na deformação máxima aplicada em cada medida.

O valor do GF é determinado, usando a equação 2.1, para cada deformação aplicada, para o compósito (com 2% em massa de CNT) a diferentes deformações e velocidades, como exemplificado na Figura 7.3.

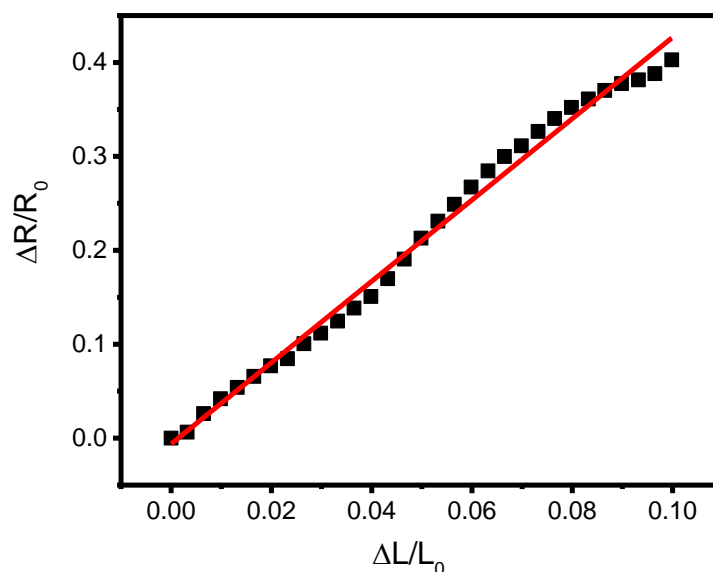


Figura 7.3 - Exemplo da determinação do GF nos compósitos para os diferentes ensaios realizados.

Vemos pela Figura 7.3 a linearidade entre a deformação aplicada com a variação relativa da resistência no compósito para as diferentes medidas.

O GF do sensor fino de 1, 3, 5 e 10% de deformação a uma velocidade de 1 mm/min é apresentado na Figura 7.4

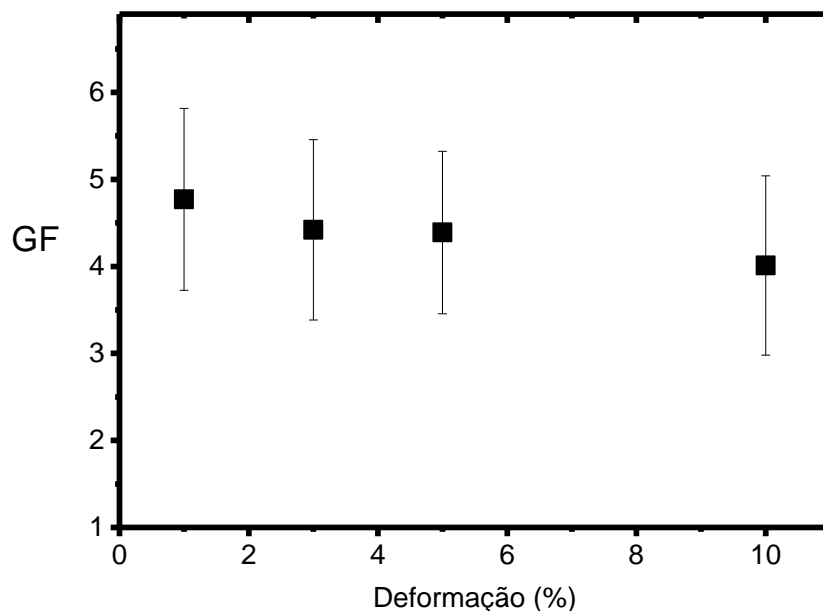


Figura 7.4 - GF para o sensor fino para diferentes deformações (1, 3, 5 10%) a uma velocidade de 1 mm/min.

O valor do GF para o compósito fino com 2% em massa de CNT varia entre 4 e 5 e apresenta uma ligeira diminuição com o aumento da deformação.

Para o compósito espesso as Figura 7.4 a 7.7 mostram a resposta do compósito para várias percentagens de deformação, com uma velocidade de 1, 5 e 10 mm/min, para 10 ciclos de deformação. As características deste ensaio encontram-se na Tabela 4.3.

A histerese foi caracterizada para deformações de 5 e 10% e para velocidades de 5 e 10 mm/min.

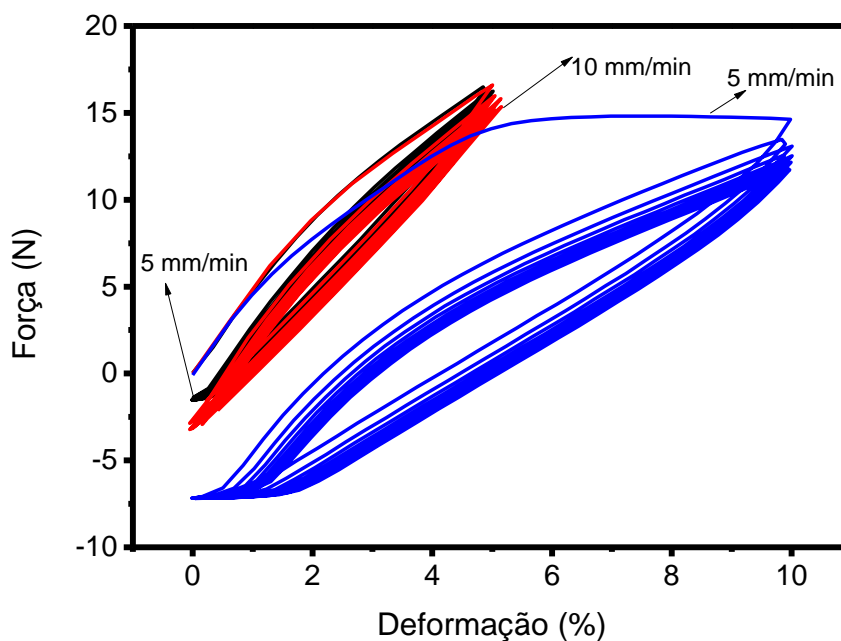


Figura 7.5 - A histerese foi caracterizada para deformações de 5 e 10% e para velocidades de 5 e 10 mm/min .

Como se observa na Figura 7.5 a histerese mecânica para 5 e 10% de deformação, aumenta com a deformação aplicada, tal como se observou no sensor fino. Quanto maior for a deformação aplicada maior é a histerese, verificando-se assim uma maior dificuldade para recuperar as propriedades mecânicas até ao seu estado inicial, para as velocidades utilizadas. Para diferentes velocidades observa-se que a histerese é similar para a mesma deformação usando diferentes velocidades (5 e 10 mm/min).

A Figura 7.6 mostra o comportamento piezoresistivo do compósito com variação da resistência com a deformação aplicada ao longo do tempo parao compósito espesso.

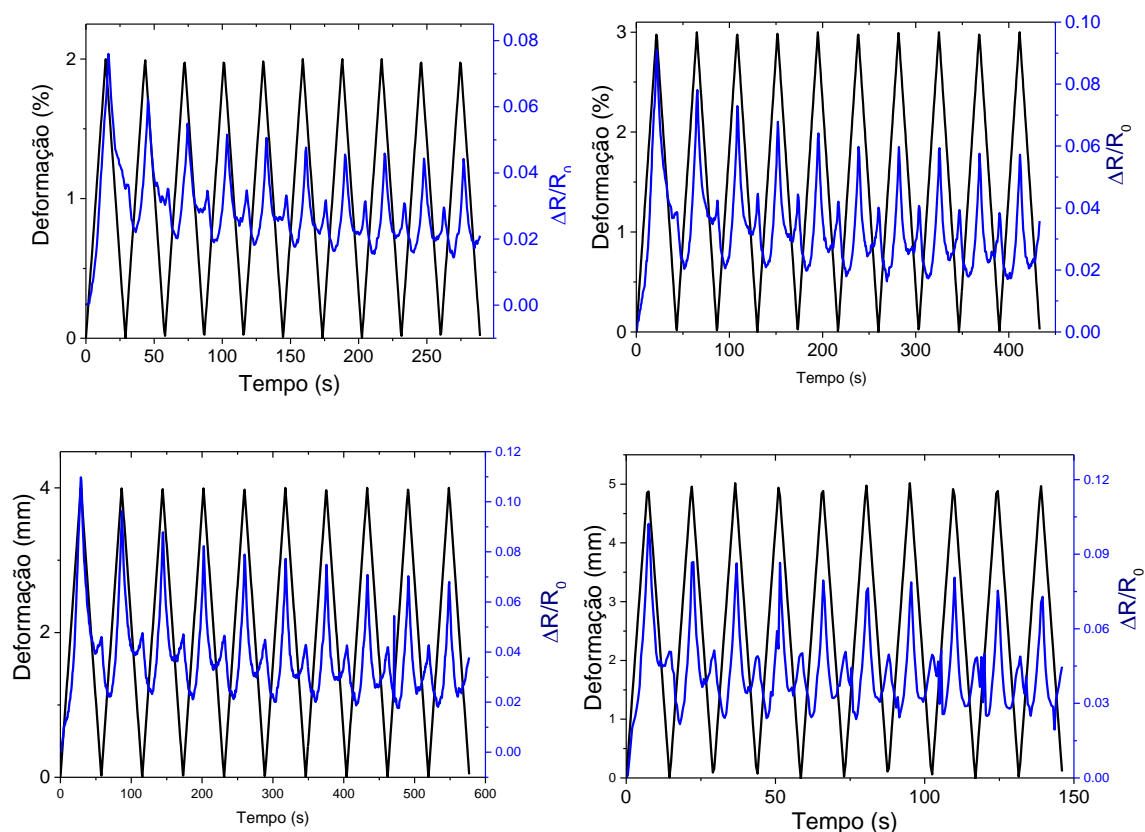


Figura 7.6 - Propriedades piezoresistivas do compósito de 2 a 5% de deformação para 10 ciclos para o compósito com 360  $\mu\text{m}$  de espessura.

Verifica-se que a resposta elétrica neste caso também vai diminuído ligeiramente com os ciclos. Este comportamento é similar com o compósito fino, sendo uma propriedade intrínseca do material e não depende da espessura deste.

O GF do sensor espesso para diferentes deformações, e sempre a uma velocidade de 1 mm/min é apresentado na Figura 7.7 (a preto). Para uma deformação de 5% em função da velocidade (1, 5 e 10 mm/min) vemos o seu comportamento a vermelho.

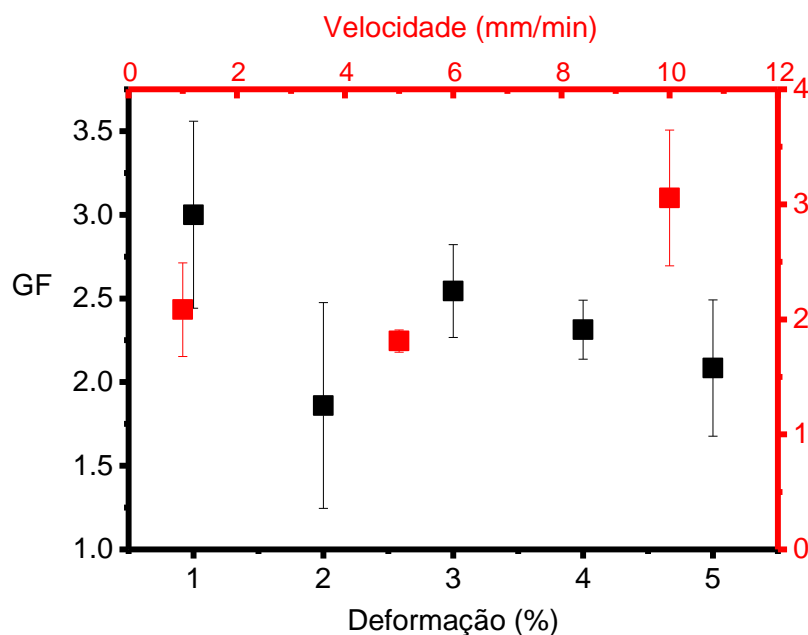


Figura 7.7 - O GF do sensor espesso para diferentes deformações, e sempre a uma velocidade de 1 mm/min (a preto). Para uma deformação de 5% em função da velocidade (1, 5 e 10 mm/min) vemos o seu comportamento a vermelho.

A sensibilidade piezoresistiva varia entre 1.8 e 3 em função da deformação e o valor do GF deste compósito também diminui ligeiramente com o aumento da deformação. Este comportamento é similar para os compósitos com diferentes espessuras.

Verifica-se que para deformações idênticas e a velocidades iguais, ambos os sensores comportam-se de modo idêntico, com o sensor espesso a possuir um valor de GF inferior. Com o aumento da espessura diminui a sensibilidade mecânica devido à maior rigidez do compósito e maior dificuldade para em recuperar após a deformação aplicada.

### 7.2.1 Propriedades piezoresistivas para deflexão 4 pontos

As propriedades piezoresistivas em deflexão de 4 pontos são apresentadas 7.8 a 7.11, que vão desde a sua variação relativa da resistência elétrica em função da deformação, como da evolução do GF ao longo dos ensaios.

Na Figura 7.8 observamos o comportamento piezoresistivo do compósito fino com a variação relativa da resistência elétrica com a deformação aplicada para 4 ciclos com 3, 4 e 5% de deformação sempre com uma velocidade de 2 mm/min.

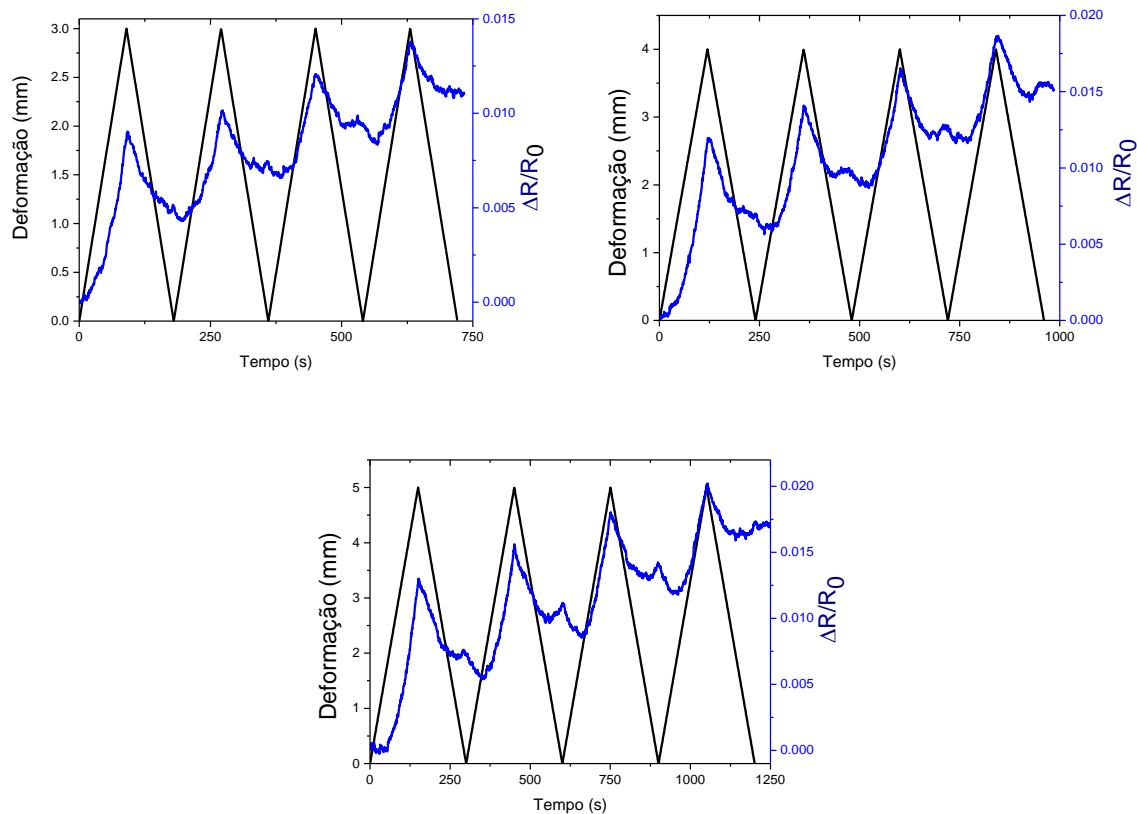


Figura 7.8 - Propriedades piezoresistivas do compósito fino para 4 ciclos com 3, 4 e 5% de deformação sempre com uma velocidade de 2 mm/min.

Verifica-se que a variação relativa da resistência elétrica vai aumentando com a deformação aplicada no compósito. A variação relativa da resistência elétrica também vai aumentando com o número de ciclos.

O GF do sensor fino para uma deformação de 0.1 a 5 mm, e sempre a uma velocidade de 2 mm/min é apresentado na Figura 7.9 (a preto). Para uma deformação de 2mm/min em função da velocidade (1, 5 e 10 mm/min) vemos o seu comportamento a vermelho.



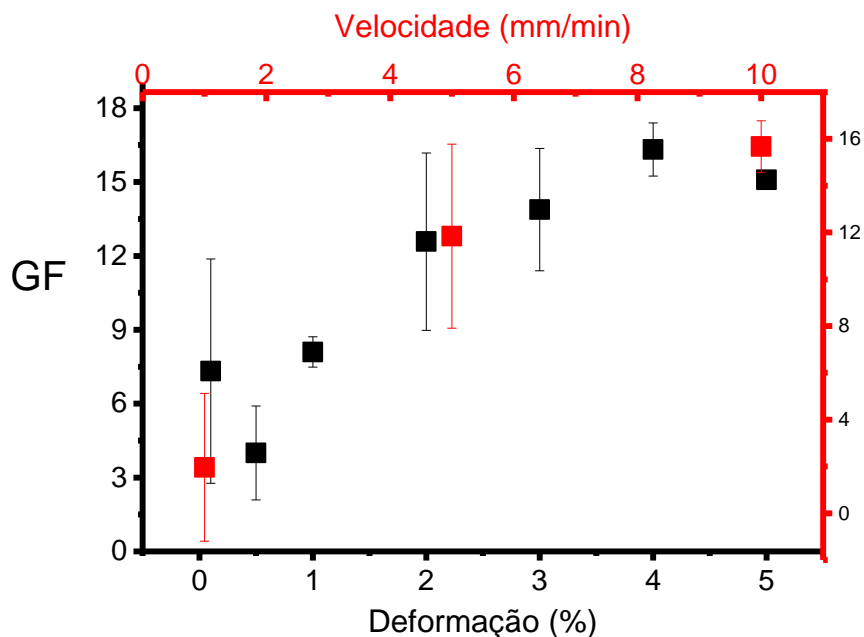


Figura 7.9 - O GF do sensor fino para uma deformação de 0.1 a 5 mm, e sempre a uma velocidade de 2 mm/min é apresentado na Figura 7.9 (a preto). Para uma deformação de 2mm/min em função da velocidade (1, 5 e 10 mm/min) vemos o seu comportamento a vermelho.

A sensibilidade piezoresistiva aumenta com o aumento da deformação aplicada no compósito em deflexão 4 pontos varia entre 3 e 15. Este valor do GF aumentando com a deformação também acontece com o aumento da velocidade para a mesma deformação aplicada nos ensaios de *bending* com 4 pontos. Assim a sensibilidade aumenta com a deformação para a mesma velocidade e com o aumento de velocidade para a mesma deformação.

Quanto ao sensor espesso, verifica-se exatamente o mesmo comportamento em termos da sensibilidade piezoresistiva em função do aumento da deformação aplicada.

A Figura 7.10 mostra a variação relativa da resistência elétrica com a deformação aplicada para 4 ciclos com uma deformação de 2 e 5 mm com uma velocidade de 2 mm/min.

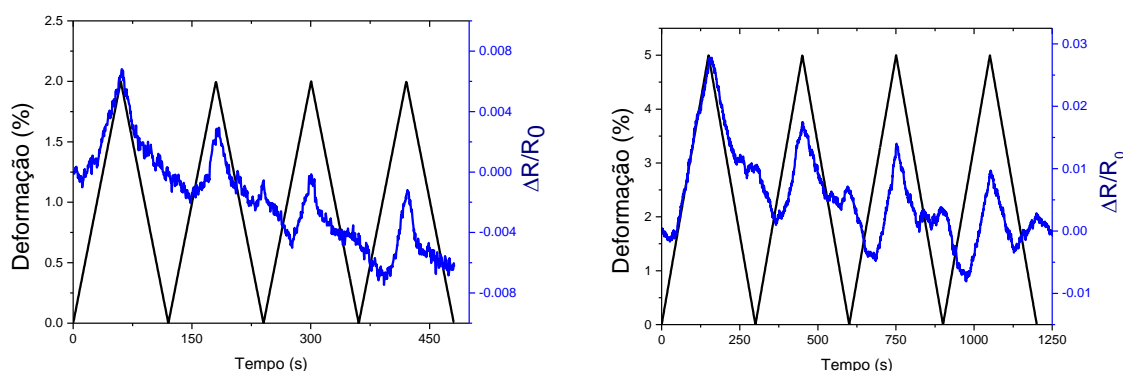


Figura 7.10 - Propriedades piezoresistivas para 4 ciclos com uma deformação de 2 e 5 mm com uma velocidade de 2 mm/min, para o sensor espesso.

A variação relativa da resistência elétrica diminui com o número de ciclos para as diferentes deformações, sendo este comportamento inverso ao sensor fino, onde a variação da resistência elétrica aumenta com os ciclos aplicados.

O GF do sensor espesso para uma deformação de 2 e 5 mm a 2 mm/min é apresentado na Figura 7.11.

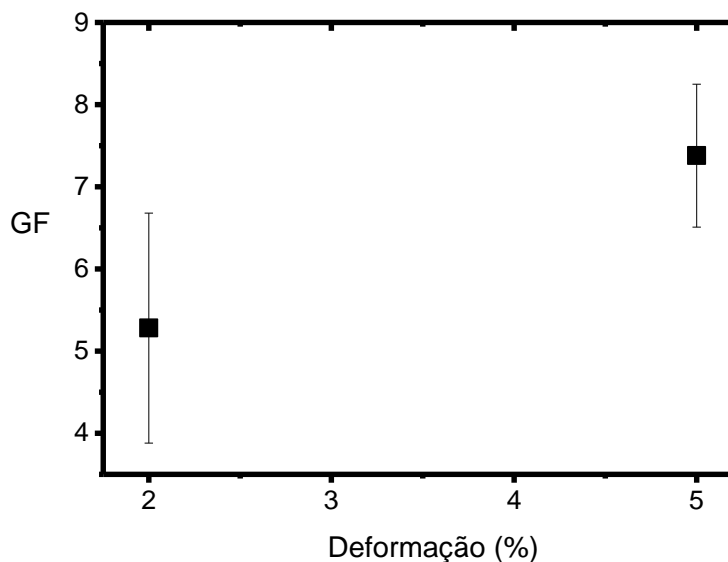


Figura 7.11 - GF para o sensor espesso a diferentes deformações e velocidade de.

Para o GF, verifica-se que existe um aumento do seu valor de 5.3 até 7.5. O valor da sensibilidade é cerca de metade do sensor fino para as mesmas deformações aplicadas. Tal como no ensaio tensão-deformação verifica-se que o sensor espesso apresenta menores valores de GF que o sensor fino.

### 7.2.2 Propriedades piezoresistivas para deflexão 3 pontos

Por último são apresentadas propriedades piezoresistivas para os ensaios em deflexão 3 pontos, que vão desde a sua variação relativa da resistência elétrica em função da deformação, como da evolução do GF ao longo dos ensaios. Este ensaio foi só realizado com o compósito espesso para comparar os ensaios de flexão entre si.

As características deste ensaio podem ser vistas na Tabela 4.6. A Figura 7.12 mostra o comportamento piezoresistivo para o compósito espesso com a variação da resistência a variar com a deformação aplicada ao longo de 4 ciclos, para uma força aplicada de 20, 30, 40 e 50N e a uma velocidade 0.5mm/min.

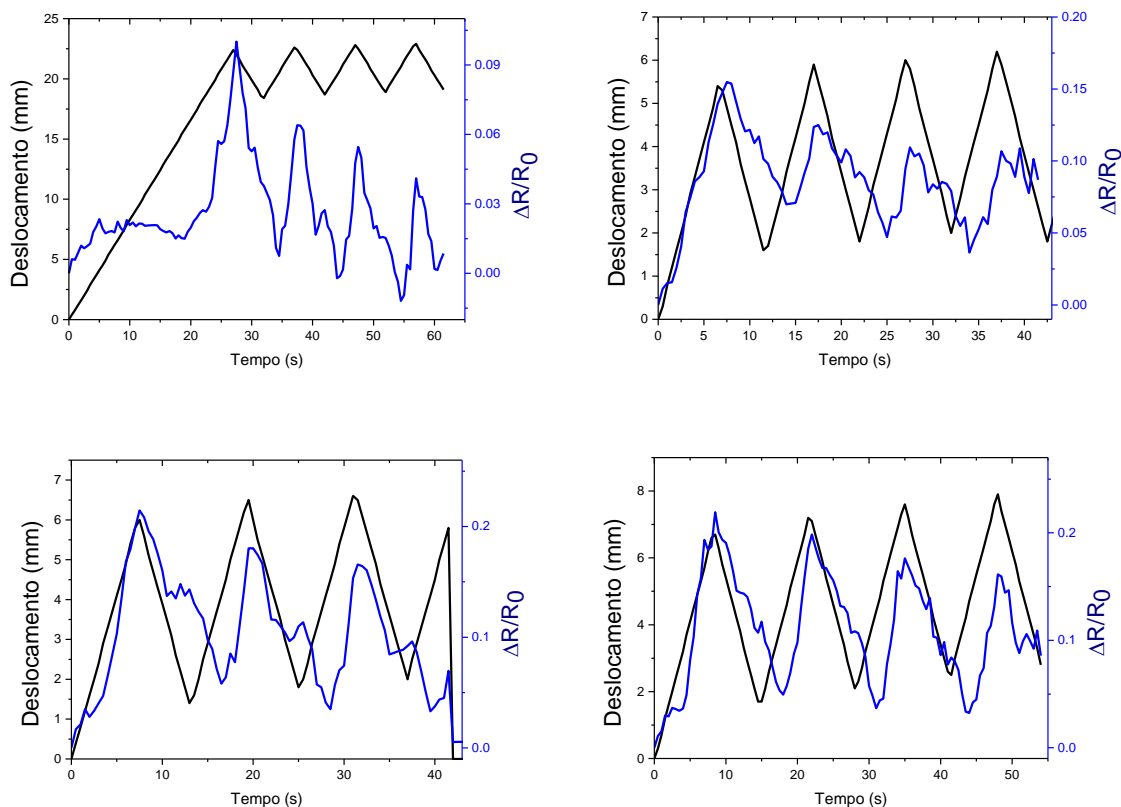


Figura 7.12 - Propriedades piezoresistivas do compósito de 20N a 50N de força aplicada para 4 ciclos e 0.5mm de velocidade para o compósito com 360  $\mu\text{m}$  de espessura.

Pelo método de flexão de 3 pontos observa-se que a variação relativa da resistência elétrica vai diminuindo com a deformação do material, tal como acontecia do ensaio de tensão-deformação e 4 pontos (para o compósito espesso). A variação relativa da resistência elétrica total vai diminuindo também com o número de ciclos. A resistência aumenta com o aumento da flexão aplicada e diminui com a relaxação do compósito para as diferentes deformações e velocidades aplicadas. O GF do compósito espesso para forças aplicadas de 10 a 50 N a 0.1, 0.5 e 1 mm/min é apresentado na Figura 7.13 (a preto). Para uma força aplicada de 30N com velocidades de 0.1, 0.5 e 1 mm/min é apresentado a vermelho.

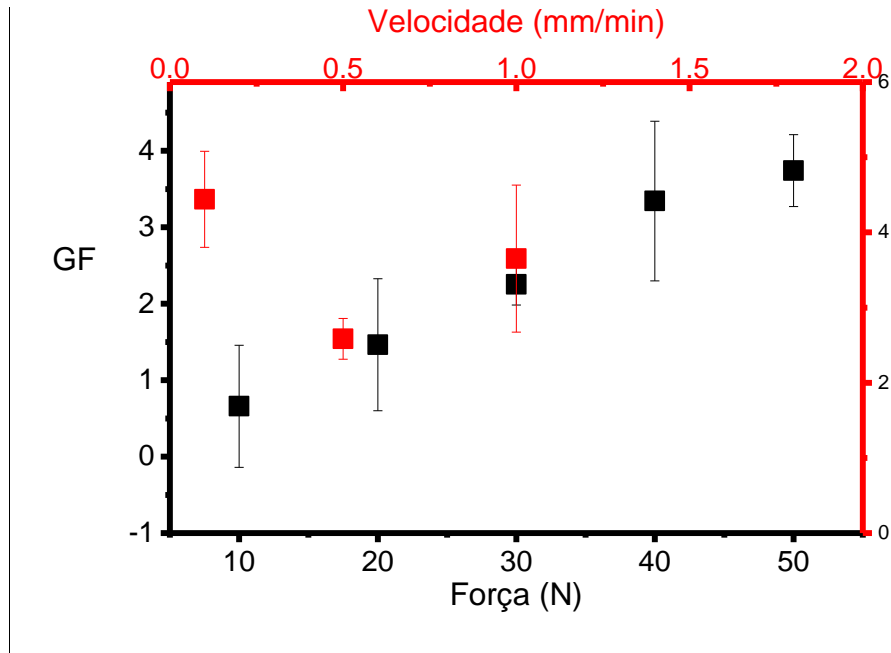


Figura 7.13 - O GF do compósito espesso para forças aplicadas de 10 a 50 N a 0.1, 0.5 e 1 mm/min é apresentado (a preto). Para uma força aplicada de 30N com velocidades de 0.1, 0.5 e 1 mm/min é apresentado a vermelho.

Para o GF, no ensaio de deformação 3 pontos verifica-se que o GF aumenta com a força aplicada ao substrato entre 0.5 e 4. Com a velocidade o GF é estável até 1 mm/min (a 0.5 mm/min decai um pouco). O valor do GF para o método de 3 pontos é inferior comparado com o mesmo compósito com o método 4 pontos. Concluimos que em ambos os métodos o compósito pode funcionar como sensor piezoresistivo e que a sua sensibilidade varia com o método, deformação e velocidades aplicadas.



# Capítulo 8

## Conclusões e perspectivas futuras

### 8.1 Conclusões

O principal objetivo desta dissertação, foi desenvolver sensores piezoresistivos baseados em matrizes poliméricas, assim como o sistema necessário para a leitura dos mesmos. Estes sensores têm como objetivo final serem usados em locais onde podem estar sujeitos a tensões e deformações mensuráveis em tempo real com o sistema de leitura.

Os compósitos foram então desenvolvidos, baseados em SBS como matrix polimérica e nanotubos de carbono como materiais de reforço. Depois disto, os compósitos foram fabricados através do método de *screen printing*, através da impressão dos interdigitados, com uma tinta condutora de nanopartículas de prata dissolvida em água.

Foram então medidos aquando de deformações aplicadas, sendo então importante realizar ensaios mecânicos, elétricos e eletromecânicos, para verificar as suas repostas perante os estímulos requeridos. Estes testes foram desde deformação tensão-deformação e em flexão, em 3 e 4 pontos.

Também foi importante realizar uma simulação do endoscópio, de modo a perceber quais as tensões que estão aplicadas no endoscópio aquando de forças aplicadas.

E por fim foi necessário desenvolver o circuito eletrónico para a leitura dos sensores.

As conclusões principais a tirar para a dissertação são que:

- Em termos de propriedades mecânicas, a histerese dos sensores aumenta, com o aumento da deformação aplicada aos mesmos, tendo estes então maior dificuldade em voltar a ter as suas propriedades iniciais, por outro lado vai diminuído com o número de ciclos.
- A resposta piezoresistiva dos compósitos em cada ensaio, é linear com a deformação aplicada para as diferentes deformações e velocidades,
- O GF varia sensivelmente entre 0.5 a 16 no global de todos os ensaios realizados, sendo que na maioria dos ensaios está entre 2.2 e 5.

- Como os sensores finos possuem menor histerese e valores de variação elétrica mais lineares, o que faz com que sejam mais apropriados a serem integrados no endoscópio.
- Quanto ao método de tensão-deformação é o que apresenta valores de GF mais estáveis assim como a sua resposta elétrica é considerada a mais linear, podendo considerando então este método como o melhor de entre os 3 realizados, para estes compositos usados.
- Os interdigitados, ou sejam a parte condutora do sensor, foi impressa através de *screen printing*, com uma tinta de nanopartículas de prata.
- Os sensores foram sujeitos a três tipos de testes para a sua caracterização, ou seja, o teste em deformação tensão-deformação, *bending* 4 pontos e *bending* 3 pontos.
- Com os resultados obtidos do ponto anterior, pode-se retirar que os sensores piezoresistivos impressos desenvolvidos, são ideias para serem usados como tal.
- Na simulação do endoscópio pode-se concluir que nas diferentes fases de curvatura do endoscópio a região de maior tensão situa-se na zona onde ocorre maior dobra ou curvatura.
- No entanto, durante as diferentes fases do movimento do endoscópio verifica-se diferentes zonas de curvatura e dobra, como também um aumento da região de curvatura com o aumento da força aplicada.
- Para uma leitura dos sensores mais eficaz que abranja todas as fases de curvatura do endoscópio, será importante implementar grupos de sensores em 4 posições ao longo do endoscópio na sua zona manipulável pelo utilizador (11cm de *bending section*). Essas 4 posições ou regiões situam-se a 1/4, 2/4, 3/4 e 4/4 do comprimento do endoscópio limitado à zona de 11 cm em que este é manipulável. Estas regiões situam-se nas extremidades e em duas zonas mais centrais deste comprimento de 11 cm do endoscópio.
- No circuito de leitura, o desenvolvimento de um conversor de tensão para corrente permite que não haja adição ruído assim como fazer com que a impedância do próprio fio condutor não altere os resultados esperados.
- O circuito de leitura desenvolvido permite ler até 16 sensores, pois possuem *multiplexer* capaz de tal.
- Todas as equações descritas para o sistema eletrónico desenvolvido, são validadas pelas simulações realizadas no *software* de simuladores de circuitos eletrónicos.

## 8.2 Perspetivas futuras

Como elemento mais importante para trabalho futuro, pode falar-se de aprimorar o sistema de leitura, através de resistências digitais variáveis, assim como o ganho dos amplificadores (AMPOP) ser controlados pelo microcontrolador, originando assim AMPOPS com ganho variável digitalmente, assim como um controlo da tensão de entrada também através do microcontrolador, tornando o seu controlo mais fino e preciso.

Também pode ser implementado uma comunicação com dispositivos móveis através de comunicações de rádio-frequência (RF), em que são enviados os dados de leitura para uma plataforma móvel.

Desta feita torna-se então possível fazer a integração de todas as partes envolvidas numa só, originando o sistema completo e pronto para realizar os respetivos testes. Depois validando o ponto anterior parte-se para a integração do sistema num endoscópio para validação final. Depois disto, poderia-se também pensar a maneira de como integrar no endoscópio de modo a que seja logo possível ser introduzido no corpo humano, sem que haja risco para o mesmo, nomeadamente no que se refere à tinta com que é feita a impressão. Encontrando a resposta, recorrendo a testes de biocompatibilidade, e mesmo não sendo compatível para ser introduzido no corpo humano, o que poderia ser feito em termos de revestimento, de modo a poder ser usada na mesma esta tinta.





## Lista de Referências

- [1] Alpuim, P., Correia, V., Marins, E. S., Rocha, J. G., Trindade, I. G., & Lanceros-Mendez, S. (2011). Piezoresistive silicon thin film sensor array for biomedical applications. *Thin Solid Films*, 519(14), 4574–4577. <http://doi.org/10.1016/j.tsf.2011.01.300>
- [2] Costa, P., Ferreira, a., Sencadas, V., Viana, J. C., & Lanceros-Méndez, S. (2013). Electro-mechanical properties of triblock copolymer styrene–butadiene–styrene/carbon nanotube composites for large deformation sensor applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 201, 458–467. <http://doi.org/10.1016/j.sna.2013.08.007>
- [3] Tânia Sofia Araújo Figueiras Ferreira; Microinjection moulding of polymeric composites with functionalized carbon nanotubes
- [4] O. S. & FICTion, “f-ICT-ion: Engineering and beyond.” [Online]. Available: <https://engineeringandbeyond.wordpress.com/>. [Accessed: 12-Dec-2015]
- [5] M. J. Sze Y. Set, “Laser Mode-Locking and Q-Switching Using a New Saturable Absorber Material Based on Carbon Nanotubes.” [Online]. Available: <http://photonicsociety.org/newsletters/dec03/topic3.html>. [Accessed: 13-Dec-2015]
- [6] Miaudet, P., et al., *Thermo-electrical properties of PVA-nanotube composite fibers*. *Polymer*, 2007. 48(14): p. 4068-4074
- [7] Nghia Trong Dinh and Olfa Kanoun. Temperature-Compensated Force/Pressure Sensor Based on Multi-Walled Carbon Nanotube Epoxy Composites
- [8] Zhao, Q., M.D. Frogley, and H.D. Wagner, *Direction-sensitive stress measurements with carbon nanotube sensors*. *Polymers for Advanced Technologies*, 2002. 13(10-12): p. 759-764
- [9] Ostfeld, A. E. (2015). Screen printed passive components for flexible power electronics. *Scientific Reports*, 5, 15959. <http://doi.org/10.1038/srep15959>
- [10] Grabowski, K., Zbyrad, P., Wilma, A., Grabowski, K., Zbyrad, P., & Wilma, A. (2014). Strain Sensors Based on Carbon Nanotube - Polymer Coatings
- [11] Aminy E. Ostfeld, Igal Deckman, Abhinav M. Gaikwad, Claire M. Lochner & Ana C. Arias. Screen printed passive components for flexible power electronics
- [12] Correia, V., Caparros, C., Casellas, C., Francesch, L., Rocha, J. G., & Lanceros-Mendez, S. (2013). Development of inkjet printed strain sensors. *Smart Materials and Structures*, 22(10), 105028. <http://doi.org/10.1088/0964-1726/22/10/105028>
- [13] Alpuim, P., Correia, V., Marins, E. S., Rocha, J. G., Trindade, I. G., & Lanceros-Mendez, S. (2011). Piezoresistive silicon thin film sensor array for biomedical applications. *Thin Solid Films*, 519(14), 4574–4577. <http://doi.org/10.1016/j.tsf.2011.01.300>

- [14] O. Group, “VOL. 1 The Origin of Endoscopes.” [Online]. Available: <http://www.olympus-global.com/en/corc/history/story/endo/origin/index.html> . [Accessed: 30-Dec-2015]
- [15] C. Woodford, “Endoscopes.” [Online]. Available: <http://www.explainthatstuff.com/endoscopes.html>. [Accessed: 30-Dec-2015].
- [16] L. Imaging, “Types of Endoscopes.” [Online]. Available: <http://www.lighthouseoptics.com/about-lighthouse-imaging/resources/types-endoscopes/>. [Accessed: 30-Dec-2015]
- [17] Pentaxmedical, “Gastrosopes.” [Online]. Available: [www.pentaxmedical.com/pentax/download/fstore/uploadFiles/Images/Products/Gastroenterology/Gastrosopes/8800X533/EMEA\\_GI\\_PRO-P\\_EG-2990Zi\\_08\\_800x533.jpg](http://www.pentaxmedical.com/pentax/download/fstore/uploadFiles/Images/Products/Gastroenterology/Gastrosopes/8800X533/EMEA_GI_PRO-P_EG-2990Zi_08_800x533.jpg). [Accessed: 05-Jan-2016]
- [18] Richard Wolf, “Flexible Endoscopes.” [Online]. Available: <http://www.richardwolfusa.com/industrial/technology/flexible-endoscopes.html>. [Accessed: 05-Jan-2016]
- [19] Yoneyama, T. (2014). Force sensor attachable to thin fiberscopes/endoscopes utilizing high elasticity fabric. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(3), 5207–5220. <http://doi.org/10.3390/s140305207>
- [20] Tiwana, M. I., Redmond, S. J., & Lovell, N. H. (2012). A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 179, 17–31. <http://doi.org/10.1016/j.sna.2012.02.051>
- [21] Okamura, A. M., Verner, L. N., Reiley, C. E., & Mahvash, M. (2010). Haptics for robot-assisted minimally invasive surgery. *Springer Tracts in Advanced Robotics*, 66(STAR), 361–372. [http://doi.org/10.1007/978-3-642-14743-2\\_30](http://doi.org/10.1007/978-3-642-14743-2_30)
- [22] Westebring-van der Putten, E. P., Goossens, R. H. M., Jakimowicz, J. J., & Dankelman, J. (2008). Haptics in minimally invasive surgery - a review. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies: MITAT: Official Journal of the Society for Minimally Invasive Therapy*, 17(1), 3–16. <http://doi.org/10.1080/13645700701820242>
- [23] Penne, J., Schaller, C., Engelbrecht, R., Maier-Hein, L., Schmauss, B., Meinzer, H. P., & Hornegger, J. (2010). Laparoscopic quantitative 3D endoscopy for image guided surgery. *CEUR Workshop Proceedings*, 574, 16–20
- [24] Shafie, S., Fodzi, F. A. M., Tung, L. Q., Lioe, D. X., Halin, I. A., Hasan, W. Z. W., & Jaafar, H. (2014). Development of CMOS Imager Block for Capsule Endoscope. *Journal of Physics: Conference Series*, 495, 012005. <http://doi.org/10.1088/1742-6596/495/1/012005>
- [25] Köhler, T., Haase, S., Bauer, S., Wasza, J., Kilgus, T., Maier-Hein, L., ... Hornegger, J. (2014). Outlier detection for multi-sensor super-resolution in hybrid 3D endoscopy. *Informatik Aktuell*, 3, 84–89. [http://doi.org/10.1007/978-3-642-54111-7\\_20](http://doi.org/10.1007/978-3-642-54111-7_20)
- [26] Pereira, J.N., Efeito piezoresistivo em polímeros condutores em substrato flexível. 2009

- [27] Search H, Journals C, Contact A, Iopscience M, Address IP. Influence of substrate on the gauge factor of polymer thick-film resistors. *Computer (Long Beach Calif)*. 2000;73:12-15. doi:10.1088/0022-3727/33/14/101
- [28] Correia, V., Caparros, C., Casellas, C., Francesch, L., Rocha, J. G., & Lanceros-Mendez, S. (2013). Development of inkjet printed strain sensors. *Smart Materials and Structures*, 22(10), 105028. <http://doi.org/10.1088/0964-1726/22/10/105028>
- [29] Yang, S., & Lu, N. (2013). Gauge factor and stretchability of silicon-on-polymer strain gauges. *Sensors (Switzerland)*, 13(7), 8577–8594. <http://doi.org/10.3390/s130708577>
- [30] MNX, “What is MEMS Technology?” [Online]. Available: <https://www.mems-exchange.org/MEMS/what-is.html>. [Accessed: 30-Jan-2016]
- [31] Ming, W., Xu-xing, C., & Hua, R. (n.d.). A novel optical fibers MEMS pressure sensor. <http://doi.org/10.1088/1742-6596/34/1/165>
- [32] Prikhodko, I. P., Trusov, A. A., & Shkel, A. M. (2013). Compensation of drifts in high-Q MEMS gyroscopes using temperature self-sensing. *Sensors & Actuators: A. Physical*. <http://doi.org/10.1016/j.sna.2012.12.024>
- [33] Lainé, J., & Mougnot, D. (2014). A high-sensitivity MEMS-based accelerometer
- [34] Yang, X., Zhou, Z., Wu, Y., Xiao, M., Luo, Q., & Shao, C. (2007). Measurement and simulation of carbon nanotube ’ s piezoresistance property by a micro / nano combined structure. *Indian Journal of Pure & Applied Physics*, 45(April), 282–286
- [35] Correia, V.M.G., *Development of piezoresistive sensors for biomedical applications*, in *Departamento de Engenharia Electrónica*. 2013, Universidade do Minho
- [36] Ishida, M., Shinsei, N., Tanaka, Y., Uesugi, Y., Ishijima, T., Mio, W., ... Uchibori, K. (2013). Prompt response and durability of polymer ablation from synthetic fibers irradiated by thermal plasmas for arc resistant clothes. *Journal of Physics: Conference Series*, 441, 012037
- [37] Costa, P., Ferreira, a., Sencadas, V., Viana, J. C., & Lanceros-Méndez, S. (2013). Electro-mechanical properties of triblock copolymer styrene–butadiene–styrene/carbon nanotube composites for large deformation sensor applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 201, 458–467. <http://doi.org/10.1016/j.sna.2013.08.007>
- [38] Plesuma, R., & Malers, L. (2016). Functional properties of composite material from recycled tires and polyurethane binder in water medium. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 111, 012004. <http://doi.org/10.1088/1757-899X/111/1/012004>
- [39] Stassi, S., Cauda, V., Canavese, G., & Pirri, C. F. (2014). Flexible tactile sensing based on piezoresistive composites: A review. *Sensors (Switzerland)*, 14(3), 5296–5332. <http://doi.org/10.3390/s140305296>
- [40] Sauceau, M., Fages, J., Common, A., Nikitine, C., & Rodier, E. (2011). New challenges in polymer foaming: A review of extrusion processes assisted by supercritical carbon dioxide. *Progress in Polymer Science (Oxford)*, 36(6), 749–766. <http://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2010.12.004>

- [41] Cidetec, I. K., & Sebastian, S. (2015). Screen-printing technology for ( bio ) sensor manufacture ; a success story Elena Jubete, 2015
- [42] Krebs, F. C., Fyenbo, J., & Jørgensen, M. (2010). Product integration of compact roll-to-roll processed polymer solar cell modules: methods and manufacture using flexographic printing, slot-die coating and rotary screen printing. *Journal of Materials Chemistry*, 20(41), 8994. <http://doi.org/10.1039/c0jm01178a>
- [43] Lorenz, A., Gredy, C., Lehner, M., Greutmann, R., Brocker, H., Rohde, J., ... Clement, F. (2016). Progress with Rotational Printing for the Front Side Metallization of Silicon Solar Cells. *Eu Pvsec*, (June), 20–24. <http://doi.org/10.4229/EUPVSEC20162016-2CO.2.4>
- [44] Tekin, E., Smith, P. J., & Schubert, U. S. (2008). Inkjet printing as a deposition and patterning tool for polymers and inorganic particles. *Soft Matter*, 4(4), 703–713. <http://doi.org/Doi 10.1039/B711984d>
- [45] Tortorich, R., & Choi, J.-W. (2013). Inkjet Printing of Carbon Nanotubes. *Nanomaterials*, 3(3), 453–468. <http://doi.org/10.3390/nano3030453>
- [46] V. Correia, C. Caparros, C. Casellas, L. Francesch, J. G. Rocha and S. Lanceros-Mendez, Development of inkjet printed strain sensors
- [47] Chow, E., Herrmann, J., Barton, C. S., Raguse, B., & Wiczorek, L. (2009). Inkjet-printed gold nanoparticle chemiresistors: Influence of film morphology and ionic strength on the detection of organics dissolved in aqueous solution. *Analytica Chimica Acta*, 632(1), 135–142. <http://doi.org/10.1016/j.aca.2008.10.070>
- [48] Kim, D., & Moon, J. (2005). Highly Conductive Ink Jet Printed Films of Nanosilver Particles for Printable Electronics. *Electrochemical and Solid-State Letters*, 8(11), J30. <http://doi.org/10.1149/1.2073670>
- [49] Li TC, Chang RC, Li YC. Ink jet printed thin films on glass and polyimide substrates. *Trans Can Soc Mech Eng*. 2013;37(3):873-883
- [50] de Gans B-J, Duineveld PC, Schubert US. Inkjet printing of polymers: State of the art and future developments. *Adv Mater (Weinheim, Ger)*. 2004;16(3):203-213. doi:10.1002/adma.200300385
- [51] Zhang F, Tuck C, Hague R, et al. Inkjet printing of polyimide insulators for the 3D printing of dielectric materials for microelectronic applications. *J Appl Polym Sci*. 2016;43361:1-11. doi:10.1002/app.43361
- [52] Yin ZP, Huang YA, Bu NB, Wang XM, Xiong YL. Inkjet printing for flexible electronics: Materials, processes and equipments. *Chinese Sci Bull*. 2010;55(30):3383-3407. doi:10.1007/s11434-010-3251-y
- [53] Ronan Daly, Tomás S. Harrington, Graham D. Martin, Ian M. Hutchings. Inkjet Printing for Pharmaceuticals - A Review of Research and Manufacturing
- [54] Gans, B. B. De, Duineveld, P. C., & Schubert, U. S. (2004). Inkjet Printing of Polymers: State of the Art and Future Developments \*\*, (3), 203–213. <http://doi.org/10.1002/adma.200300385>

- [55] Morrison, N. F., & Harlen, O. G. (2010). Viscoelasticity in inkjet printing. *Rheologica Acta*, 49(6), 619–632. <http://doi.org/10.1007/s00397-009-0419-z>
- [56] Khim, D., Han, H., Baeg, K. J., Kim, J., Kwak, S. W., Kim, D. Y., & Noh, Y. Y. (2013). Simple bar-coating process for large-area, high-performance organic field-effect transistors and ambipolar complementary integrated circuits. *Advanced Materials*, 25(31), 4302–4308. <http://doi.org/10.1002/adma.201205330>
- [57] Al-Juaid, F., & Merazga, A. (2012). ZnO Spin-Coating of TiO<sub>2</sub> Photo-Electrodes to Enhance the Efficiency of Associated Dye-Sensitized Solar Cells. *World Journal of ...*, 2012(November), 192–196. <http://doi.org/10.4236/wjcmp.2012.24032>
- [58] Inamura, E., Miyamoto, Y., Tamura, S., & Furuya, K. (1989). Wet chemical etching for ultrafine periodic structure: rectangular inp corrugations of 70 nm pitch and 100 nm depth. *Japanese Journal of Applied Physics*, 28(10 R), 2193–2196. <http://doi.org/10.1143/JJAP.28.2193>
- [59] National Instruments, “O que é condicionamento de sinal?” [Online]. Available: <http://www.ni.com/white-paper/10630/pt/>. [Accessed: 25-Feb-2016].
- [60] Mason, a. (2006). Configurable Hardware-Efficient Interface Circuit for Multi-Sensor Microsystems. *2006 5th IEEE Conference on Sensors*, 41–44. <http://doi.org/10.1109/ICSENS.2007.355713>
- [61] Hayami, H., Takehara, H., Nagata, K., Haruta, M., Noda, T., Sasagawa, K., ... Ohta, J. (2016). Wireless image-data transmission from an implanted image sensor through a living mouse brain by intra body communication. *Japanese Journal of Applied Physics*, 55(4). <http://doi.org/10.7567/JJAP.55.04EM03>
- [62] Leigh, D., Forlines, C., Jota, R., Sanders, S., & Wigdor, D. (2014). High Rate, Low-Latency Multi-Touch Sensing with Simultaneous Orthogonal Multiplexing. *Proceedings of the 27th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology - UIST '14*, 355–364. <http://doi.org/10.1145/2642918.2647353>
- [63] An, X. (2013). High Level Design and Control of Adaptive Multiprocessor Systems-on-Chip. Retrieved from <http://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00904884/>
- [64] Saleh, R., Wilton, S., Mirabbasi, S., Hu, A., Greenstreet, M., Lemieux, G., ... Ivanov, A. (2006). System-on-chip: Reuse and integration. *Proceedings of the IEEE*, 94(6), 1050–1068. <http://doi.org/10.1109/JPROC.2006.873611>
- [65] Xi, J., Yang, C., Mason, A., & Zhong, P. (2006). Adaptive Multi - Sensor Interface System-On-Chip. *Ieee Sensors 2006, Exco*, 50–53
- [66] Retscher, G. (2006). An intelligent multi-sensor system for pedestrian navigation. *Positioning*, 5(1), 110–118. <http://doi.org/10.5081/jgps.5.1.110>
- [67] Niyogi, S., Hamon, M. A., Hu, H., Zhao, B., Bhowmik, P., Sen, R., ... Haddon, R. C. (2002). Chemistry of Single-Walled Carbon Nanotubes. *Accounts of Chemical Research*, 35(12), 1105–1113. <http://doi.org/10.1021/ar010155r>
- [68] Zhu, J., Birgisson, B., & Kringos, N. (2014). Polymer modification of bitumen: Advances and challenges. *European Polymer Journal*, 54(1), 18–38.

<http://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2014.02.005>

[69] Tzou HS, Lee H-J, Arnold SM. Smart Materials, Precision Sensors/Actuators, Smart Structures, and Structronic Systems. *Mech Adv Mater Struct.* 2004;11:367-393. doi:10.1080/15376490490451552

[70] American T, Commission J. General information. *Br J Anaesth.* 2013;111 Suppl (July):NP. doi:10.1093/bja/aet425

[71] American T, Commission J. General information. *Br J Anaesth.* 2013;111 Suppl (July):NP. doi:10.1093/bja/aet425

[72] Dynasol Elastomers, “Thermoplastic Rubber Styrene-Butadiene-Styrene Block Copolymer (SBS).” [Online]. Available: <http://www.dynasolelastomers.com/products/thermoplastic-rubber-styrene-butadiene-styrene>. [Accessed: 21-Mar-2016]

[73] No C a S. Toxicological Review of. *Rev Lit Arts Am.* 2010;39(110):759-786. doi:<http://www.epa.gov/iris/toxreviews/0070tr.pdf>

[74] Cullinan MA, Culpepper ML. Carbon nanotubes as piezoresistive microelectromechanical sensors: Theory and experiment. *Phys Rev B - Condens Matter Mater Phys.* 2010;82(11). doi:10.1103/PhysRevB.82.115428

[75] Delogu L, Vidili G. Functionalized multiwalled carbon nanotubes as ultrasound contrast agents. *Pnas.* 2012;109(41):16612-16617. doi:10.1073/pnas.1208312109/-/DCSupplemental.[www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.1208312109](http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.1208312109)

[76] Huang JQ, Zhang Q, Zhao MQ, Wei F. A review of the large-scale production of carbon nanotubes: The practice of nanoscale process engineering. *Chinese Sci Bull.* 2012;57(2-3):157-166. doi:10.1007/s11434-011-4879-z

[77] Paleo, A. J., Van Hattum, F. W. J., Rocha, J. G., & Lanceros-Méndez, S. (2012). Piezoresistive polypropylene-carbon nanofiber composites as mechanical transducers. *Microsystem Technologies*, 18(5), 591–597. <http://doi.org/10.1007/s00542-012-1471-7>

[78] Ha, M. L. P., Grady, B. P., Lolli, G., Resasco, D. E., & Ford, W. T. (2007). Composites of single-walled carbon nanotubes and styrene-isoprene copolymer latices. *Macromolecular Chemistry and Physics*, 208(5), 446–456. <http://doi.org/10.1002/macp.200600521>

[79] Sengoz, B., & Isikyakar, G. (2008). Evaluation of the properties and microstructure of SBS and EVA polymer modified bitumen. *Construction and Building Materials*, 22(9), 1897–1905. <http://doi.org/10.1016/j.conbuildmat.2007.07.013>

[80] Adhikari, K. K., Jung, Y., Park, H., Cho, G., & Kim, N. Y. (2015). Silver-Nanoparticle-Based Screen-Printing and Film Characterization of a Disposable, Dual-Band, Bandstop Filter on a Flexible Polyethylene Terephthalate Substrate. *Journal of Nanomaterials*, 2015. <http://doi.org/10.1155/2015/810150>

[81] Nomura, K. I., Ushijima, H., Nagase, K., Ikedo, H., Mitsui, R., Sato, J., ... Iwata, S. (2016). Simultaneous formation of fine and large-area electrode patterns using screen-offset printing and its application to the patterning on adhesive materials. *Japanese Journal of Applied Physics*, 55(3). <http://doi.org/10.7567/JJAP.55.03DD01>

- [82] Cheng, W., Stuart, E. J. E., Tschulik, K., Cullen, J. T., & Compton, R. G. (2013). A disposable sticky electrode for the detection of commercial silver NPs in seawater. *Nanotechnology*, 24(50), 505501. <http://doi.org/10.1088/0957-4484/24/50/505501>
- [83] Kamyshny A, Steinke J, Magdassi S. Metal-based Inkjet Inks for Printed Electronics. *Open Appl Phys J*. 2011;4:19-36. doi:10.2174/1874183501104010019
- [84] Al-mubarak RA. Impact of Calendering and Silver Addition to Carbon Nanotube-Based Electrodes Used in Printed Multi-Layer Capacitors. 2015
- [85] Shimadzu, “AG-IS Shimadzu.” [Online]. Available: <http://www.ssi.shimadzu.com/products/literature/testing/agis.pdf>. [Accessed: 18-Apr-2016]
- [86] Tibrewala A, Peiner E, Bandorf R, Biehl S, Luthje H. Piezoresistive gauge factor of hydrogenated amorphous carbon films. *J Micromech Microeng*. 2006;16(6):S75-S81. doi:10.1088/0960-1317/16/6/S12
- [87] Search H, Journals C, Contact A, Iopscience M, Address IP. Influence of substrate on the gauge factor of polymer thick-film resistors. *Computer (Long Beach Calif)*. 2000;73:12-15. doi:10.1088/0022-3727/33/14/101
- [88] Ivančo J, Halahovets Y, Végső K, et al. Colossal strain-resistance transduction of indium oxide films. *Thin Solid Films*. 2016;616. doi:10.1016/j.tsf.2016.07.067
- [89] Ren TL, Tian H, Xie D, Yang Y. Flexible Graphite-on-Paper piezoresistive sensors. *Sensors (Switzerland)*. 2012;12(5):6685-6694. doi:10.3390/s120506685
- [90] Digestive Medicine, “Gastroscopy.” [Online]. Available: <http://www.digestivemedicine.com.au/patientsgastro.php>. [Accessed: 10-May-2016]
- [91] Streck, T., Maruszewski, B., Narojczyk, J. W., & Wojciechowski, K. W. (2008). Finite element analysis of auxetic plate deformation. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 354(35-39), 4475–4480. <http://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2008.06.087>
- [92] Cardona, A., Geradin, M., & Doan, D. B. (1991). Rigid and flexible joint modelling in multibody dynamics using finite elements. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 89(1-3), 395–418. [http://doi.org/10.1016/0045-7825\(91\)90050-G](http://doi.org/10.1016/0045-7825(91)90050-G)
- [93] Shenoy, G., B.S., S., & Thiagarajan, R. C. (2012). Effects of Structural Forces on the Dynamic Performance of High Speed Rotating Impellers . *2012 COMSOL Conference*
- [94] Pascon, J. P., & Coda, H. B. (2013). Large deformation analysis of elastoplastic homogeneous materials via high order tetrahedral finite elements. *Finite Elements in Analysis and Design*, 76, 21–38. <http://doi.org/10.1016/j.finel.2013.08.006>
- [95] Pennec, F., Achkar, H., Peyrou, D., Plana, R., Pons, P., & Courtade, F. (2005). Verification of contact modeling with COMSOL Multiphysics software. *Comsol Conference*, 6
- [96] Marvalova, B. (2007). Viscoelastic properties of filled rubber. Experimental observations and Material Modelling. *Engineering Mechanics*, 14(1), 81–89. Retrieved from [http://dlib.lib.cas.cz:8080/1187/1/14\\_1\\_081.pdf](http://dlib.lib.cas.cz:8080/1187/1/14_1_081.pdf)



- [97] 7 COMSOL Structural Mechanics interface theory manual. 2012
- [98] Tabesh, Majid, Elahinia, Mohammad, Pourazady, Mehdi. Modeling Niti Superelastic-Shape Memory Antagonistic Beams: A Finite element analysis.
- [99] Sirohi J, Chopra I. Fundamental Understanding of Piezoelectric Strain Sensors. *J Intell Mater Syst Struct*. 2000;11(4):246-257. doi:10.1177/104538900772664765
- [100] Moghimi R. Low Noise Signal Conditioning for Sensor-Based Circuits. 2010;(November):16
- [101] Hunter GW, Stetter JR, Hesketh PJ, Liu C-C. Smart sensor systems. *Electrochem Soc Interface*. 2010;19(4):29-34
- [102] Spencer BF. Opportunities and challenges for smart sensing technology. *Struct Heal Monit Intell Infrastructure, Vols 1 2*. 2003;(180):65-71. doi:10.1002/stc.48
- [103] Gómez A, Cuiñas D, Catalá P, et al. Use of Single Board Computers as Smart Sensors in the Manufacturing Industry. *Procedia Eng*. 2015;132:153-159. doi:10.1016/j.proeng.2015.12.461
- [104] Mita A, Takhira S. A smart sensor using a mechanical memory for structural health monitoring of a damage-controlled building. *Smart Mater Struct*. 2003;12(2):204-209. doi:10.1088/0964-1726/12/2/307
- [105] Biesiadecki T, Song C. A General-Purpose Pressure Sensor Interface Circuit. :2-4
- [106] Lee DW, Doh I, Kim Y, Cho Y-H. Advanced combinational microfluidic multiplexer using multiple levels of control pressures. *Lab Chip*. 2013;13(18):3658-3662. doi:10.1039/c3lc50513h
- [107] Mayuresh Joshi, “Voltage to Current Converter using Op Amp.” [Online]. Available: <http://www.myclassbook.org/voltage-to-current-converter-using-op-amp/>. [Accessed: 08-Jun-2016]
- [108] Rocha JGV da. *MOSFETs E Amplificadores Operacionais : Teoria E Aplicações*. 2ª ed.; 2010