

Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Miguel Fernando Silva Castro Neves Barbosa,
55741

**Instrumentalização de um endoscópio
através de sensores piezorresistivos
impressos**

Dissertação de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica Industrial e
Computadores

Trabalho efetuado sob a orientação do

Professor Doutor Vítor Correia

Professor Doutor Senentxu Lanceros-Méndez

Agradecimentos

Ao longo de todo o percurso académico adquiri técnicas, conhecimentos e ferramentas para proceder com a minha carreira profissional. Sem a benção da minha família nunca chegaria a este patamar e por isso agradeço profundamente a todos, especialmente ao meu pai, o meu herói, à minha mãe, o meu ponto de referência, às minhas duas irmãs e à minha esposa por serem as minhas melhores amigas. E recentemente ao meu filho que tornou a minha vida ainda mais incrível. Obrigado pelo vosso amor.

Depois um especial agradecimento ao corpo docente da universidade do Minho. Aos meus orientadores Professor Senentxu e Engenheiro Vítor Correia que geraram esta oportunidade e apostaram em mim. Ao Doutor Pedro Costa, que respondeu sempre que pedi auxílio. Ao Engenheiro Nelson Pereira pela presença diária e atenção prestada, ao Engenheiro Nelson Gomes pela contribuição prestada nas práticas laboratoriais, ao Engenheiro Rafael Silva pelo interesse prestado e ao Engenheiro Rafael Martins pela camaradagem. Obrigado.

Finalmente agradeço aos meus sogros Adélio e Fernanda Moreira, aos meus padrinhos António e Maria José Novais, aos meus primos e grandes amigos Emanuel e Henrique Novais, à família Pinto que considero minha e à família que me adoptou em Angola durante os meus três anos de trabalho na área Biomédica, Sr. General António Rasoilo e à sua esposa Sónia Alves.

Que estas palavras cheguem às pessoas queridas aqui referidas. Um obrigado cheio de afeto.

Abstract

Keywords: Endoscope; Polymer composites; Screen Printing; Gauge Factor; Printed piezo resistive sensor

Endoscopy is a non-invasive procedure for visualizing the interior of the human body. The series of equipments that comprise the endoscopy tower have as function to process the image taken by the endoscope and to expose it. The endoscope is a flexible tube equipped with a set of mini devices capable of illuminating, filming, irrigating with water, blowing with compressed air and sucking by vacuum inside the body. Throughout the examination, the endoscope is mechanically controlled, which requires a specialist endoscopy doctor. In inserting the endoscope into the patient, the physician performs a diagnostic and therapeutic process. The random forces applied to different areas of the human body by the endoscope tube are not properly controlled by the specialist, causing pain, discomfort or even internal cracks in the patient.

The main goal of this dissertation is the presentation of a valid solution, through the incorporation of piezoresistive sensors printed in a gastrovideoendoscope, preventing negligent practices by monitoring the pressures exerted and adding the capacity of the calculation of the angle made by the tube.

In order to respond to the problem, a folding material with the matrix of the printed sensors was coupled to an electronic circuit. This material consists of a reinforcing material of carbon nanotubes and a styrene-butadiene-styrene polymer matrix, with a Gauge factor of ten to twenty times greater than conventional materials, contributing to an increase in resistive sensitivity.

In summary, an array of sensors dedicated to the endoscope was used, the matrix was instrumented in the endoscope and an electronic reading circuit was developed, which allows the reading of the different sensors of the matrix.

Resumo

Palavras chaves: Endoscópio; compósitos poliméricos; *Screen Printing*; *Gauge Factor*; Sensor piezorresistivo impresso

A endoscopia é um procedimento não invasivo de visualização do interior do corpo humano. A série de equipamentos que englobam a torre de endoscopia têm como função processar a imagem captada pelo endoscópio e expô-la. O endoscópio é um tubo flexível equipado com um conjunto de mini dispositivos capazes de iluminar, filmar, irrigar com água, soprar com ar comprimido e sugar por vácuo dentro do corpo. Ao longo do exame, o endoscópio é controlado mecanicamente, o que exige um médico especialista de endoscopia. Na inserção do endoscópio no paciente, o médico realiza um processo diagnóstico e terapêutico. As forças aleatórias aplicadas nas diferentes zonas do corpo humano pelo tubo do endoscópio não são devidamente controladas pelo especialista, causando dor, desconforto ou mesmo fissuras internas no paciente.

O principal objetivo desta dissertação consiste na apresentação de uma solução válida, através da incorporação de sensores piezorresistivos impressos num gastrovideoendoscópio, prevenindo práticas negligentes pela monitorização das pressões exercidas e adicionando a capacidade do cálculo do ângulo efetuado pelo tubo.

De forma a dar resposta ao problema, utilizou-se um material dobrável com a matriz dos sensores impressos, acoplado a um circuito eletrónico. Este material é constituído por um material de reforço de nanotubos de carbono e uma matriz polimérica de *styrene-butadiene-styrene*, com um fator Gauge de dez a vinte vezes superior aos materiais convencionais, contribuindo para um aumento da sensibilidade resistiva.

Em suma, fabricou-se uma matriz de sensores dedicada ao endoscópio, instrumentalizou-se a matriz no endoscópio e foi desenvolvido um circuito de leitura eletrónico, que permite a leitura dos diferentes sensores da matriz.

Índice

Índice de figuras.....	xi
Índice de tabelas.....	xv
Lista de siglas.....	xvii
1. Introdução.....	1
1.1. Enquadramento e Motivação.....	1
1.2. Objetivos.....	2
1.3. Contribuições.....	2
1.4. Organização da dissertação.....	3
2. Estado de arte.....	5
2.1. Endoscopia e suas Inovações tecnológicas.....	5
2.2. Processos de esterilização.....	7
2.3. O gastrovideoendoscópio Olympus GIF-100.....	10
2.4. Técnicas de fabricação de sensores impressos.....	14
2.5. Sensor Piezorresistivo impresso.....	17
2.6. Geometria de implementação de sensores impressos.....	20
2.7. Acondicionamento de sensores piezorresistivos impressos.....	22
Desenvolvimento.....	27
3. Fase de análise.....	27
3.1. Revisão dos tópicos.....	27
3.2. Diagrama de caso de uso.....	27
3.3. Tabela de Eventos.....	29
3.4. Diagrama de sequência.....	30
3.5. Requerimentos.....	31
3.6. Funcionais.....	31

3.7.	Não funcionais	32
3.8.	Restrições	32
4.	Fase de projeção.....	35
4.1.	Visão geral do sistema.....	35
4.2.	Elaboração da base polimérica do sensor	36
4.3.	Inserção de pistas por <i>screen printing</i>	39
4.4.	Componentes de <i>hardware</i>	42
4.5.	Componentes de <i>Software</i>	49
4.6.	Fluxogramas do Microcontrolador	50
4.7.	O tubo do endoscópio.....	53
4.8.	O corpo do sensor	54
4.9.	Elaboração da matriz final	56
4.10.	Fabricação do protótipo	57
5.	Apresentação e discussão dos resultados	61
5.1.	Ferramentas de medição	61
5.2.	Primeira caracterização da matriz 3 por 1	61
5.3.	Caracterização dos interdigitados da matriz final	64
5.4.	Placa final conetada às matrizes e instrumentalizada no endoscópio	65
	Conclusões	69
	Trabalho futuro.....	71
	Anexos	77

Índice de figuras

Figura 1 - Torre de Endoscopia Moderna.....	5
Figura 2 - Método terapêutico: resseção efetuada por uma pinça.....	6
Figura 3 - Cadeia de processos de esterilização de endoscópios.....	7
Figura 4 - Limpeza manual do endoscópio.....	8
Figura 5 - Máquinas de lavar endoscópios.....	9
Figura 6 - Armário de secagem de endoscópios.....	9
Figura 7 - Transporte de endoscópios selados em plástico dentro da mala respetiva.....	9
Figura 8 – Desenho básico de um endoscópio.....	11
Figura 9 – Estrutura mecânica do tubo de inserção.....	12
Figura 10 - Todos os componentes da ponta distal do gastrovideoendoscópio.....	12
Figura 11 - Gastrovideoendoscópio Olympus GIF-100.....	13
Figura 12 – a) Ponta distal do endoscópio a dobrar com um ângulo de 90° e b) com um ângulo de 180°	14
Figura 13 – Técnica de propagação Bar-Coating ou revestimento de barras. Resultados à escala de 10 micrómetros.....	15
Figura 14 – Estágios do revestimento por rotação ou spin coating. À mesma escala, spin coating apresenta resultados mais uniformes que bar-coating.....	15
Figura 15 – a) Pequenas gotas disparadas dos bocais de uma cabeça de jato de tinta formam um b) micro-sensor.....	16
Figura 16 – A força aplicada pela ponta da lâmina obriga a pasta a ultrapassar os orifícios de impressão do molde.....	17
Figura 17 – Estrutura de sensores piezorresistivos existentes.....	18
Figura 18 – Sensor piezorresistivo impresso com erros na impressão de pista de prata e desgaste ao fim de 4 dias por falta de encapsulamento.....	18
Figura 19 – Sensor piezorresistivo mais dúctil e com melhor aderência das pistas de prata. As pistas oxidaram ao fim de uma semana, sendo recuperadas pela aplicação de acetona. O encapsulamento das pistas evitam a oxidação.....	19
Figura 20 – (a) Sistema eletrónico multifuncional constituído por um sensor de temperatura e um sensor de deformação. (b) Impressão do sistema em silício. (c) e (e) Fixação do sistema num selo e numa fita. (f) Impressão do sistema na pele. (d) e (g) Encapsulamento do sistema impresso para fornecer proteção ambiental e mecânica.....	21

Figura 21 – (a) Substrato com o todos elementos. (b) Tamanho do substrato.	22
Figura 22 – Sensor piezorresistivo impresso. Seta unidirecional vermelha e verde apontam para a entrada e saída. A seta laranja realça o espaço existente entre a ponta de uma linha do corpo do sensor e a pista principal. As setas bidirecionais amarela e vermelha mostram as dimensões do corpo do sensor.	23
Figura 23 – Ponte de Wheatstone completa. O sinal obtido em V+ será a conversão da variável medida em tensão.	23
Figura 24 – Exemplo de um circuito que acondiciona sinais de vários sensores piezorresistivos. Através do barramento, os sinais de controlo trocam o sensor a ser lido, adapta-o à ponte e ajusta o ganho do amplificador de instrumentação.	24
Figura 25 – Diagrama de caso de uso de todas as ações ocorridas durante o exame.	28
Figura 26 - Diagrama de caso de uso de todas as ações ocorridas durante a esterilização.	29
Figura 27 – Interação entre os atores durante o processo de captura dos valores de deformação.	31
Figura 28 - Visão geral do sistema.	36
Figura 29 – Balança de precisão AND HR usada para medir as quantidades de solutos.	37
Figura 30 – Equipamento de ultrassons para dispersar do CNT.	38
Figura 31 – Agitador magnético para dissolver o SBS.	38
Figura 32 – Base polimérica resultante.	38
Figura 33 – Escolha da matriz simples para prova de teste seleccionada a vermelho.	39
Figura 34– Calibração da altura a 10 mm entre a base polimérica e a tela.	40
Figura 35 – Tinta de prata dissolvida em água e espátula utilizadas.	40
Figura 36 – Matriz impressa antes de passar pela estufa.	41
Figura 37 - Exemplo de matriz de sensores piezorresistivos impressos.	41
Figura 38 – Ensaio da matriz no endoscópio.	41
Figura 39 – Multiplexador 8 por 1 modelo ADG708 em Altium Designer e respectivo diagrama de bloco funcional.	43
Figura 40 – Potenciómetro configurável em série com o valor de saída do multiplexador, em Altium Designer. Diagrama de bloco funcional.	44
Figura 41- Diagrama do bloco funcional do Potenciómetro digital configurável modelo AD5160.	44
Figura 42 – Virtualização da variável de referência ao ligar um DAC do uC ao periférico IN-, em Altium Designer. Bloco de diagrama funcional e hardware necessário para programar o ganho.	45
Figura 43 – uC marca STM32F105RCT6 selecionado para todo o processamento em hardware do circuito, em Altium Designer.	46

Figura 44 – a) Conectores dos sensores utilizando um passo de 2,54 mm. b) Programador do microcontrolador.	47
Figura 45 – a) Conector Mini USB responsável por alimentar todo o circuito e por efetuar a interface receptor e transmissor universal assíncrona (UART) entre o uC e o computador. b) Integrado FTDI para conversão USB em UART, em Altium Designer.	48
Figura 46 - Estrutura de cima em duas dimensões do desenho do circuito.	48
Figura 47 – Circuito final impresso na placa desenvolvido no software Altium Designer.	49
Figura 48 – Fluxograma do comportamento geral do circuito.	50
Figura 49 – Modo de calibração dos sensores do equipamento.	51
Figura 50 – Leitura dos sensores em ciclo infinito.	52
Figura 51 – Ponta distal do endoscópio manipulado para cima e para baixo. A distância a preto representa o comprimento da ponta distal. A distância a vermelho representa o comprimento dos 8 elos. A distância a verde representa o 1º elo e o 8º elo e a distância entre eles.	53
Figura 52 – Simulação de várias intensidades.	54
Figura 53 – Medidas em milímetros atribuídas ao corpo do sensor piezorresistivo impresso.	55
Figura 54 – Relevo indesejado que levou a uma nova projeção da matriz.	56
Figura 55 – Desenho da matriz final em SolidWorks.	57
Figura 56 – Substrato tipo 2 no lado esquerdo. Substrato tipo 3 no lado direito.	57
Figura 57 – a) Extrusora da marca Microlab modelo Twin Screw. b) Registo das temperaturas das 5 seções e da velocidade em rotações por minuto.	58
Figura 58 – a) Fio do compósito. b) Prensa hidráulica. c) Resultado após o fio ter saído da máquina de pressão hidráulica.	58
Figura 59 – a) Tela com o molde da matriz desenhada. b) Molde. c) Inserção da tinta a prata pelo molde. d) Matriz impressa.	59
Figura 60 - Várias matrizes do mesmo substrato 3.	59
Figura 61 – a) Matriz impressa num substrato PET. b) Porção do substrato a colocar em cima de um interdigitado.	60
Figura 62 – Gráfico dos valores do sensor nos ensaios a 0°, a 45° e a 90° da primeira caracterização.	62
Figura 63 – Variação em percentagem entre 0° a 90° nos ensaios da primeira caracterização.	63
Figura 64 – Variação em Ohms do sensor entre 0° a 90° nos ensaios da primeira caracterização.	63

Figura 65 – Relação da variação da resistência (linha vermelha) de um dos sensores da matriz, enquanto submetido a uma tensão de deformação de 4 pontos (linha azul).....	64
Figura 66 – Relação entre a variação da resistência e a deformação.	65
Figura 67 a) Circuito final conetado à matriz impressa no substrato do tipo 2 e b) do tipo 3.	66
Figura 68 – Variação da resistência dos 8 interdigitados da matriz do tipo Substrato 2. O primeiro interdigitado é o do canto inferior esquerdo. O quarto é o canto inferior direito. O quinto é o do canto superior esquerdo.	67
Figura 69 - Variação da resistência dos 8 interdigitados da matriz de 900 nanómetros do tipo Substrato 3. O primeiro interdigitado é o do canto inferior esquerdo. O quarto é o canto inferior direito. O quinto é o do canto superior esquerdo.	68
Figura 70 –Primeira tentativa de produção de uma matriz.....	77
Figura 71 - Primeira matriz desenvolvida e caracterizada.....	77
Figura 72 – Diagrama de Gant deste projeto.	78
Figura 73 – Circuito eletrónico utilizado para este projeto.....	79

Índice de tabelas

Tabela 1 – Tabela de eventos da instrumentalização de uma matriz de sensores no endoscópio. 30

Lista de siglas

3D - Tri-Dimensional

CAD – Ambiente de Desenvolvimento Computacional

CCD – Dispositivos de acoplamento de Cargas

CNT – Nanotubos de Carbono

DAC – Conversor Digital Analógico

FTDI – *Future Technology Device International*

GF – Fator Gauge

GPa – Giga Pascal

IA – Amplificador de Instrumentação

MWCNT –Multi *Wall* Nanotubos de carbono

PCB – Placa de Circuito Impresso

PET - Tereftalato de Polietileno

TPA – Tera Pascal

TPE – Elastômeros Termoplásticos

SBS - *Styrene-Butadiene-Styrene*

SPI – Interface Porta Série

uC - Microcontrolador

UML - Linguagem de Modelagem Unificada

USART – Transmissão/Recepção assíncrona e síncrona universal

USB – Barramento série universal

1. Introdução

Neste capítulo é contextualizado o âmbito desta dissertação, definindo a principal motivação e objetivos, bem como apresentadas as contribuições do projeto. Finalmente, é apresentada a organização da dissertação.

1.1. Enquadramento e Motivação

Nas últimas décadas, a endoscopia revolucionou os métodos de diagnóstico e de terapia de doenças, principalmente, com a introdução da videoendoscopia, auxílio de filmagens durante o exame endoscópico em tempo real.

A endoscopia é uma especialidade multidisciplinar, que combina áreas como imagiologia, bioengenharia, gastroenterologia e cirurgia. Desde as primeiras intervenções ocorridas no século XIX, foram sendo desenvolvidas tecnologias como o fibroscópio, fibroscópios acoplados de eletrônica digital (dispositivos de acoplamento de cargas, CCD) e o videoendoscópio [1].

A eficácia da concretização da análise do exame endoscópico é extremamente dependente das capacidades e experiência da equipa médica, uma vez que a deteção de patologias e a prática terapêutica ainda não são efetuadas de uma forma automatizada. Um exame ideal consiste nos seguintes requisitos: diminuição máxima do tempo de exame, maior eficácia do diagnóstico e da terapia, anulação de lesões pós exame, ausência de dor durante e pós exame e ausência de químicos anestésicos [1].

A competição global na área de investigação e desenvolvimento tem sido o fator condutor na inovação da endoscopia, tendo como expectativas os requisitos de um exame ideal. O fato das inovações tecnológicas terem como tendência a implementação no ramo medicinal deve-se ao impacto e benefício sócio-financeiro. O ramo medicinal tem requisitos e restrições muito exigentes que geram soluções muito compensadoras [2].

A conectividade com a área da medicina, a possibilidade de articular poderosas ferramentas eletrônicas que melhorem os níveis de cuidado de saúde, o debate com especialistas de diversas áreas, a troca de visões distintas e a convergência de múltiplos conceitos são fortes motivações para este trabalho, porque oferecem perspectivas de ideias de novos produtos ou serviços para o futuro.

1.2. Objetivos

Esta dissertação tem como principal objetivo a instrumentalização de um gastrovideoscópio através de sensores piezorresistivos impressos, capazes de monitorizar pressões exercidas sobre o endoscópio ou deformações efetuadas durante o seu manuseamento. Com isto, pretende-se capturar dados precisos das pressões e deformações exercidas sobre o tubo digestivo no decorrer do exame, atribuindo mais uma ferramenta de análise à equipa médica.

Para a realização desta dissertação cumpriu-se as seguintes etapas:

- Pesquisa de ideias inovadoras no âmbito da área de endoscopia;
- Estudo da cadeia de processos subjacentes à realização do exame de endoscopia.;
- Estudo do endoscópio da marca Olympus do modelo GIF-100;
- Revisão da literatura sobre sensores impressos;
- Revisão da literatura sobre técnicas de fabricação de circuitos impressos;
- Desenvolvimento de uma plataforma de acondicionamento e leitura do sinal elétrico;
- Amostragem em tempo real do sinal;
- Estudo da geometria do endoscópio;
- Estudo da inserção de uma matriz de sensores no endoscópio;
- Fabrico da matriz de sensores e realização dos respetivos ensaios;
- Instrumentalização da matriz de sensores no endoscópio. Realização de ensaios;

1.3. Contribuições

No âmbito desta dissertação, foram implementadas diversas matrizes de sensores piezorresistivos com diferentes propriedades, diferentes processos de fabrico e com um desenho em CAD (ambiente de desenvolvimento computacional) aplicada à geometria do endoscópio. Além disso, elaborou-se um circuito dedicado ao acondicionamento dos sinais provenientes dos sensores.

Ao longo deste documento são exploradas questões relacionadas com as várias etapas do exame de endoscopia, sem esquecer os processos de esterilização e o próprio endoscópio.

A seguir, foi possível exemplificar certos aspetos nas técnicas de fabricação de sensores impressos, tais como: relação baixo custo *versus* quantidade produzida, rapidez, resolução, uniformidade e espessura mínima das amostras. A caracterização das amostras providenciaram informação que contribuíram para

a sobrecarga de hardware e software necessária para a comunicação dos dados, independentemente dos diferentes valores resistivos dos sensores aquando da sua produção.

1.4. Organização da dissertação

Este documento apresenta a implementação de um endoscópio instrumentalizado através de uma matriz de sensores piezorresistivos impressos conetada ao circuito de acondicionamento e processamento de sinal.

Após um breve enquadramento e apresentação da motivação, objetivos e contribuições apresentadas no primeiro capítulo, segue o segundo capítulo que expõe uma visão geral sobre as diversas tecnologias inerentes à criação e execução desta dissertação.

O terceiro capítulo apresenta a fase de análise do *design* do projeto, seguido pelo quarto capítulo que aborda a fase de projeção.

Os resultados experimentais, bem como as ferramentas de medição utilizadas na sua obtenção são expostas no quinto capítulo.

O documento termina com o sexto capítulo, em que se apresenta a conclusão do trabalho desenvolvido, bem como uma perspectiva do trabalho futuro.

2. Estado de arte

Este capítulo oferece uma visão geral sobre as tecnologias e conceitos abordados nesta dissertação, incluindo as várias etapas do exame de endoscopia, o formato genérico do endoscópio, os sensores piezorresistivos impressos, as suas técnicas de fabricação e sobretudo da geometria do objeto instrumentalizado. O capítulo finaliza com o acondicionamento do sinal de sensores resistivos.

2.1. Endoscopia e suas Inovações tecnológicas

A endoscopia é uma área que depende das inovações tecnológicas desenvolvidas dedicadas à propagação da imagem endoscópica e aos métodos cirúrgicos disponíveis. Atualmente, empresas de desenvolvimento e investigação de biotecnologias focam-se na alta definição de imagem, em apresentar novas perspectivas de imagem (3D, tri-dimensional), na otimização de detecção de patologias microscópicas, através da captura e reconhecimento de imagens e na reprodutibilidade de várias cores para fácil determinação de delimitação de tecidos, gordura, nervos e vasos sanguíneos [1]. As imagens captadas pela microcâmara do endoscópio são tratadas por um videoprocessador, Figura 1. O videoprocessador não só trata de apresentar a imagem no monitor em tempo real, como permite à equipa médica a gravação e a captura de imagens para posterior análise, criando uma vista panorâmica de todo o órgão, possibilitando o ajuste da distância de ampliação e do ângulo da imagem.



Figura 1 - Torre de Endoscopia Moderna [3].

A propagação da imagem tem como objetivo gerar uma sensação de imersão ao examinador.

Em caso de ser um simples diagnóstico, o examinador observa as imagens emitidas pelo monitor, ao mesmo tempo que manuseia o endoscópio, sem necessitar de nenhum tipo de auxílio. Em caso de intervenção terapêutica, na equipa médica são precisos um maior número de elementos durante a cirurgia, nomeadamente, um anestesista e um enfermeiro auxiliar. O uso de pinças cirúrgicas inseridas pela parte interna do tubo do endoscópio cria a necessidade de utilizar meios anestésicos com o intuito de anular a dor que a pinça vai causar. Como os dois braços do examinador estão ocupados a manusear o endoscópio, o enfermeiro auxiliar fica responsável pela pinça cirúrgica, Figura 2, executando consoante as ordens recebidas pelo examinador [4]. Ao manusear a pinça, pode-se cortar, rasgar ou coagular o tecido humano.

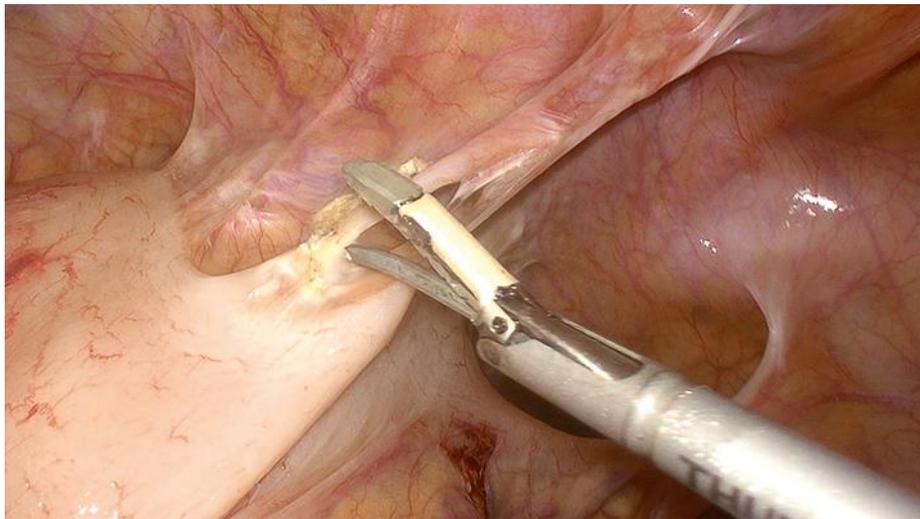


Figura 2 - Método terapêutico: ressecção efetuada por uma pinça [3].

A pinça está ligada a um equipamento, designado por electrocoagulador, que transmite um sinal elétrico que se transforma em calor ao entrar em contacto com o tecido. Na destruição do tecido cria-se um vapor que obstrói a câmara, obrigando a aspiração do ar através do canal interno do endoscópio dedicado à sucção.

A necessidade de melhorar os processos diagnósticos e cirúrgicos contribuiu para a investigação de novas metodologias de acordo com certos requisitos, que têm de ser cumpridos para se proceder a um exame endoscópico: pré-condicionamento, exame e esterilização do equipamento. No que diz respeito à gastrovideoendoscopia, o paciente tem que ser vigiado a seguir ao exame, pois o nível de alerta é elevado nas primeiras quarenta e oito horas. No entanto, as lesões pós cirúrgicas tendem a ser ínfimas, criando somente desconforto devido ao esforço. Porém, existem casos de lesões agudas no esófago, de lesões cáusticas e corrosivas no trato gastrointestinal e de diagnósticos que causaram perturbações gastrointestinais, que dão origem a sinais ou sintomas como febre, dor no peito, falta de ar, fezes coloridas, dificuldade em engolir, dor abdominal grave ou persistente ou até de vômitos sangrentos [5].

Muitos destes casos negligentes ocorrem quando não utilizam um endoscópio específico para o tipo de exame, com o intuito de reduzir os gastos em equipamentos. Por exemplo, no caso do gastroenterologista, seria um esofagogastroduodenoscópio, que vai desde a análise do esófago até ao duodeno. Contudo, as características de cada endoscópio por vezes não são as melhores para o exame a ser efetuado. O paciente pode ser uma criança ou um idoso. O tubo digestivo não é igual para todos. A largura do tubo do endoscópio e as suas características funcionais têm que ir de encontro ao paciente. A dor das lesões é o maior inibidor do paciente em querer realizar o exame. O anestesista tem um papel fundamental nos cuidados prestados, mas quanto maior for o tempo em que o paciente se encontra sobre o efeito anestésico, maior é o risco para o paciente [6].

2.2. Processos de esterilização

Antes e após a realização do exame de endoscopia existem processos de higiene, esterilização, armazenamento e transporte a respeitar. Uma inovação tecnológica a nível da endoscopia enfrenta toda a cadeia de higiene e esterilização, Figura 3.



Figura 3 - Cadeia de processos de esterilização de endoscópios [7].

Antes da realização do exame, para proteção da equipa médica e dos equipamentos, o sangue do paciente é analisado no laboratório para deteção de doenças, como a hepatite, que impossibilitam a realização da endoscopia. Há certas restrições que nem mesmo a correta higienização e esterilização dos endoscópios se consegue ultrapassar, tornando o endoscópio um foco de contaminação de doenças. Os padrões de biossegurança, de prevenção e de vigilância são fundamentais. Para além disso, os aparelhos de endoscopia são frágeis e caros e estão classificados como semicríticos, por entrarem em

contacto com a mucosa não estéril ou não intacta [8]. É o uso indicado e não o uso acidental do produto que determina o seu enquadramento sanitário. Mas, caso um produto médico realize funções que possam ser enquadradas em classes de risco diferentes, então deve-se adotar a classe de risco mais crítica [9], algo muito frequente na endoscopia.

A cadeia de atividades moderna começa pelo técnico a colocar o equipamento de proteção individual: o par de luvas compridas, a máscara, os óculos, o avental de manga longa, o avental de plástico e o protetor auricular. Em nenhum momento pode haver contato direto do técnico com o equipamento, nem com detritos gerados durante a lavagem. Logo após terminar o exame de endoscopia, o técnico executa todos os processos de limpeza, Figura 4. Manualmente, remove todas as sujidades visíveis e detritos com detergente enzimático e uma compressa. Além disso ainda testa os canais com água e ar para deteção de obstruções [8], Figura 4. Isto é, efetua testes de rutura na extremidade distal do endoscópio, submergindo-a em água e movendo-a. A extremidade distal é a ponta do endoscópio que é introduzida no paciente. O técnico veda o endoscópio com os respetivos acessórios para que este possa ser submergido em líquidos. Retira as válvulas do endoscópio que são submersas e escovadas em detergente enzimático. Caso o endoscópio tenha um ou mais canais de biópsia são limpos com uma escova que percorre a parte interna do tubo. Quando a escova não for precisa é limpa.



Figura 4 - Limpeza manual do endoscópio [8].

Para a realização da limpeza manual são precisos os acessórios de limpeza do endoscópio, álcool etílico, um detergente enzimático e um desinfetante de alto nível. Normalmente, os acessórios de limpeza acompanham o endoscópio numa mala, sendo alguns de uso único. Durante a limpeza de vários endoscópios, é obrigatório a devida separação dos acessórios, nunca misturando os respetivos acessórios de um endoscópio noutra diferente. No fim da limpeza, o técnico regista os acessórios utilizados. Quanto ao desinfetante de alto nível, este pode ser constituído por glutaraldeído, formaldeído ou peróxido de hidrogénio, sendo o mais comum o glutaraldeído 2% [8]. A seguir à limpeza manual, o endoscópio e todos os acessórios são colocados dentro de uma máquina de lavar endoscópios, Figura 5.



Figura 5 - Máquinas de lavar endoscópios [7].

Normalmente, nos hospitais existem máquinas de esterilização a vapor seco e a vapor húmido, que atingem temperaturas acima de 100°C, sendo prejudicial para o endoscópio. Daí que a máquina de lavar endoscópios trabalha à temperatura ambiente. Durante a lavagem, a máquina usa consumíveis como glutaraldeído, detergente enzimático e álcool etílico. Ocorrem vários processos de enxaguamento por todo o endoscópio, tendo este que estar totalmente vedado. No fim a máquina seca o endoscópio. Retira-se o endoscópio da máquina e coloca-se num armário de secagem [8], Figura 6.



Figura 6 - Armário de secagem de endoscópios [8].

O endoscópio fica no armário no mínimo quarenta minutos. Envolva-se o tubo de inserção do endoscópio com um plástico, Figura 7, e transporta-se na mala correspondente, separando-o dos seus acessórios.



Figura 7 - Transporte de endoscópios selados em plástico dentro da mala respetiva [8].

No fim, é preenchida uma documentação em relação à limpeza e procede-se ao registo da última utilização, da integridade e funcionalidade do endoscópio, do estado dos acessórios e da identificação do paciente [8].

Durante toda a cadeia, todos os acessórios descartados são encaminhados para a secção de incineração do hospital. A máquina de lavar endoscópios tem uma saída de esgoto que está conectada a uma estação de resíduos [8].

2.3. O gastrovideoendoscópio Olympus GIF-100

Os endoscópios flexíveis permitem a visualização do interior das cavidades corporais e dos órgãos tubulares, aplicando técnicas minimamente invasivas. Endoscópios flexíveis são equipamentos médicos extremamente sensíveis, Figura 8. De modo a mantê-lo em ótimas condições de trabalho, é obrigatório ter uma completa compreensão da sua estrutura e especificações. Porém inovações do tipo incremental têm trazido melhorias tanto ao nível da estrutura mecânica do equipamento, qualidade de imagem, transmissão da luz ou até de processos de esterilização [10].

A construção e função das várias marcas e modelos de endoscópios flexíveis são semelhantes [10]. Em cada seção do endoscópio existe uma camada externa que protege os sistemas internos delicados. Através da visualização da figura anterior, identifica-se os cinco componentes genéricos de um endoscópio: Conector da fonte de luz, guia principal, controlador manual, tubo de inserção e seção controlada.

O conector do guia de luz é a extremidade sólida que se conecta ao sistema de fonte de luz, sendo a mais distante do paciente. Todos os canais atravessam esta seção e, na maioria dos modelos, é constituído por componentes moldados de plástico e metal sem partes móveis e internamente mantendo as placas de circuitos eletrónicos em segurança [11].

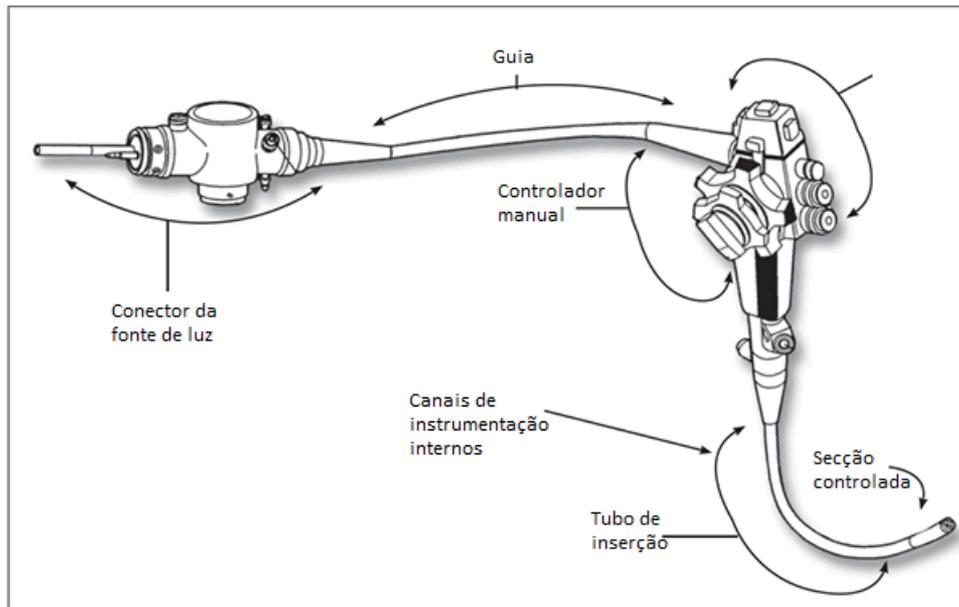


Figura 8 – Desenho básico de um endoscópio [12].

O tubo de guia de luz ou tubo principal conecta o controlador manual à fonte de luz e foi projetado para aceitar um certo nível de curvatura, garantindo mais ergonomia, fornecendo, deste modo, uma maior proteção aos componentes internos delicados, como canais de sucção e fibra ótica, sendo constituído por múltiplas camadas de bobinas de aço, malha de fibra, borracha vulcanizada e uma camada fina de poliuretano transparente para dar mais resistência em relação aos químicos e fluidos [11].

O controlador manual é o responsável por ajustar o ângulo e a tensão exercida da ponta distal, a saída de ar e água, ativar as válvulas de controlo de sucção, ativar a captura de imagens, ajustar a imagem do monitor. Também é nele que se situa a entrada do canal de biópsia e é por onde se segura o endoscópio ao longo do exame. A maioria dos modelos são constituídos por plástico moldado, ergonomicamente projetado para facilitar a sua utilização [11].

O tubo de inserção é o tubo flexível longo inserido no corpo humano durante o exame, Figura 9. Tendo uma constituição semelhante ao tubo guia de luz, porém com espessura diferente e tem uma camada externa protetora rotulada com marcas métricas de profundidade de inserção.

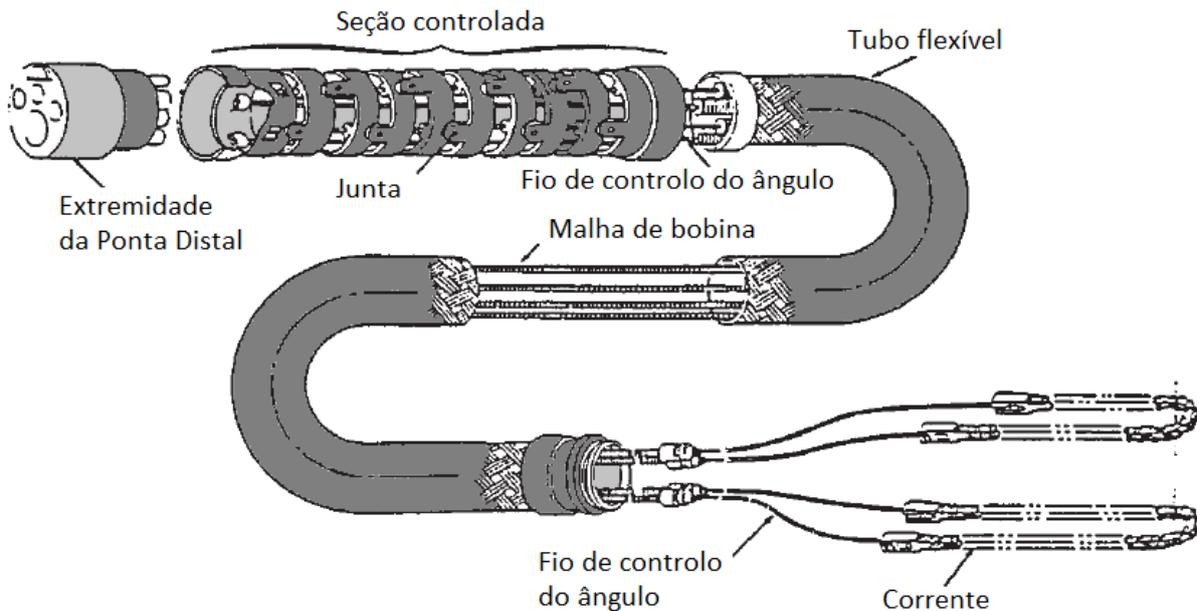


Figura 9 – Estrutura mecânica do tubo de inserção [10].

O tubo de inserção é oco e fornece proteção aos componentes internos delicados, incluindo o sistema de angulação, fibras ópticas, fios do sistema elétrico e canal de biópsia. Localizado na ponta distal do tubo de inserção, a seção de curvatura controlada tem como principal objetivo permitir o posicionamento exigido para completar o exame. Sendo constituída por elos de aço articulados e por juntas que formam um esqueleto flexível, Figura 10. Este esqueleto é coberto por uma malha de aço e, em seguida, por um tubo flexível de paredes finas, designado por bainha [11].

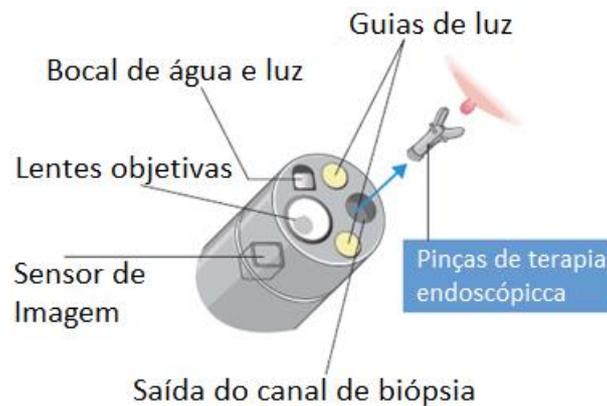


Figura 10 - Todos os componentes da ponta distal do gastrovideoendoscópio [13].

Na extremidade do endoscópio existe a microcâmara, sistemas de lentes de vidro óptico ou guias de luz, fibra óptica e o bocal de terminação do sistema de ar e de água. Para além disso, existem diversos modelos de endoscópios flexíveis dependendo da anatomia em vista, diferindo nas suas capacidades, bem como no comprimento e diâmetro. O comprimento total da seção de flexão varia de acordo com o

modelo, mas geralmente é entre três a oito centímetros de comprimento. O diâmetro externo do tubo de inserção varia de 5,9 a 12,5 milímetros [12].

O endoscópio da marca Olympus do modelo GIF-100, Figura 11, é um gastrovideoscópio flexível constituído por um sistema do dividido em módulos de injeção e água e ar, um canal de sucção e um canal de biópsia, três emissores de luz branca e uma microcâmara. Todos estes operam em simultâneo para produzir um diagnóstico ou terapia através de técnicas altamente sofisticadas. É capaz de visualizar num campo de aproximadamente de 120°, com um alcance de campo de profundidade entre 3 a 100 milímetros, que é a imagem focada recebida da distância entre a extremidade distal do endoscópio e o objeto mais longínquo. O tubo de inserção tem 9,8 milímetros de diâmetro externo, com um comprimento de ação de 103 centímetros, incluídos nos 133 centímetros do comprimento total. O canal de biópsia tem de diâmetro 2,8 milímetros, por onde passam as pinças [14].



Figura 11 - Gastrovideoscópio Olympus GIF-100 [15].

O ponto mais importante é a extremidade, designada por parte distal, Figura 12 a) e b), por ser a única área do tubo de inserção controlada pelo examinador. Existem quatro fios trançados que movem a ponta do tubo de inserção em quatro sentidos, com uma capacidade máxima diferente: para cima 210°, para baixo 90°, para a direita e para a esquerda 100° [16]. Estes fios são interligados ao controlador manual por um sistema de corrente e roda dentada, que ao rodar um centímetro, a corrente puxará um centímetro de corrente.

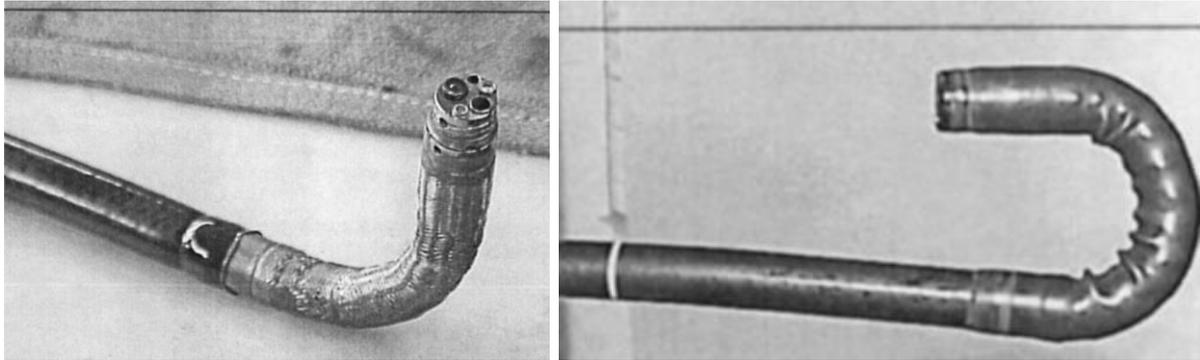


Figura 12 – a) Ponta distal do endoscópio a dobrar com um ângulo de 90° e b) com um ângulo de 180° [10].

2.4. Técnicas de fabricação de sensores impressos

Atualmente, existem diversas técnicas de fabrico de sensores impressos baseados em compostos poliméricos. Na indústria os métodos mais utilizados são os métodos convencionais. Os restantes são destinados à micro e nano fabricação, que consiste na introdução e/ou incorporação de camadas que englobam à posteriori o sensor juntamente com o circuito de leitura [17].

Uma técnica convencional é a extrusão, que consiste no aquecimento do polímero e força-o a sair por um orifício com uma forma específica pré-determinada. Dependendo do formato do orifício obtém-se diversas formas [18].

Outra técnica convencional é a injeção. Neste caso, reproduz-se a forma do produto ao forçar o polímero a entrar nos canais de injeção e nas cavidades do molde com alta pressão [18].

A rotogravura é outra técnica convencional que envolve a gravação da imagem em um suporte de imagem. Na impressão, a gravura localizada na face do cilindro efetua uma impressão rotativa, gravando uma imagem ao atravessar um cilindro [19].

A técnica de revestimento de barras ou bar-coating é um método mais avançado, no entanto é extremamente simples, sendo empregue para desenvolver revestimentos. O material polimérico é depositado, normalmente em estado líquido e é espalhado a partir de uma barra de propagação, Figura 13. A barra e os guias determinam a espessura do revestimento, removendo o excesso de material [20].

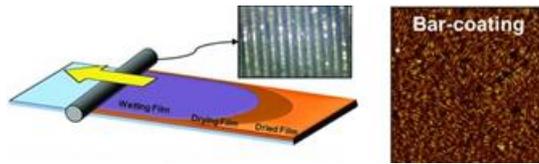


Figura 13 – Técnica de propagação Bar-Coating ou revestimento de barras. Resultados à escala de 10 micrómetros [20].

Outra técnica utilizada é a de revestimento por rotação ou spin-coating, Figura 14. Normalmente, esta técnica é usada para revestir filmes finos em superfícies de materiais planos, sendo estes rígidos ou flexíveis. A solução é depositada e sujeita a altas velocidades, de modo a propagar o fluido [21].

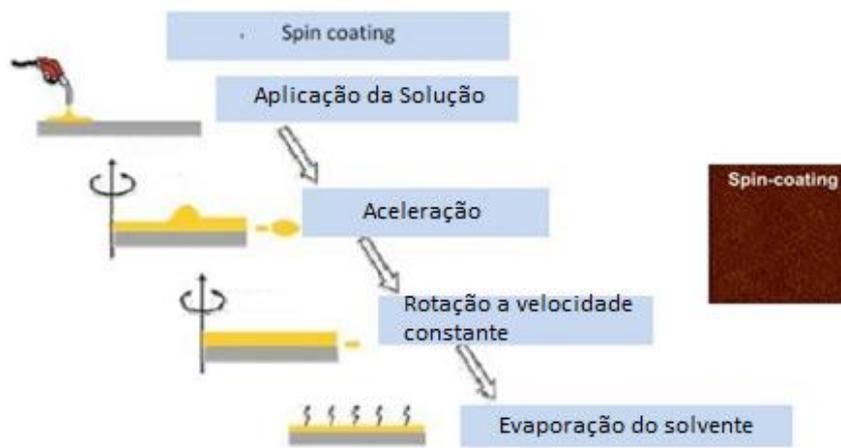


Figura 14 – Estágios do revestimento por rotação ou spin coating [21]. À mesma escala, spin coating apresenta resultados mais uniformes que bar-coating [20].

Os procedimentos do método de revestimento por rotação estão divididos em quatro etapas: deposição, spin-up, spin-off e evaporação dos solventes. Os três primeiros são sequenciais, contudo os dois últimos sobrepõem-se e são as etapas que têm o maior impacto na espessura final do revestimento. Estes dependem dos parâmetros como velocidade de rotação, concentração de solução e do tipo de solvente. Comparativamente com o revestimento de barras apresenta resultados mais homogêneos, mas exige ferramentas mais caras [21].

A impressão a jato de tinta, Figura 15, trouxe escalabilidade a nível de abrangência nas indústrias e grande rentabilidade na fabricação de dispositivos eletrónicos. O princípio de funcionamento baseia-se na ejeção digitalmente controlada de gotas de um fluido que sai por um orifício de uma cabeça de impressão diretamente para um substrato. Na fabricação de sensores micro eletrónicos, os métodos mais usados envolvem fotolitografia e erosão. Estes consistem em muitos subprocessos como por exemplo o de revestimento por emissão de ultravioletas. A impressão a jato de tinta veio trazer um método de redução de custo e tempo de produção, uma vez que os componentes necessários são mais

baratos, gastam menos energia e são mais rápidos [22]. Porém, para a fabricação de poucas amostras continua a ser dispendioso.

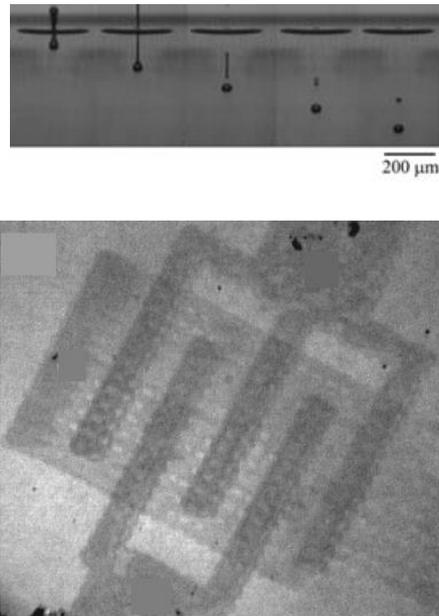


Figura 15 – a) Pequenas gotas disparadas dos bocais de uma cabeça de jato de tinta formam um b) micro-sensor [22].

A fim de reduzir o custo, também existem métodos de padrões não litográficos, designados por impressão por micro-contato e micro-moldagem [22], como por exemplo a técnica impressão por tela ou screen-printing. Impressão por tela apresenta como principais vantagens o seu baixo custo, simplicidade e rapidez na fabricação de sensores impressos através de uma tinta condutora, Figura 16 [23]. Além disso, a sua versatilidade permite o padrão completo bidimensional da camada impressa, apesar de ser mais lento e menos preciso do que métodos como o de injeção a jato de tinta, mostrando resultados satisfatórios e de baixo custo quando se trata da fabricação de um número reduzido de amostras, sendo caso frequente a nível laboratorial.

Um dos fatores a ter em conta é o encapsulamento. Este revela-se como parte final de algumas técnicas de fabrico. No caso da área de biomédica, existem materiais biocompatíveis, como *sprays* de silicone, que servem como encapsulantes [24].

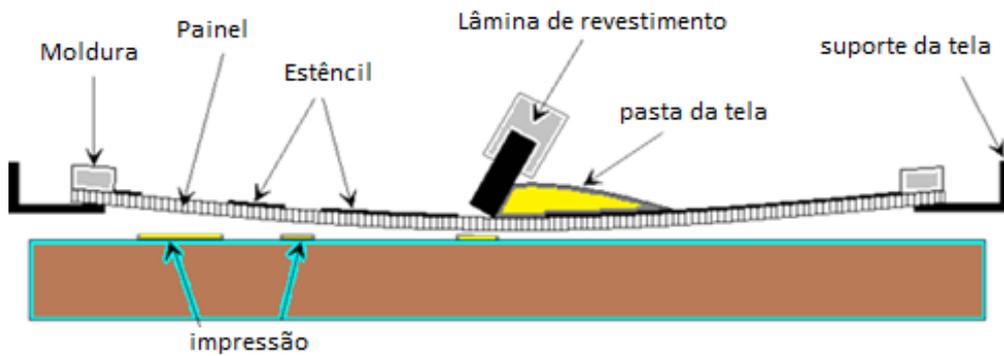


Figura 16 - A força aplicada pela ponta da lâmina obriga a pasta a ultrapassar os orifícios de impressão do molde.

2.5. Sensor Piezorresistivo impresso

A inovação de novos transdutores tem alargado o seu leque de aplicações. Todos os sensores têm a necessidade de serem altamente precisos, de exercerem o maior número de vezes as suas funções, de ocuparem o mínimo de espaço possível e de apresentarem baixo custo tanto na sua produção como na sua montagem, serem altamente centrados na sua aplicação e de consumirem o mínimo possível. Indústrias com aplicações específicas geram desafios de enquadramento, em que diferentes cenários limitam a utilização de transdutores. Na indústria de cuidados de saúde surgem: biocompatibilidade, suporte de processos de esterilização, material de uso único, algoritmos na caracterização e classificação que exige recursos humanos qualificados, segurança e confiabilidade [25].

Um sensor piezorresistivo, Figura 17, possui a capacidade de variar a sua resistência quando submetido a um esforço mecânico. A resposta piezo resistiva dos materiais é quantificada pelo fator *Gauge* (GF), (eq. 1), com contribuições do efeito piezo resistivo intrínseco e de fatores geométricos [26]. No caso de um estudo anterior [26], devido ao tipo de ensaio, o GF aplica-se da seguinte fórmula:

$$GF \frac{1}{4} dR = R dl = l \frac{1}{4} dr = r \epsilon \frac{1}{2} \frac{1}{2} 2n \text{ (eq. 1)}$$

, onde $dl = l \frac{1}{4} \epsilon$ é a tensão aplicada, r é a resistividade elétrica e n a razão de Poisson [27]. A relação tensão-corrente segue a lei de Ohm $V = RI$, sendo R a resistência eléctrica do material [25]. Como a variação de resistência é facilmente quantificada, requer menos eletrónica para a integração. São pouco susceptíveis a ruído e funcionam bem em configurações de malha.

A desvantagem dos sensores convencionais são as suas propriedades mecânicas limitadas, incluindo baixa ductilidade, dificuldades para serem integradas em estruturas de materiais e baixa sensibilidade às condições ambientais dificultam a integração no mercado [28].

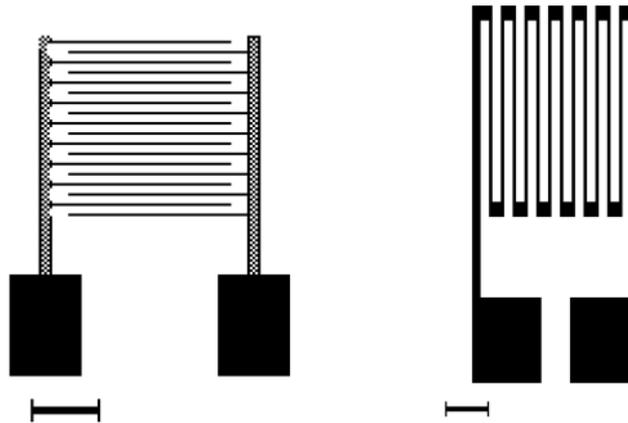


Figura 17 – Estrutura de sensores piezorresistivos existentes [17].

O enquadramento de engenharia de polímeros vem potencializar as propriedades mecânicas, tais como grande deformação, flexibilidade, grau de colisão e propriedades elétricas, tal como o aumento da condutividade elétrica, resultando nos sensores piezorresistivos impressos.

A vantagem deste elemento resistivo é que assume a forma de uma borracha condutora sensível à deformação e pressão, sendo facilmente assembled [25].

A principal desvantagem é que sofre de histerese mecânica, logo não permite amostragem a altas frequências aquando a leitura do sinal elétrico. Outras desvantagens estão relacionadas com a forma de como o material é utilizado e protegido. Uma vez ultrapassada a constante de reversibilidade da base ou o desgaste das pistas condutoras, somente manutenções correctivas permitem a reabilitação, envolvendo a substituição total do material dos sensores [25]. Quanto à proteção do desgaste das pista, o encapsulamento evita a oxidação e a erosão por contatos indesejados, ver Figura 18.

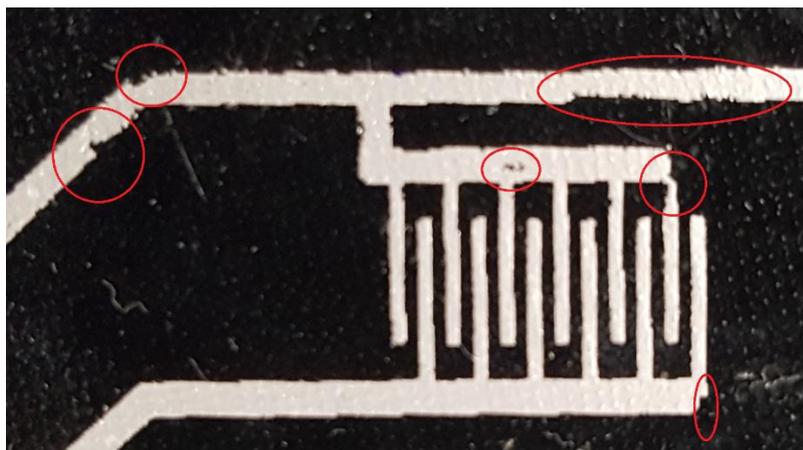


Figura 18 – Sensor piezorresistivo impresso com erros na impressão de pista de prata e desgaste ao fim de 4 dias por falta de encapsulamento.

O sensor piezorresistivo impresso, ver Figura 19, é um sensor que tem como base um composto polimérico constituído por nanotubos de carbono, CNT, e *styrene-butadiene-styrene*, SBS. A principal

vantagem de incorporação de CNT é o aumento do factor Gauge até 1000 vezes mais do que materiais convencionais. Também torna a base do sensor cerca de 10 vezes mais resistente, cerca de 6 vezes mais leve e com uma possibilidade de suportar tensões até cerca 150 GPa. [29], com a vantagem de em caso de fratura, esta não se propaga para as unidades adjacentes, porque cada nanotubo comporta-se como uma unidade independente. Cada CNT tem uma enorme condutividade térmica e são muito estáveis termicamente, proporcionando ótimas condições para o encapsulamento de metais. Um conjunto de nanotubos pode comportar-se como um semiconductor, se na sua fase de preparação ajustarmos o grau de curvatura, o diâmetro e o número de camadas para tal efeito. Resultados de estudos anteriores [26] identificaram que após algum tempo de se sintetizar um conjunto de nanotubos em forma hexagonal, este conjunto pode servir de modelo para inclusão de metais, como por exemplo, para o desenvolvimento de sistemas piezorresistivos.

Comparativamente com outros nanoconstituintes de carbono, os CNT são menos tóxico. Porém, a oxidação superficial de CNT's aumenta o nível de toxicidade que conduz à morte celular [30]. As principais desvantagens é que a sensibilidade da deformação é fortemente dependente na relação largura comprimento, quantidade e dispersão pela amostra dos CNT no polímero hospedeiro [27].

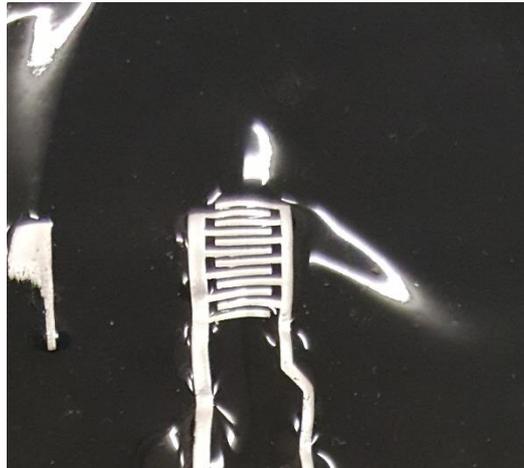


Figura 19 – Sensor piezorresistivo mais dúctil e com melhor aderência das pistas de prata. As pistas oxidaram ao fim de uma semana, sendo recuperadas pela aplicação de acetona. O encapsulamento das pistas evita a oxidação.

A extensão de polímeros baseados em SBS vêm aumentar a gama de deformabilidade e de estiribilidade, providenciando biocompatibilidade para aplicações biomédicas. Os elastómeros termoplásticos (TPE) baseados em SBS usam métodos convencionais de processamento, apresentado a baixas temperaturas boa flexibilidade e estiribilidade, propriedades de amortecimento, estabilidade química e propriedades de isolamento elétrico. Os TPE's combinam as propriedades mecânicas das borrachas, como grandes tensões e tempo de resposta rápido, com a simples processabilidade e reciclabilidade de termoplásticos

[31]. Ao controlar a relação butadieno/estireno ajustam-se as propriedades mecânicas. Os compósitos baseados em SBS chegam a fatores de Gauge até 120 e podem ser usados para medições de extensões variáveis de 1% até 50 [31].

A combinação de CNT com SBS potencializa as propriedades do material, incluindo a adaptação para a adição de cargas condutoras, permitindo estender a gama de aplicações do material.

2.6. Geometria de implementação de sensores impressos

O crescente interesse na interação entre objetos/seres vivos e objetos/objetos abriu um novo paradigma na impressão de sensores [32]. A direta anexação de sensores em objetos ou em seres vivos permite abranger uma série de aplicações com custos baixos, diminuição de gastos energéticos e aumentos da área de aplicação, resultando em dispositivos leves, finos e amigos do ambiente. Como em muitos sistemas existem parâmetros com relativa significância em serem controlados, a instrumentalização em objetos com geometrias distintas e maleáveis torna-se motivante [32].

Uma alternativa existente para a identificação de temperatura e pressão é apresentada na Figura 20, em que demonstra-se um sistema eletrônico multifuncional encapsulado sem circuito de transmissão. O sensor impresso é constituído por uma série de estruturas serpentinadas para melhor adesão à pele humana, por um sensor de temperatura em forma sinusoidal e um sensor de tensão mecânica que usa uma resistência nanomembrana de silício. O esquema de integração deste material produz uma mecânica melhorada e robustez de ligação, projetado para monitorizar as respostas da pele [24]. O resultado é uma interface capaz de acomodar os movimentos do material instrumentalizado sem restrições mecânicas. Assim sendo, estabelece-se não apenas um contato robusto como significativamente mais fino e de materiais que facilitam a sua forte ligação, com uma durabilidade reforçada por uma camada ultra-fina de spray [24].

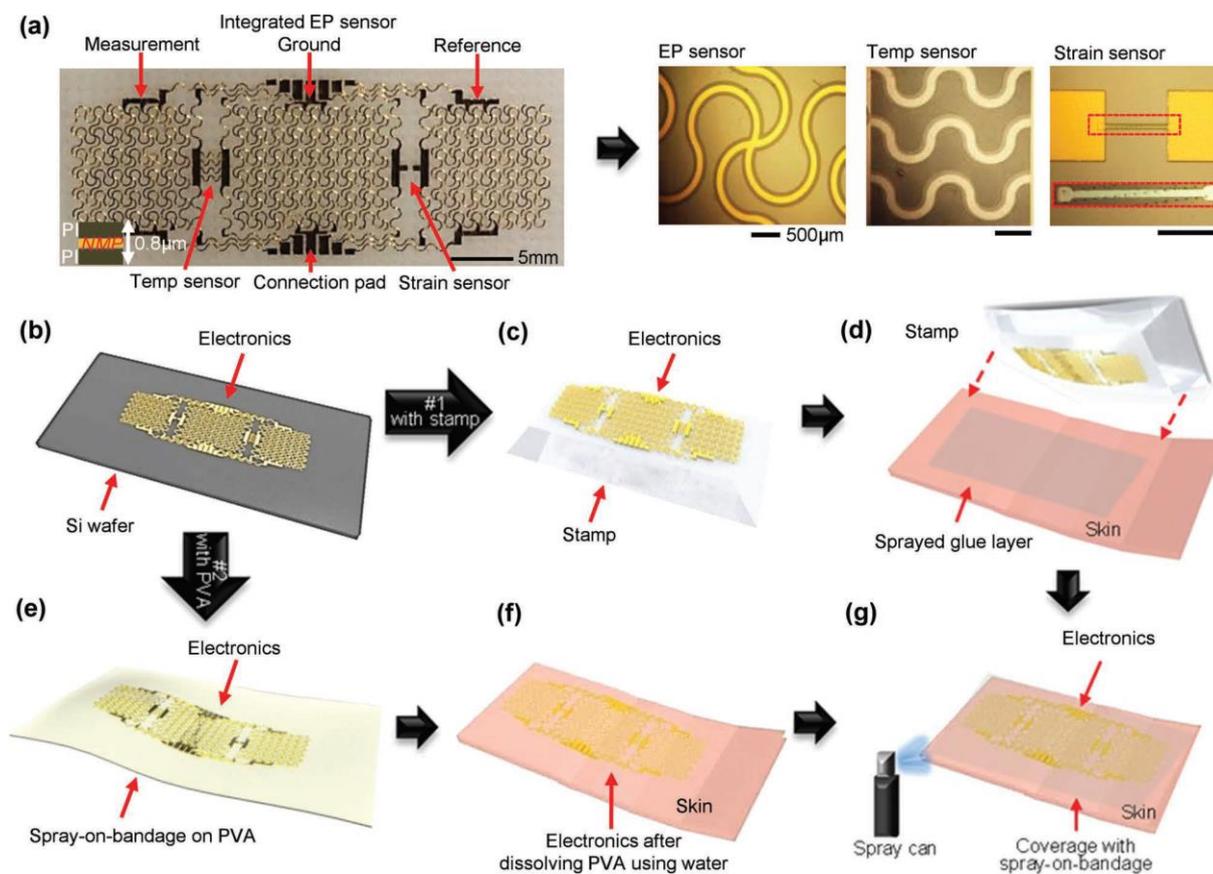


Figura 20 – (a) Sistema eletrônico multifuncional constituído por um sensor de temperatura e um sensor de deformação. (b) Impressão do sistema em silício. (c) e (e) Fixação do sistema num selo e numa fita. (f) Impressão do sistema na pele. (d) e (g) Encapsulamento do sistema impresso para fornecer proteção ambiental e mecânica [24].

A integração de eletrônica em circuitos impressos envolvem montagens na superfície do substrato para transmissão de dados ou de energia. Com um circuito de interface com transmissão por rádio-frequência conseguimos enviar ou receber dados e receber energia. As pistas são frequentemente interligadas através de tinta de prata, que juntamente com o substrato resultam num material dobrável [32]. A grande vantagem é que permite uma projeção mais versátil. Porém, a robustez é menor do que em circuitos totalmente impressos, ocupa mais espaço, por ser bidimensional e de uma face e, principalmente há menos fiabilidade no fornecimento de energia. Na Figura 21 apresenta-se um substrato flexível, com um circuito totalmente integrado que transmite energia e comunica por rádio-frequência. Neste caso, o circuito fornece dois parâmetros: intensidade de luz e temperatura.

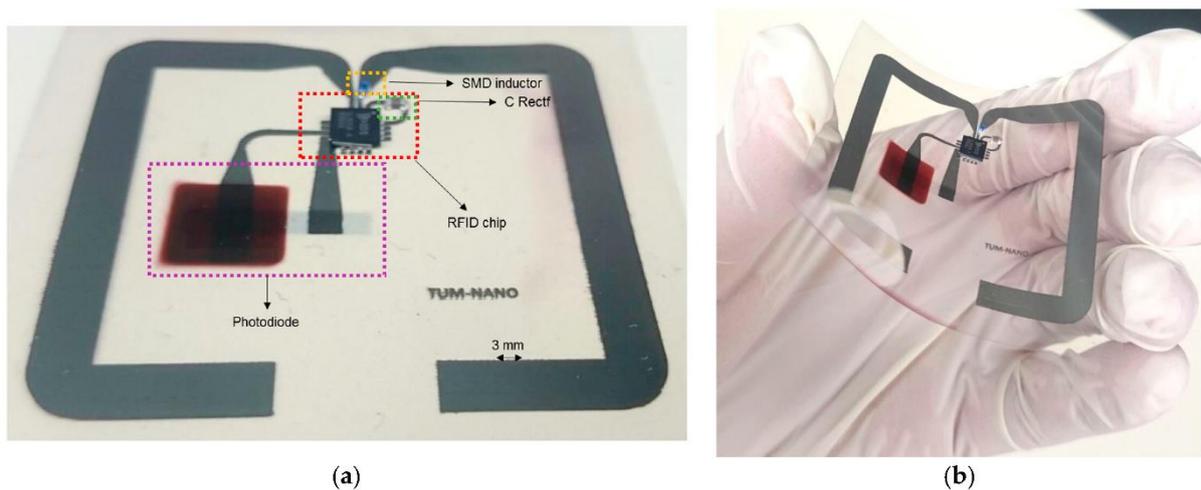


Figura 21 – (a) Substrato com o todos elementos. (b) Tamanho do substrato [32].

Conclui-se que os circuitos impressos são constituídos por vários tipos de componentes, e que o próprio substrato pode ser dúctil, juntamente com o consumo de potência, a área do substrato é das especificações mais importantes durante a sua projeção, mas o local de aplicação pode ter várias geometrias.

2.7. Acondicionamento de sensores piezorresistivos impressos

O sinal elétrico proveniente do sensor vai corresponder ao ângulo da curvatura que exerce. Como referido anteriormente, no sensor piezorresistivo impresso, a variação da resistência dos materiais é quantificada pelo fator Gauge, (eq. 2), e é potencializado pelas contribuições do efeito piezorresistivo intrínseco e de fatores geométricos [33].

$$GF = \frac{\frac{dR}{R}}{\frac{dl}{l}} = \frac{\frac{dp}{\epsilon}}{1} + 1 + 2\nu \text{ (eq. 2)}$$

,onde dl/l é a tensão aplicada, p é a resistência elétrica e ν a razão de Poisson.

A geometria do corpo do sensor é elaborado com a adição de pistas de cloreto de prata na base polimérica, desenhando um circuito em malha aberta com um ponto de entrada e de saída, como mostra a Figura 22.

O valor da resistência do sensor é determinado pela seu compósito polimérico e dimensões das pistas condutoras. As setas unidirecionais vermelha e verde referem-se aos pontos de entrada e saída da malha. Neste caso, não interessa a ordem de entrada e saída, visto que o sensor é um elemento passivo. As dimensões mais relevantes no desenho das pistas são a largura e o comprimento das pistas conetoras, o número de linhas em paralelo que constituem o corpo do sensor, a largura e comprimento das linhas

do corpo do sensor, tendo especial atenção ao espaçamento referenciado pela seta castanha para evitar contatos indesejados.

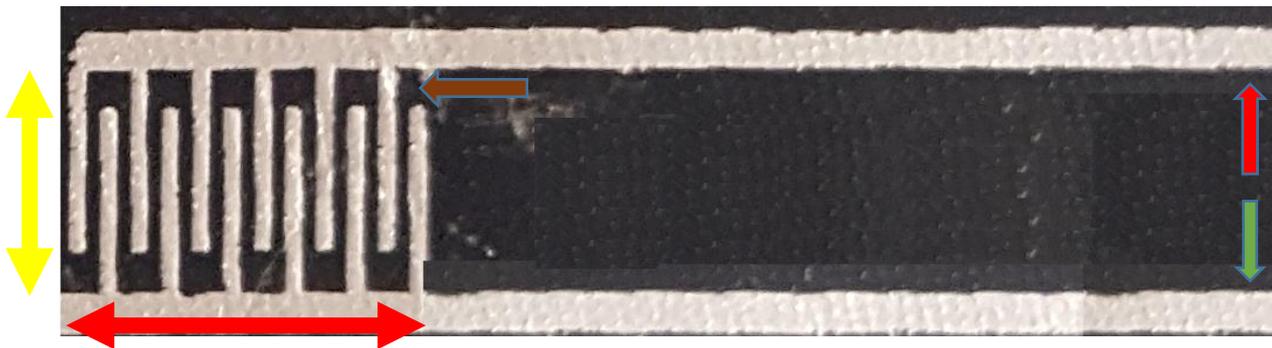


Figura 22 – Sensor piezorresistivo impresso. Seta unidirecional vermelha e verde apontam para a entrada e saída. A seta laranja realça o espaço existente entre a ponta de uma linha do corpo do sensor e a pista principal. As setas bidirecionais amarela e vermelha mostram as dimensões do corpo do sensor.

A forma convencional de acondicionamento de um sensor resistivo é através de uma ponte Wheatstone completa. Na Figura 23 a seguir mostra-se uma das várias configurações da ponte:

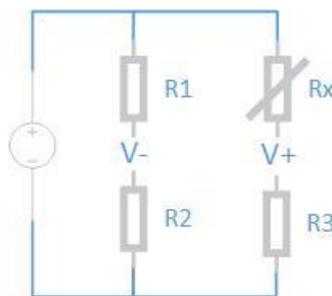


Figura 23 – Ponte de Wheatstone completa. O sinal obtido em V+ será a conversão da variável medida em tensão.

A ponte Wheastone é constituída por dois braços, em que ambos têm um sinal intermédio que são a variável medida (V+) e a variável de referência (V-). A vantagem deste circuito é que elimina o ruído do sinal de saída, que neste caso vai ser a diferença entre V+ e V-.

Ao igualar as resistências de valor fixo R1, R2 e R3, obtém-se:

$$\Delta R = \frac{4 R_x \left(\frac{(V+) - (V-)}{V_i} \right)}{1 - 2 \left(\frac{(V+) - (V-)}{V_i} \right)} \text{ (eq. 3)}$$

, em que Vi é a tensão de entrada do circuito.

Contudo, o circuito demonstra uma forma de acondicionar o sinal de um único sensor resistivo. Tendo em consideração que a captura dos vários sinais pode ser feita alternadamente e que o valor da variável

de referência (V_-) é diferente para todos os sensores, um circuito altamente configurável é obrigatório para o acondicionamento de vários sensores piezorresistivos.

Através de um estudo anterior [17], descobriu-se um circuito que realça as seguintes capacidades: com o uso de um multiplexer evita-se utilizar várias pontes wheatstones, diminuindo o espaço do circuito de interface. Este circuito não captura todos os sinais dos sensores no mesmo instante de tempo. Para tal, a ponte wheatstone está adaptada para ser configurada em tempo de execução do sistema, através da troca da resistência fixa do braço da variável de medida (R_3 da Figura 23) por um potenciômetro digitalmente programável. Desta forma, consoante o sensor a ser medido, a variável de referência é trocada. Durante a execução do sistema, este método permite ajustar o valor resistivo do potenciômetro de forma a cumprir com a equação 3, efetuando um processo de calibração.

O braço das outras duas resistências fixas (R_1 e R_2 da Figura 23) é virtualizado por um conversor digital analógico (DAC) e um periférico do microcontrolador (uC). O uC define o valor da entrada negativa (V_- da Figura 23) do amplificador de instrumentação (IA), através do valor do sinal analógico gerado pelo DAC.

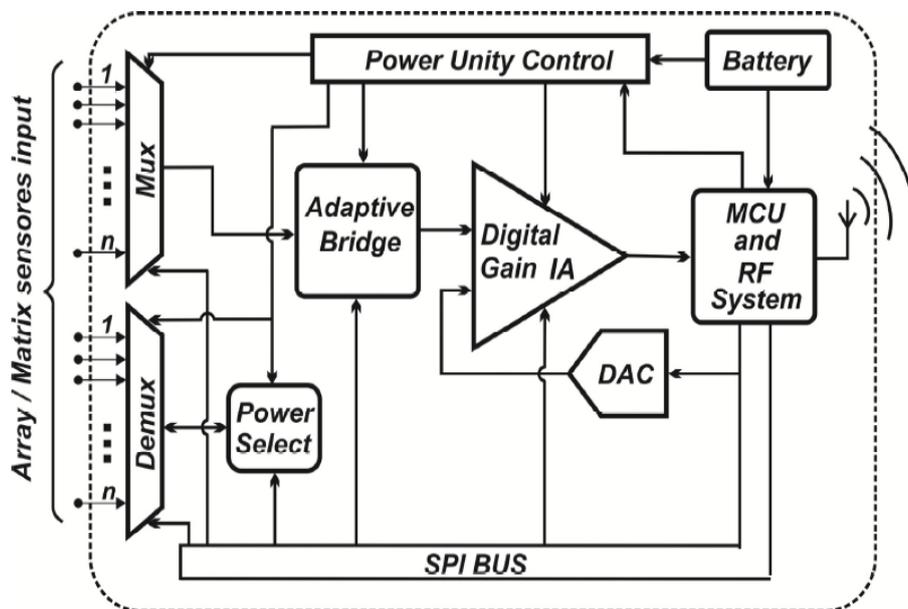


Figura 24 – Exemplo de um circuito que acondiciona sinais de vários sensores piezorresistivos [17]. Através do barramento, os sinais de controlo trocam o sensor a ser lido, adapta-o à ponte e ajusta o ganho do amplificador de instrumentação.

Esta projeção deve-se ao fato de todos os sensores da matriz terem valores de resistência diferentes, possibilitando a troca e a calibração do sensor a ser medido.

Para além disso, o tempo total desde a captura do sinal até disponibilização num monitor tem que cumprir um tempo estipulado, de forma a ser analisado em tempo útil. A soma do tempo da aquisição de cada amostra vezes o número de amostras com o tempo de transmissão determinam o tempo total de necessário para que o sistema cumpra com os seus requisitos. O tempo de cada amostra é igual ao tempo da conversão analógica digital do microcontrolador e está determinado nas suas especificações. Contudo, ao esquematizar o circuito de interface, um conjunto de recursos extras é necessário para que a operação de amostragem se concretize: fonte de energia, regulador de tensão, interface de comunicação com a ferramenta de programação do computador, transição de sinais de controlo entre o microcontrolador, multiplexer e potenciómetro digital e, finalmente, ambiente gráfico para monitorização [17].

Desenvolvimento

A abordagem de implementação segue o modelo *Waterfall* [34]. Este modelo permite ao projetista identificar quais são os atores do sistema e como interagem, quais são os requerimentos e as restrições do projeto e quais são os eventos gerados por cada ator, fornecendo um método de alto nível que garante uma projeção sustentada.

A projeção é a segunda fase do modelo *Waterfall*, que resulta em tomadas de decisões da escolha dos vários módulos do sistema. A funcionalidade de cada módulo e a intercomunicação originam o sistema final.

A fase de implementação do modelo *Waterfall* é substituída pelas demonstrações no fim de cada subcapítulo do capítulo 4 e pela apresentação e discussão de resultados do capítulo 5.

3. Fase de análise

3.1. Revisão dos tópicos

Através do estado de arte, o princípio de funcionamento do gastrovideoendoscópio e as suas restrições são evidenciadas, tanto ao nível de utilização como ao nível de esterilização. Também mencionam-se técnicas de impressão e sensores impressos que possam ser utilizados para a instrumentalização no gastrovideoendoscópio. No fim, abordou-se um circuito de acondicionamento de sinal, altamente configurável e adaptado para vários sensores com diferentes valores de resistência [34].

Através da linguagem de modelagem unificada (UML) genérica, providencia-se uma forma normalizada de definir a arquitetura e o comportamento do sistema. A UML é uma linguagem para especificar, visualizar e documentar sistemas, fornecendo uma notação visual e uma semântica subjacente dos modelos internos do sistema [35].

3.2. Diagrama de caso de uso

A fase do exame do paciente e a fase de esterilização obrigam o endoscópio a atuar em dois ambientes diferentes. Durante o exame, o gastroenterologista diagnostica o paciente, através do que visualiza no monitor da torre de endoscopia. O tubo digestivo do paciente é o campo de operação, pelo qual o tubo

do endoscópio é conduzido. O endoscópio captura a imagem através da microcâmara que fica na ponta distal e transmite-a para o sistema de processamento situada na torre. Ao percorrer o tubo digestivo, as deformações do tubo do endoscópio também são capturadas pela matriz de sensores que mais tarde serão expostas no monitor.

Pela Figura 25, apresenta-se o diagrama de caso de uso. Os atores são o gastroenterologista, o gastrovideoendoscópio e o monitor. O tubo digestivo é o ambiente da aplicação, no qual enquadra-se a ação dos sensores: captura as deformações exercidas pelo endoscópio. Neste ponto, mostra-se que a ação dos sensores está incluída na ação diretamente ligada à ação do gastrovideoendoscópio.

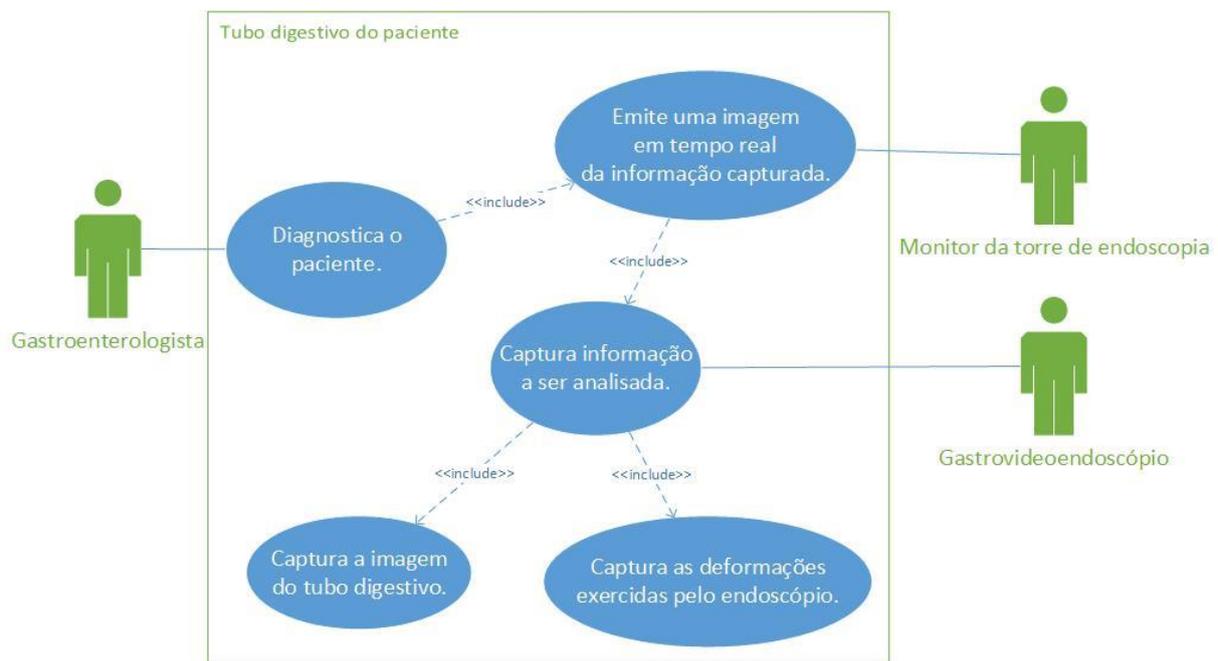


Figura 25 – Diagrama de caso de uso de todas as ações ocorridas durante o exame.

Na fase de esterilização, a enfermeira auxiliar efetua uma pré-lavagem manual com o intuito de remover o sangue e macroorganismos. Para tal são usados detergentes diluídos em água, como por exemplo o Glutaraldeído 2%,. De seguida, são colocados os componentes de proteção do endoscópio, para impedir a entrada de líquidos nas zonas sensíveis, durante a lavagem na máquina de esterilização. Neste processo de lavagem automático, o endoscópio entra em contacto com o álcool etílico, desinfetante enzimático e mais uma vez detergente diluído em água. Não existe qualquer aquecimento durante este processo, o que garante que o equipamento se encontrará sempre à temperatura ambiente, tal como especificado no manual de serviço dos endoscópios [4]. Após a lavagem, o armário de secagem providencia um local de armazenamento controlado, expulsando o vapor de água para o exterior e mantendo a temperatura a 25°C.

Na Figura 26, apresenta-se o diagrama de caso da fase de esterilização. O material dos sensores tem que ser protegido contra todos os processos de esterilização e, ao mesmo tempo, não poderá afetar nenhum destes processos.

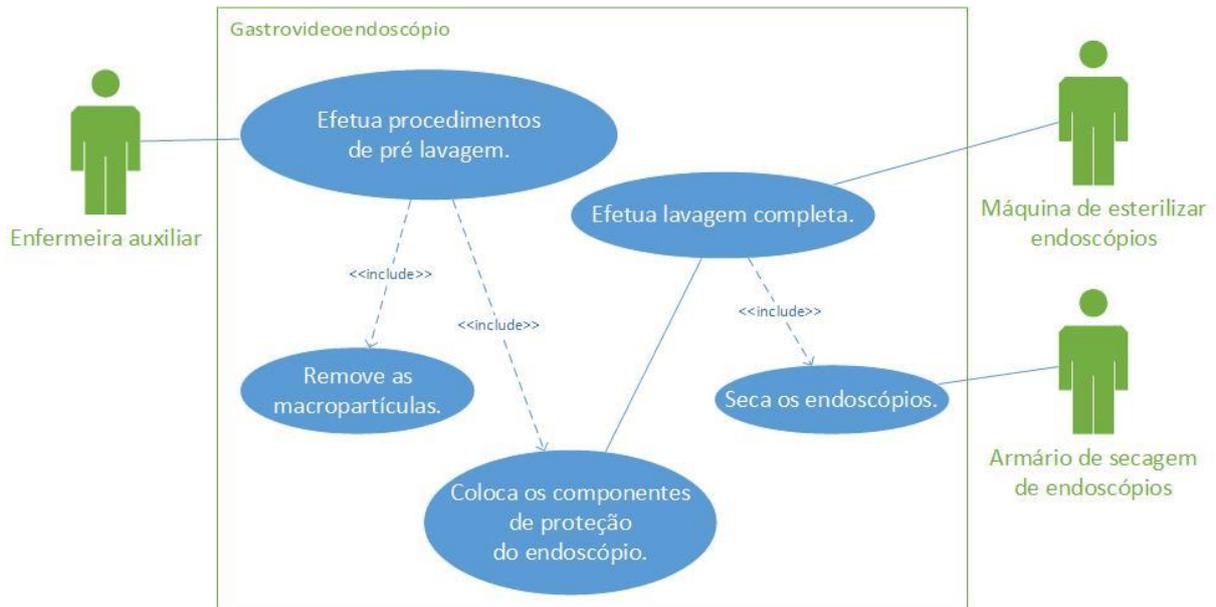


Figura 26 - Diagrama de caso de uso de todas as ações ocorridas durante a esterilização.

A análise de todos as ações dos diagramas identificam todos os processos em que o endoscópio está envolvido. Conclui-se como se enquadra os sensores pela a ação especificada: captura de deformações exercidas pelo endoscópio durante a realização do exame. Contudo, a instrumentalização do endoscópio através de uma matriz de sensores tem que continuar a ser compatível com os procedimentos de diagnóstico do paciente e os processos de esterilização, tendo em conta que os sensores terão que estar protegidos contra os elementos químicos das lavagens.

3.3. Tabela de Eventos

A ação incutida pela instrumentalização da matriz de sensores resulta em consequências que têm de ser identificadas. Através da Tabela 1, pretende-se descrever estas consequências, a expectativa dos seus resultados e a fonte desta ação. A principal intenção é a classificação da ação relativamente ao tipo de comunicação [36].

Na Tabela 1 define-se os resultados esperados: recepção dos valores quantitativos das deformações ocorridas e atualização da informação disponibilizada no monitor. Também define-se qual a fonte onde se concretiza os resultados: o endoscópio é o que gera as deformações, enquanto que o monitor

disponibiliza-os. Conclui-se que para este projeto ser tecnicamente válido, estas dois resultados são esperados. Com isto, o gastroenterologista tem como quantificar o ângulo de curvatura em tempo real.

Neste projeto, o tempo real é equivalente ao tempo mínimo útil da disponibilização da informação ao examinador. Ao mesmo tempo, a comunicação desta informação tem ser controlada para coincidir com a ação exercida pelo médico. Para tal, precisa-se de utilizar um método que permita prever o que está a acontecer.

Tabela 1 – Tabela de eventos da instrumentalização de uma matriz de sensores no endoscópio.

Comando de saída	Resultado esperado	Fonte	Tipo de comunicação
Captura as deformações exercidas pelo endoscópio	Recepção de valores quantitativos das deformações ocorridas	Endoscópio	Síncrono
Exposição por uma imagem	Atualização da informação disponibilizada no monitor	Monitor da torre de endoscopia	Síncrono

Conclui-se que o tipo de comunicação a ser estabelecido tem que ser síncrono, porque em sistemas críticos, a preditibilidade é essencial para que o sistema torne-se determinístico [37]. O determinismo garante a transmissão dos dados a serem expostos no monitor.

3.4. Diagrama de sequência

O diagrama de sequência, Figura 27, é uma representação em alto nível da interação do sistema. Neste caso, o circuito começa com o ciclo de calibração, porque todos os sensores de uma mesma matriz têm uma resistência elétrica diferente. Logo, aquando a leitura normal dos sensores, o valor de referência é configurado. Isto implica ter que efetuar uma calibração antes da leitura dos sensores, para que estas sejam válidas. Após os ciclos de leitura, o sistema finaliza com a comunicação dos novos dados para o monitor.

Conclui-se que os componentes selecionados na fase de projeção terão que garantir esta funcionalidade.

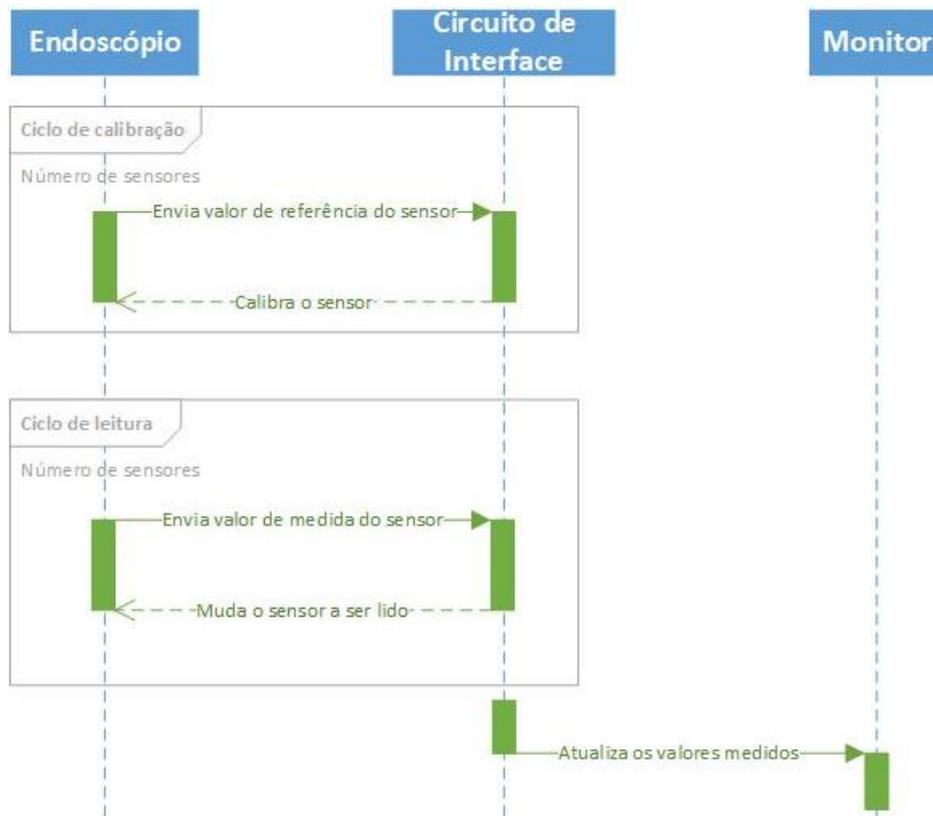


Figura 27 – Interação entre os atores durante o processo de captura dos valores de deformação.

3.5. Requerimentos

Os requerimentos funcionais definem o objetivo do sistema, mostrando os problemas e/ou questões que têm de ser respondidas, identificando as suas características e suas funções. Os requerimentos não funcionais orientam e restringem a arquitetura. É importante defini-los, não só para se saber até que ponto o que se inova vai de encontra aos objetivos pretendidos, mas também de que forma o irá fazer [38].

3.6. Funcionais

Um requerimento funcional trata-se da visualização dos valores quantitativos relacionados com as deformações do tubo do endoscópio num monitor. O examinador é avisado rapidamente, de forma a ter noção do que está a acontecer.

Outro requerimento importante trata-se da existência de um método de validação de todos os valores amostrados, através da calibração dos sensores.

Relativamente ao endoscópio, a matriz de sensores deteta a deformação da seção controlada pelo examinador e enviar a informação para o circuito de interface.

3.7. Não funcionais

Os valores dos sensores terão que ser visualizados dentro do mesmo campo de visão no qual o examinador está a observar a imagem proveniente da câmara do endoscópio. O examinador não poderá desviar durante muito tempo a sua atenção da imagem principal, tendo só que recorrer em caso de alarme.

Relativamente à instrumentalização do sensor no endoscópio, há que garantir o posicionamento da matriz de sensores na ponta distal, por ser a área manuseada pelo examinador que entra em primeiro contato com o tubo digestivo. As pistas da matriz do sensor terão que estar ligadas aos periféricos do circuito de interface, não podendo haver um aumento do diâmetro do tubo do endoscópio, nem heterogeneidade no relevo do tubo.

Conclui-se que o circuito de acondicionamento tem que ficar posicionado fora do tubo do endoscópio. Também pensa-se em trocar o revestimento do endoscópio por um material ativo, em que engloba a matriz dos sensores.

3.8. Restrições

As restrições auxiliam por permitirem estimar o esforço necessário para alcançar os objetivos, identificando os limites relativos às restrições técnicas, de recursos e de gestão. Nesta etapa da análise, o propósito é a organização e potencialização de todos os meios, ao mesmo tempo que se identifica as fraquezas [36].

Como restrições técnicas encontram-se as seguintes:

- os valores medidos dos sensores têm que ser amostrados no monitor numa frequência igual a 60 frames por segundo, por ser o número mínimo de frames que os monitores da torre de endoscopia utilizam;
- O comprimento máximo e a largura máxima dos substratos das amostras são de cerca de 14 por 7 centímetros, respetivamente, devido aos equipamentos utilizados;
- A resolução da impressão dificulta desenvolver os interdigitados com menos de 0,25 micrómetros [33].

O gastrovideoscópio da marca Olympus modelo GIF-100 é o meio de aplicação da prova de conceito desta dissertação. A escolha dos componentes do circuito de interface tanto de hardware como de software não estão restringidos, desde que esteja garantido todos os requerimentos do sistema. Contudo, é obrigatório utilizar sensores piezorresistivos impressos na matriz. O fabrico e caracterização da matriz está restringido pelas especificações dos seguintes equipamentos:

- Extrusora de duplo parafuso da marca Microlab modelo Twin Screw;
- Sistema Hidráulica da marca Metalgado;
- Estufa da marca Binder;
- Máquina de ensaios mecânicos Marca Shimadzu AG-IS com software Trapezium2;
- Multímetro Marca Agilent Modelo 34410 com software LabView;
- Máquina Screen Printing para impressão de pistas de cloreto de prata em bases poliméricas, através de moldes desenhados a partir do software CAD Solid Works e do software Corel Draw.

Para o desenvolvimento do *hardware*, *firmware* e *software* do sistema existe livre arbitrio e para tal utilizou-se:

- Software de desenvolvimento de placas de circuito impressos Altium Designer.
- Software de desenvolvimento de *firmware* uKeil;
- Software de configuração de microcontroladores da família STM32 STMcubeX;
- Software de comunicação RealTerminal 3.0.33.

4. Fase de projeção

Baseado na análise prévia, organizou-se a cadeia de tarefas para atingir uma projeção eficiente [34]. Iniciou-se por descrever a visão geral do sistema, prosseguindo para os processos de desenvolvimento dos sensores e sua primeira caracterização. O resultado obtido serviu para escolher os vários componentes do hardware e software adequados para o acondicionamento e visualização do sinal. Por fim, demonstra-se as diversas matrizes de sensores projetadas para o endoscópio.

4.1. Visão geral do sistema

Ao desenvolver a especificação geral e informal do sistema, identificou-se os componentes e atributos que trazem vantagens ou geram restrições na projeção, as operações individuais concretizadas nos componentes, as interfaces entre os componentes e operações associadas a cada um [34]. A familiarização com todos os componentes foi obrigatória e determinante para a obtenção dos resultados.

A Figura 28, demonstra a visão geral do sistema adotado. Na ponta distal do tubo do endoscópio encontra-se instrumentalizada a matriz de sensores, responsável por capturar as deformações. Posteriormente, o tubo é introduzido pela boca do paciente, vindo a poder chegar até ao duodeno. De forma a evitar lacerações no paciente, o relevo do tubo tem que ser homogêneo e com o menor diâmetro possível.

O endoscópio conecta-se à torre de endoscopia (30 centímetros de cabo) até ao equipamento designado por fonte de luz branca. Apesar do nome, tem mais funções do que só emitir luz branca. Uma delas é o redirecionamento da imagem para o sistema de videoprocessamento que, normalmente, posiciona-se em cima. Este é responsável por filtrar e aplicar técnicas avançadas de processamento de imagem para serem posteriormente expostas no monitor. Tal como foi referido anteriormente, a imagem é capturada pela microcâmara da ponta distal do endoscópio com o auxílio das guias de luz que iluminam o interior do corpo. Os sinais elétricos são transmitidos pelos fios internos do tubo do endoscópio.

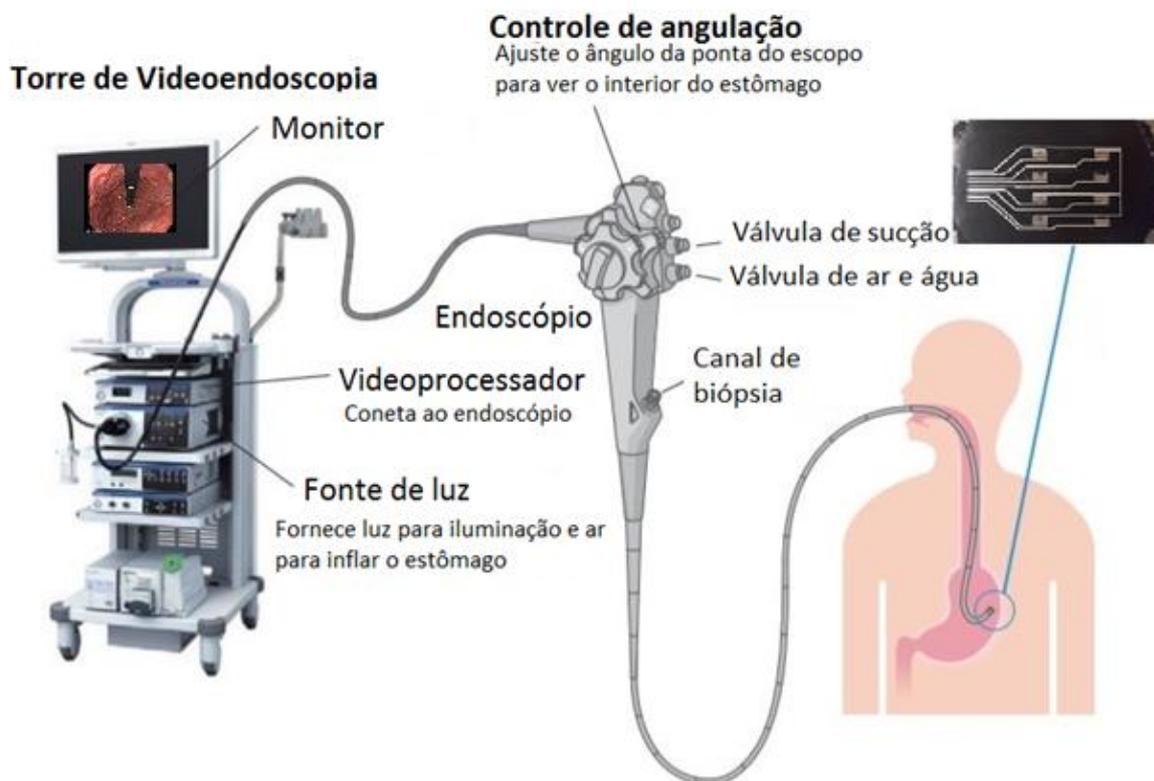


Figura 28 - Visão geral do sistema [13].

Por fim, conclui-se que ao projetar que as pistas condutoras serão comprimidas, uma vez que desde a ponta distal até ao circuito interface são mais de 103 centímetros. Neste caso existe a opção de imprimir as pistas no tubo até se conetarem ao circuito de interface. Importante referir que ainda não foram efetuados testes de biocompatibilidade dos constituintes dos sensores com os órgãos do ser humano. Os sensores têm que ser encapsulados e nunca poderão entrar em contato com o corpo humano.

4.2. Elaboração da base polimérica do sensor

No primeiro passo foi importante caracterizar vários tipos de substratos, visando a instrumentalização no endoscópio, através de uma colagem para não se alterar o endoscópio. Iniciou-se pelo fabrico de substratos finos, para diminuir ao máximo a espessura adicional no tubo do endoscópio, cumprindo com os requisitos.

O desenvolvimento da base polimérica formada por nanotubos de carbono e Styrene-butadiene-styrene potencializa as propriedades elétricas [39] e mecânicas [40] do sensor. O intuito é otimizar as propriedades piezorresistivas e adquirir um sinal fácil de manipular. Para tal, o fato deste material ser

inteligente [41], permite aplicar um estímulo externo para modificar as suas propriedades de forma controlada. Para elaborar o substrato, utilizou-se os MWCNT da marca *NANOCYL® NC7000™* series, com uma pureza de 90%, com um comprimento de 1,5 micrómetros, um diâmetro médio de 9,5 nanómetros e um módulo Young até 5,5 TPA [42]. Também utilizou-se o SBS da *Dynasol Elastomers* de referência C540 [43], com uma relação de butadiene/styrene de 60 por 40, com estrutura polimérica linear e utilizou-se tolueno C_7H_8 como solvente. [44]. Assim, desenvolveu-se compósitos de um material com capacidade de alterar a sua propriedade elétrica, pouco sensível à temperatura e elástico.

Tendo como referência um estudo anterior [45], preparou-se uma relação solvente/polímero de 6 para 1, aplicando 60 mililitros de solvente para 10g de SBS C540 e 4% de massa de CNT sobre a massa total da solução. Depois de pesar a massa do CNT na balança de precisão, Figura 29, adicionou-se o solvente tolueno, colocando uma folha de parafilme para evitar contaminações ou evaporações.



Figura 29 – Balança de precisão AND HR usada para medir as quantidades de solutos.

De seguida, o resultado foi adicionado num gobelé e colocado num banho de ultrassons por cerca de 4 horas, de forma a dispersar os CNT, Figura 30, rondando a uma temperatura entre os 30 °C. O intuito deste processo é de melhorar a condutividade elétrica do substrato.



Figura 30 – Equipamento de ultrassons para dispersar do CNT.

O passo seguinte foi adicionar a quantidade de SBS no gobelé, tapando-o com parafilme. À posterior, foi colocado no agitador magnético por cerca de 2 horas, de forma a dissolver o SBS na solução, Figura 31.



Figura 31 – Agitador magnético para dissolver o SBS.

Depois de dissolver, separou-se o conteúdo para fabricar várias amostras. Para tal, colocou-se um pouco da solução pela placa de vidro e espalhou-se a substância utilizando um extensor metálico. Envolheu-se num plástico protetor e esperou-se 2 horas pela solidificação das amostras. Finalmente, as amostras foram introduzidas na estufa por 20 minutos à temperatura de 60°C, com o intuito de evaporar o tolueno, ver Figura 32.



Figura 32 – Substrato polimérico resultante.

4.3. Inserção de pistas por *screen printing*

Nas amostras anteriores foi impresso uma matriz de um molde já existente com interdigitados resultantes do estudo precedente [15], para de seguida serem caracterizados.

O *screen printing* é utilizado por ser de simples aplicabilidade, económico e para poucas impressões é relativamente rápido, comparado com outros tipos de impressão. Pelas especificações do equipamento de impressão sabe-se que não é possível desenvolver interdigitados com menos de 0,25 micrómetros [33], mas que neste caso é suficiente, porque as dimensões dos sensores são muito superiores. As pistas são adicionadas no substrato, através da inserção de tintas condutoras de nanopartículas do metal prata. Escolheu-se o metal de prata, porque este apresenta maior condutividade elétrica e alta estabilidade química na presença de ar ou água [46].

Para preparar o processo de impressão, selecionou-se a tela com a matriz de interdigitados a ser inserida no substrato polimérico, Figura 33.



Figura 33 – Escolha da matriz simples para prova de teste seleccionada a vermelho.

Procedeu-se para o posicionamento da tela sobre o substrato e ajustou-se a uma distância de 10 milímetros [33], Figura 34 a) b) c) e d) e vedou-se as extremidades com um pouco de fita cola, para que estes não fossem impressos.

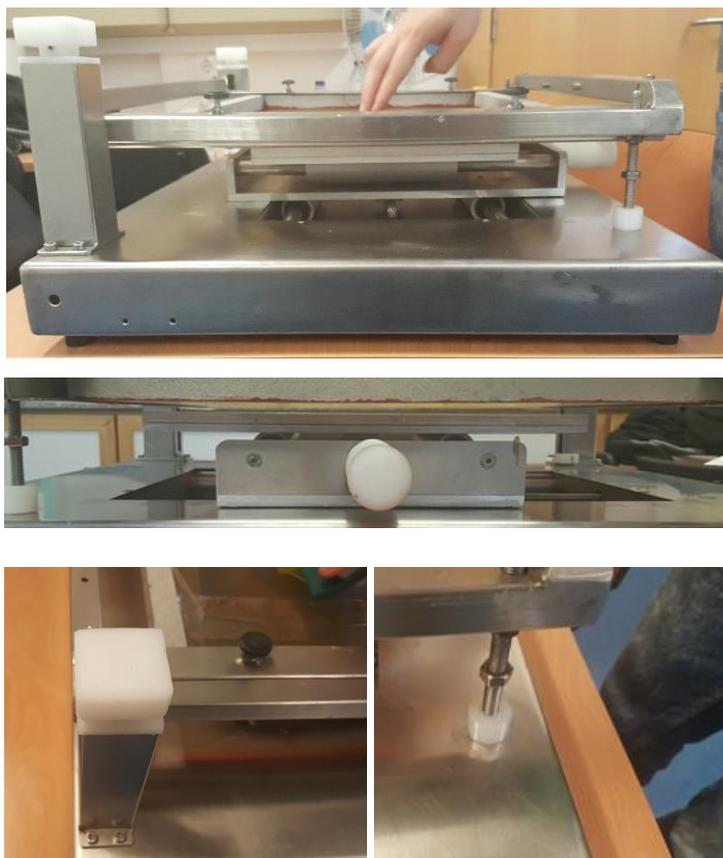


Figura 34– a) Calibração da altura a b) 10 mm entre a base polimérica e a tela, c) e d) ajustando o passo dos parafusos das extremidades do equipamento.

De seguida, espalhou-se com a espátula uma linha de tinta de prata HPS-021LV Novacentrix, ver Figura 35 a) numa das extremidades da matriz da tela. Com a espátula, Figura 35 b), pressionou-se ao longo da matriz, obrigando a passagem da tinta pelo molde.

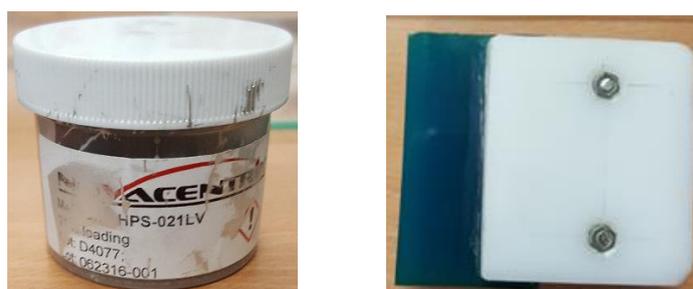


Figura 35 – a) Tinta de prata dissolvida em água, b) espátula utilizadas.

Após a análise da impressão resultante, Figura 36, colocou-se no forno durante cerca de 2 horas a 60°C, visto que a tinta de prata é dissolvida em água. Sem este passo, a condutividade da tinta não atinge os valores desejados [47]. A temperatura de aquecimento da estufa não deve ser mais elevada para não alterar as propriedades da amostra. Caso se aumente a temperatura do forno, aumentamos a probabilidade de amostras finas ficarem enrugadas e inutilizáveis, ver Figura 70.

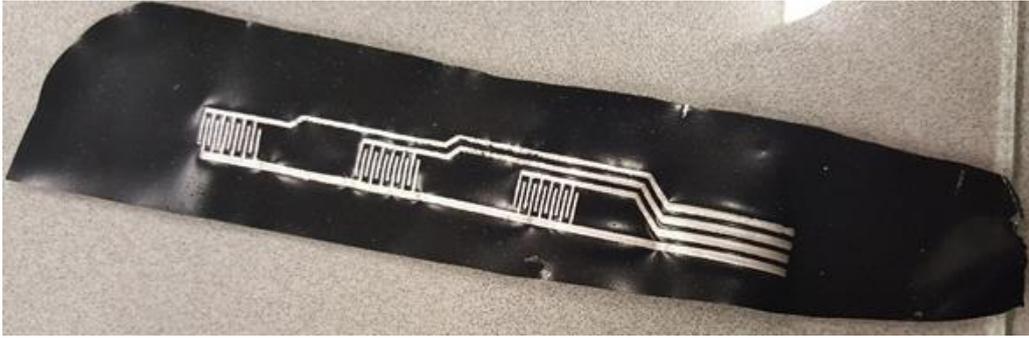


Figura 36 – Matriz impressa antes de passar pela estufa.

Depois de sair do forno, recortou-se a base na forma geométrica desejada para ser instrumentalizada no material, não esquecendo de colocar as pistas prontas para serem conectadas ao circuito de interface, ver Figura 37.



Figura 37 - Exemplo de matriz de sensores piezorresistivos impressos.

No capítulo 5 demonstra-se os valores resistivos dos interdigitados em 0°, 45° e 90° colados na ponta distal do endoscópio através de cola de duas faces, Figura 38. Cravou-se um conector de 2,54 milímetros de passo nas pistas para capturar os sinais.



Figura 38 – Ensaio da matriz no endoscópio.

Desta caracterização, conclui-se que a partir do nono ciclo de execução, o valor da resistência dos interdigitados entre 0° a 90° repete-se. Porém, o valor da resistência de cada interdigitado é diferente, visto que a densidade de nanotubos de carbono no substrato não é totalmente homogêneo e que a

distância das pistas desde o ponto de aquisição até ao interdigitado varia consoante a sua posição na matriz. Esta diferença dos valores resistivos entre os interdigitados e a possibilidade de haver um grande número de sensores na matriz requer uma customização dedicada da placa de acondicionamento do sinal.

4.4. Componentes de *hardware*

Durante a projeção, a seleção dos componentes de *hardware* está relacionada com a aproximação da sua funcionalidade com o comportamento esperado do sistema. Assim sendo, realizaram-se testes nos componentes seleccionados e em caso de falha fez-se uma regressão. Com estes testes implementou-se um conjunto de condições e variáveis sob as quais determinou-se se satisfaziam os requisitos predeterminados. Para tal, estipulou-se o comportamento do sistema, cria-se um experimento nas condições de estudo para confirmar ou negar hipótese existentes e finalmente, observa-se e regista-se os resultados [36], [48]–[50].

A caracterização da matriz forneceu dados relevantes para a compreensão do seu comportamento piezorresistivo. Esta familiarização permitiu a projeção do circuito de interface dedicado que tem que lidar com as propriedades do material, de forma a capturar um sinal fiável. Ao mesmo tempo, tem que enviar os dados para serem expostos num monitor. Para tal, elaborou-se o esquemático do circuito no *software* Altium Designer, por ser dos mais conceituados do mercado e por oferecer todas as ferramentas para o desenvolvimento da placa eletrónica, incluindo a seleção e customização de componentes de *hardware*.

Inicializou-se pelo *hardware* de acondicionamento dos sinais dos sensores. Uma ponte Wheatstone foi desenhada para um dos interdigitados. Porém, para recepcionar mais do que um interdigitado, seria insuportável uma ponte para cada um. Então, selecionou-se um multiplexador, Figura 39, que alterna entre a leitura dos sensores. Um compromisso entre ler sequencialmente cada sensor ou ter várias pontes é decidido pelo fato de que a maioria dos microcontroladores comerciais não fazem várias conversões analógico-digitais de uma só vez. É gerado mais sobrecarga ao ter um integrado extra e ao ter $n+1$ sinais de controlo entre o microcontrolador e o multiplexador, em que n tem que ser de tal forma a garantir que 2^n seja maior que o número de sensores da matriz. Contudo, é melhor do que ter várias pontes Wheatstones, sendo o número de sensores limite igual a 2^n . Para prova de conceito, somente se instrumentalizou sensores na ponta distal do endoscópio, escolheu-se o multiplexador em SMD 8 por 1 modelo ADG708, Figura 39 a). No capítulo 4.7 explica-se o porquê de serem oito.

O multiplexador foi escolhido por ter uma resistência de 3 Ohm quando ativa, por ter um tempo de troca de canal de 14 nanossegundos, por permitir desabilitar facilmente o integrado através do periférico *En*, ver Figura 39 b), por ser de baixo consumo e por ser compatível com a tensão de alimentação de 3,3 Volts do resto do circuito.

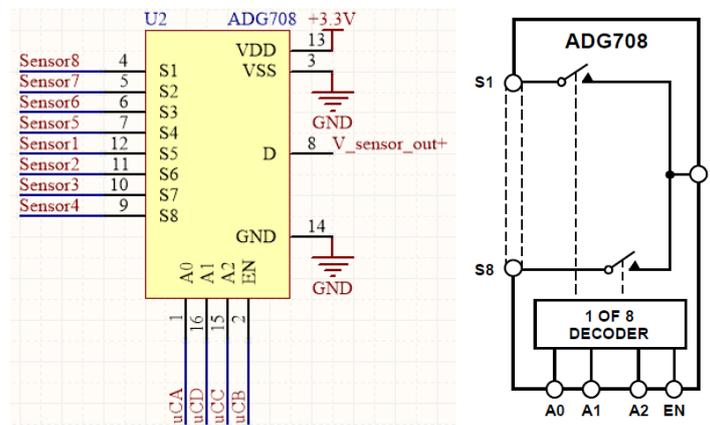


Figura 39 – a) Multiplexador 8 por 1 modelo ADG708 em Altium Designer e b) respectivo diagrama de bloco funcional [51].

Comparativamente com o circuito da ponte Wheatstone, o multiplexador substitui a resistência variável do braço da variável de medida. Por sua vez, a outra metade do braço também tem que ser definida, sem esquecer que cada sensor tem um valor por defeito diferente dos outros, como referido anteriormente. Mas, se esta metade for uma resistência fixa, não se está a potencializar a aquisição do sinal, por não se conseguir aplicar a seguinte fórmula da divisão de tensão: $\frac{R_1}{R_1+R_2}$, em que $R_1 = R_2$. Então, o sensor foi colocado em série com um potenciômetro digital configurável, Figura 40. Em compensação, o algoritmo tornou-se mais complexo, visto que exige uma calibração dos sensores antes de das leituras.

Inicialmente, o potenciômetro digital escolhido foi o modelo MAX5434, Figura 40. As características que levaram à escolha foram a linearidade com uma gama de 0 a 50 k Ω , a interface rápida de 400 *kilo bits* por segundo com protocolo I^2C e um consumo de corrente entre os 500 nano amperes. Contudo, depois da realização de provas de testes, a desvantagem deste potenciômetro por ter só 32 posições possíveis e do fato do microcontrolador escolhido ter um defeito de fabrico no hardware do periférico I^2C [52] levou à mudança do potenciômetro.

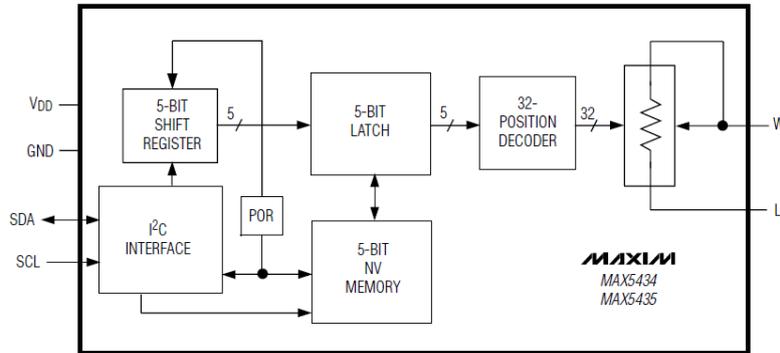
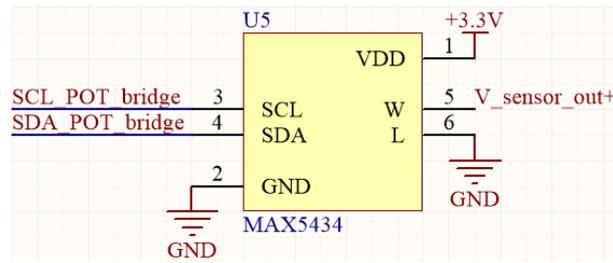


Figura 40 – Potenciômetro configurável em série com o valor de saída do multiplexador, em Altium Designer. Diagrama de bloco funcional [53].

Ao comparar o modelo AD5160, Figura 41, com o MAX5434, verificou-se que o primeiro tem a vantagens de ter 256 posições possíveis, um ponto variável e dois pontos fixos e comunica através do protocolo SPI. Dentro deste modelo podemos escolher quatro gamas diferentes: 5 kΩ, 10 kΩ, 50 kΩ e 100 kΩ. Neste caso, a gama de 50 kΩ é o ideal, obtendo uma resolução de $50000/256 = 195,3125 \Omega$. Para além disso, uma vez que os outros modelos têm o mesmo *layout* físico, facilmente se substitui na placa por outro com uma gama diferente [54].

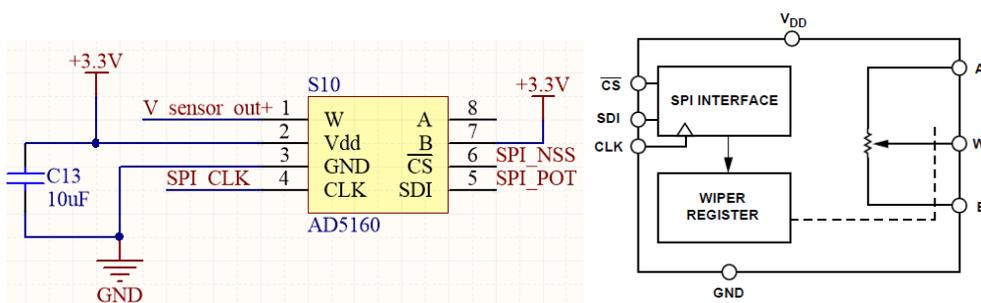


Figura 41- Diagrama do bloco funcional do Potenciômetro digital configurável modelo AD5160 [54].

Na ponte *Wheatstone* também existe o braço que gera a variável de referência, na qual o valor das resistências têm que ser definidas. A complicação advém pelo aspeto de cada sensor da matriz apresentar uma variação do valor resistivo, quando ainda não sofreu nenhum estímulo derivado da aplicação. Visto que outras variáveis, como por exemplo a histerese mecânica do material afetam o material. Caso as resistências sejam fixas, a variável de referência estará desajustada, o que impossibilita

os cálculos a serem efetuados pelo amplificador, Figura 42. Como tal, trocou-se este braço por uma forma de configurar em tempo real, utilizando um conversor digital-analógico do microcontrolador como entrada do amplificador de instrumentação. Resumidamente, virtualizou-se a variável de referência. Deste modo, eliminaram-se a presença física das resistências, atribuindo o esforço ao *firmware* do microcontrolador. A principal desvantagem é que o algoritmo de aquisição de sinal é mais complexo.

Como amplificador de instrumentação de ganho programável foi escolhido o modelo LTC6915, Figura 42. As vantagens são que se trata de um amplificador de precisão, compatível com a tensão de alimentação do resto da placa, e tem um periférico para configurar a referência, para eliminação da tensão de offset do amplificador. A própria documentação do amplificador já traz consigo um diagrama de bloco funcional com o circuito necessário para este projeto, pois é muito utilizado na indústria [55].

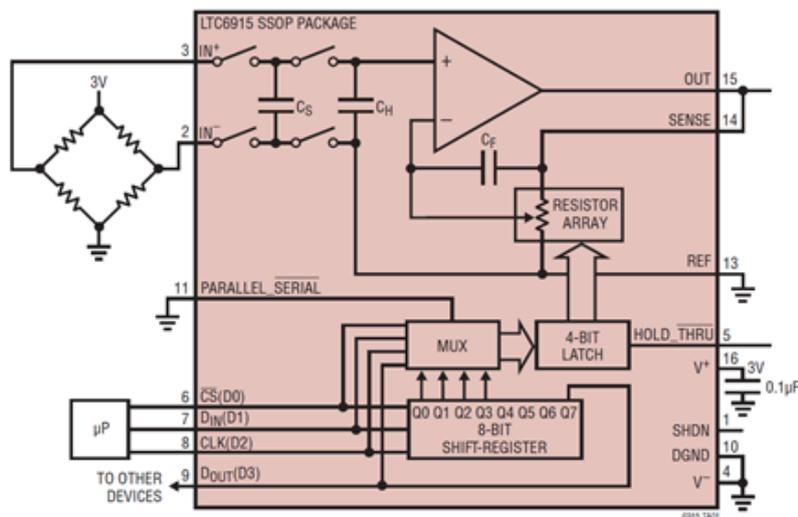
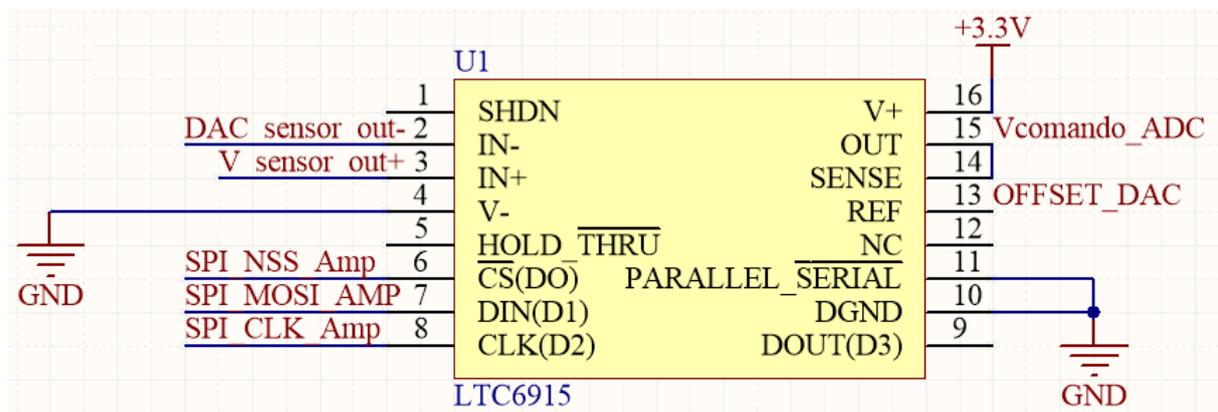


Figura 42 – Virtualização da variável de referência ao ligar um DAC do uC ao periférico IN-, em Altium Designer. Bloco de diagrama funcional e hardware necessário para programar o ganho [55].

Com a escolha do microcontrolador conclui-se o acondicionamento de sinal. Se se alterar o microcontrolador, terá que ter obrigatoriamente um conversor analógico-digital para aquisição do sinal

de comando, dois conversores digital-analógicos, para controlo do ganho e da entrada negativa do amplificador de instrumentação, quatro periféricos genéricos, para o controlo do multiplexador e um periférico do protocolo SPI com dois periféricos de comando.

O microcontrolador escolhido foi o modelo STM32F103, Figura 43. O microcontrolador de 64 pinos ocupa uma pequena área de 1 centímetro quadrado, tem um oscilador interno de 8 mega Hertz, podendo ser programado em modo *Sleep*, tem 2 periféricos conversores analógicos-digitais de 12-bits para tensões entre zero a 3,3 Volts, tem 2 periféricos conversores digitais-analógicos que demoram só 1 micro segundo a atualizar, cinco periféricos com protocolo USART, periféricos com modo USB 2.0 com capacidade de alimentar a placa até correntes de 50 mili ampéres e 3 periféricos SPI [56]. Para além disso, existe um software *open-source* de suporte designado por STMCubeX que facilita a programação dos *drivers*. Estes *drivers* otimizados reduzem o tempo de programação e permitem abstrair desta tarefa.

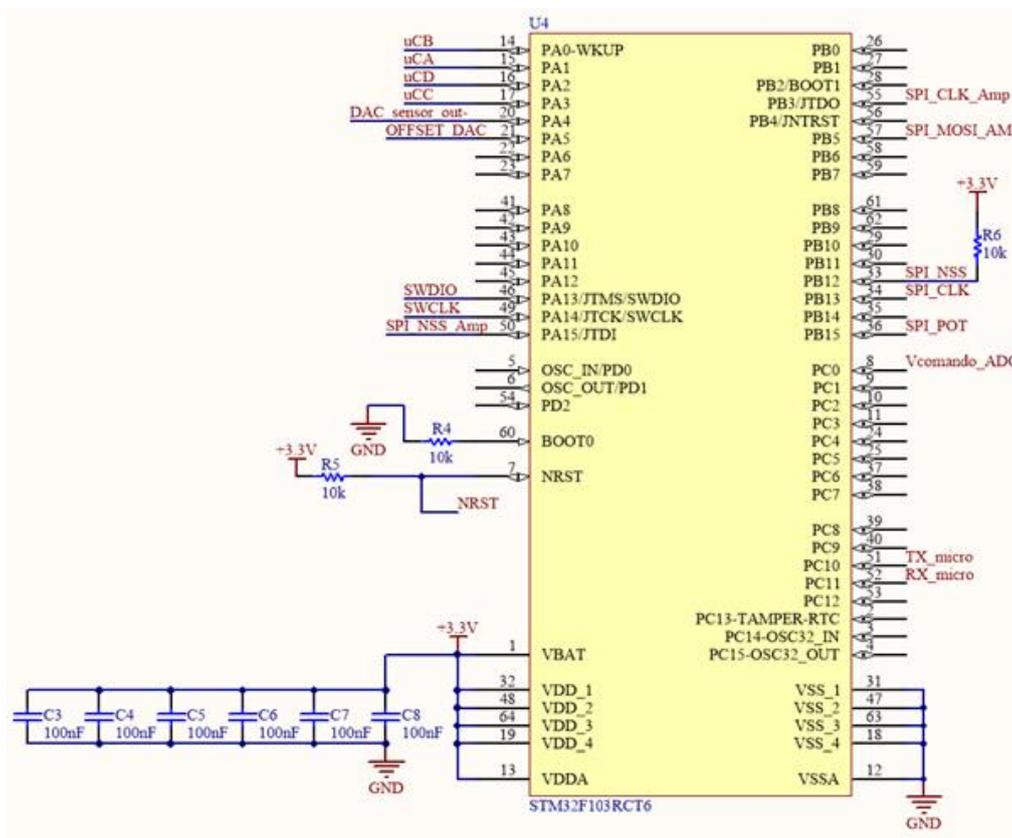


Figura 43 – uC marca STM32F105RCT6 selecionado para todo o processamento em hardware do circuito, em Altium Designer.

O resto do circuito está relacionado com toda a sobrecarga necessária relativa à alimentação geral, aos conectores da placa com os sensores, ao programador do microcontrolador e à comunicação entre o software do computador e o microcontrolador, Figura 44 e Figura 45.

A Figura 44 a) apresenta o conector da placa com os sensores. O passo de cada pino deste conector tem que ser de 2,54 milímetros, visto que é o passo das pistas da matriz. A Figura 44 b) apresenta o conector de programação, que permite a programação e depuração do código escrito.

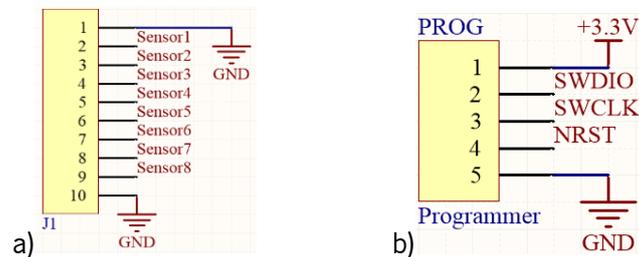


Figura 44 – a) Conectores dos sensores utilizando um passo de 2,54 mm. b) Programador do microcontrolador.

Uma vez que terá que ser amostrado num monitor, escolheu-se o do computador, aproveitando que é a partir dele que gerou-se o *firmware* da placa. Para tal, a obrigação de escolher um protocolo de comunicação que o computador obtém, levou a aproveitar a capacidade extra que um destes traz de podermos alimentar a placa. Através do barramento em série universal (USB), Figura 45 a) podemos alimentar até 50 miliampéres todo o circuito, que neste caso é superior ao necessário. Contudo, a alimentação é feita a 5 Volts, sendo incompatível com os componentes do circuito. Então, adicionou-se um regulador de tensão de 5 Volts para 3,3 Volts.

Para comunicar entre o microcontrolador e o computador, utilizaram-se periféricos de protocolo UART. Adicionou-se ao circuito o integrado designado por FTDI, para conversão protocolo USB para protocolo UART. A tensão de alimentação deste integrado tem que ser a mesma que a do cabo USB, sendo o único alimentado a 5 Volts. A vantagem deste integrado é que só exige um condensador de 100 nano Farads como sobrecarga para funcionar. Também tem uma dimensão reduzida e é compatível com o protocolo USB 2.0 do microcontrolador, atingindo velocidades de transmissão com um *baudrate* até 3 Mega *bits* por segundo. Tem um baixo consumo em tempo de transmissão e elimina a necessidade de desenvolver drivers, por poder utilizar portos de comunicação virtuais [57].

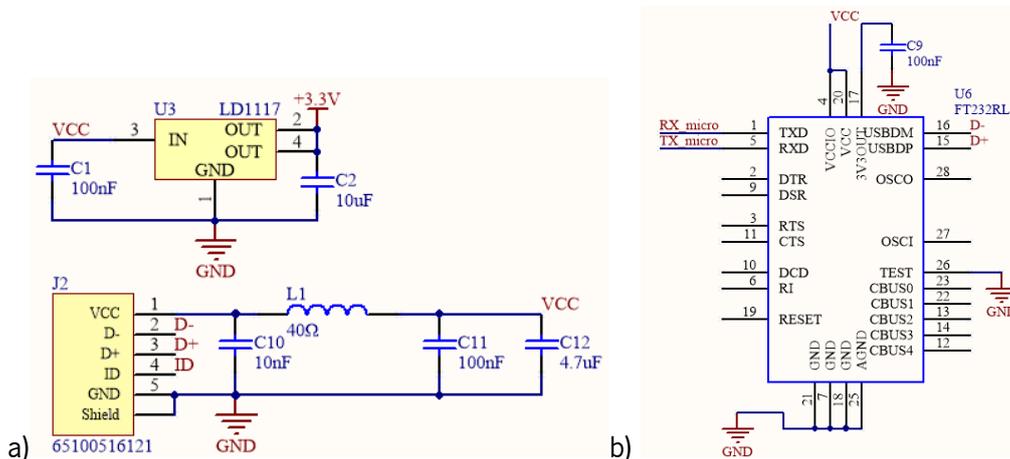


Figura 45 – a) Conector Mini USB responsável por alimentar todo o circuito e por efetuar a interface receptor e transmissor universal assíncrona (UART) entre o uC e o computador. b) Integrado FTDI para conversão USB em UART [57], em Altium Designer.

A seguir de selecionar todos os componentes, desenhou-se a estrutura em duas dimensões do circuito, ver Figura 46. Nesta etapa, definiu-se o plano da placa como sendo a massa, desenhou-se todas as pistas com largura de 8 mil. Otimizando ao máximo o espaço, a placa ficou com 5,2 centímetros de comprimento e com 3,2 centímetros de largura.

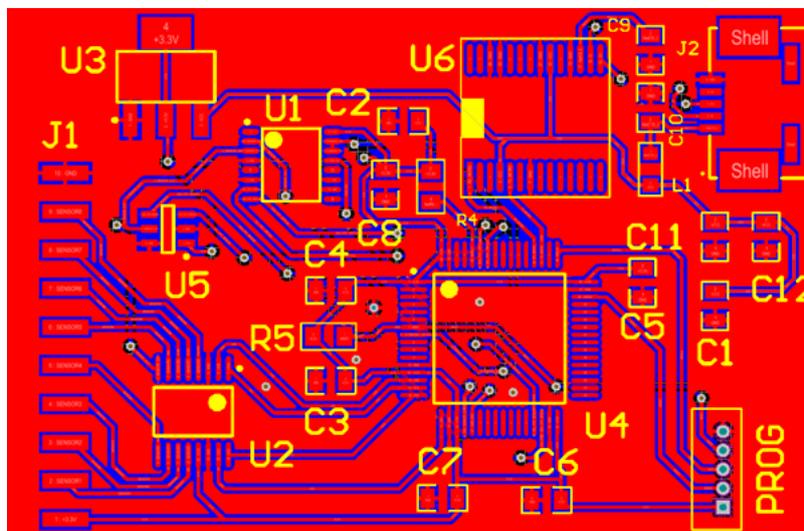


Figura 46 - Estrutura de cima em duas dimensões do desenho do circuito.

Finalmente, através da Figura 47 verifica-se a perspectiva em três dimensões da placa final. A altura da placa consta com 0,9 milímetros, devido aos conetores de USB e de programação.

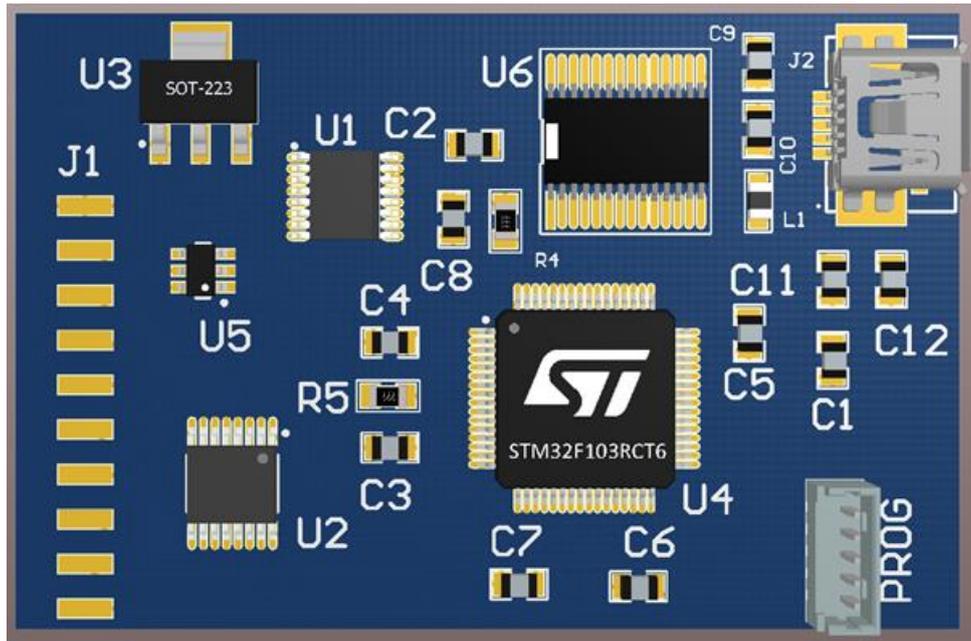


Figura 47 – Circuito final impresso na placa desenvolvido no software Altium Designer.

4.5. Componentes de *Software*

Os componentes de *software* consistem em módulos que arbitram a implementação e abstraem o utilizador, disponibilizando somente um meio de interação. Assim sendo, os detalhes da funcionalidade do circuito são manipulados de forma automática. O utilizador ignora detalhes irrelevantes, para se concentrar em aspetos focados com a visão lógica da seu trabalho [35], [58], tendo em conta as especificações do circuito. Para tal, é necessário dois tipos de ferramentas de desenvolvimento, um para toda a funcionalidade do microcontrolador e outro para o ambiente gráfico da aplicação do utilizador. Utilizou-se a ferramenta de desenvolvimento de software *uKeil* e a de seleção e de desenvolvimento dos drivers *STMcubeX*, pois fornecem um ambiente de desenvolvimento completo para criar, depurar e verificar aplicativos incorporados com suporte para famílias de dispositivos *STMicroelectronics* [59].

Para existir uma abordagem de modelagem visual, utilizou-se um ambiente gráfico apropriado para aumentar a interatividade. Esta ferramenta ajuda a transmitir e a receber dados que melhora a depuração [35]. Claramente, esta abordagem tem uma sobrecarga associada pois requiere uma plataforma interativa, designada por *RealTerm*. O *RealTerm* é um *software* dedicado à gestão que dos protocolos de comunicação.

4.6. Fluxogramas do Microcontrolador

O microcontrolador tem como funcionalidades: calibrar os sensores, guardar os valores calibrados até à próxima recalibração, ler e interpretar os dados convertidos dos sensores de forma sequencial dentro do tempo limite de amostragem, e finalmente, enviar os dados para o computador. A Figura 48 mostra o fluxograma geral do sistema, na qual dois modos de operação geram o resultado esperado.



Figura 48 – Fluxograma do comportamento geral do circuito.

Na Figura 49 mostra-se o fluxograma relativo à calibração dos sensores, por ser o primeiro passo quando se liga a placa. O microcontrolador selecciona o primeiro sensor a ser lido, através da seleção dos pinos de controlo, coloca a entrada negativa igual a zero Volts, iguala o ganho do amplificador de instrumentação a um e atribui ao potenciômetro o valor de resistência máximo. Entra num ciclo de sucessivas conversões analógicas digitais, até o valor convertido ser maior ou igual que o valor digital equivalente a 1,65 Volts. O ciclo repete-se, decrementando o valor do potenciômetro à passagem de cada ciclo. Quando encontra o valor acima de 1,65 Volts, guarda o valor digital correspondente à tensão *offset*. A tensão *offset* é a diferença entre a tensão detetada e 1,65 Volts. O sensor a seguir e recomeça o ciclo outra vez.

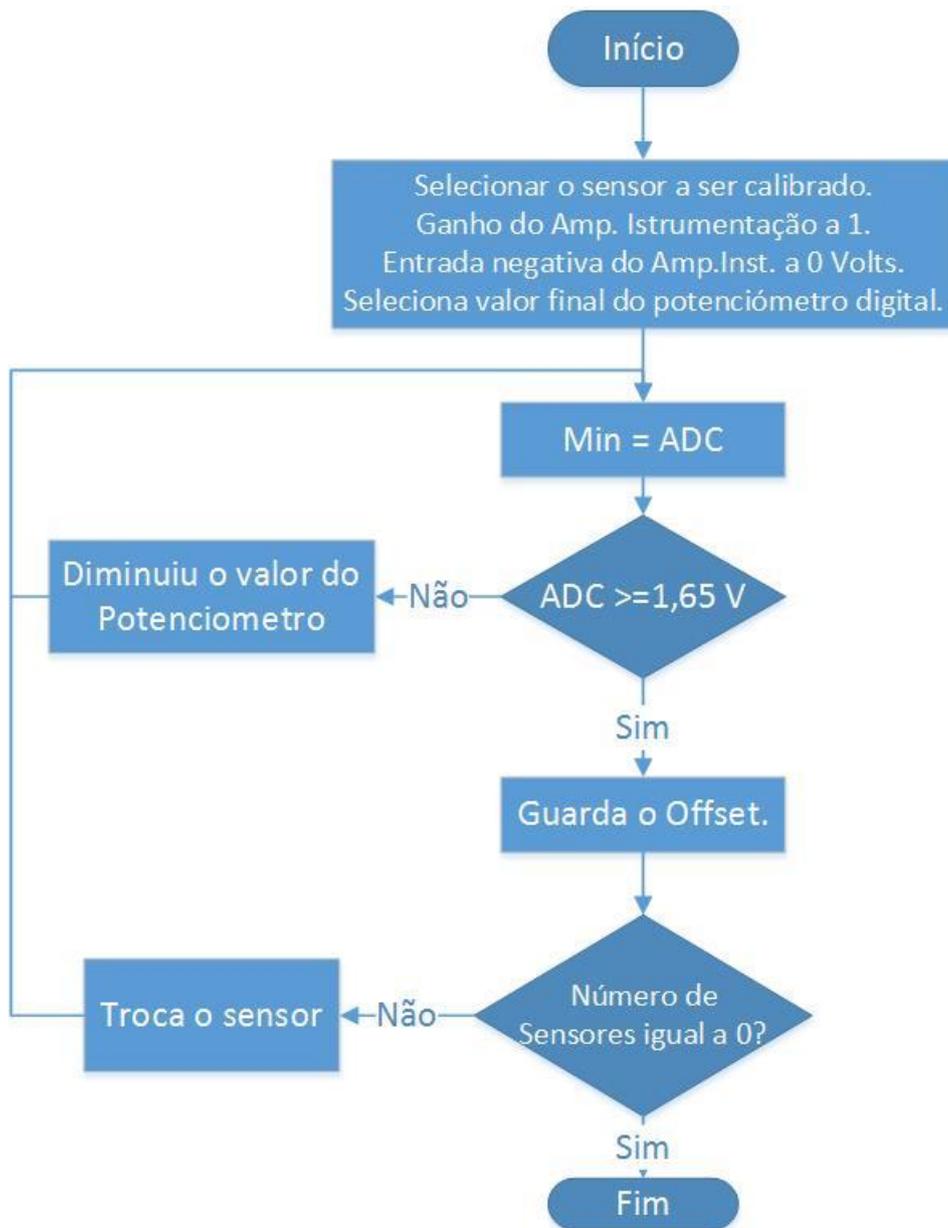


Figura 49 – Modo de calibração dos sensores do equipamento.

Após a calibração, entra num ciclo infinito de leituras dos sensores e envios de tramas do microcontrolador para o computador, como mostra a Figura 50. Para tal, o microcontrolador seleciona o sensor a ser lido, configura o potenciômetro e a variável *offset* com o valor correspondente à última calibração, configura o ganho do amplificador de instrumentação a 4 e aplica 1,65 Volts à entrada negativa do amplificador de instrumentação.

O ganho do amplificador de instrumentação igual a 4 foi escolhido, porque o ganho igual a 2 gerava um sinal com uma gama mais curta e o ganho igual a 8 fazia com que o sinal saturasse, impossibilitando a leitura de todos os valores. Quanto à entrada negativa do amplificador igual a 1,65 Volts, esta é a ideal

para que no ponto de angulação igual a zero graus, o conversor analógico digital resulte num valor digital de zero.

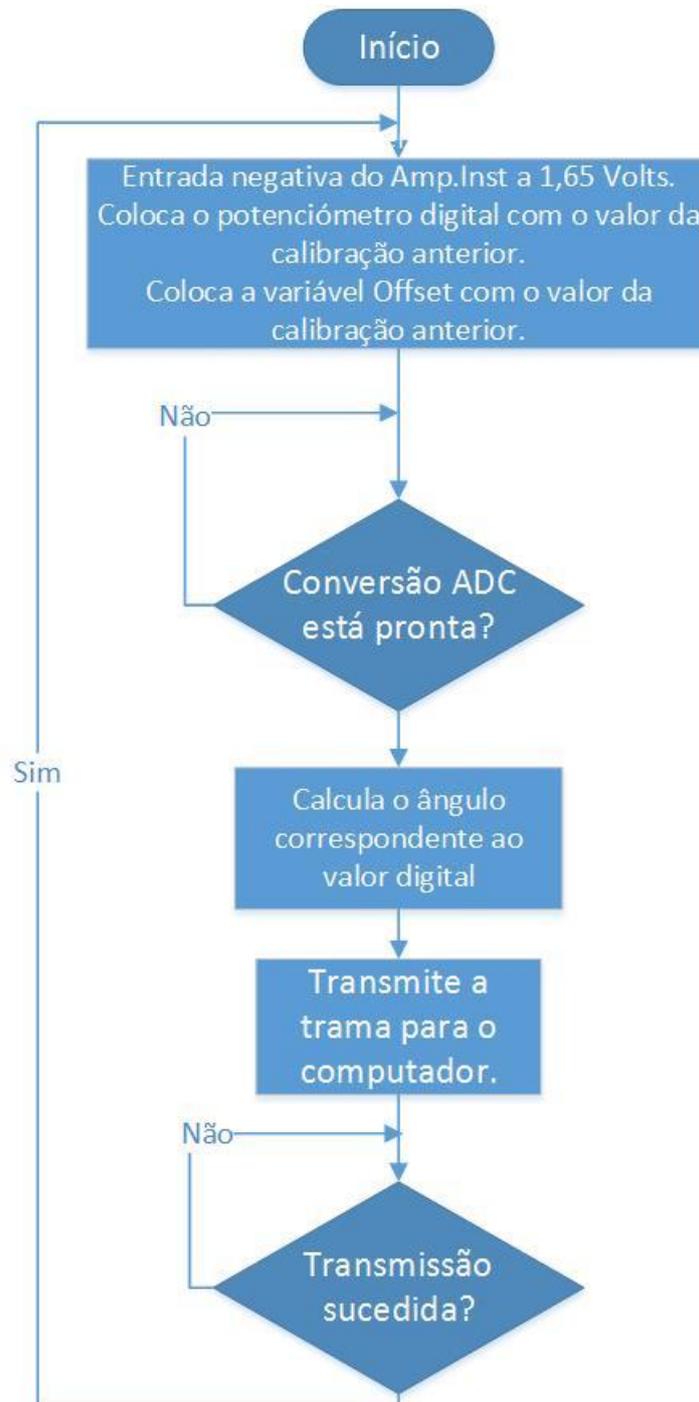


Figura 50 – Leitura dos sensores em ciclo infinito.

Contudo, as questões mais importantes a serem resolvidas foram: como detetar qual o valor do sensor quando este varia, saber se este valor repete-se e saber qual a gama de variação, sem esquecer que os sensores apresentam resistências diferentes. Segundo o estudo anterior [15], os sensores apresentam

um comportamento linear e para confirmar, caracterizaram-se novamente, ver gráfico da Figura 66 do capítulo 5.3.

Depois, verificou-se que os sensores variam numa média de 5,34 % entre 0° e 90°, ver gráficos da Figura 62 e da Figura 63 do capítulo 5.2. Efetuada a calibração, determinou-se o valor da resistência do sensor aos zero graus, tornando possível traçar a curva de variação dos valores dos sensores. Como o periférico ADC do microcontrolador é de 12 bits, é possível distinguir $2^{12} = 4096$ valores diferentes. Mais, pelo gráfico da Figura 64 do capítulo 5.2, temos em média 1705 Ohms de variação entre os 0° e os 90°. Com esta medição temos a capacidade de distinguir o ângulo de 1° em 1°. Assim, tendo 90 valores distintos, no microcontrolador 1° é equivalente a $\frac{4096}{90} = 46$.

4.7. O tubo do endoscópio

No gastrovideoendoscópio, todos os elementos mecânicos garantem a flexibilidade com diferentes gamas de curvatura, sendo a ponta distal do tubo a mais flexível, Figura 51. Esta é composta por elos em série interligados por pequenos eixos transversais à direção do tubo. Quando o tubo é dobrado, os pontos que sofrem as maiores tensões são as junções dos elos.

Neste trabalho, a projeção da matriz é dedicada para esta aplicação. As dimensões dos sensores, nomeadamente largura e comprimento, foram determinadas de modo a capturar a deformação da ponta distal, tendo em conta o formato cilíndrico do tubo.

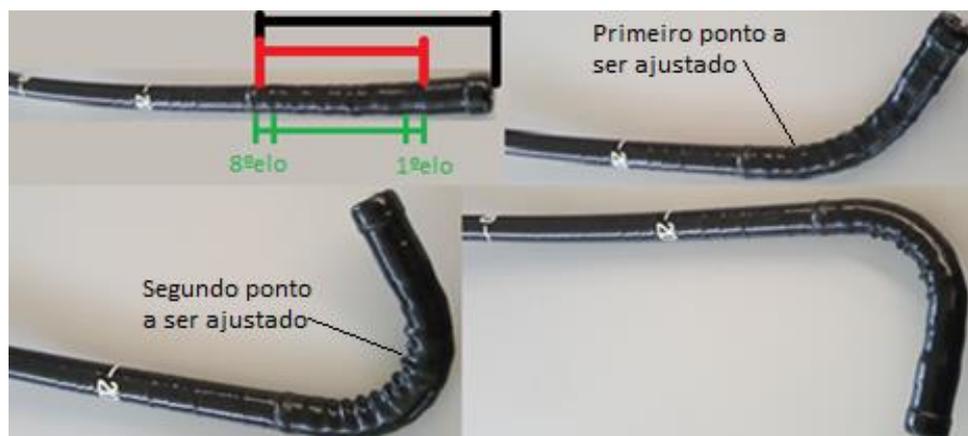


Figura 51 – Ponta distal do endoscópio manipulado para cima e para baixo. A distância a preto representa o comprimento da ponta distal. A distância a vermelho representa o comprimento dos 8 elos. A distância a verde representa o 1° elo e o 8° elo e a distância entre eles.

Neste endoscópio, a ponta distal é constituída por oito elos de um centímetro de comprimento, com ainda três centímetros de uma ponta rígida e 9,8 milímetros de diâmetro. Pelo controlador manual, a

curva do tubo é ajustada, sendo esta capacidade garantida pelos oito elos. Analisando a mecânica interna [10] determinou-se dois pontos relevantes na ponta distal: o primeiro ponto é entre o 2º e o 3º elo, em que se nota uma torção mais evidenciada nos primeiros centímetros de rotação do controlador; o segundo ponto é entre o 5º e o 6º elo, em que se nota uma torção nos últimos centímetros de rotação do controlador manual, ao mesmo tempo que o primeiro ponto pára de torcer, Figura 51. Conclui-se que é possível capturar toda a tensão exercida ao longo da ponta distal, através da instrumentalização de sensores nestes dois pares de elos.

4.8. O corpo do sensor

Simulações de um estudo anterior [15] são utilizadas para definir a área do corpo do sensor piezorresistivo. Aplicaram-se forças com várias intensidades para a mesma direção e sentido em entre todos os elos, simulando a aplicação de tensões na ponta distal, Figura 52 a) e b). A componente de força no eixo de z varia entre $8 * a$ N, em que a é o factor multiplicativo. Para $a = 0,05$, que é o caso em que se simula a aplicação da menor tensão, esta é sentida ao longo de 4,5 milímetros de comprimento para ambos os lados da junção. À medida que se aumenta o valor de a , a intensidade aplicada neste comprimento também aumenta. Por esta razão, definimos que o comprimento do corpo do sensor deve ser maior ou igual que 9 milímetros.

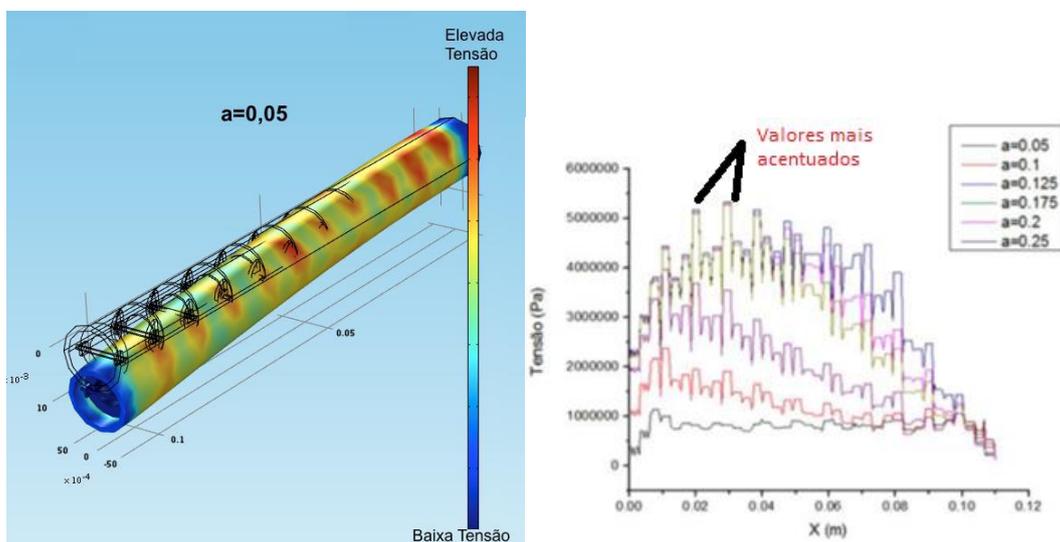


Figura 52 – a) Simulação e b) gráfico de várias intensidades[15].

Pelo gráfico da Figura 52 b), também visualiza-se que os valores mais acentuados são entre o 2º e o 3º elo e que a intensidade no material varia para diferentes tensões. Conclui-se que é desnecessário colocar

um sensor entre todos os elos, porque o foco das tensões é sentido em pontos específicos e de forma variada.

A partir da simulação, conclui-se que são indispensáveis pelo menos dois sensores entre um par de elos, posicionados transversalmente ao tubo e a formarem um ângulo de 90° entre eles. Desta forma é possível capturar os ângulos dos dois planos transversais ao tubo. Logo, sabendo que o perímetro do tubo é de: $2\pi * \frac{9,8}{2} = 30,7876$ milímetros, cada sensor terá que ter menos de $\frac{30,7876}{4} \approx 7,7$ milímetros de largura, de forma a evitar curtos circuitos.

Para desenhar o corpo do sensor,

Figura 53, foram utilizados os softwares CAD, designados por Solid Works 2016 e o software Corel Draw. Isto é, utilizou-se o Solid Works 2016 para criar o esboço do sensor, usando a informação das conclusões adquiridas até este ponto, tais como: espaçamento entre dígitos de 0,28 milímetros, dígito com espessura com 0,51 milímetros, pista com espessura de 1 milímetro e espaçamento de 0,7 milímetros entre o fim do dígito e a pista. Finalmente, ao exportar-se para um ficheiro em formato “.dxf”, utilizou-se o Corel Draw para pintar o interior do sensor a preto. Deste modo, criou-se um molde do sensor desenhado na forma de um interdigitado com 12 dígitos condutores numa área de 9,32 por 3,85 milímetros quadrados.

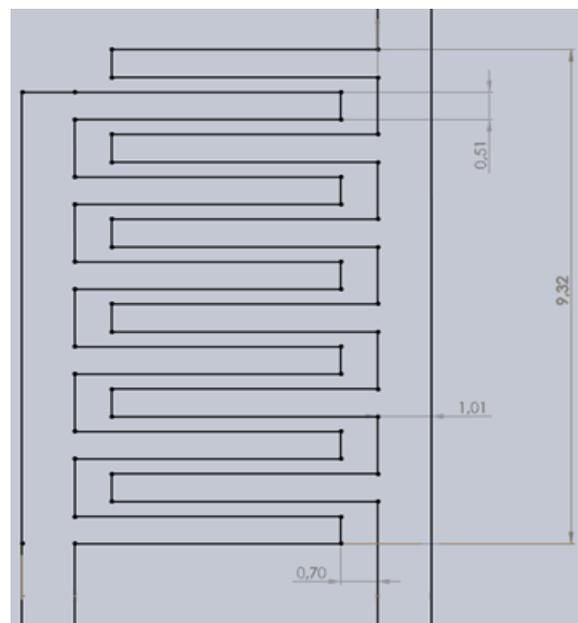


Figura 53 – Medidas em milímetros atribuídas ao corpo do sensor piezorresistivo impresso.

4.9. Elaboração da matriz final

Para elaborar a matriz final houve três fatores importantes: número máximo de sensores igual a 8, 2,54 milímetros de passo entre as pistas que vão ligar ao conector do circuito e, que a pista comum a todas os interdigitados liga a uma das extremidades do conector do circuito. De resto, não importa qual é o dimensionamento da matriz ou o sentido e direção dos sensores.

Utilizando os softwares Solid Works 2016 e o Corel Draw, começou-se por colocar na matriz quatro interdigitados iguais aos da

Figura 53. Dois no plano transversal situados entre o 2º e 3º elo, separados por 7,7 milímetros do centro de cada um, para fazerem um ângulo de 90º na face cilíndrica do endoscópio. Outros dois entre o 5º e o 6º elo.

Porém, testes mecânicos mostraram uma restrição do endoscópio quando se dobra a ponta distal, como mostra a Figura 54, originando um relevo indesejado que impossibilita a leitura a partir destes sensores. Para resolver este problema, instrumentalizou-se mais quatro sensores na matriz, simétricos aos anteriores.



Figura 54 – Relevo indesejado que levou a uma nova projeção da matriz.

O desenho da matriz final é visualizado na Figura 55. Esta matriz contém os oito interdigitados, todos ligados a uma pista comum, que está projetada para conetar à massa do circuito. Esta foi a estrutura escolhida, porque o número de interdigitados da matriz é reduzido para a área do endoscópio onde vai ser instrumentalizada. Por existir muito espaço para a inserção das pistas condutoras, evitaram-se esboços com sobreposição de pistas. Outra vantagem é que o circuito está preparado para que se possa inverter a matriz de sensores, uma vez que no circuito temos duas massas ligadas às extremidades do conector.

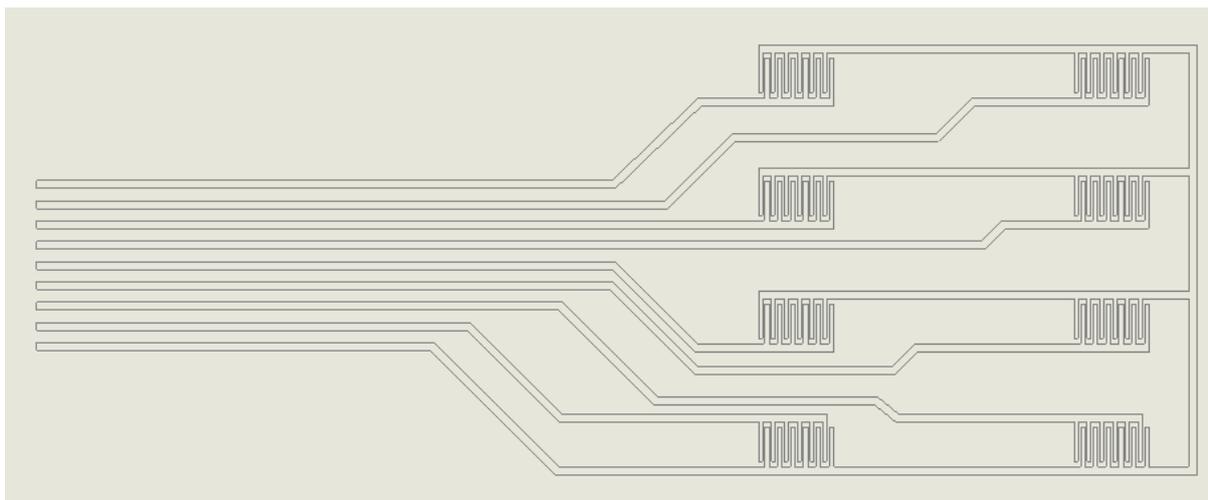


Figura 55 – Desenho da matriz final em SolidWorks.

4.10. Fabricação do protótipo

Como tentativa de melhorar as características da matriz final, fabricaram-se outros substratos com diferentes propriedades. Comparativamente ao substrato dos sensores utilizados no primeiro ensaio, Figura 38, diferenciou-se o método de fabrico, no qual designo substrato tipo 2, e na percentagem dos polímeros da solução, na qual designo substrato tipo 3, como mostra a Figura 56.

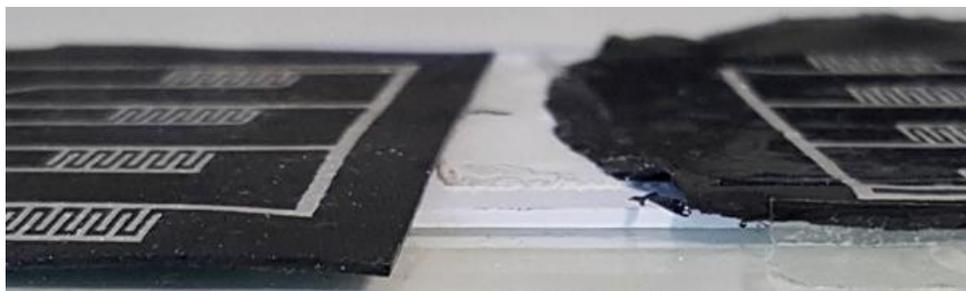


Figura 56 – Substrato tipo 2 no lado esquerdo. Substrato tipo 3 no lado direito.

O fabrico do substrato tipo 2 teve como propósito testar se com uma maior espessura, a matriz continuaria a ser viável, de forma a aumentarmos a robustez e durabilidade desta. Para além disso, traz outras vantagens, visto que o seu método de fabrico é por extrusão. Desta forma usaríamos um método amigo do ambiente, de rápido enquadramento na indústria e que não envolve diluentes [60].

Para fabricar o material do substrato, utilizou-se a extrusora existente no departamento da marca Microlab modelo Twin Screw da empresa Rondol Technology Ltd, Figura 57 a). É uma extrusora de dois parafusos com diâmetro de 10 mm e 200 mm de comprimento, colocados em paralelo. Tem cinco estágios de aquecimento entre a entrada de alimentação e a saída com 2 mm de diâmetro. Com o intuito

de processar pequenas amostras de material, com uma estrutura semelhante aos equipamentos de produção em larga escala [60]. A nossa amostra continuou a ser de SBS e MWCNT com as mesmas percentagens relativas ao primeiro substrato.



Figura 57 – a) Extrusora da marca Microlab modelo Twin Screw. b) Registo das temperaturas das 5 seções e da velocidade em rotações por minuto.

Começando por ligar a extrusora, esperou-se pelo aquecimento das resistências e em seguida efetuou-se uma limpeza interna. Para além disso, programou-se a velocidade para 54 rotações por minuto, tal como mostra a *Figura 57 b)* e finalmente introduziu-se o material. Como resultado, obteve-se um fio do compósito, *Figura 58 a)*.

A máquina de pressão hidráulica com placas de aquecimento da empresa Metalgado Ltd, *Figura 58 b)*, serviu para gerar pressão e aquecimento, resultando numa amostra igual à da *Figura 58 c)*. Para testar a amostra, mediu-se a partir do multímetro da marca Agilent, numa distância de um centímetro próximo da zona central, atingindo valores de cerca de 32 k Ω . Porém, outras medições mais afastadas do centro mostraram que não se tratava de uma amostra homogénea.



Figura 58 – a) Fio do compósito. b) Pressa hidráulica. c) Resultado após o fio ter saído da máquina de pressão hidráulica.

Para imprimir a matriz final, efetuaram-se os mesmos processos da primeira amostra, à excepção da escolha da tela usada para a impressão. Nesta tela, Figura 59 a), encontra-se o molde projetado neste trabalho, Figura 59 b). Inserindo a tinta de prata através do molde, Figura 59 c), obtiveram-se as amostras iguais à Figura 58 d).



Figura 59 – a) Tela com o molde da matriz desenhada. b) Molde. c) Inserção da tinta a prata pelo molde. d) Matriz impressa.

Comparativamente com o primeiro substrato, este apresentou uma maior condutividade elétrica, visto que o valor resistivo de cada interdigitado diminuiu, ver Figura 68.

Também foram desenvolvidos vários substratos do tipo 3, como mostra na Figura 60, processados da mesma forma que o primeiro, à excepção da espessura de 900 micrómetros.



Figura 60 - Várias matrizes do mesmo substrato 3.

Dos resultados obtidos das amostras anteriores, detetaram-se correntes parasitas em sítios indesejáveis, como por exemplo entre as pistas condutoras e os interdigitados. Por essa razão, realizou-se outra impressão num substrato designado por PET (Tereftalato de polietileno), Figura 61 a). O propósito desta

impressão foi estudar um substrato que elimine os contatos parasitas do circuito. Neste substrato, tanto o substrato como os interdigitados comportam-se como um circuito aberto. Assim sendo, para a realização da experiência, colou-se pequenas porções do substrato do tipo 3, Figura 61 b), por cima de um interdigitado. Desta forma, pretendeu-se obter o mesmo comportamento que se analisou anteriormente, Figura 60, reforçando o isolamento. Para além disso, neste substrato também é mais simples e económico de efetuar os impressos.

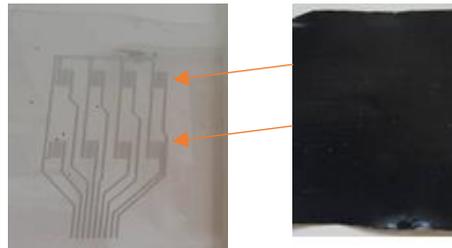


Figura 61 – a) Matriz impressa num substrato PET. b) Porção do substrato a colocar em cima de um interdigitado.

5. Apresentação e discussão dos resultados

Este capítulo descreve as caracterizações dos substratos, bem como a integração destes com o sistema electrónico e a instrumentalização no endoscópio. A discussão dos resultados serve para compreender se esta prova de conceito concebida neste projeto é tecnicamente válida.

5.1. Ferramentas de medição

Antes de apresentar os resultados experimentais descreve-se as ferramentas de medição utilizadas:

- Multímetro da marca Agilent para caracterização das matrizes. Medição concretizada enquanto os sensores estiveram submetidos a tensões de dobragem exercidas pelo equipamento Shimadzu AG-IS 500N.
- Circuito electrónico do projeto. Leitura a partir do circuito, enquanto que a matriz esteve colada ao tubo do endoscópio.

5.2. Primeira caracterização da matriz 3 por 1

Neste trabalho, o primeiro passo foi caracterizar a matriz de três linhas e uma coluna, de forma a compreender o comportamento dos sensores piezorresistivos impressos. O propósito desta análise empírica serviu para identificar algumas das características e restrições do próprio material, quando sujeito a aplicações que requerem dobragens.

A Figura 62 mostra a média dos valores da variação da resistência dos três interdigitados da matriz. A resistência de um interdigitado em relação aos outros não ultrapassou os 100 Ω .

Durante os ensaios, variou-se entre 0°, 45° e 90° e capturou-se os seus valores. No primeiro ensaio, a média dos valores resistivos a 0° foi igual a 19934 Ω , a 45° foi igual a 22588 Ω e a 90° foi igual a 25305 Ω . A média da diferença dos valores das resistências entre 90° a 0° foi de 5371 Ω . Contudo, no segundo ensaio, essa diferença diminuiu para 1802 Ω , sendo a média do valor resistivo a 0° 24520 Ω e a 90° 26322 Ω . No terceiro ensaio essa diferença diminuiu para 1006 Ω , sendo a 0° 27760 Ω e a 90° 28766 Ω . De reparar que neste terceiro ensaio o valor da resistência a 0° foi superior que o valor da resistência a 90° do segundo ensaio. No quarto ensaio, a mesma diferença aumentou para 1232 Ω . Porém, no quinto ensaio, a diferença caiu para 186 Ω . Isto ocorreu, porque o intervalo de tempo de leitura entre o

quarto e o quinto ensaio foi mais pequeno do que nos outros. Nos seguintes ensaios, continuou-se com intervalos curtos entre cada leitura e, logo no sétimo ensaio o valor começou a estabilizar. Nos últimos três ensaios esperou-se cerca de um minuto e analisou-se que a gama de variação continuou a ser a mesma.

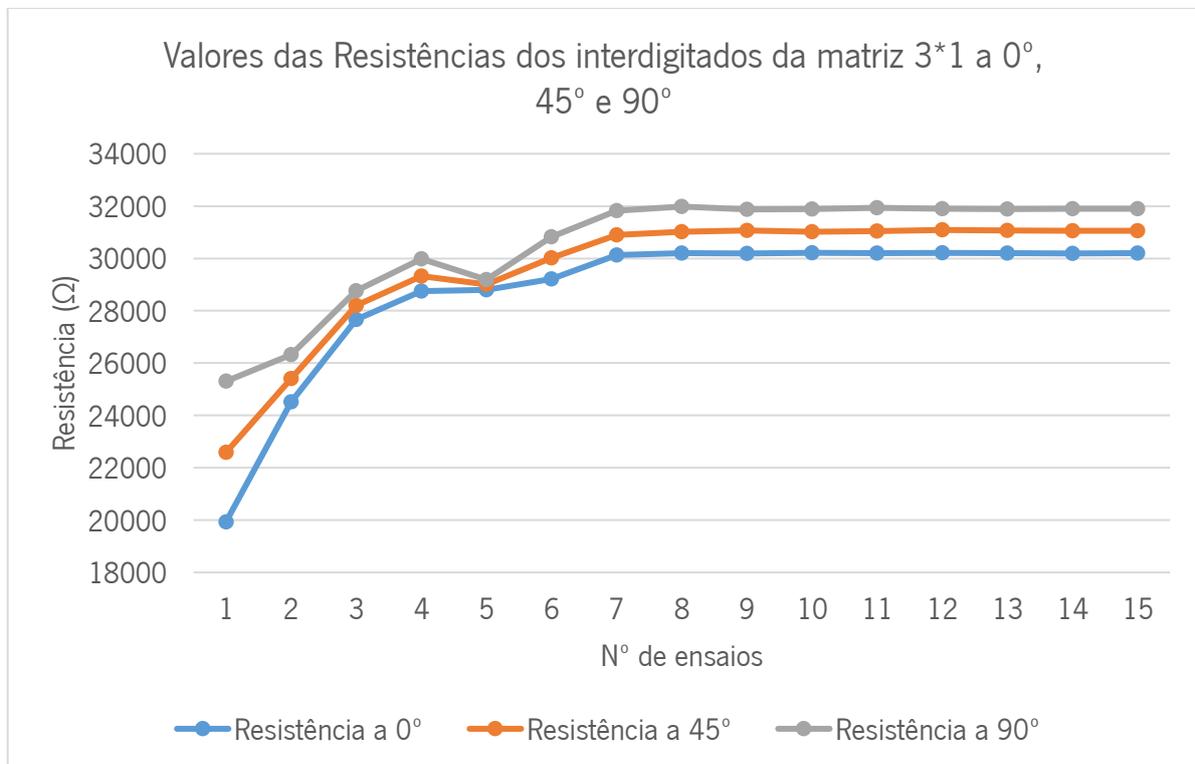


Figura 62 – Gráfico dos valores do sensor nos ensaios a 0°, a 45° e a 90° da primeira caracterização.

Outra interpretação do gráfico da figura anterior, é demonstrado pela Figura 63. Trata-se da percentagem de variação da resistência entre 0° e 90° dos quinze ensaios realizados, que resultou na ordem dos 5,34 %. Contudo, neste ponto de situação, desconhecia-se se este valor iria ser igual nos ensaios de outros sensores. Como tal, também foi analisado o valor médio resistivo da diferença entre 90° e 0° de dobragem da matriz. Através da Figura 64 verifica-se que o valor resistivo é igual a 1705 Ohms.

Tanto a percentagem de variação do valor resistivo, como o valor médio da variação das resistências dos interdigitados, foram a chave para calcular o ângulo do tubo num instante de tempo. Contudo, mediram-se valores resistivos em zonas distintas do mesmo substrato dos sensores entre 8,66 MΩ, 10,44 MΩ e 6,82 MΩ, a uma distância de um centímetro, não se previa quais seriam os mesmos tipos de valores noutra substrato. Além disso, quanto maiores as pistas condutoras que ligam o interdigitado ao conector da placa, maior é a resistência inicial adicionada ao interdigitado. Imprimindo outros esboços de matrizes de sensores ou modificando o substrato, certamente que os valores também variam.

Neste ponto do trabalho, apercebeu-se que o material tinha que ser subjugado a ciclos de esforço por dobragem, antes de colocá-los no ambiente da aplicação. O número de ciclos não é certo, só podendo terminar quando os valores medidos repetirem-se.

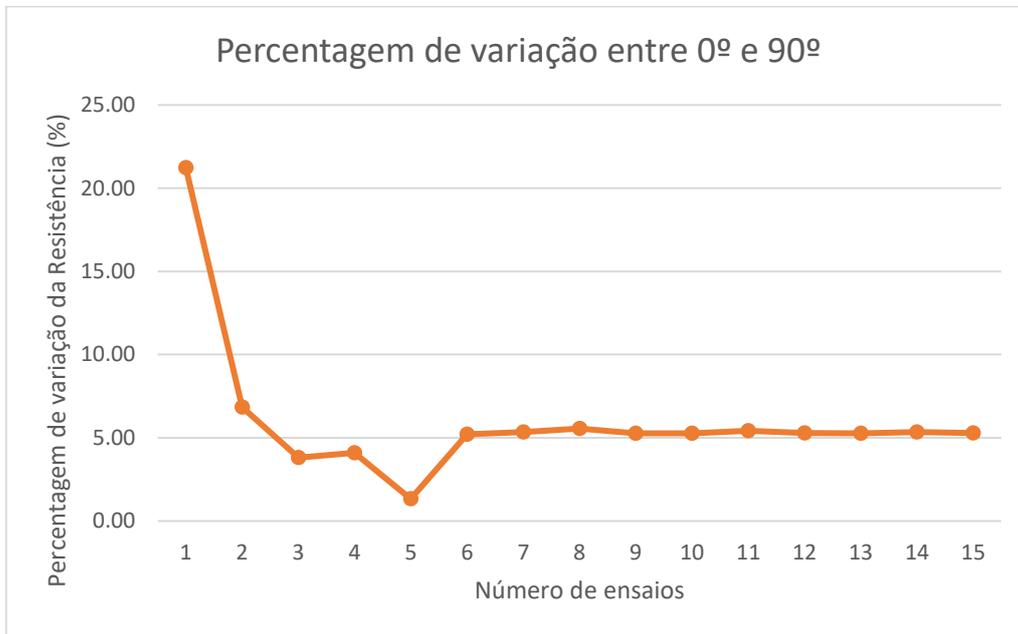


Figura 63 – Variação em percentagem entre 0º a 90º nos ensaios da primeira caracterização.

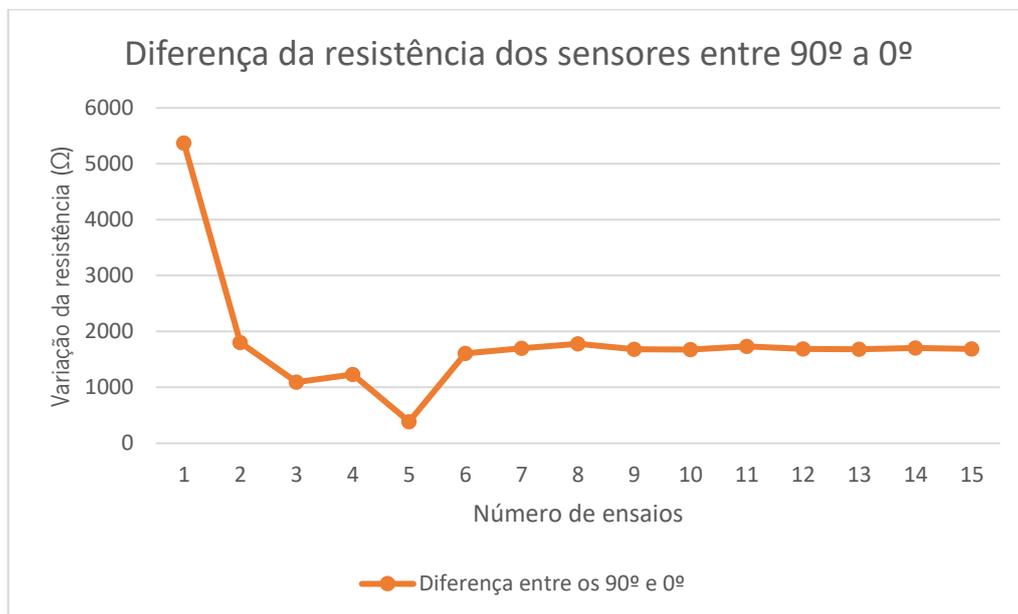


Figura 64 – Variação em Ohms do sensor entre 0º a 90º nos ensaios da primeira caracterização.

De salientar que o material apresentou certas restrições, ao longo dos testes decorridos. Ao fim de quatro dias, as pistas começaram a oxidar e a deteriorar e qualquer contato indevido danificava-as. A colocação de um encapsulamento foi a solução, sendo a desvantagem um aumento da espessura do material.

5.3. Caracterização dos interdigitados da matriz final

Depois de fabricar as matrizes, efetuaram-se ensaios para analisar as propriedades piezorresistivas dos interdigitados da matriz final. Desta forma, entendeu-se quais eram as respostas das variações das resistências dos sensores dentro de um número de ciclos estipulados de deformação.

No gráfico da *Figura 65* mostra-se um dos ensaios realizados através do equipamento Shimadzu AG-IS 500N, de tensão-deformação a 4 pontos aplicada durante cerca de 1200 ciclos, a uma frequência de amostragem de duas leituras por segundo, sempre com velocidade de 4 mm/min. Neste caso, analisou-se que os valores $\frac{dR}{R_0}$ estabilizaram ao fim de 5 ciclos de deformação, em que numa metade do ciclo gerou-se um esforço e noutra gerou-se um relaxamento.

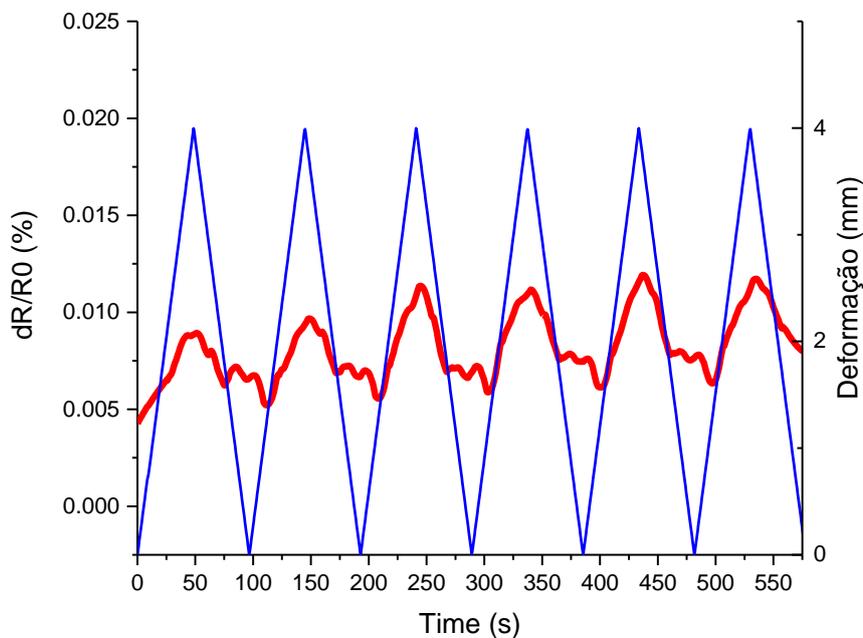


Figura 65 – Relação da variação da resistência (linha vermelha) de um dos sensores da matriz, enquanto submetido a uma tensão de deformação de 4 pontos (linha azul).

Ao interpretar-se os valores da *Figura 65* e da *Figura 66*, deparou-se com a ocorrência de uma variação da resistência entre a gama de deformação de 2 a 4 milímetros. Contudo, entre 0 a 2 milímetros de deformação, o material manteve-se a cerca de 0,006 % acima do valor inicial, resultante da histerese mecânica. Concluindo, o material apresenta uma boa resposta a partir de uma percentagem de deformação mínima e para uma deformação de 1 milímetro, a variação da resistência é de cerca de 0,01 %.

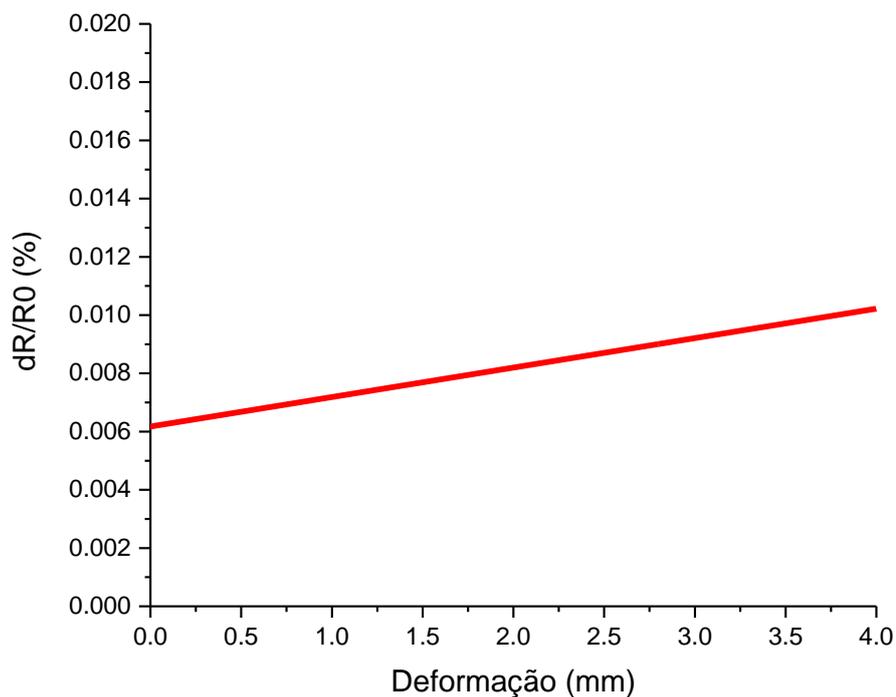


Figura 66 – Relação entre a variação da resistência e a deformação.

5.4. Placa final conetada às matrizes e instrumentalizada no endoscópio

De modo a cumprir com os objetivos assinalados aquando do início do projeto, implementou-se o circuito e a matriz de sensores piezorresistivos impressos, como demonstram as Figura 67 a) e b). Respetivamente, estas mostram a matriz final impressa no substrato do tipo 2 e do tipo 3 conetadas ao circuito final.

Comparativamente com o esboço em Solid Works, encurtaram-se as pistas ligadas ao conetor do circuito, devido à restrição do comprimento dos substratos durante os processos de fabrico. Ligou-se a placa ao computador com um cabo com terminais mini-USB e USB 2.0 e transmitiram-se os valores. Para comunicação e depuração de dados no computador, utilizou-se o software Realterm 3.0.0.30, por se tratar de um terminal que proporciona suporte para portas de comunicação com compatibilidade USB virtual.



Figura 67 a) Circuito final conectado à matriz impressa no substrato do tipo 2 e b) do tipo 3. c) Matriz instrumentalizada no endoscópio. d) Integração do sistema.

A leitura da matriz do substrato de tipo 2 é exibida na Figura 68. Verificam-se valores de resistências muito discrepantes dos anteriores, pois situam-se na gama abaixo de $1\text{ k}\Omega$, enquanto que os outros situavam-se na zona dos $30\text{ k}\Omega$. Neste caso, quando sujeitos a dobragens, o valor médio das resistências dos sensores a 0° é igual a $599\ \Omega$ e a 90° é igual a $719\ \Omega$, sendo a variação média de $16,69\%$.

Ao analisar o substrato do tipo 2, deparou-se com um aumento da resolução dos sensores, visto que o substrato anterior variava em média $5,34\%$. Contudo, a gama da resistência de cada interdigitado entre 0° e 90° diminuiu de $1705\ \Omega$ para $120\ \Omega$, tendo aumentado a resolução do sinal. Porém, diminuiu a gama e o valor da resistência inicial. A espessura também aumentou, que no caso deste projeto é uma desvantagem. A instrumentação deste substrato impossibilita manusear o endoscópio, pois não curva mais do que 30° . Em suma, este substrato não é viável para este projeto.

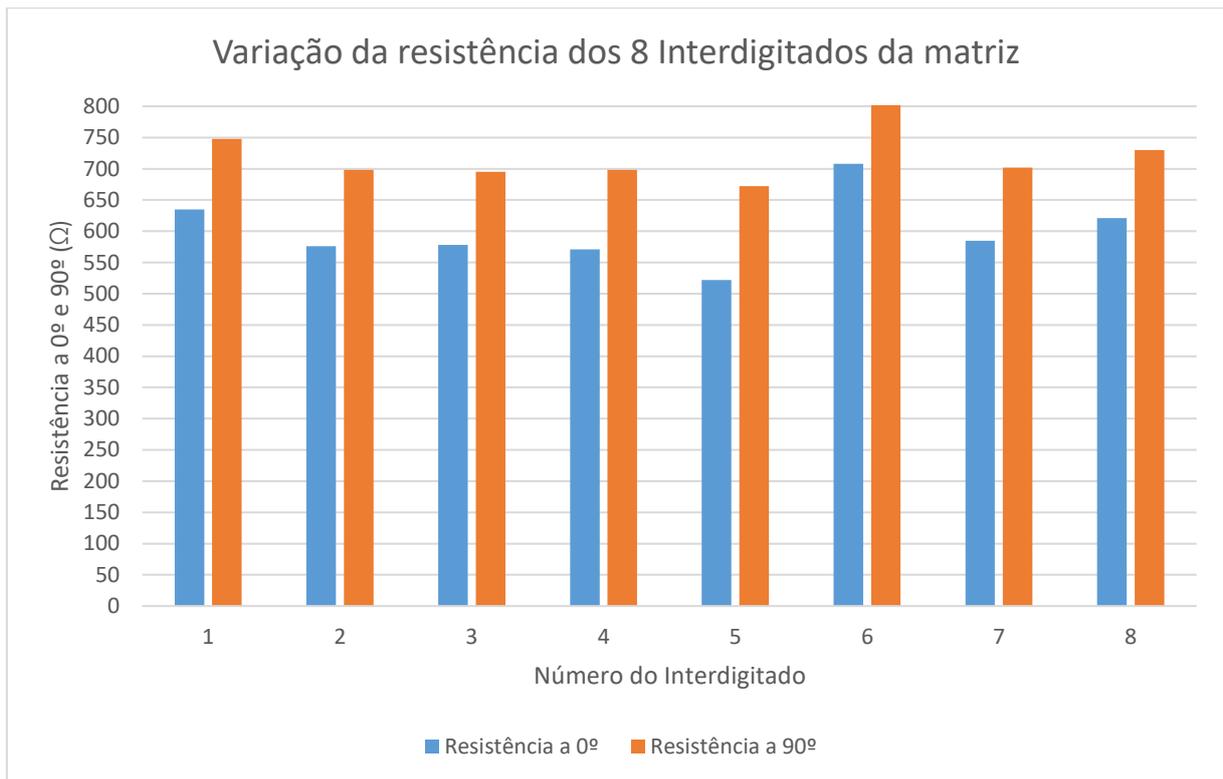


Figura 68 – Variação da resistência dos 8 interdigitados da matriz do tipo Substrato 2. O primeiro interdigitado é o do canto inferior esquerdo. O quarto é o canto inferior direito. O quinto é o do canto superior esquerdo.

A leitura da matriz do substrato do tipo 3 é demonstrado na Figura 69. Esta leitura foi muito diferente da prevista, uma vez que os sensores apresentaram valores na gama de 1 kΩ. Pelo gráfico da Figura 69, mostra-se que o valor médio das resistências dos sensores é de 903 Ω e a variação da resistência é de 116 Ω. Esta discrepância relativamente aos valores da primeira caracterização levou a reconsiderar o esquemático do circuito eletrónico. Teve de se adicionar mais um potenciómetro com uma gama de 0 a 5 kΩ em série com o anterior, com 126 posições possíveis, para diminuir o *offset* em relação ao ponto zero. Assim sendo, obtém-se uma resolução de $\frac{5000}{126} = 39,68 \Omega$, em vez de $\frac{50000}{126} = 396,8 \Omega$.

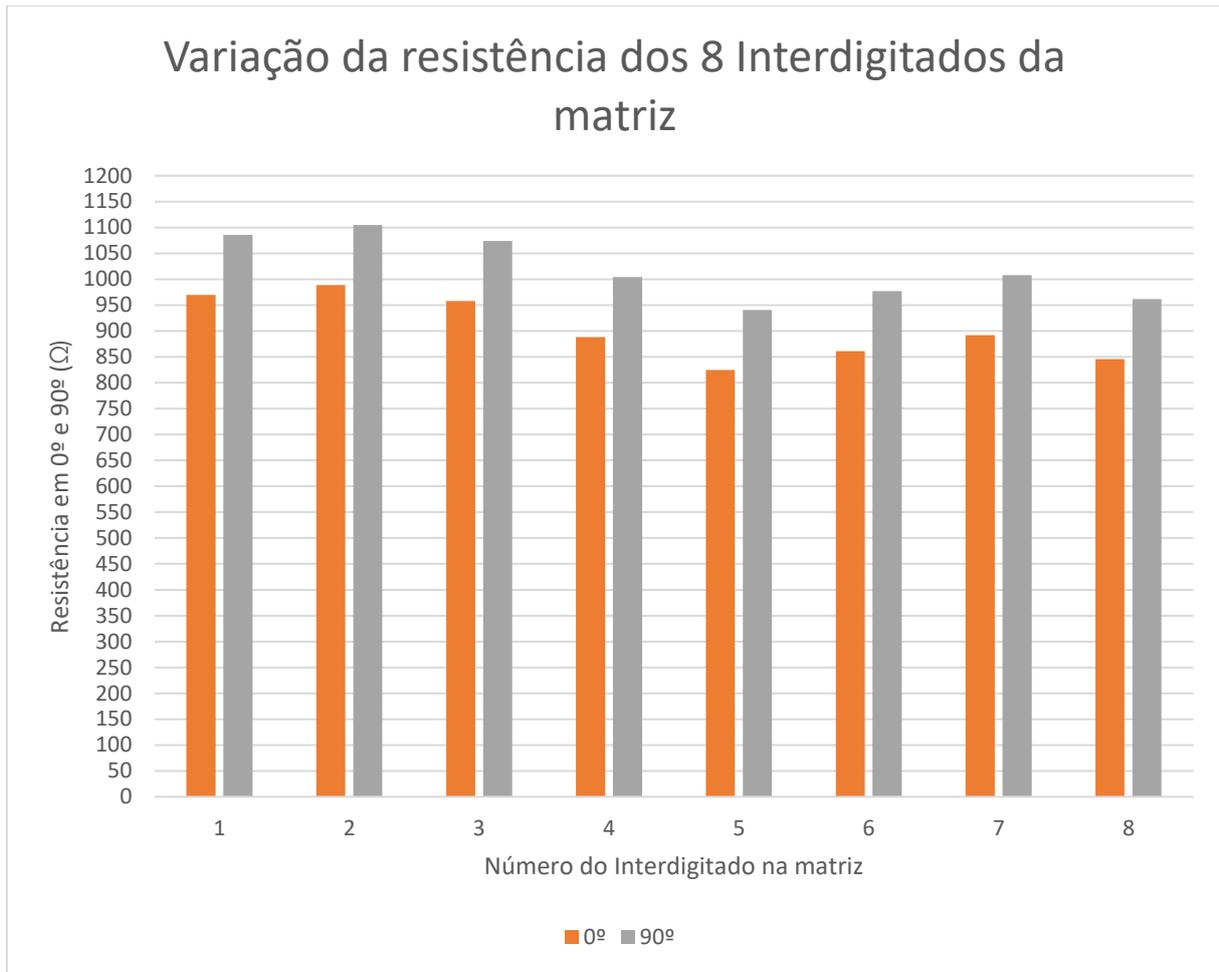


Figura 69 - Variação da resistência dos 8 interdigitados da matriz de 900 nanômetros do tipo Substrato 3. O primeiro interdigitado é o do canto inferior esquerdo. O quarto é o canto inferior direito. O quinto é o do canto superior esquerdo.

Conclusões

O principal objetivo desta dissertação foi desenvolver uma matriz de sensores piezorresistivos impressos instrumentalizada no endoscópio, juntamente com todos os componentes necessários, que permitissem a leitura e transmissão de dados a serem expostos num monitor.

As amostras são compósitos baseados em SBS e CNT, que potencializaram as propriedades mecânicas e elétricas dos sensores. Uma delas foi o aumento do fator Gauge, que resultou num aumento da variação da resistência em proporção da tensão mecânica.

Ao longo da amostra, as propriedades do material não estão uniformemente espalhadas, levando a diferentes valores de resistência dos interdigitados. Durante a impressão, a falta de precisão das ferramentas utilizadas e a não automatização dos processos de fabrico são as causadoras deste problema. Outra razão desta variação é que o material sofre uma perda de energia por ciclo de deformação durante os ciclos de operação dos sensores. O número de ciclos para atingir o ponto de estabilização não é conhecido. Também identificaram-se particularidades do material, como por exemplo a facilidade do desgaste das pistas por falta de encapsulamento, que levam à mudança do valor da resistência.

De forma a resolver esta questão, utilizou-se uma calibração a um ponto, em que utiliza-se um circuito dedicado, que mede a resistência do sensor com o tubo do endoscópio a 0° , guardando dois valores. Estes valores são o valor digital do potenciômetro e o valor digital do *offset*. O ponto zero é calculado durante a calibração dos sensores. De seguida, utiliza-se o valor do declive, previamente adquirido durante a caracterização do material, para traçar a fórmula de cálculo $y = mx + b$. Com isto, deteta-se o ângulo da curvatura exercida. O método de calibração a dois pontos não foi necessário, uma vez que os interdigitados apresentam um comportamento linear e com gamas de variação idênticas.

Para concretizar com o proposto nesta dissertação, testou-se o sistema em três fases: elaboração e caracterização da matriz de sensores, elaboração e teste do circuito e posterior integração na ponta distal do endoscópio.

As conclusões principais a tirar desta dissertação são as seguintes:

- Os sensores apresentaram uma histerese proporcional ao aumento da deformação submetida;
- Nos sensores, o número de ciclos de operação exercidos é proporcional à perda de histerese;

- Baseando nas duas alíneas anteriores, os sensores devem sofrer um número de ciclos com um esforço superior ao pior caso, antes de serem colocados no ambiente da aplicação;
- Ao respeitar a alínea anterior, os sensores apresentam uma boa resposta quando sofrem esforço ou relaxamento, garantindo uma leitura fiável.
- A resposta piezorresistiva dos sensores da matriz é linear para diferentes deformações e velocidades.
- A espessura do substrato da matriz restringe aplicações com requisitos de dobragens com ângulos elevados.
- Quando se efetuam leituras do material estático, este apresenta ruído.
- O sistema desenvolvido neste projeto permite analisar quantitativamente os ângulos do tubo do endoscópio, com um erro de incerteza de 1° devido ao mencionado na alínea anterior.
- No pior caso, o tempo de transmissão de dados a serem expostos no monitor é igual a $(\text{Número máximo de sensores} * \text{tempo de conversão ADC}) + (\text{Número de bits da trama} * \text{tempo de transmissão UART/USB})$. Neste caso, $(8 \text{ sensores} * 72 \text{ nano segundos}) + ((1 \text{ start bit} + 8 \text{ bits de dados} + 1 \text{ stop bit}) * 8 \text{ sensores}) * 444 \text{ nano Segundos} = 36,1 \text{ micro segundos}$.
- Através da alínea anterior, mostra-se que esta aplicação responde aos requisitos de amostragem de monitores de 60 e 120 *frames* por segundo.
- Com esta prova de conceito, mostra-se que para aplicações com requisitos menos exigentes do que os aqui determinados, é tecnicamente viável acrescentar a capacidade de monitorizar deformações.

Trabalho futuro

Durante a elaboração deste trabalho foram adquiridos um conjunto de capacidades, cujo domínio torna agora possível em aplicações com requisitos de sensorizar pressões ou deformações.

O interesse crescente em desenvolver técnicas de impressão de baixo custo e eficientes para processos de produção em massa, geram diversos campos de estudo, como por exemplo:

- melhoramentos das técnicas de impressão para diferentes geometrias de objetos e de diferentes comprimentos, elaborando impressões no próprio molde;
- melhoramento do substrato do impresso, potencializando as suas características condutoras, minimizando a espessura, aumentando a repetibilidade dos ciclos de operação e robustez, aumentando a facilidade do fabrico, torná-los não poluentes, não tóxicos e sobretudo de fácil integração;
- melhoramentos do material usado nas impressões, através de estudos de recursos renováveis, de fácil acesso, baratos, não tóxicos;
- impressões não só de sensores, mas também de processadores, atuadores e geradores de energia, a fim de obter dispositivos de baixo custo e de fácil integração.

Baseando na tipologia dos sensores utilizados neste projeto, visa-se a:

- Automatização dos processos para máxima precisão dos valores resistivos dos sensores.
- Diminuição do tamanho dos sensores para escalas atualmente utilizadas no mercado, garantindo a validade técnica.

Relativamente à endoscopia, com este trabalho surgem um leque de novas aplicabilidades:

- Instrumentalização dos sensores de pressão ao longo do tubo do endoscópio da zona não controlada, procedendo para a elaboração de um sistema automático de afastamento;
- Alteração do revestimento, passando a usar o novo material ativo, com os sensores instrumentalizados na face interna da camada de encapsulamento do tubo;
- Alteração do controlador manual para um controlador eletrónico, de forma a facilitar a manuseabilidade do equipamento;
- Melhoramento da interface, através de aplicações em ambiente gráficos.

Abstraindo da endoscopia mas, ainda relevante à medicina, surgiram ideias como:

- Estudo de sensores impressos biocompatíveis para aplicação na área da ortopedia.

Referências

- [1] A. M. Buchner and M. B. Wallace, *Future expectations in digestive endoscopy: Competition with other novel imaging techniques*, vol. 22, no. 5. 2008.
- [2] T. Infections and W. Congress, “A Framework for Public Health Action : The Health Impact Pyramid,” vol. 100, no. 4, pp. 590–595, 2010.
- [3] O. America, “Olympus - VISERA 4K UHD - IMPROVEMENT OF VISIBILITY.” [Online]. Available: https://www.olympus-europa.com/s/4k/en/index.php?olycmp=4Ksta&icid=GET_CLOSER_-_Four_Times_the_Resolutionof_Full_HDLearn_more_-_%28sta1-slides%29#UltraHighDefinition. [Accessed: 26-Dec-2016].
- [4] M. Bourke and I. Norton, “Endoscopy handbook 2011,” 2011.
- [5] J. Green, “Guidelines on Complications of gastrointestinal endoscopy,” no. November, pp. 1–30, 2006.
- [6] K. Jenkins and A. B. Baker, “Consent and anaesthetic risk,” *Anaesthesia*, vol. 58, no. 10, pp. 962–984, 2003.
- [7] O. America, “Olympus -ETD Double| Medical Systems.” [Online]. Available: https://www.olympus-europa.com/medical/en/medical_systems/products_services/product_details/product_details_116160.jsp. [Accessed: 26-Dec-2016].
- [8] SOBEEG et al;, A. N. de V. Sanitária, and ;, “Manual de Limpeza e Desinfecção de Aparelhos Endoscópicos.” p. 21, 2006.
- [9] O. M. de S. OMS, “CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade,” *Classif. Int. funcionalidade, incapacidade e saude*, p. 238, 2004.
- [10] P. Holland, “Flexible Endoscopes: Structure and Function,” *Gastroenterol. Nurs.*, vol. 24, no. 3, pp. 116–119, 2001.
- [11] J. S. Suchodolski and J. M. Steiner, “Laboratory Assesment of Gastrointestinal Function,” *Clin. Tech. Small Anim. Pract.*, vol. 18, no. 4, pp. 239–44, 2003.
- [12] C. Maguire, “Care and Handling of the Flexible Endoscope: Anatomical Structure,” 2017. [Online]. Available: <http://www.educationaldimensions.com/eLearn/endoscope/anatomy.php>.
- [13] G. Mission and O. Value, “Medical Business of Olympus.”
- [14] T. M. P. S. N. Med Wrench, “Olympus America GIF-100 | Forums | Questions | Discussions | Help | MedWrench.” [Online]. Available: <http://www.medwrench.com/?equipment.view/equipmentNo/4658/Olympus-America/GIF-100/>. [Accessed: 26-Dec-2016].
- [15] R. Silva, “Desenvolvimento de soluções para instrumentalizar um endoscópio através de sensores piezoresistivos impressos.” 2016.
- [16] B. Fields, “Olympus ’ s Largest Business Domain : from Ea rly Diagnosis to Minimally Invasive Therapy,” p. 4, 2017.
- [17] E. De Engenharia, “Vitor Manuel Gomes Correia Development of piezoresistive sensors for biomedical applications Vitor Manuel Gomes Correia Development of piezoresistive sensors for

- biomedical applications,” 2013.
- [18] S. Potenciometra, “Handbook of Polymer Foams,” pp. 1–6, 2009.
- [19] M. Valimaki, E. Jansson, P. Korhonen, A. Peltoniemi, and S. Rousu, “Custom-Shaped Organic Photovoltaic Modules-Freedom of Design by Printing,” *Nanoscale Res. Lett.*, vol. 12, no. 1, p. 117, 2017.
- [20] D. Khim *et al.*, “Simple bar-coating process for large-area, high-performance organic field-effect transistors and ambipolar complementary integrated circuits,” *Adv. Mater.*, vol. 25, no. 31, pp. 4302–4308, 2013.
- [21] N. Sahu, B. Parija, and S. Panigrahi, “Fundamental understanding and modeling of spin coating process: A review,” *Indian J. Phys.*, vol. 83, no. 4, pp. 493–502, 2009.
- [22] T. Kawase, T. Shimoda, C. Newsome, H. Sirringhaus, and R. H. Friend, “Inkjet printing of polymer thin film transistors,” *Thin Solid Films*, vol. 438–439, no. 3, pp. 279–287, 2003.
- [23] W. Dungchai, O. Chailapakul, and C. S. Henry, “A low-cost, simple, and rapid fabrication method for paper-based microfluidics using wax screen-printing,” *Analyst*, vol. 136, no. 1, pp. 77–82, 2011.
- [24] W. H. Yeo *et al.*, “Multifunctional epidermal electronics printed directly onto the skin,” *Adv. Mater.*, vol. 25, no. 20, pp. 2773–2778, 2013.
- [25] M. I. Tiwana, S. J. Redmond, and N. H. Lovell, “A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 179, pp. 17–31, 2012.
- [26] P. Costa *et al.*, “Effect of carbon nanotube type and functionalization on the electrical, thermal, mechanical and electromechanical properties of carbon nanotube/styrene-butadiene-styrene composites for large strain sensor applications,” *Compos. Part B Eng.*, vol. 61, pp. 136–146, 2014.
- [27] D. Lee, H. P. Hong, M. J. Lee, C. W. Park, and N. K. Min, “A prototype high sensitivity load cell using single walled carbon nanotube strain gauges,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 180, pp. 120–126, 2012.
- [28] O. Kanoun *et al.*, “Flexible Carbon Nanotube Films for High Performance Strain Sensors,” *Sensors*, vol. 14, no. 6, pp. 10042–10071, 2014.
- [29] P. Corimayta Alex, “NANOTUBOS DE CARBONO.”
- [30] S. Baldo *et al.*, “Carbon nanotube-based sensing devices for human Arginase-1 detection,” *Sens. Bio-Sensing Res.*, vol. 7, pp. 168–173, 2016.
- [31] B. F. Gonçalves *et al.*, “Green solvent approach for printable large deformation thermoplastic elastomer based piezoresistive sensors and their suitability for biomedical applications,” *J. Polym. Sci. Part B Polym. Phys.*, vol. 54, no. 20, 2016.
- [32] P. L. 2 and A. R. Aniello Falco 1,*, Jose F. Salmerón 1, Florin C. Loghin 1, “Sensors _ Free Full-Text _ Fully Printed Flexible Single-Chip RFID Tag with Light Detection Capabilities _ HTML.” Institute for Nanoelectronics, Technical University of Munich, 80333 Munich, Germany 2 Faculty of Science and Technology, Free University of Bolzano, 39100 Bolzano-Bozen, Italy, 2017.
- [33] B. F. Gonçalves *et al.*, “Development of water-based printable piezoresistive sensors for large strain applications,” *Compos. Part B Eng.*, vol. 112, 2017.

- [34] B. Meyer, "Software engineering in the academy," *Computer (Long Beach, Calif.)*, vol. 34, no. 5, p. 28, 2001.
- [35] P. Swithinbank *et al.*, "Front cover Patterns : Model-Driven Development Using IBM," *Contract*, p. 252, 2005.
- [36] A. Goel and N. Yang, "The performance of the theory of constraints methodology," pp. 1–6, 2015.
- [37] E. Bash, *Hard real time computing systems (Buttazzo book)*, vol. 1. 2015.
- [38] S. R. Gardner, *Data Warehouse*, vol. 41, no. 9. 1998.
- [39] S. Niyogi *et al.*, "Chemistry of Single-Walled Carbon Nanotubes," pp. 1105–1113, 2002.
- [40] J. Zhu, B. Birgisson, and N. Kringos, "Polymer modification of bitumen: Advances and challenges," *Eur. Polym. J.*, vol. 54, no. 1, pp. 18–38, 2014.
- [41] H. S. Tzou, H.-J. Lee, and S. M. Arnold, "Smart Materials, Precision Sensors/Actuators, Smart Structures, and Structronic Systems," *Mech. Adv. Mater. Struct.*, vol. 11, no. February, pp. 367–393, 2004.
- [42] I. It, "General information," *New York*, no. May, pp. 1–7, 2017.
- [43] "Calprene ® 540," p. 2014, 2014.
- [44] K. Oyama, R. Komiyama, H. Miyashita, S. S. Lee, and J. O. Lee, "Trace level VOC gas detection of developed CNT based micropreconcentrator for breath analysis," *2015 IEEE SENSORS - Proc.*, pp. 1–4, 2015.
- [45] M. A. Cullinan and M. L. Culpepper, "Carbon nanotubes as piezoresistive microelectromechanical sensors: Theory and experiment," *Phys. Rev. B - Condens. Matter Mater. Phys.*, vol. 82, no. 11, 2010.
- [46] M. A. Melo, L. S. S. Santos, M. Do Carmo Gonçalves, and A. F. Nogueira, "Preparação de nanopartículas de prata e ouro: Um método simples para a introdução da nanociência em laboratório de ensino," *Quim. Nova*, vol. 35, no. 9, pp. 1872–1878, 2012.
- [47] A. Kamyshny, J. Steinke, and S. Magdassi, "Metal-based Inkjet Inks for Printed Electronics," *Open Appl. Phys. J.*, vol. 4, pp. 19–36, 2011.
- [48] T. Case, S. Identifier, and T. Items, "Test Case Specification Template," pp. 17–20, 2001.
- [49] C. Kaner, "What Is a Good Test Case?," *Softw. Test. Anal. Rev. Conf. (STAR East)*, pp. 1–16, 2003.
- [50] S. Fujiwara, G. v. Bochmann, F. Khendek, M. Amalou, and A. Ghedamsi, "Test selection based on finite state models," *IEEE Trans. Softw. Eng.*, vol. 17, no. 6, pp. 591–603, 1991.
- [51] I. Analog Devices, "CMOS, 1.8 V to 5.5 V/±2.5 V, 3 Ω Low Voltage 4-/8-Channel Multiplexers," 2014.
- [52] R. Stm, C. B. Stm, R. B. Stm, R. B. Stm, and C. B. Stm, "STM32F10xx8 and STM32F10xxB Errata sheet," no. October, pp. 1–41, 2013.
- [53] M. I. Products, "32-Tap, Nonvolatile, I2C, Linear, Digital Potentiometers," 2007.
- [54] I. Analog Devices, "256-Position SPI-Compatible Digital Potentiometer," 2014.
- [55] L. Technology, "Zero Drift, Precision Instrumentation Amplifier with Digitally Programmable Gain,"

2014, pp. 1–18, 2014.

- [56] STMicroelectronics, “ARM®-based 32-bit MCU STM32F105,” 2015.
- [57] Future Technology Devices International, “Ft232R - Usb Uart Ic,” *Technology*, pp. 1–40, 20015.
- [58] A. Komornicki G. Mullen-Schulz and D. Landon, “Roadrunner:Hardware and Software Overview,” *Redpaper*, 2009.
- [59] I. Keil Elektronik GmbH and Keil Software, “µVision3 IDE for Microcontrollers,” *Time*, 2004.
- [60] P. Costa, C. Silvia, J. C. Viana, and S. Lanceros Mendez, “Extruded thermoplastic elastomers styrene-butadiene-styrene/carbon nanotubes composites for strain sensor applications,” *Compos. Part B Eng.*, vol. 57, no. 2014, pp. 242–249, 2014.

Anexos



Figura 70 –Primeira tentativa de produção de uma matriz.



Figura 71 - Primeira matriz desenvolvida e caracterizada.



Figura 72 – Diagrama de Gant deste projeto.

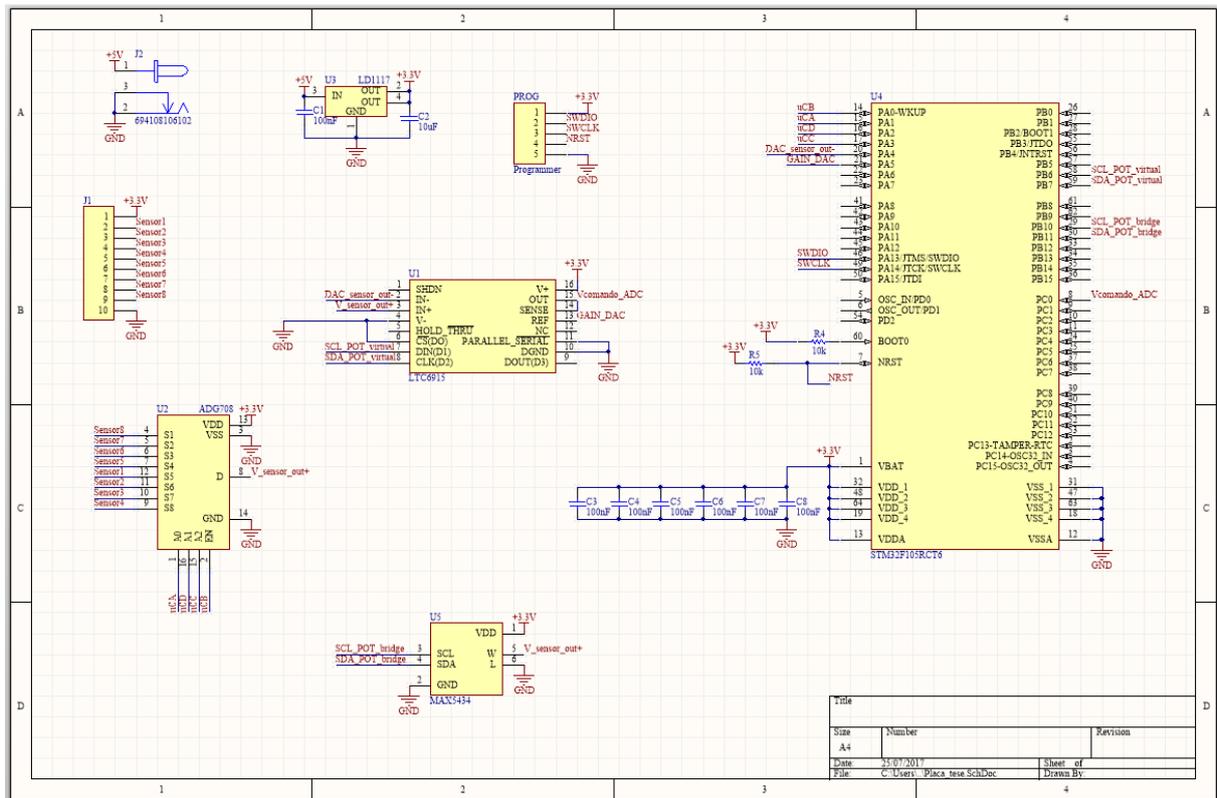


Figura 73 – Circuito eletrônico utilizado para este projeto.