

Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Daniel Agostinho Leite Ribeiro Dias

Array de Sensores de Pressão Flexíveis
para Monitorização de Equilíbrio



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Daniel Agostinho Leite Ribeiro Dias

Array de Sensores de Pressão Flexíveis
para Monitorização de Equilíbrio

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

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor Luís Alexandre Rocha

outubro de 2013

DECLARAÇÃO

Daniel Agostinho Leite Ribeiro Dias

Correio eletrónico: a52724@alunos.uminho.pt

Telefone: 969249336

Número do Bilhete de Identidade: 13582706

Título da dissertação: Array de Sensores de Pressão Flexíveis para Monitorização de Equilíbrio

Ano de conclusão: 2013

Orientador: Luís Rocha

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

Departamento: Eletrónica Industrial

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

Universidade do Minho, ___ / ___ / _____

Assinatura: _____

Agradecimentos

A realização desta dissertação não teria sido possível sem a contribuição de algumas pessoas, às quais quero transmitir os meus sinceros agradecimentos.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao meu orientador, o Professor Doutor Luís Alexandre Rocha por toda a disponibilidade, conhecimentos transmitidos e apoio incondicional concedido no decurso deste trabalho.

À Sílvia Cruz, pela cooperação demonstrada ao longo deste projeto e ao Pedro Macedo por toda ajuda e disponibilidade.

À minha família, e em especial à minha mãe, por toda a educação e esforço demonstrado durante o meu percurso académico.

Aos meus amigos Vitor Fernandes, José Monteiro e Jaime Ferreira por toda amizade e companheirismo.

Por fim, a todos os técnicos do Departamento de Engenharia Eletrónica Industrial, em especial ao Carlos Torres, pelo auxílio prestado na execução desta dissertação.

Este trabalho é co-financiado por fundos FEDER através do Programa Operacional Factores de competitividade-COMPETE através do projeto TICE-Healthy – QREN SI&IDT projetos mobilizadores.

Resumo

Esta dissertação apresenta o desenvolvimento, desenho e fabrico de um array de sensores de pressão flexíveis, para monitorização de equilíbrio em atividades de reabilitação física.

A solução proposta utiliza um processo de fabrico simples e de custo reduzido, que combina uma placa de circuito impresso flexível, para definir as ligações elétricas e as dimensões dos condensadores, juntamente com dois substratos flexíveis de Termoplástico Poliuretano (TPU) com os elétrodos impressos com tinta condutora, permitindo a obtenção de uma densidade razoável de sensores.

A leitura dos sensores é efetuada através de um conversor de capacidade digital (CDC) ligado a uma aplicação gráfica em ambiente *Matlab* que permite a visualização dos dados em tempo real.

A resposta dos sensores a variação de pressão e de carga foi testada e os resultados obtidos viabilizam a abordagem proposta. De modo a melhorar o sistema foi implementada uma segunda versão, que ainda necessita ser testada.

Palavras-chave: Sensores de pressão flexíveis, Sensores capacitivos, Fisioterapia, Impressão a jato de tinta.

Abstract

This work present the development, design and manufacture of an array of flexible pressure sensors for monitoring of balance in physical rehabilitation activities.

The proposed solution uses a low cost manufacturing process, which combines a flexible printed circuit board, to define the electrical connections and the dimensions of the capacitors, along with two flexible substrates of thermoplastic polyurethane (TPU) with the electrodes printed with conductive ink, enabling a reasonable sensor density.

The sensor readings are performed via a capacitance to digital converter (CDC) connected to a graphical application in Matlab, which allows the visualization of data in real time.

The sensor response to changes in pressure and load were tested and the results are enabling the feasibility of the approach. A second system was implemented to improve the current system, but still needs to be characterized.

Keywords: *Flexible pressure sensors, Capacitive sensors, Physiotherapy, Inkjet printing*

Índice

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	vii
Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xv
Lista de Acrónimos	xvii
Introdução	1
1.1 Motivação e Enquadramento	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Organização e Estrutura da Dissertação	3
Estado da Arte	5
2.1 Sensores de Pressão Flexíveis	5
2.1.1 Requisitos	6
2.1.2 Tecnologia de Transdução	6
2.1.3 Materiais Flexíveis	8
2.1.4 Sistemas de Mapeamento de Pressão	8
2.1.5 Análise do Mercado	10
Modelação e Processo de Fabrico	11
3.1 Requisitos da plataforma sensorial	11
3.2 Modelação do Sensor Capacitivo	13
3.2.1 Modelo Analítico	13
3.2.2 Simulação dos Sensores	17
3.3 Processo de Fabrico	21
3.4 Protótipo para Testes	22
3.5 Impressão dos Elérodos nos Substratos Flexíveis	24
3.5.1 Tecnologia de Impressão a Jato de Tinta	24
3.5.2 Substrato e Tinta Condutora	26
3.5.3 Substratos Flexíveis com Elérodos Impressos	27
3.5.4 Resistividade Elétrica	28

Sistema de Leitura dos Sensores.....	31
4.1 Descrição geral do Sistema	31
4.2 Hardware de Leitura	32
4.2.1 Conversor de Capacidade Digital – AD7150.....	32
4.2.2 Multiplexador ADG1606	34
4.2.3 Interface do Sistema de Leitura com a Plataforma Sensorial	35
4.2.4 Circuito de Leitura em PCB.....	36
4.2.5 Microcontrolador	37
4.3 Software de Aquisição e Visualização de Dados.....	38
4.3.1 Interface com o Hardware.....	38
4.3.2 Programa no Microcontrolador:.....	39
4.3.3 Interface Gráfica Matlab	41
Procedimento Experimental.....	47
5.1 Sensores Fabricados	47
5.2 Testes dos Sensores	49
5.2.1 Resposta do Sensor com Variação de Pressão	50
5.2.2 Resposta do Sensor com Variação de Carga	50
5.3 Resultados Experimentais	51
5.4 Discussão de Resultados.....	52
5.5 Solução Final.....	53
Conclusões e Trabalho Futuro	61
Referências.....	63
Anexos	69
Esquemáticos PCB	69

Lista de Figuras

Figura 1: Exemplos de sensores de pressão flexíveis. a) Elementos sensores individuais [6] ; b) Array de sensores [15].	5
Figura 2: Configuração de um sensor de pressão flexível piezoresistivo [20].	6
Figura 3: Configuração de um sensor de pressão flexível capacitivo. a) Visualização 3D [22] ; b) Secção de corte transversal.	7
Figura 4: Construção de um array de sensores [31].	9
Figura 5: Plataforma sensorial para medição de pressão plantar.	9
Figura 6: Dimensões (cm) definidas para a área sensorial a colocar no tapete.	11
Figura 7: Dimensões (cm) máximas e configurações especificadas para os sensores de pressão.	12
Figura 8: Esquemático (comprimento do lado = $2a$) do sensor de pressão (corte transversal).	13
Figura 9: Secção transversal de um diafragma genérico sob deflexão.	13
Figura 10: Perfil de deslocamento ao longo do diafragma quadrado usando a função de teste da equação 3.4.	15
Figura 11: Condensador simples de placas paralelas.	16
Figura 12: Perfil da deflexão dos sensores com eléctrodos quadrados para diferentes áreas.	18
Figura 13: Perfil da deflexão dos sensores com eléctrodos redondos para diferentes áreas.	19
Figura 14: Variação da capacidade com a pressão dos sensores com eléctrodos quadrados de várias áreas.	20
Figura 15: Variação da capacidade com a pressão dos sensores com eléctrodos circulares de várias áreas.	21
Figura 16: Processo de fabrico para zona sensorial. a) a geometria dos condutores de cobre e a definição do dielétrico é efetuada usando um processo de PCB flexíveis; b) os eléctrodos dos condensadores são impressos usando tintas condutoras; c) os substratos flexíveis com os eléctrodos são colados à placa de circuito impressa.	22
Figura 17: Imagem de topo do substrato de poliimida desenhado e respetivos tamanhos das zonas sensoriais.	23
Figura 18: Ilustração da parte inferior do substrato de poliimida.	23
Figura 19: Métodos de deposição. a) Contínuo; b) DOD.	25

Figura 20: Cabeça de impressão a) piezoelétrica; b) térmica [44] .	25
Figura 21: Imagem demonstrativa da impressora <i>Xennia Carnelian</i> [53].	27
Figura 22: Ilustração das geometrias dos elétrodo superior (à direita) e o elétrodo inferior (à esquerda) a imprimir nos substratos de TPU.	27
Figura 23: Substrato com impressão de diferentes camadas (1 a 6 camadas) de tinta condutora.	28
Figura 24: Imagem de 4 camadas impressas da tinta Plexcore® no substrato de TPU, obtida pela câmara incorporada no equipamento de impressão da <i>Xennia Carnelian</i> .	29
Figura 25: Pontas de prova do sistema de medida de resistividade.	29
Figura 26: Quatro medidas efetuadas para o cálculo da resistividade [57].	29
Figura 27: Variação da resistência de folha com o número de camadas de tinta.	30
Figura 28: Diagrama de blocos do sistema implementado.	31
Figura 29: Encapsulamento do AD7150 da Analog Devices.	32
Figura 30: Diagrama de blocos do conversor AD7150.	33
Figura 31: Utilização do CAPDAC	34
Figura 32: Esquemático do conversor AD7150.	34
Figura 33: Esquemático do circuito de multiplexagem.	35
Figura 34: Esquemático da interface da PCB com o protótipo sensorial.	36
Figura 35: Vista superior da placa de circuito impresso para leitura de duas zonas sensoriais.	37
Figura 36: Vista inferior da placa de circuito impresso para leitura de duas zonas sensoriais.	37
Figura 37: Placa de desenvolvimento Arduino Uno com o ATMEGA328-P da Atmel.	38
Figura 38: Formato da trama I ² C.	39
Figura 39: Fluxograma do programa desenvolvido no microcontrolador.	40
Figura 40: Painel de monitorização de aquisição de dados.	41
Figura 41: Formato da trama de dados para 1 leitura da capacidade do conversor.	42
Figura 42: Apresentação dos dados: a) Capacidade em todos os sensores e b) variação da capacidade com o tempo.	43
Figura 43: Painel de configuração do conversor AD7150.	44
Figura 44: Painel de tratamento de dados.	45
Figura 45: Tempo de resposta do conversor a variação de capacidade no canal de entrada. a) Variação de 11.5 pF ; b) Variação de 3 pF.	46

Figura 46: Substrato flexível de poliimida com as ligações elétricas.....	47
Figura 47: Substrato flexível de TPU com os elétrodos impressos.	48
Figura 48: Protótipo sensorial construído.....	49
Figura 49: Integração do hardware de leitura com o protótipo desenvolvido.	49
Figura 50: Setup de teste para verificar resposta dos sensores a variação de pressão....	50
Figura 51: Setup de teste para verificar resposta dos sensores a variação de carga.	51
Figura 52: Resposta do sensor com variação de pressão.....	51
Figura 53: Resposta dos sensores com variação de carga.	52
Figura 54: Esquema de ligações dos sensores.....	52
Figura 55: Substrato flexível de poliimida com elétrodos quadrados.	54
Figura 56: Esquema de ligações para excitação dos sensores.	55
Figura 57: Esquema de ligações dos canais de leitura dos sensores.	55
Figura 58: Esquema de ligações para leitura do sensor (C1).	56
Figura 59: Diagrama de blocos funcional do ADG1607.	56
Figura 60: Vista superior do sistema de leitura dos sensores.	57
Figura 61: Vista posterior do sistema de leitura dos sensores.	58
Figura 62: Placa de aquisição de dados.	58
Figura 63: Integração do sistema de leitura com a plataforma sensorial.....	59
Figura 64: Esquemático da placa de aquisição da leitura dos sensores.	71
Figura 65: Esquemático circuito de leitura dos sensores.....	72

Lista de Tabelas

Tabela 1. Seleção de sistemas comerciais para medição de pressão (2013).....	10
Tabela 2. Parâmetros para modulação dos sensores.	17
Tabela 3. Tensão superficial dos substratos [50] [51].....	26

Lista de Acrónimos

2D	Duas Dimensões
3D	Três Dimensões
CDC	Conversor de Capacidade Digital (<i>Capacitance Digital Converter</i>)
CPP	Centro de Pressão Plantar
DOD	<i>Drop-on-Demand</i>
I ² C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
LSB	<i>Least Significant Byte</i>
MATLAB	<i>Matrix laboratory</i>
MSB	<i>Most Significant Byte</i>
PDMS	Polidimetilsiloxano (<i>Polydimethylsiloxane</i>)
PI	Poliimida (<i>Polyimide</i>)
PET	Politereftalato de etileno (<i>Poly(ethylene terephthalate)</i>)
PCB	<i>Printed circuit Board</i>
SCL	<i>Serial Clock</i>
SDA	<i>Serial Data</i>
TPU	Termoplástico Poliuretano (<i>Thermoplastic Polyurethane</i>)
TWI	<i>2-Wire Interface</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

CAPÍTULO 1

Introdução

Neste capítulo são apresentados o enquadramento e a motivação para a realização desta dissertação, bem como os objetivos a atingir, finalizando o capítulo com a apresentação da organização da dissertação.

1.1 Motivação e Enquadramento

Em reabilitação física, os profissionais de saúde deparam-se diariamente com pacientes com dificuldades no controlo postural e equilíbrio. Um equilíbrio debilitado trata-se de um problema grave nos idosos pois traduz-se em lesões, incapacidades e até mesmo em morte resultante de quedas. As quedas na terceira idade constituem, desta forma, um dos maiores problemas a nível de saúde, com consequências médicas e económicas significativas [1].

O contexto atual leva à necessidade de obter resultados mais céleres, mantendo a qualidade e eficácia dos serviços de saúde, correspondendo às necessidades do utente. Por exemplo, a intensidade do programa de tratamento pode levar a melhores e mais rápidos resultados, e isso consegue-se se o utente puder realizar, de uma forma controlada, as atividades definidas pelo profissional de saúde no seu domicílio, na altura que lhe for mais conveniente.

A coordenação entre movimento e equilíbrio envolve o controlo do centro de massa na base de suporte. O controlo do centro de massa pode ser determinado com base na avaliação do centro de pressão plantar (CPP) [2]. Alguns estudos têm mostrado que a distribuição da pressão plantar é um indicador confiável de instabilidade para pessoas com problemas de tornozelo [3] e pacientes portadores de hemiparesia [4]. Existem vários dispositivos capazes de medir a pressão plantar, mais especificamente o CPP, no entanto a principal solução prende-se na utilização de uma plataforma de forças composta por sensores de pressão [5].

No presente, as plataformas são constituídas a partir de um array de múltiplos sensores organizados em linhas e colunas, perfazendo uma matriz. Os sensores de pressão utilizados são normalmente flexíveis, possuindo a particularidade de se adaptarem ao

local onde estão inseridos, e o seu princípio de transdução é normalmente resistivo ou capacitivo. Empresas como a Tekscan [6] e a Novel [7] produzem este tipo de plataformas, cuja validade da sua utilização, na avaliação de forças e pressões plantares, ficou comprovada em estudos realizados em 2006 [8] com o sistema Emed da Novel e posteriormente em 2009 [9] com o sistema MatScan da Tekscan. Apesar de possuírem vantagens como a facilidade de utilização e de poderem ser usados como um auxílio em atividades de reabilitação, estes sistemas não são acessíveis ao uso doméstico devido ao seu preço elevado, nunca inferior a 10000 € [5].

A utilização da *WII balance board* em atividades de reabilitação é vista por alguns investigadores como uma solução alternativa de baixo custo. Todavia, possui a desvantagem de só conter 4 sensores, um em cada canto, limitando assim a resolução espacial, de forma a não ser possível uma análise detalhada da distribuição da pressão [10].

De modo a resolver o problema do elevado preço das soluções existentes no mercado, o trabalho aqui apresentado visa o desenvolvimento de uma plataforma sensorial capaz de avaliar o equilíbrio do utilizador. Esta será constituída por um array de sensores de pressão flexíveis capacitivos, e utiliza um processo de fabrico simples, que permite obter uma densidade razoável de sensores na zona ativa. Assim, é possível alcançar os bons resultados apresentados pelas soluções existentes na indústria, com a particularidade de oferecer uma alternativa economicamente mais viável ao utilizador comum, possibilitando a sua utilização em atividades de reabilitação no seu domicílio.

1.2 Objetivos

Esta dissertação tem como principal objetivo, o desenvolvimento, desenho e fabrico de um array de sensores de pressão flexíveis capacitivos.

O processo de fabrico dos sensores é inovador, utilizando para o efeito materiais de baixo custo. A tecnologia utilizada combina a impressão de tintas condutoras sobre substratos flexíveis, em conjunto com a tecnologia de fabrico de placas de circuito impresso. Grande parte do trabalho a desenvolver aqui prende-se com o fabrico e caracterização dos sensores. Os outros objetivos do trabalho são o desenvolvimento do *hardware* e *software* responsável pela leitura e visualização da informação proveniente dos sensores.

1.3 Organização e Estrutura da Dissertação

O presente documento encontra-se organizado em 6 capítulos, apresentando a seguinte estrutura:

No capítulo 1 é feita uma contextualização da atual dissertação, realçando os motivos da concretização deste projeto de investigação, sendo especificados os seus objetivos.

O capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica dos sensores de pressão flexíveis. São apresentadas as suas características, necessidade da sua utilização e aplicações, bem como alguns materiais utilizados na sua construção e soluções comerciais deste tipo de sensores.

No capítulo 3 é apresentado o modelo analítico utilizado para simular e analisar o comportamento dos sensores. De seguida são expostas todas as etapas do processo de fabrico utilizado para construção dos sensores capacitivos e apresentado o desenho dos sensores em função das regras de desenho definidas.

O capítulo 4 analisa todo o sistema eletrónico implementado para leitura dos sensores, encontrando-se dividido em duas partes. Em primeiro lugar é apresentado todo o *hardware* utilizado para leitura dos sensores e em seguida é descrito o *software* para adquirir e visualizar os dados.

No capítulo 5 são apresentados os sensores desenvolvidos, e em seguida é explicado todo o procedimento experimental utilizado na caracterização dos sensores, apresentando os resultados obtidos dos testes efetuados.

O documento termina com o capítulo 6, onde são apresentadas as conclusões do trabalho realizado e sugestões de trabalho futuro.

CAPÍTULO 2

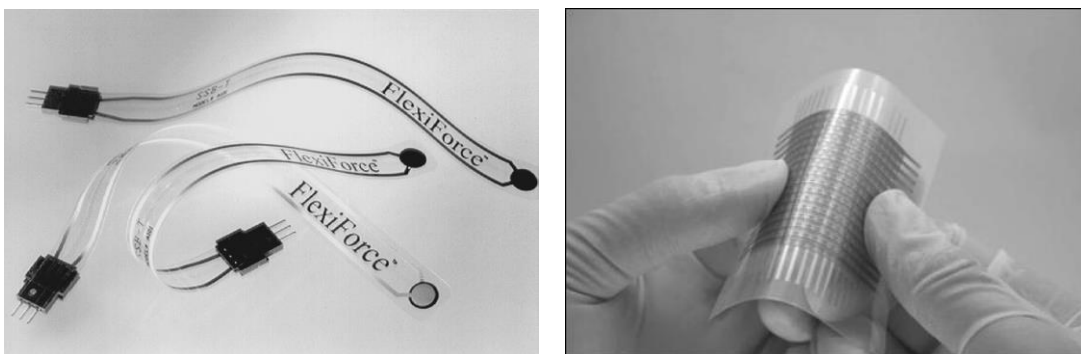
Estado da Arte

Este capítulo fornece uma visão geral dos sensores de pressão flexíveis. Em primeiro lugar são apresentadas as aplicações típicas para este tipo de sensores e os requisitos que estes devem possuir. De seguida são abordados os diferentes princípios de transdução dos sensores, os materiais mais comuns no seu fabrico e a forma como estes são construídos. As soluções existentes no mercado para mapeamento de pressão são igualmente referidas, apresentando alguns produtos e fabricantes.

2.1 Sensores de Pressão Flexíveis

A necessidade da existência de sistemas de mapeamento de pressão flexíveis para superfícies irregulares tem sido reconhecida em vários campos de pesquisa, em particular na robótica [11], interfaces homem-máquina [12] e para aplicações biomédicas [13][14].

Os sensores de pressão flexíveis são geralmente utilizados para medir a pressão de interface entre duas superfícies de contacto, possuindo a particularidade de se adaptarem ao local onde estão inseridos. Estes podem ser construídos de forma individual e estão presentes na eletrónica de consumo, periféricos de computador e sensores de alarme, ou então, integrados numa matriz de sensores para obter mapas de pressão, com recurso a um *software* especializado.



a)

b)

Figura 1: Exemplos de sensores de pressão flexíveis. a) Elementos sensores individuais [6] ; b) Array de sensores [15].

2.1.1 Requisitos

Em algumas aplicações da engenharia, a grande variedade de configurações de superfícies e a limitação do espaço entre camadas implica que o sensor seja flexível (dobrável em alguns graus) e fino (espessuras entre 0.1mm e 5 mm), uma vez que sensores com elevada espessura tendem a fornecer leituras erradas [16]. A fim de medir a pressão localmente, a sua área sensível deve ser o mais pequena possível. Assim, em função da resolução espacial requerida, para uma dada aplicação estes apresentam, diâmetros entre 1mm e 1cm [17]. Uma elevada exatidão e sensibilidade também são requisitos importantes para este tipo de sensores.

2.1.2 Tecnologia de Transdução

No presente existem diferentes tecnologias para estes tipos de sensores, sendo os sensores piezoresistivos e capacitivos os mais comuns [17].

Os sensores de pressão piezoresistivos baseiam o seu funcionamento na alteração da resistência de uma camada piezoresistiva, quando uma força ou pressão é aplicada. Os fabricantes de sensores de pressão flexíveis piezoresistivos possuem a sua própria tecnologia de fabrico. Contudo, a tecnologia mais comum consiste na utilização de duas camadas finas de um polímero flexível como substrato, com as linhas condutoras impressas ou depositadas, envolvendo o elemento piezoresistivo sensível à pressão [18]. A Tekscan é provavelmente a empresa mais conhecida que utiliza esta abordagem. Outra tecnologia consiste na utilização de uma folha de um polímero semiconductor como camada sensível à pressão [19].

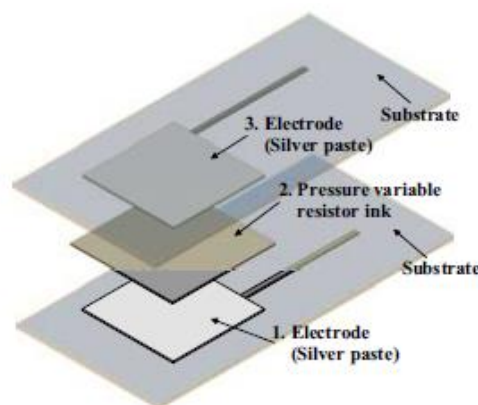


Figura 2: Configuração de um sensor de pressão flexível piezoresistivo [20].

A utilização destes sensores é bastante comum devido à sua leitura direta e relativamente simples, em função das variações de resistência elevadas que apresentam (os valores típicos encontram-se entre os 20 k Ω e os 200 k Ω) [17]. Outro ponto a favor dos sensores piezoresistivos é a sua baixa sensibilidade a campos eletromagnéticos. No entanto, o seu desempenho tende a variar devido a fatores ambientais como a temperatura e a humidade, constituindo assim uma grande limitação destes sensores. Para além disso, a sua resposta está dependente do número de ciclos de pressão, possuem pouca estabilidade e durabilidade limitada [11]. Papakostas *et al.*, desenvolveram sensores de pressão piezoresistivos, utilizando tintas condutoras sensíveis à pressão aplicada, recorrendo à tecnologia de serigrafia, que permite fabricar sensores com elevadas dimensões [21].

Sensores que utilizam tecnologia capacitiva também têm bastante sucesso no mercado. A configuração típica destes sensores consiste em duas placas paralelas condutoras, montadas num material flexível e não condutor (diafragma) separadas por um dielétrico, que pode ser o ar ou um elastómero compressível. A pressão efetuada nas placas provoca a sua deformação, diminuindo a sua distância, e conseqüentemente a capacidade do sensor aumenta.

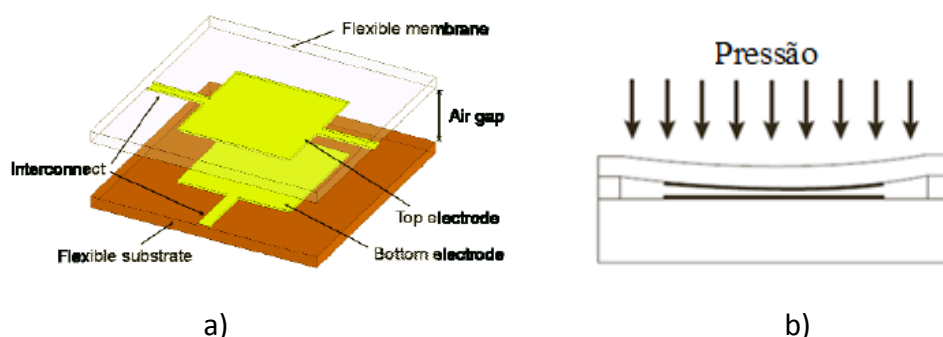


Figura 3: Configuração de um sensor de pressão flexível capacitivo. a) Visualização 3D [22] ; b) Seção de corte transversal.

Em comparação com os sensores piezoresistivos, apresentam maior linearidade, maior sensibilidade a variações de pressão, baixa dependência da temperatura e humidade, e um baixo consumo de energia, o que os torna preferidos para aplicações biomédicas [11]. No entanto, necessitam de um mínimo de área sensível, para ser possível obter um valor detetável da variação de capacidade, limitando a resolução espacial [17]. As variações de capacidade são medidas geralmente na ordem dos pF, implicando a utilização de um sistema de leitura com elevada sensibilidade, precisão e estabilidade, o que dificulta a sua

construção [23]. E. Pritchard *et al.*, apresentam uma matriz de sensores de pressão flexíveis capacitivos com elevada resolução, fabricados num substrato flexível de poliimida, com recurso a fotolitografia [11].

2.1.3 Materiais Flexíveis

A procura de novos materiais e métodos de fabrico mais simples e económicos têm proporcionado sensores cada vez mais inteligentes, com maior liberdade de desenho e capazes de serem integrados em ambientes complexos [24]. Deste modo, vários polímeros têm sido propostos na construção de sensores de pressão flexíveis, quer como substrato, material condutor ou dielétrico. Estes materiais revelam grande importância devido às suas propriedades mecânicas como a elevada elasticidade e flexibilidade. Apresentando como principal desvantagem a histerese e menor estabilidade [17], que se traduz numa diminuição da precisão dos sensores de pressão flexíveis.

A poliimida, bastante utilizada no fabrico de circuitos flexíveis, é o material mais comum neste tipo de sensores. Engel *et al.*, reportam a sua utilização como substrato flexível na construção de sensores capacitivos para aplicações biomédicas [25]. O PDMS também tem suscitado grande interesse devido à sua elevada flexibilidade e elasticidade superior aos termoplásticos. O seu uso é reportado quer como substrato flexível [26], quer como dielétrico [27] no fabrico de sensores de pressão capacitivos. Outros polímeros usados, incluem o parileno [11], PET [27], cristais líquidos e vários tipos de borracha, como por exemplo o silicone. Hotta *et al.*, mostraram o aumento da sensibilidade do sensor com a utilização de líquidos encapsulados como dielétrico em substituição do ar, de forma a evitar a diminuição da flexibilidade inerente à utilização de um material sólido como dielétrico [28]. A utilização de borrachas condutoras também tem sido alvo de estudo. Estas consistem normalmente em silicone misturado com nano partículas de prata, níquel ou carbono [29]. Someya *et al.*, propuseram uma camada sensível à pressão feita de PDMS contendo partículas de grafite eletricamente condutora [15] e no mercado empresas como a Helvoet Elex BV [30], desenvolvem, produzem e comercializam este tipo de materiais.

2.1.4 Sistemas de Mapeamento de Pressão

Os arrays de sensores apresentam, tipicamente, uma configuração de três camadas, onde a camada interior consiste no material sensível à pressão, podendo este ser um

dielétrico compressível ou um polímero condutor, enquanto as camadas exteriores consistem em dois substratos flexíveis com linhas condutoras em direção ortogonal, de modo a que cada ponto de sobreposição seja um elemento sensor de uma matriz, tal como mostra a figura 4. Desta forma, os elementos sensores são organizados em linhas e colunas, que podem ser lidos de forma individual através da seleção da linha e coluna apropriadas, com recurso à utilização de circuitos de multiplexagem.

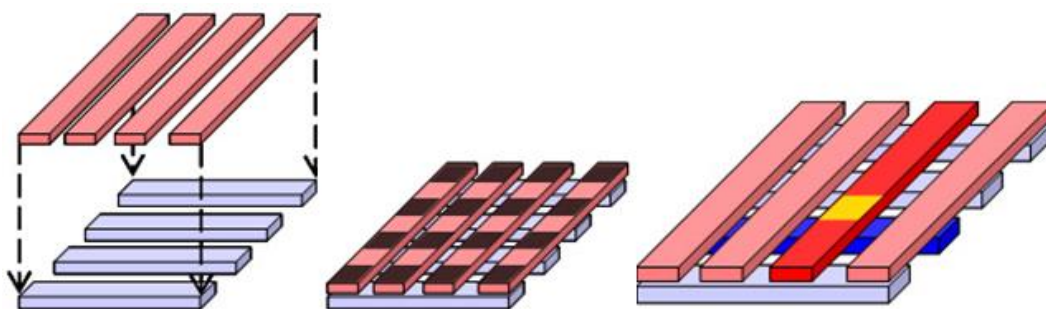


Figura 4: Construção de um array de sensores [31].

Exemplos de arrays de sensores são os sistemas de mapeamento de pressão interface no corpo humano. Estes são utilizados para medir a distribuição da pressão em pacientes em cadeiras de rodas ou camas, com o objetivo de prevenir o aparecimento de úlceras de pressão. Para além disso, estão presentes nos assentos de automóveis para melhorar a sua ergonomia aquando da condução e na avaliação da pressão plantar de doentes com pé diabético e problemas de equilíbrio. Os arrays encontram-se acoplados a dispositivos de leitura, que por sua vez se encontram ligados a um computador. Um exemplo de um sistema que mede a pressão de interface é apresentado na figura 5 [32].

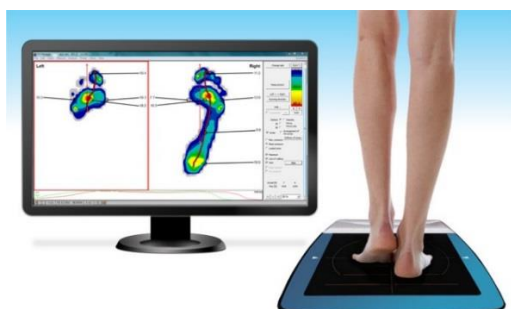


Figura 5: Plataforma sensorial para medição de pressão plantar.

A utilização de *software* especializado permite a leitura dos dados em tempo real, fornecendo uma imagem a cores em 2D ou gráfico em 3D. As ferramentas de análise tornam possível a obtenção do pico de pressão, centro de pressão ou força, sinal de saída em relação ao tempo e uma variedade de parâmetros estatísticos [17].

Em função da aplicação, os sensores possuem gamas de funcionamento diferentes. Por exemplo, sistemas de mapeamento de pressão em bancos, geralmente, têm uma gama até 40 kPa, enquanto sistemas que medem a pressão sanguínea normalmente medem pressões entre 10-20 kPa. Sensores de pressão táteis utilizados na robótica medem pressões entre 10-100 kPa.

2.1.5 Análise do Mercado

O mercado apresenta vários sistemas para mapeamento de pressão. A Tekscan, cujos sensores de pressão são baseados no uso de tinta condutora, apresenta soluções para cadeiras, camas ou palmilhas, com diferentes tamanhos, resolução e gama de pressão. A Xsensor [33] apresenta soluções semelhantes, no entanto utiliza sensores capacitivos. A Novel também constrói sensores capacitivos, e oferece uma linha de matrizes sensoriais com muita elasticidade para cadeira de rodas, bicicletas, camas, palmilhas e para a indústria automóvel, sendo utilizados para melhorar a ergonomia dos assentos, medir a pressão do cinto de segurança e também são utilizadas nos pedais dos automóveis. Para além de todas estas soluções comerciais, sistemas de medição de pressão plantar são transversais a todos os fabricantes anteriormente referidos. A Tomorrow Options [34], possui um sistema portátil (WalkinSense) e comunicação sem fios, utilizado em pacientes com distúrbios do pé diabético. Na área da robótica, a Pressure Profile Systems Inc. [31] disponibiliza sensores capacitivos para tarefas de manipulação.

Uma visão geral de alguns produtos, com as suas características principais, é apresentada na tabela 1.

Tabela 1. Seleção de sistemas comerciais para medição de pressão (2013).

Fabricante	Produto	Tecnologia	Elementos sensores	Área dos sensores	Gama de pressão	Taxa de aquisição
Xsensor	LX100	Capacitivos	1645 2038 2920	1.27 cm ²	0-30 kPa	20 Hz
Novel	Emed	Capacitivos	1760	2 cm ²	10-1270 kPa	50 Hz
Pressure Profile	TactArray	Capacitivos	10-1000	2-5 mm ²	10-2000 kPa	10-100 Hz
Tekscan	MatScan	Resistivos	2288	1.4 cm ²	0-862 kPa	100 Hz
Gebiom GmbH	GP SoftMess	Resistivos	128-4096	2.4 cm ²	0-35 kPa	30 Hz

CAPÍTULO 3

Modelação e Processo de Fabrico

Neste capítulo é apresentado o modelo analítico utilizado para simular as variações de capacidade dos sensores, bem como o processo de fabrico dos sensores. Na fase inicial são apresentados alguns requisitos dos sensores do ponto de vista do seu dimensionamento e em seguida é apresentada a modelação dos sensores e descrito o seu processo de fabrico. Por fim, os detalhes sobre o material escolhido para o substrato flexível, bem como da tecnologia utilizada para impressão dos eléctodos são apresentados.

3.1 Requisitos da plataforma sensorial

A plataforma sensorial, como referido no capítulo 1, tem como objetivo a monitorização de equilíbrio durante sessões de fisioterapia. Deste modo, a plataforma deverá ser capaz de indicar a região do pé sobre a qual é exercida mais força, apresentando a forma de um tapete. Este deverá ser flexível, facilitando o seu manuseamento e utilização em outras aplicações. Assim, tendo em conta o tamanho médio de um adulto masculino, foram definidas algumas dimensões para a área sensorial a incorporar no tapete, tal como mostra a figura.

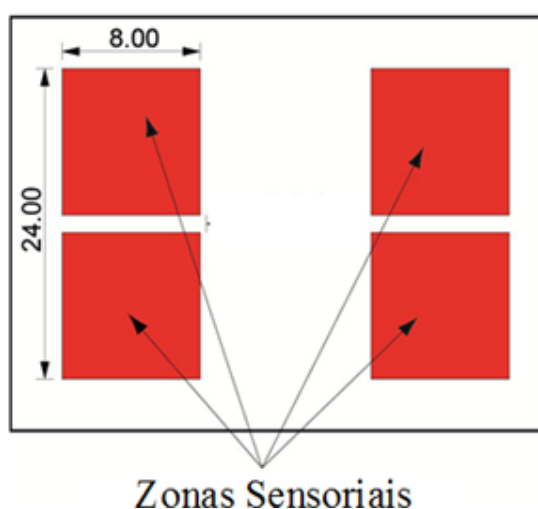


Figura 6: Dimensões (cm) definidas para a área sensorial a colocar no tapete.

A figura 6 apresenta o esquema geral da plataforma sensorial a desenvolver. Esta apresenta 4 zonas sensoriais, iguais, permitindo deste modo identificar as zonas sob pressão (frente, trás, esquerda e direita) para ambos os pés.

De acordo com a configuração da figura 7, cada zona sensorial, com cerca de 12x8 cm², será composta por uma matriz de 24 sensores capacitivos, perfazendo um total de 96. Junto à plataforma serão colocados os circuitos eletrónicos necessários para a leitura dos sensores capacitivos.

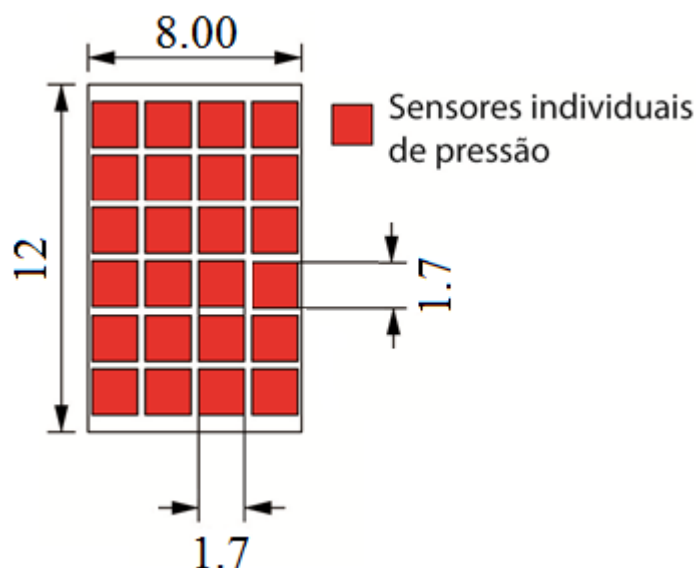


Figura 7: Dimensões (cm) máximas e configurações especificadas para os sensores de pressão.

Após especificadas as dimensões principais da plataforma sensorial, foram definidas as especificações dos sensores de pressão. Para isso, considerando o caso extremo em que o sistema é usado por um utilizador com 120 kg e todo o peso é suportado sobre um pé, os 48 sensores terão uma pressão aplicada de:

$$\frac{120 * 9.8}{24 * 8} * 10^4 = 61250 Pa \quad (3.1)$$

Assumindo agora que o utilizador está desequilibrado, a pressão calculada anteriormente poderá ficar restringida a um espaço ainda menor (assume-se que no limite, metade do espaço inicialmente considerado). Nesta situação os sensores terão de ser capazes de medir uma pressão máxima de:

$$\frac{120 * 9.8}{12 * 8} * 10^4 = 122500 Pa \quad (3.2)$$

3.2 Modelação do Sensor Capacitivo

O sensor de pressão que se pretende desenvolver é baseado em dois eléctrodos (um móvel e outro fixo), separados por um dielétrico (ar a uma pressão P_0), formando assim um condensador de placas paralelas. Alterações na pressão externa (P_{out}), irão causar uma deformação no diafragma e, conseqüentemente, gerar uma variação da capacidade. Neste caso concreto, a distância entre os eléctrodos (d_0) irá diminuir, traduzindo-se num aumento da capacidade. Um esquema de um sensor de pressão quadrado (comprimento do lado $2a$) é mostrado na figura 8. De modo a desenhar o sensor de pressão para atender às especificações desejadas, é necessário um modelo que traduza as variações de capacidade em função da variação de pressão para determinadas propriedades do material.

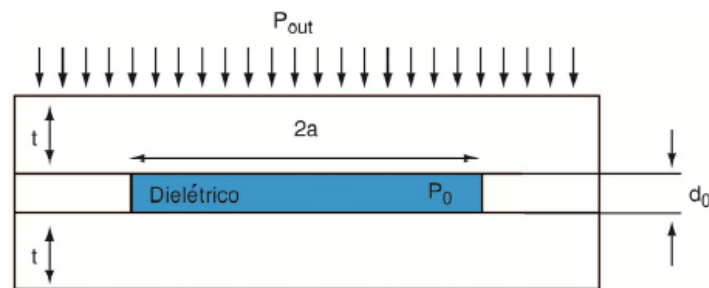


Figura 8: Esquemático (comprimento do lado = $2a$) do sensor de pressão (corte transversal).

3.2.1 Modelo Analítico

O ponto de partida para a obtenção do modelo analítico é o diafragma genérico apresentado na figura 9, onde a é o raio, t é a espessura e y_0 é a deflexão. O diafragma é fixado nas bordas suportando assim o seu perímetro.

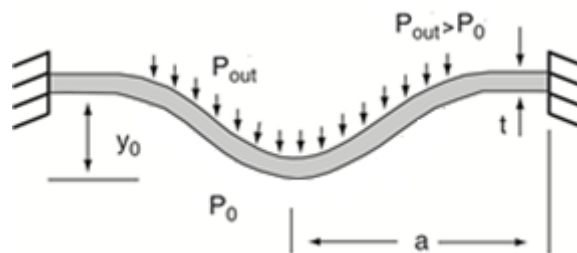


Figura 9: Secção transversal de um diafragma genérico sob deflexão.

O sensor envolve dois domínios acoplados, mecânico e elétrico, que definem o seu comportamento. De seguida é apresentada a análise do comportamento do sensor com geometria quadrada e geometria circular para estes dois domínios.

Análise Mecânica

Para um diafragma preso sob uma carga uniforme (como pressão), o ângulo de deflexão φ , é igual a zero no centro ($r = 0$) e na borda ($r = a$) do diafragma. Para estas condições fronteiras, a deflexão de um diafragma isotrópico quadrado sob pressão pode ser modelada como [35]:

$$P = \frac{Et^2}{(1 - \nu^2)a^4} \left[4.2 \frac{y_0}{t} + 1.58 \frac{y_0^3}{t^3} \right] \quad (3.3)$$

Onde $P = P_{out} - P_0$ é a variação de pressão, E é o módulo de *Young* e ν é o coeficiente de *Poisson*. De acordo com a Lei de Hooke, assumindo que o material é isotrópico, a tensão mecânica (*stress*) aplicada num eixo resultará numa deformação (*strain*) linear, que é proporcional à tensão mecânica. O coeficiente de *Poisson* mede a deformação transversal (em relação à direção longitudinal de aplicação da carga) de um material homogêneo e isotrópico [36].

A equação 3.3 pode ser dividida em duas regiões: pequenas e grandes deflexões, nos casos onde $y_0 < t$ (pequenas deflexões), a relação entre a pressão diferencial e a deflexão no centro do diafragma é relativamente linear. Para grandes deflexões, onde $y_0 > t$, a relação é dominada pelo segundo termo da equação e a pressão apresenta uma resposta de terceira ordem em relação à deflexão ao centro do diafragma [23].

A equação 3.3 permite calcular a deflexão ao centro do diafragma para uma determinada pressão, contudo, devido à variação da distância entre as placas, a deflexão ao longo de todo o diafragma é necessária para modelar as variações de capacidade. Devido à complexidade do cálculo de deflexão mecânica, funções que descrevem o perfil de deflexão do diafragma inteiro são normalmente utilizadas. A figura 10 mostra a deflexão normalizada para um diafragma quadrado, com comprimento de lado $2a$, quando a função de teste da equação 3.4 é usada [37]:

$$d(x, y) = y_0 \left[\left(\cos \left(\frac{\pi x}{2a} \right) \right) \left(\cos \left(\frac{\pi y}{2a} \right) \right) \right] \quad (3.4)$$

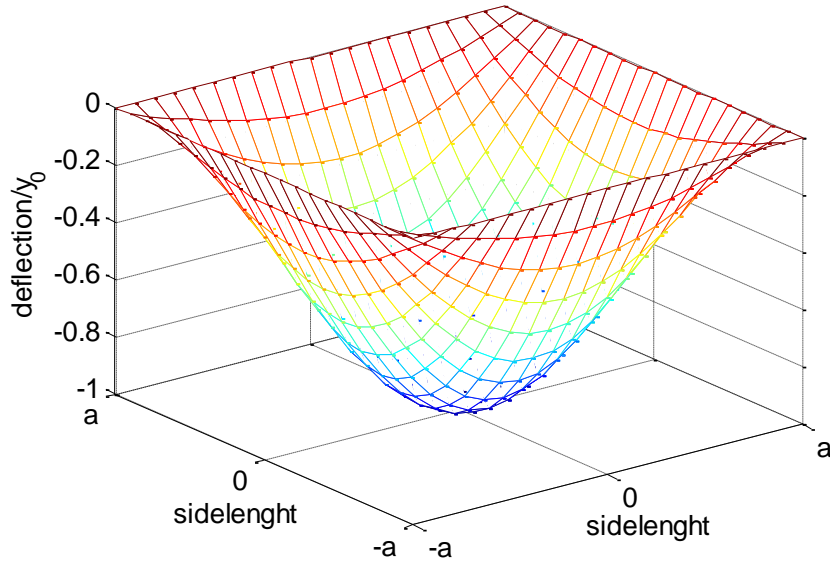


Figura 10: Perfil de deslocamento ao longo do diafragma quadrado usando a função de teste da equação 3.4.

A deflexão ao longo de um diafragma circular, em resposta à pressão, pode ser modelada pela equação 3.5 [38]:

$$d(r) = y_0 \left[1 - \left(\frac{r}{a} \right)^2 \right]^2 \quad (3.5)$$

Onde d , y_0 , r e a são a deflexão ao longo do diafragma, a deflexão no centro do diafragma, a distância radial ao centro do diafragma e o raio do diafragma, respectivamente. A deflexão no centro do diafragma para pequenas deflexões pode ser obtida pela equação 3.6 [39]:

$$y_0 = \frac{3Pa^4}{16Et^3} (1 - \nu^2) \quad (3.6)$$

Análise Eletrostática

Deformações mecânicas causadas por variações de pressão vão originar mudanças no condensador (domínio eletrostático). Um condensador é um componente eletrônico com dois elétrodos, que são separadas por um dielétrico. Para o caso simples de um condensador de placas paralelas, e na ausência de deslocamentos, o modelo para o condensador é:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{wl}{d_0} \quad (3.7)$$

Onde ϵ_0 é a permissividade do espaço livre ($8.8546 * 10^{-12} F/m$), ϵ_r é a permissividade relativa, w e l são a largura e o comprimento dos elétrodos do condensador, e d_0 é a distância entre os elétrodos.

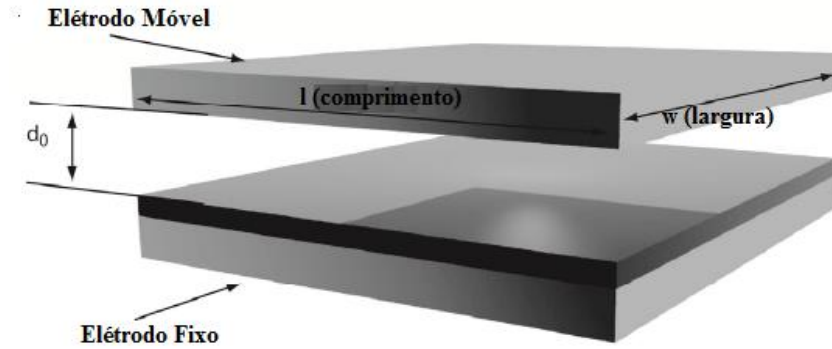


Figura 11: Condensador simples de placas paralelas.

Uma vez que o sensor capacitivo usa um diafragma como eléttrodo, com um perfil de flexão complexo, o cálculo da capacidade total é efetuado através da integração da área efetiva dos eléttrodos. Assim, para o caso em que o diafragma utilizado é quadrado, a capacidade do sensor pode ser obtida pela equação 3.8 [39]:

$$C = \iint \frac{\epsilon_0 \epsilon_r}{d_0 - d(x,y)} dx dy \quad (3.8)$$

Onde $d(x, y)$ é a distância entre os eléttrodos devido à deformação do diafragma na posição x, y , e está presente na equação 3.4. A integração da equação 3.8 pode ser facilmente resolvida numericamente, permitindo que a variação da capacidade para uma variação de pressão, seja facilmente calculada .

Para o caso de um diafragma circular, a capacidade pode ser obtida através da equação 3.9 [39]:

$$C = \int_0^{2\pi} \int_0^a \frac{\epsilon_0 \epsilon_r}{d_0 - d(r)} r dr d\theta \quad (3.9)$$

Através da análise mecânica viu-se que $d(r) = y_0 \left[1 - \left(\frac{r}{a} \right)^2 \right]^2$. Substituindo $d(r)$ na equação 3.9 vem:

$$C = \int_0^{2\pi} \int_0^a \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r}{d_0 - y_0 \left[1 - \left(\frac{r}{a}\right)^2\right]^2} r dr d\theta \quad (3.10)$$

Resolvendo o integral obtém-se [38]:

$$C = 8\pi \varepsilon_0 \varepsilon_r \sqrt{\frac{D}{P d_0}} \tanh^{-1} \left(\frac{a^2}{8} \sqrt{\frac{P}{D d_0}} \right), \text{ com } D = \frac{E t^3}{12(1 - \nu^2)} \quad (3.11)$$

As equações 3.4 e 3.8 permitem calcular de forma analítica qual é o valor da capacidade para uma dada pressão aplicada no sensor com eléttodos quadrados, sucedendo-se o mesmo com as equações 3.5 e 3.11 para os eléttodos circulares. Em função destas, será apresentada de seguida a modelação dos sensores.

3.2.2 Simulação dos Sensores

Em função do modelo analítico apresentado anteriormente, procedeu-se à simulação do comportamento dos sensores para diferentes geometrias. Para tal, recorreu-se ao *software Matlab*, onde foram introduzidas as equações que modelam o seu comportamento do ponto de vista mecânico e elétrico, e os parâmetros da geometria do sensor.

De acordo com o processo de fabrico utilizado (abordado mais à frente), os eléttodos podem apresentar uma distância máxima entre eles de 195 μm . Assim em função das restrições enunciadas anteriormente para o dimensionamento da plataforma sensorial, estes foram simulados de acordo com os parâmetros da tabela 2.

Tabela 2. Parâmetros para modulação dos sensores.

Parâmetro	Valor
Comprimento do diafragma (quadrados)	[9-13 mm]
Raio do diafragma (círculos)	[5-7 mm]
Distância entre os eléttodos	195 μm
Espessura do diafragma	[1.5-2 mm]
Módulo de Young	10 MPa
Coefficiente de Poisson	0.5

Resultados:

O perfil de deflexão obtido para várias áreas sensoriais (espessura 2mm) com uma variação de pressão máxima da pressão de 50 kPa é ilustrado na figura 12 para os elétrodos quadrados e na figura 13 para os elétrodos redondos.

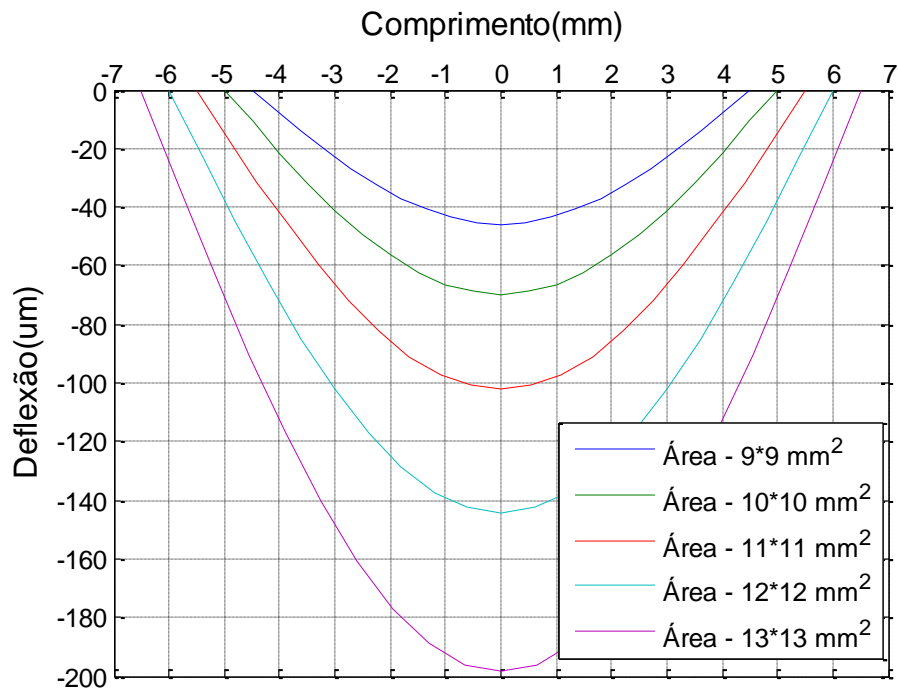


Figura 12: Perfil da deflexão dos sensores com elétrodos quadrados para diferentes áreas.

Como se pode analisar pela figura 12, o ponto de máxima deflexão é o centro do diafragma, verificando-se um aumento desta com o aumento da área. A influência da área na deflexão do sensor começa a ser substancialmente mais elevada para áreas superiores a 11*11 mm². Assim para áreas compreendidas entre 9*9 mm² e 13*13mm² verificam-se deflexões entre 46 μ m e 198 μ m, respetivamente.

O comportamento apresentado pelos elétrodos circulares aproxima-se ao dos elétrodos quadrados. No entanto, para áreas semelhantes verifica-se um perfil de deflexão mais elevado para os elétrodos quadrados. Para elétrodos com raios compreendidos entre 5 mm e 7 mm a deflexão máxima ao centro do diafragma varia entre 55 μ m e 211 μ m.

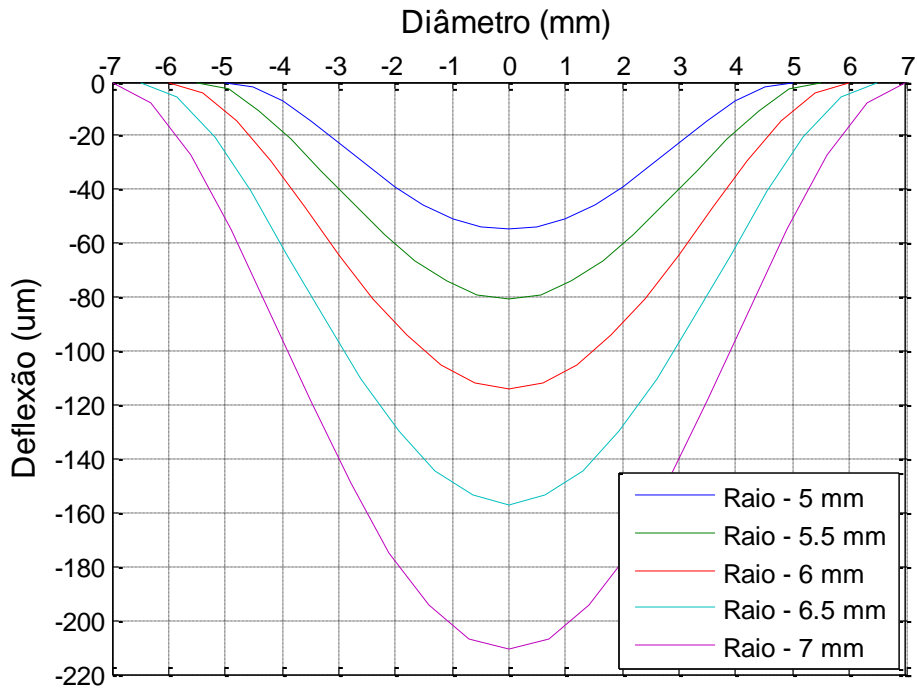


Figura 13: Perfil da deflexão dos sensores com elétrodos redondos para diferentes áreas.

Após simular o comportamento do sensor do ponto de vista mecânico, foi efetuada a sua simulação do ponto de vista eletrostático, efetuando-se o mesmo procedimento para ambas as geometrias. A figura 14 apresenta a variação de capacidade dos sensores com geometria quadrada, com áreas compreendidas entre $9 \times 9 \text{ mm}^2$ e 12 mm^2 , e uma variação de pressão de 50 kPa. Como seria de esperar o sensor com menor área apresenta menor capacidade (4.1 pF), enquanto o sensor com maior área apresenta uma capacidade máxima de 10.5 pF, concluindo-se que a capacidade aumenta com a pressão, em virtude da deformação sofrida pelos elétrodos, e com o aumento da área dos elétrodos. Outro ponto que se pode verificar é que o aumento da deflexão para áreas superiores a $11 \times 11 \text{ mm}^2$ traduz-se num aumento da não-linearidade do sensor.

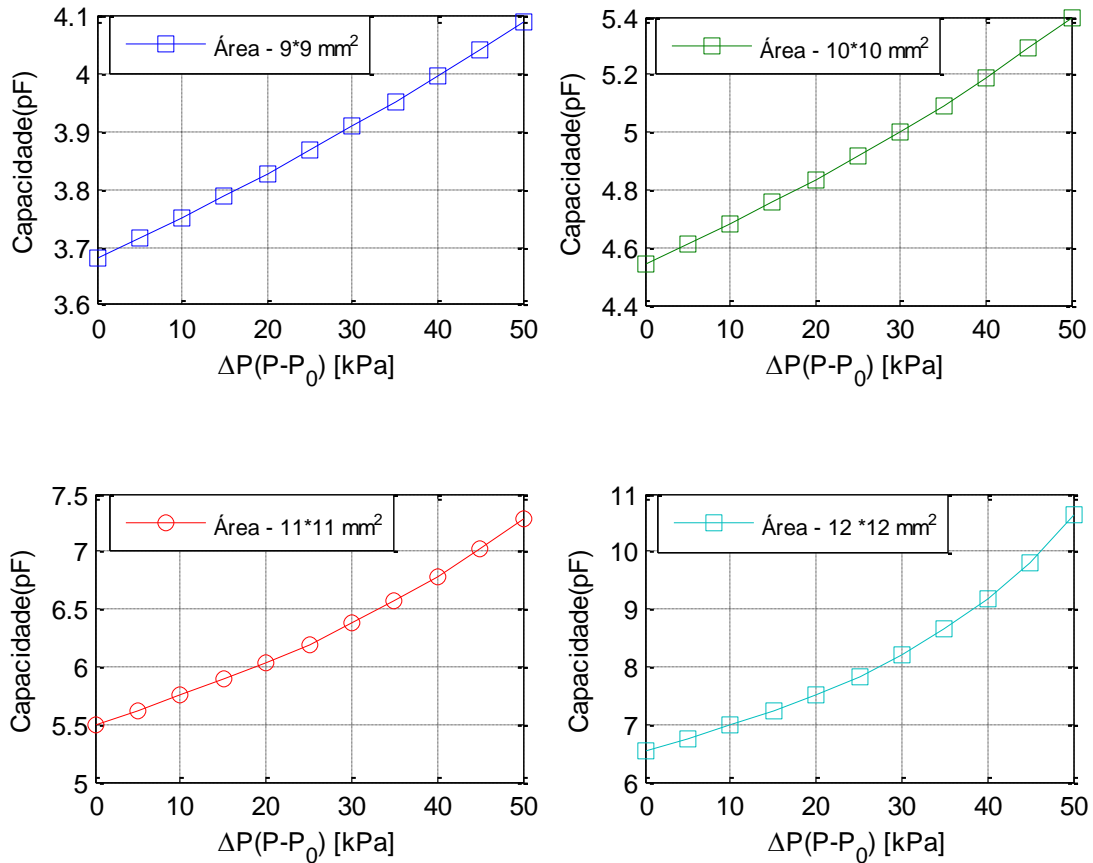


Figura 14: Variação da capacidade com a pressão dos sensores com eléctrodos quadrados de várias áreas.

A figura 15 apresenta a variação de capacidade obtida para os eléctrodos com geometria circular. O seu comportamento assemelha-se ao dos sensores com eléctrodos quadrados, ou seja, sensores com menor raio apresentam a menor capacidade (3.97 pF) e sensores com o maior raio apresentam a maior capacidade (9.8 pF). Contudo em comparação com sensores de áreas semelhantes apresentam menor capacidade. Por exemplo, o sensor com eléctrodos quadrados de área 11*11 mm² apresenta capacidades compreendidas entre 5.5 pF e 7.25 pF, enquanto o sensor com eléctrodos de raio 5.5 mm apresenta capacidades compreendidas entre 4.3 pF e 5.1 pF.

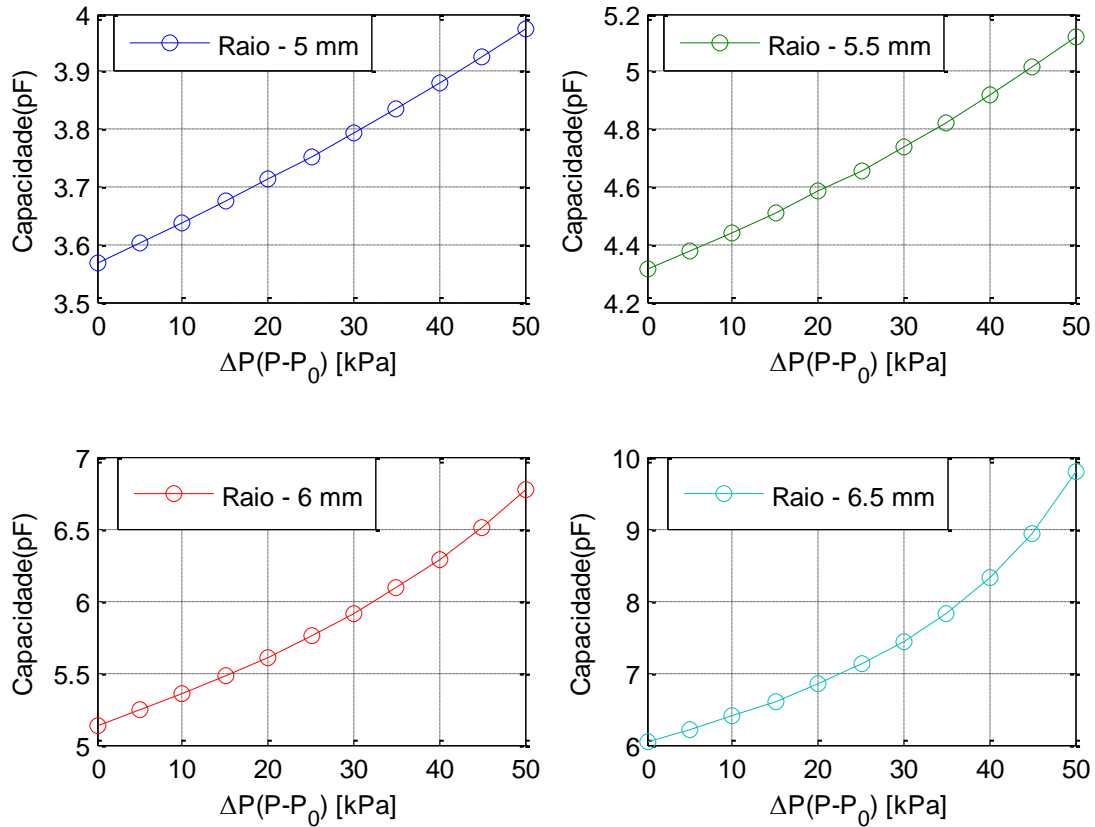


Figura 15: Variação da capacidade com a pressão dos sensores com eléctrodos circulares de várias áreas.

3.3 Processo de Fabrico

O processo de fabrico combina a tecnologia convencional de fabrico de PCB (Placas de Circuito Impresso) flexíveis (para fabrico das ligações elétricas e definição dos dielétricos dos condensadores) em conjunto com substratos flexíveis de TPU (Termoplástico Poliuretano) com tintas condutoras impressas (*Plexcore*® [40]) para definição dos eléctrodos. O processo é extremamente simples e permite uma densidade razoável de sensores na zona ativa. A figura 16 apresenta o esquema do processo de fabrico.

O processo começa com um substrato flexível de poliimida (*Kapton*) com uma espessura de 125 μm com cobre dos dois lados com espessura de 35 μm , o que resulta numa distância entre os eléctrodos de 195 μm , como anteriormente foi referido na modelação do sensor. O cobre é posteriormente maquinado para definição das linhas condutoras, e depois o substrato é aberto em certas regiões para definição do dielétrico (ar) dos condensadores (zonas sensoriais). Simultaneamente, os eléctrodos dos sensores

capacitivos são impressos (são necessários dois substratos, um substrato para os elétrodos superiores e outro para os inferiores) num substrato flexível (TPU). Uma impressora de alta definição (*Xennia Carnelian*) é usada para a impressão e definição dos elétrodos. Detalhes sobre a impressão dos elétrodos serão abordados posteriormente.

Finalmente, os substratos flexíveis são colados (usando cola condutora) ao substrato flexível de poliimida de forma a fabricar os sensores capacitivos.

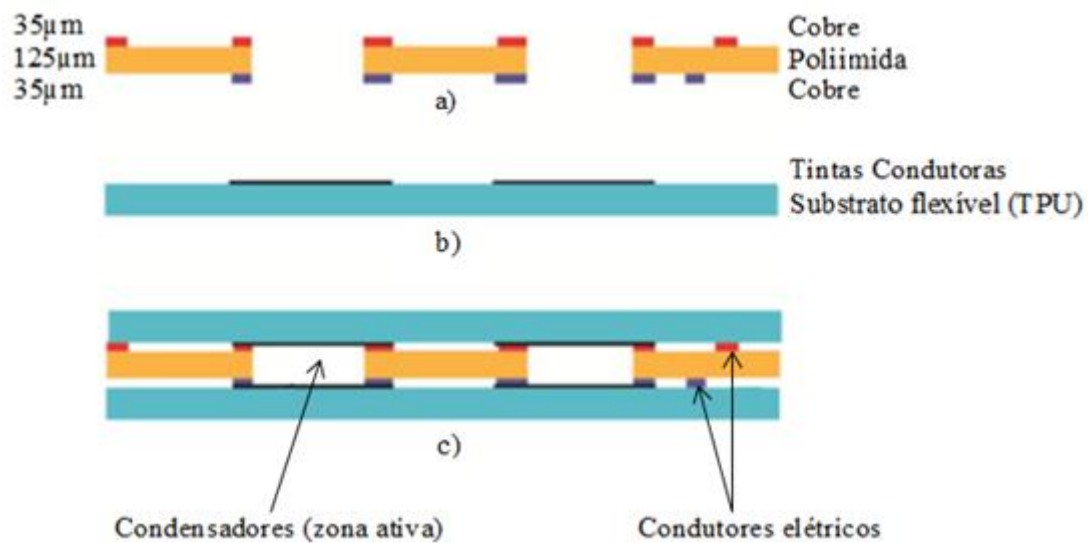


Figura 16: Processo de fabrico para zona sensorial. a) a geometria dos condutores de cobre e a definição do dielétrico é efetuada usando um processo de PCB flexíveis; b) os elétrodos dos condensadores são impressos usando tintas condutoras; c) os substratos flexíveis com os elétrodos são colados à placa de circuito impressa.

3.4 Protótipo para Testes

Após a definição do processo de fabrico, e em função da análise mecânica e eletrostática do comportamento dos sensores, que permitiu definir um tamanho aproximado para os sensores, optou-se pelo desenho de um protótipo com geometrias circulares e quadradas, com pequenas variações na área sensorial. Esta abordagem permite posteriormente testar as várias configurações experimentalmente, e verificar qual a que melhor se adequa à aplicação. Após essa definição será implementada a geometria final.

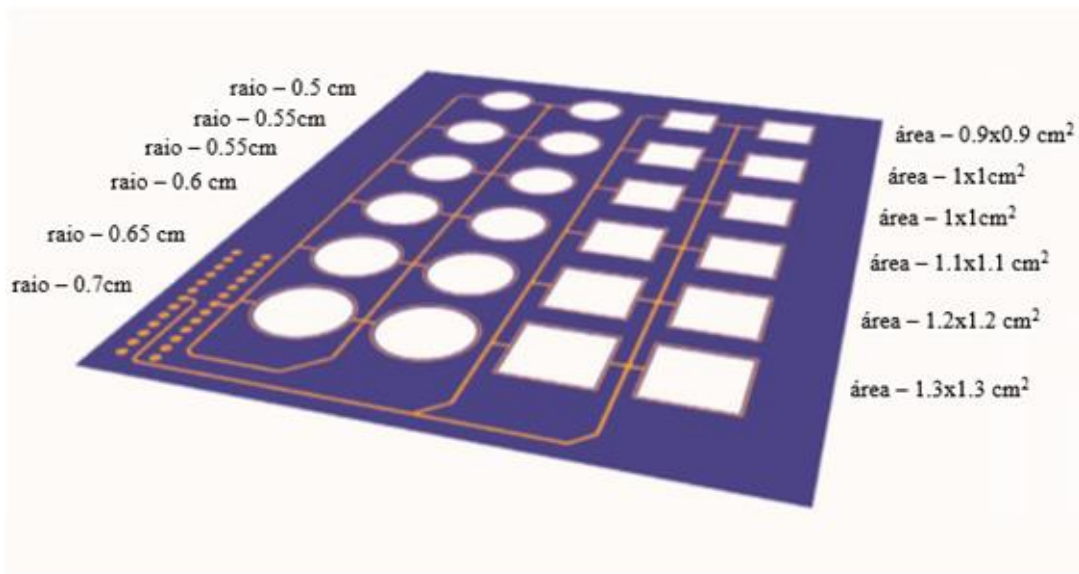


Figura 17: Imagem de topo do substrato de poliimida desenhado e respetivos tamanhos das zonas sensoriais.

A figura 17 mostra uma imagem do desenho da placa flexível e respetivas linhas condutoras de cobre da parte superior. A plataforma tem 24 zonas sensoriais com as dimensões dos elétrodos indicadas na figura. Uma vez que a medição dos condensadores necessita de um sinal AC de excitação, estes encontram-se ligados a um barramento de excitação.

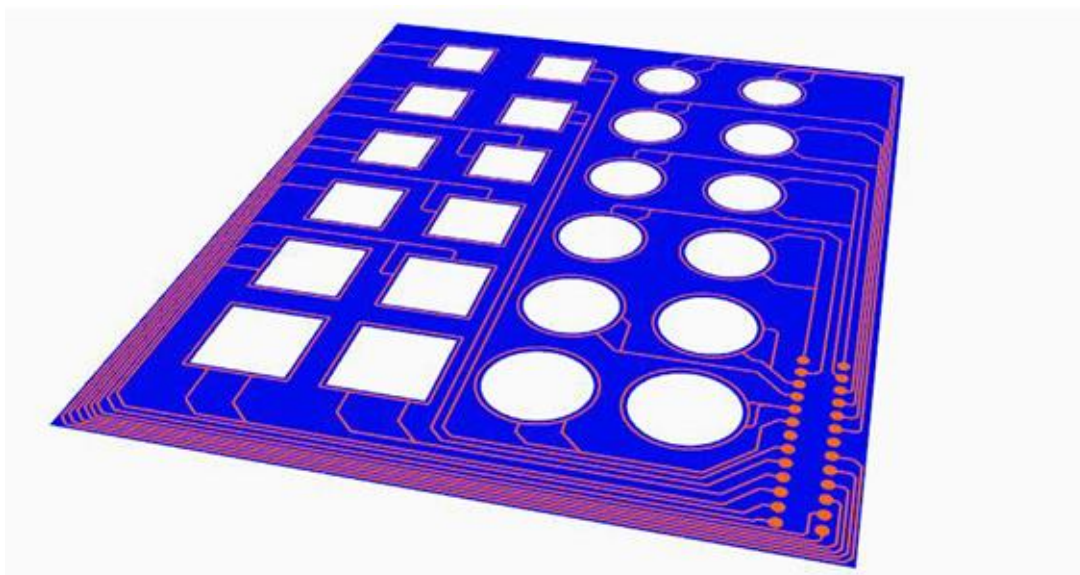


Figura 18: Ilustração da parte inferior do substrato de poliimida.

A figura 18 ilustra a placa flexível de poliimida mas com o desenho do cobre da parte inferior. Neste caso, os condensadores possuem ligações independentes que serão posteriormente multiplexadas para leitura sequencial dos condensadores. De realçar o

anel à volta dos dielétricos para ligação elétrica das linhas condutoras aos elétrodos impressos. Será através destes anéis que se fazem as ligações elétricas aos sensores capacitivos.

3.5 Impressão dos Elétrodos nos Substratos Flexíveis

Devido às suas excelentes propriedades (em termos de condutividade, flexibilidade e possibilidade de impressão a jato de tinta), as tintas condutoras tornaram-se uma tecnologia emergente, suscitando grande interesse na impressão a jato de tinta de materiais condutores, sendo o fabrico de sensores uma dessas aplicações. Além de polímeros condutores, tintas que contêm metais têm sido usados para criar microestruturas sobre substratos de polímero [41].

A impressão a jato de tinta, e em particular a impressão a jato de tinta *Drop-on-Demand*, apresenta-se como uma alternativa promissora às técnicas de litografia, tradicionalmente utilizadas no fabrico de padrões condutores em dispositivos eletrónicos [42]. Esta tecnologia é considerada de baixo custo, uma vez que só a quantidade de material necessária é utilizada e de uma forma direta, diminuindo o número de etapas do processo, assim como o tempo, espaço e consumo de resíduos na produção [41]. As principais vantagens da impressão a jato de tinta, em comparação com outros métodos de deposição, são o processamento num só passo, equipamento mais barato e compacto, e aplicabilidade em vários substratos [42]. Em comparação com outras técnicas de impressão, como por exemplo a serigrafia (técnica utilizada pela Tekscan no fabrico de sensores de pressão flexíveis resistivos), a impressão a jato de tinta não oferece a mesma velocidade de produção [43]. No entanto, a presença de contacto direto com a superfície, presente em técnicas como a serigrafia, implica várias limitações em termos de resolução e na gama de materiais utilizados (substratos, tintas, solventes) [43].

3.5.1 Tecnologia de Impressão a Jato de Tinta

A tecnologia de impressão a jato de tinta envolve a ejeção de pequenas gotas de um material líquido, geralmente denominado de tinta, a partir de um ou mais orifícios presentes numa cabeça de impressão, diretamente numa posição específica sobre um substrato [44]. Em geral, são utilizados dois métodos de deposição (figura 19 [44]): contínuo e DOD (*Drop-on-Demand*).

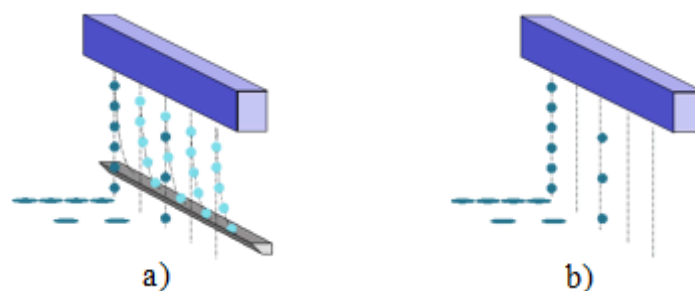


Figura 19: Métodos de deposição. a) Contínuo; b) DOD.

Na impressão em modo contínuo, é utilizada uma câmara de fluido sob pressão para criar um fluxo contínuo de fluido, que posteriormente é dividido em pequenas gotas, normalmente, pela ação de ondas acústicas geradas pela vibração de um cristal piezoelétrico [45]. Uma vez formadas, as gotas passam por um conjunto de eletrodos, adquirindo uma carga eletrostática. Em seguida, as gotas carregadas atravessam um campo de deflexão electrostático, onde é feita a seleção das gotas que vão ser impressas no substrato e das gotas que vão ser recolhidas por um coletor, para serem reutilizadas.

No método DOD, as gotas de tinta são ejetadas da cabeça de impressão somente quando é necessário. Em geral, as gotas são formadas pela criação de um impulso de pressão dentro da cabeça de impressão, provocado pela deformação mecânica de um cristal piezoelétrico sujeito a um campo elétrico [46] ou pela formação de uma bolha de tinta por aquecimento de um elemento resistivo [47].

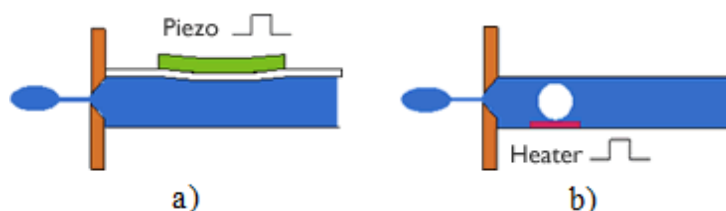


Figura 20: Cabeça de impressão a) piezoelétrica; b) térmica [44].

O método de impressão DOD é preferido porque é capaz de formar gotas mais pequenas (5-100 μ m diâmetro) em comparação com o método de impressão contínuo (diâmetros até 0.5mm), resultando numa maior precisão e num aumento da resolução dos padrões impressos [48]. Apesar do seu custo ser superior, a cabeça de impressão piezoelétrica é geralmente escolhida porque permite uma melhor compatibilidade com a tinta, quando comparada com as cabeças de impressão térmicas, que normalmente estão limitadas a tintas à base de água, uma vez que a tinta tem de conter um material que possa

ser vaporizado (significando uma solução aquosa ou parcialmente aquosa) [48]. A tinta utilizada nas cabeças térmicas, também tem de suportar temperaturas elevadas [44].

3.5.2 Substrato e Tinta Condutora

A temperatura e a hidrofobia/hidrofilia do substrato são importantes para obter uma boa adesão e dispersão da tinta. No entanto, a maior parte dos polímeros são hidrófobos, e como tal apresentam dificuldades de adesão a materiais líquidos [48]. Para se conseguir uma boa adesão da tinta é necessário que o substrato tenha uma tensão superficial superior ao da tinta, para quebrar a energia com o qual as moléculas de um líquido se unem umas às outras, isto é, a energia superficial das moléculas da superfície do substrato deverá atrair as da tinta, permitindo a adesão desse fluido [48]. A tensão superficial é medida em dynes/cm, e idealmente, a tensão superficial do polímero deve ser de 7 a 10 dynes/cm superior à tensão superficial do solvente ou do líquido [49].

A tinta condutora Plexcore® OC RG-1100 [40], comercializada pela Sigma Aldrich foi selecionada para o fabrico dos eléctrodos. Apresenta uma tensão superficial entre 35-38 dynes/cm. Deste modo o polímero utilizado como substrato flexível deverá possuir uma tensão superficial superior a 45 dynes/cm.

Tabela 3. Tensão superficial dos substratos [50] [51].

Substrato	Tensão superficial (dynes/cm)
PDMS	20.01
PI	42.98
PET	43.31
TPU	55.00

Como se pode analisar pela tabela 3, do conjunto de materiais, normalmente, utilizados como substratos flexíveis no fabrico de sensores de pressão, todos apresentam uma diferença inferior a 10 dynes/cm, à exceção do TPU, que apresenta uma tensão superficial 17 dynes/cm superior à da tinta condutora, pelo que será expectável existir uma boa adesão da tinta condutora neste polímero.

O TPU é um material que oferece a elasticidade da borracha, mas com propriedades mecânicas melhoradas: boa flexibilidade, resistência e durabilidade [52]. Apresenta também excelentes propriedades de desgaste, memória elástica e resistência a abrasão [52]. Deste modo, o TPU AVALON 65 AB [51], produzido pela Huntsman, foi selecionado como substrato flexível.

3.5.3 Substratos Flexíveis com Eléttodos Impressos

Como referido anteriormente a impressora de alta definição *Xennia Carnelian* é utilizada para a impressão e definição dos eléctrodos. O método de impressão utilizado é DOD e o princípio de atuação da cabeça de impressão é piezoelétrico (a cabeça possui 256 saídas) e a impressão permite uma precisão espacial de 5µm.



Figura 21: Imagem demonstrativa da impressora *Xennia Carnelian* [53].

Os eléctrodos do sensor capacitivo serão impressos em duas membranas flexíveis de TPU, uma vez que são necessários dois substratos, um para os eléctrodos superiores e outro para os eléctrodos inferiores.

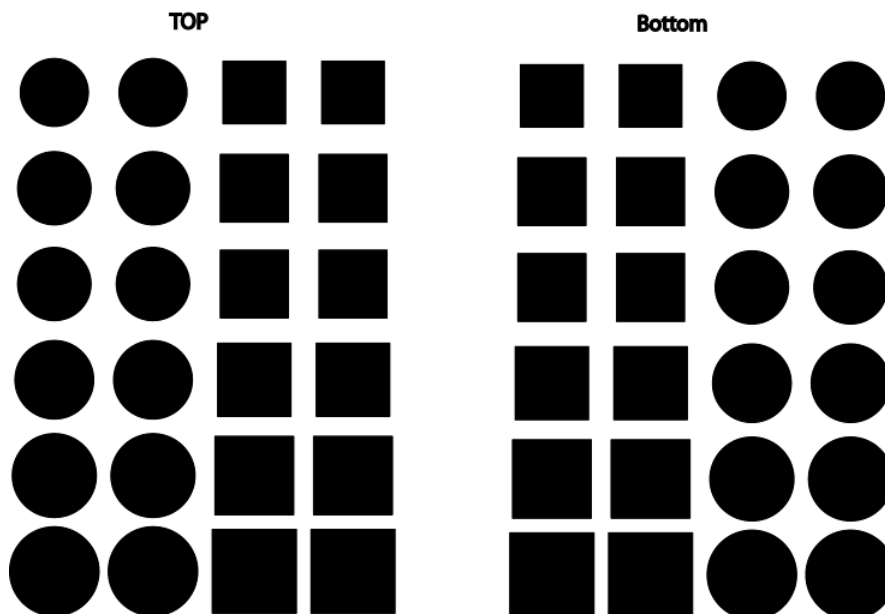


Figura 22: Ilustração das geometrias dos eléctrodo superior (à direita) e o eléctrodo inferior (à esquerda) a imprimir nos substratos de TPU.

3.5.4 Resistividade Elétrica

A resistividade elétrica é a medida da oposição de um material a uma determinada corrente elétrica [54]. Este valor permite avaliar o desempenho de um condutor depois da impressão e do processo de cura [55] e, quanto menor for a resistividade, mais facilmente o material permite a passagem de uma carga elétrica, logo irá possuir maior condutividade.

As medições de resistividade foram realizadas nos substratos impressos com diferentes camadas de tinta condutora (entre 1 a 10 camadas de tinta condutora Plexcore®), com a finalidade de determinar a influência da espessura de tinta na resistividade do filme impresso.

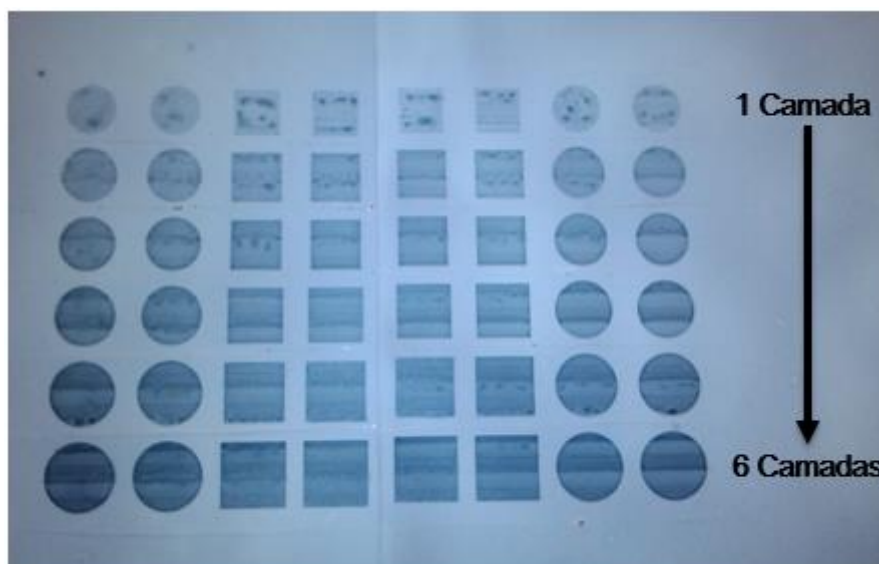


Figura 23: Substrato com impressão de diferentes camadas (1 a 6 camadas) de tinta condutora.

Após a impressão de cada camada de tinta, procedeu-se à secagem da tinta para acelerar o processo de cura entre camadas. A figura 24 mostra uma imagem da qualidade da impressão.

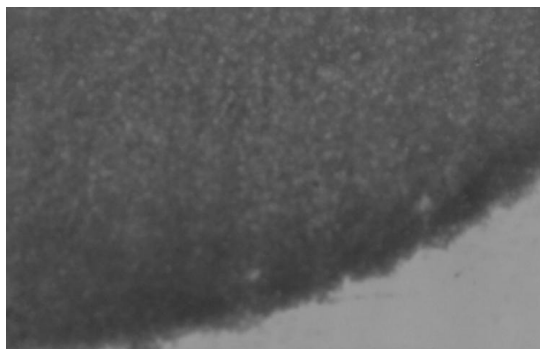


Figura 24: Imagem de 4 camadas impressas da tinta Plexcore® no substrato de TPU, obtida pela câmara incorporada no equipamento de impressão da Xennia Carnelian.

Para medir a resistividade elétrica recorreu-se ao método de Van der Pauw [56], com quatro pontas.

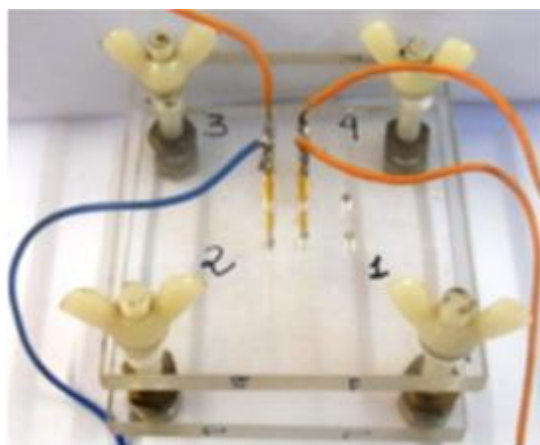


Figura 25: Pontas de prova do sistema de medida de resistividade.

Esta técnica é baseada na aplicação de uma corrente de valor conhecido a dois terminais e na medida da queda de tensão entre os outros dois terminais [57]. A figura 26 ilustra o procedimento repetido em quatro configurações.

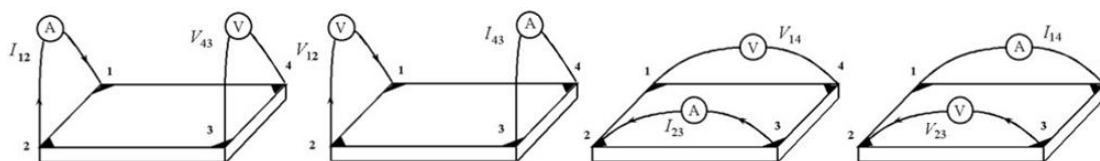


Figura 26: Quatro medidas efetuadas para o cálculo da resistividade [57].

Após a medição dos quatro valores de corrente e tensão, estes serão substituídos nas equações [57]:

$$R_A = \frac{1}{2} \left(\frac{V_{12}}{I_{43}} + \frac{V_{43}}{I_{12}} \right), \quad R_B = \frac{1}{2} \left(\frac{V_{14}}{I_{23}} + \frac{V_{23}}{I_{14}} \right) \quad (3.12)$$

A partir dos valores calculados de R_A e R_B , é determinado o valor de R_S (resistência de folha), através da equação 3.13 [57]:

$$e^{\left(-\pi\frac{R_A}{R_S}\right)} + e^{\left(-\pi\frac{R_B}{R_S}\right)} = 1 \quad (3.13)$$

Por fim o valor da resistividade é obtido a partir do valor de R_S , anteriormente determinado, e da espessura do filme através da equação 3.14 [57]:

$$\rho = R_S * t \quad (3.14)$$

No entanto, como a espessura da tinta é bastante difícil de medir, a resistividade não foi calculada, prosseguindo a análise com base na resistência de folha como ilustra o gráfico da figura 27.

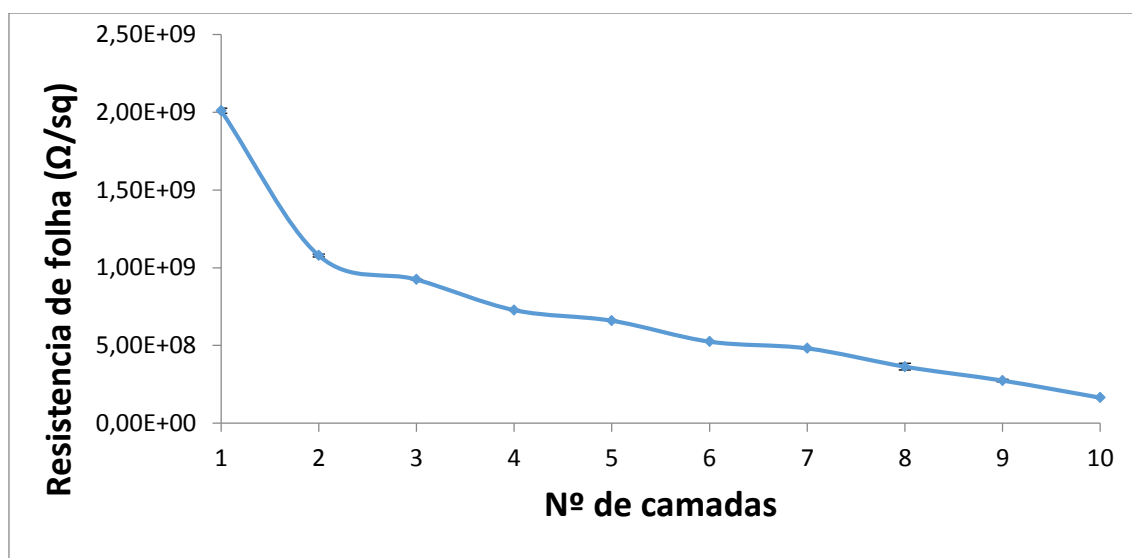


Figura 27: Variação da resistência de folha com o número de camadas de tinta.

Como seria de esperar a resistência de folha diminui à medida que o número de camadas impressas aumentou, variando entre $2,01 \cdot 10^9 \Omega/\text{sq}$ e $1,65 \cdot 10^8 \Omega/\text{sq}$, para 1 e 10 camadas respectivamente, valores muito elevados em comparação com a maioria dos materiais condutores. Apesar de apresentar uma condutividade baixa, a tinta adequa-se para ser utilizada como elétrodo. Como a diminuição da resistência de folha é mínima a partir de 6 camadas de tinta, optou-se por usar apenas 6 camadas para impressão dos elétrodos. O uso de mais camadas de tinta traduzir-se-ia num aumento do tempo de impressão e dos custos sem um benefício adicional.

CAPÍTULO 4

Sistema de Leitura dos Sensores

A análise ao sistema eletrónico implementado para leitura dos sensores é efetuada neste capítulo. Numa primeira fase é descrito, de uma forma sucinta, o sistema desenvolvido. De seguida são apresentados os detalhes sobre o *hardware* e *software*, utilizados para leitura dos sensores, aquisição e visualização dos dados, respetivamente.

4.1 Descrição geral do Sistema

O circuito de leitura dos sensores capacitivos foi projetado tendo em conta os sensores e a sua tecnologia de fabrico, de modo que o sistema de leitura seja compatível com os sensores fabricados. A figura 28 mostra o esquema geral do sistema eletrónico de leitura desenvolvido para medição das variações de capacidade dos sensores.

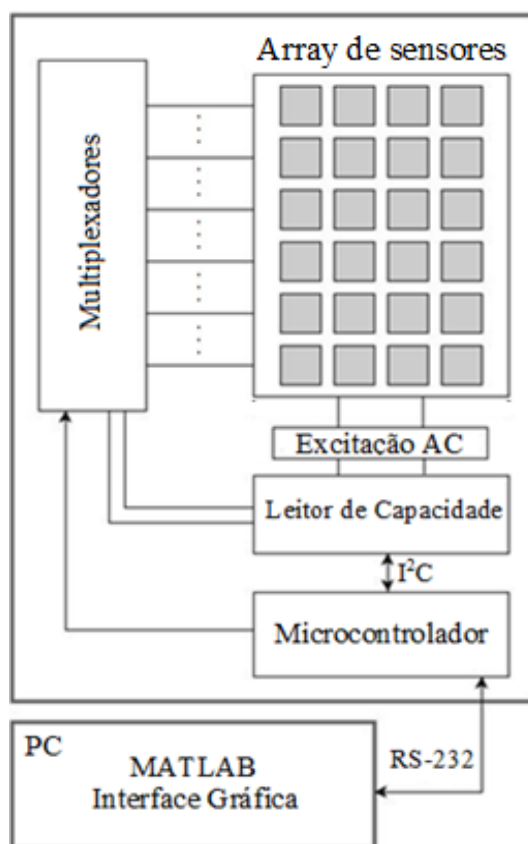


Figura 28: Diagrama de blocos do sistema implementado.

A leitura dos sensores é efetuada com recurso à utilização de um CDC (conversor de capacidade digital) por cada zona sensorial. Uma vez que cada zona sensorial possui vários sensores é necessário utilizar um boco multiplexador para medir sequencialmente cada um destes. Os multiplexadores são controlados pelo microcontrolador. O conversor também é controlado pelo microcontrolador e comunica com o mesmo através de I^2C , sendo assim possível fazer a leitura do valor digital correspondente da capacidade de cada sensor. O microcontrolador através de comunicação série envia os dados para o computador, onde através de um ambiente gráfico *Matlab* é possível visualizar os dados em tempo real. Todo o sistema é alimentado por uma ligação USB, ou um transformador.

4.2 Hardware de Leitura

De acordo com o que já foi dito, o sistema de leitura de sensores é constituído por alguns componentes de *hardware*, que necessitam de ser integrados de forma eficiente para tornarem possível o bom funcionamento do sistema. Assim, foi desenvolvida uma placa de teste que integra o circuito de leitura dos sensores, utilizando a plataforma *Eagle PCB Design*. De seguida são apresentados os componentes do circuito, bem como a forma como estes estão interligados.

4.2.1 Conversor de Capacidade Digital – AD7150

Das várias opções de circuitos existentes para leitura de capacidade, foi selecionado o conversor AD7150 da Analog Devices. A implementação do CDC num único circuito integrado, resulta numa implementação simples do sistema de leitura. Esta técnica apresenta-se como uma boa solução para a leitura de capacidades, possuindo elevada precisão, resolução, sensibilidade e um baixo custo. Além disso, e segundo o fabricante, é insensível à presença de capacidades parasitas à massa, nos seus canais de entrada até 100 pF. A figura 29 apresenta o encapsulamento do conversor AD7150.



Figura 29: Encapsulamento do AD7150 da Analog Devices.

O conversor opera com uma tensão de alimentação entre 2,7 V a 3,6 V, consome uma corrente reduzida, na ordem de 100 μ A, e fornece a tensão de excitação necessária para leitura dos sensores, sendo esta metade da tensão de alimentação. Apresenta uma resolução de 1fF e uma gama dinâmica de entrada máxima de 4 pF. Este conversor possui 2 canais de entrada com um tempo de conversão de 5 ms e comunicação I^2C .

A figura 30 mostra o diagrama funcional do AD7150. O conversor consiste num modulador de segunda ordem sigma delta (Σ - Δ) e um filtro digital de terceira ordem. O sensor que se pretende ler é ligado entre o barramento de excitação e a entrada do modulador. O sinal de excitação é aplicado durante a conversão e o modulador adquire continuamente o valor da carga que atravessa o condensador. O filtro digital processa a saída do modulador, e os dados podem ser lidos através da interface serie I^2C .

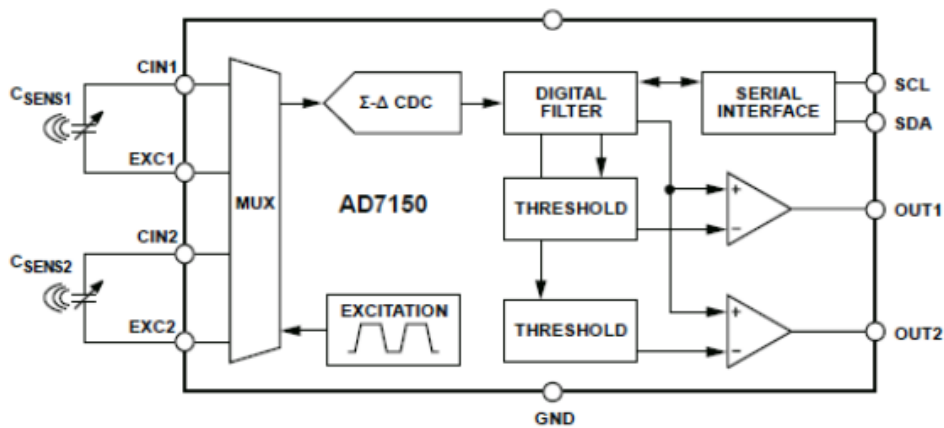


Figura 30: Diagrama de blocos do conversor AD7150.

Como foi referido anteriormente, o conversor possui uma gama dinâmica máxima de entrada de 4 pF, no entanto, este permite a leitura de capacidades maiores até aproximadamente 16.5 pF, através de um CAPDAC programável.

O CAPDAC pode ser visto como uma capacidade negativa ligada internamente no canal de entrada, com uma resolução de 200 fF, que permite ajustar o *offset* até 12,5 pF sobre o valor da capacidade. A figura 31 ilustra a forma de utilizar o CAPDAC para medir capacidades entre 10 pF e 14 pF.

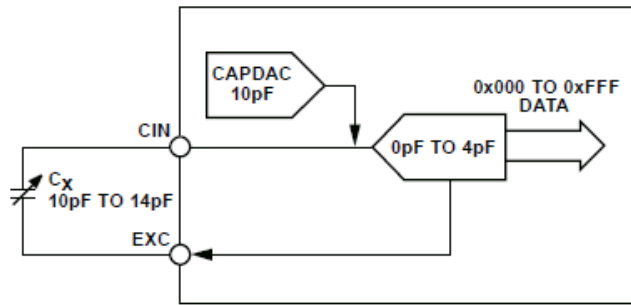


Figura 31: Utilização do CAPDAC

De modo a ler o valor da capacitância através do microcontrolador, o circuito da figura 32 foi implementado.

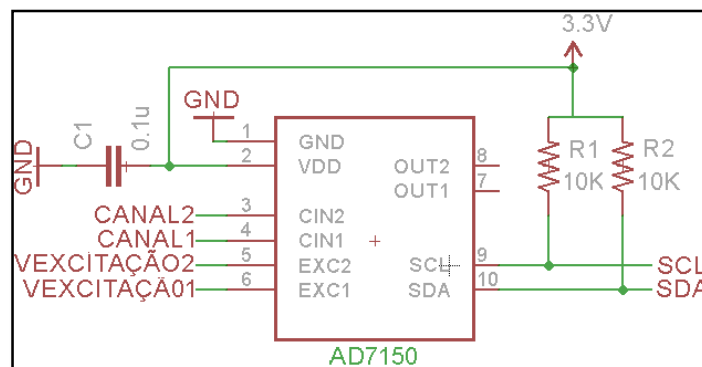


Figura 32: Esquemático do conversor AD7150.

Como se pode analisar o circuito é bastante simples, bastando para além do conversor a utilização de resistências de *pull up* para o barramento de I^2C e o condensador de desacoplamento ligado na alimentação. Assim, como este possui dois canais de conversão cada um dos seus canais estará ligado à saída de um multiplexador, e os canais de excitação estarão ligados ao barramento de interface com a plataforma sensorial. O conversor é alimentado a 3.3V e através dos pinos 9 e 10 é estabelecida comunicação I^2C com o microcontrolador.

4.2.2 Multiplexador ADG1606

O multiplexador selecionado foi o ADG1606 da Analog Devices, que é um multiplexador analógico composto por 16 canais individuais. Quando o bit de *enable* está a “1”, em função dos 4 bits de controlo (A0, A1, A2 e A3) este coloca um dos 16 canais de entrada como saída. O ADG1606 é bidirecional e assim pode ser utilizado como multiplexador ou como desmultiplexador, dependendo da aplicação. Este pode ser alimentado ente 5V e 12V.

Uma vez que cada zona sensorial possui 24 sensores, são usados 2 multiplexadores, por cada zona sensorial, sendo utilizados 12 canais de cada multiplexador. Assim, como se pode verificar na figura 34, onde é apresentado o esquema de ligações para 1 dos multiplexadores (circuito repetido para cada multiplexador), cada sensor (1 a 12) estará ligado a um dos canais de entrada do multiplexador, cuja saída se liga a um dos canais do conversor (Canal1 na figura 33).

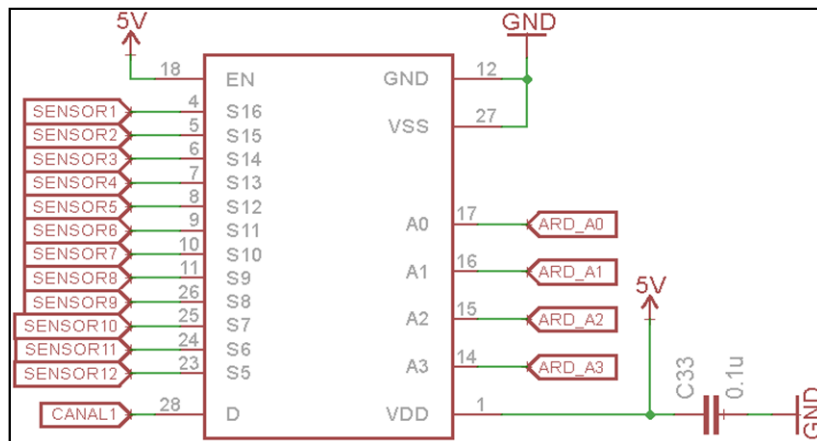


Figura 33: Esquemático do circuito de multiplexagem.

Deste modo, ligando os bits de controlo de todos os multiplexadores ao mesmo barramento, com 4 saídas do microcontrolador (ARD_A0, ARD_A1, ARD_A2, ARD_A3) é possível controlar todos os multiplexadores, e utilizando os dois canais do conversor serão necessárias 12 leituras (8 sensores por cada leitura) para obter a capacidade de todos os sensores presentes na plataforma sensorial. Como será utilizado um conversor por cada zona sensorial e cada conversão demora aproximadamente 10ms, o tempo de leitura dos sensores será aproximadamente 120ms.

A alimentação é 5V e também é colocado um condensador de desacoplamento no pino da alimentação.

4.2.3 Interface do Sistema de Leitura com a Plataforma Sensorial

A ligação da PCB às zonas sensoriais (figura 34) é efetuada através de pinos headers macho e fêmea, respetivamente, contendo estes do lado de cada zona sensorial a ligação independente de cada sensor e o barramento de excitação. Do lado do circuito de leitura estão os 24 canais de multiplexagem e a tensão de excitação proveniente do conversor.

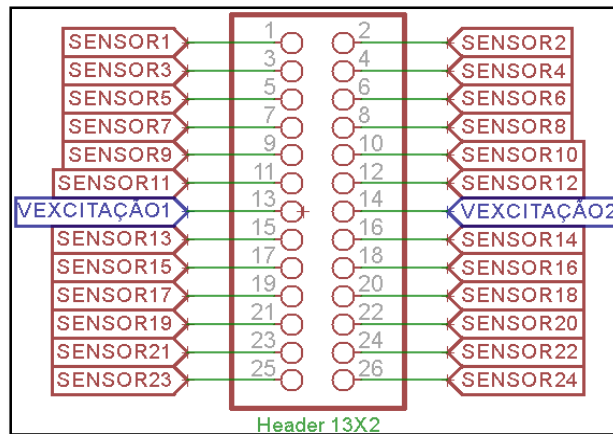


Figura 34: Esquemático da interface da PCB com o protótipo sensorial.

Esta opção foi tomada com o objetivo de evitar a utilização de fios para a ligação dos sensores, reduzindo o tamanho das ligações entre o circuito de leitura e os sensores, e consequentemente diminuindo a presença de capacidades parasitas, obtendo assim uma interface quase direta.

4.2.4 Circuito de Leitura em PCB

Nas figuras 35 e 36 é apresentado o sistema de leitura finalizado em PCB, constituída por duas camadas, camada superior (figura 35) e camada inferior (figura 36). Esta foi desenhada com o objetivo de reduzir ao máximo as capacidades parasitas entre os canais individuais de leitura dos vários sensores. Uma vez que o conversor AD7150 apresenta imunidade a capacidades parasitas ligadas à massa (até 100 pF), o plano de massa da placa foi desenhado de tal forma, que entre os canais de leitura dos sensores e os canais de excitação existisse ligação à massa. Outro ponto importante foi a colocação dos condensadores de desacoplamento o mais próximo possível dos pinos de alimentação do conversor e dos multiplexadores para minimizar problemas de interferências eletromagnéticas.

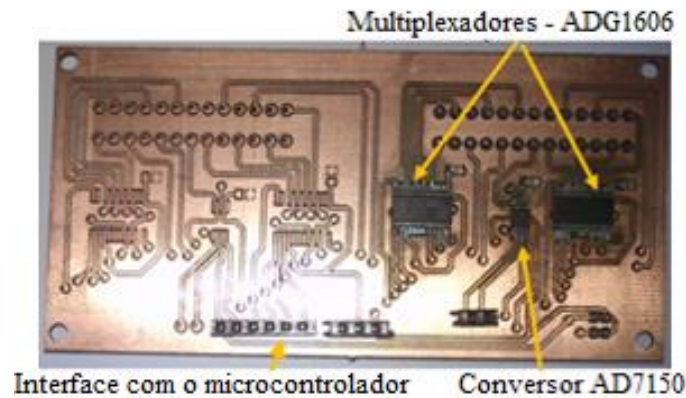


Figura 35: Vista superior da placa de circuito impresso para leitura de duas zonas sensoriais.

O circuito desenvolvido permite a leitura de duas zonas sensoriais, e na figura 35 é possível ver do lado direito o circuito montado para efetuar a leitura de uma zona sensorial, e do lado esquerdo as ligações para implementar o mesmo circuito de forma a ler outra zona sensorial. O barramento de interface com o microcontrolador pode ver-se na parte de baixo da figura 35 e em cima encontra-se o barramento de interface com os sensores, que pode ser visto na figura 36.

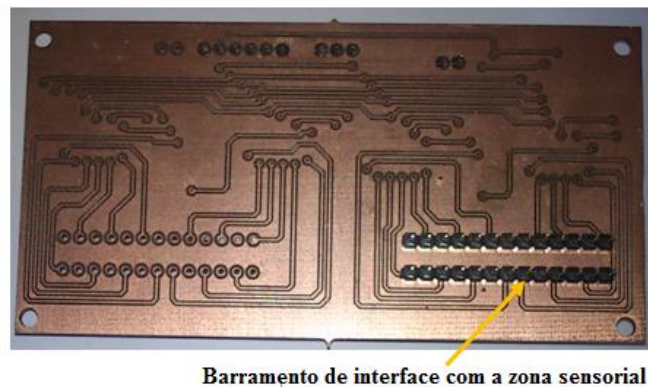


Figura 36: Vista inferior da placa de circuito impresso para leitura de duas zonas sensoriais.

4.2.5 Microcontrolador

Um programa foi implementado num microcontrolador para sincronizar a multiplexagem com a leitura dos sensores proveniente do conversor. O microcontrolador escolhido foi o ATMEGA328-P da Atmel, presente na placa de desenvolvimento *Arduino Uno*, que é apresentada na figura 37. A placa *Arduino Uno* cumpre os requisitos necessários para o sistema de leitura. O microcontrolador possui as saídas necessárias para controlo dos multiplexadores (4 saídas digitais). A nível da comunicação, o protocolo *I²C*, necessário para estabelecer a comunicação com o AD7150, está implementado por *hardware* no microcontrolador e a placa possui um conversor USB-Série que permite a

comunicação série através da porta USB. A porta USB permite alimentar a placa a partir do computador, não sendo necessário fontes externas. A placa fornece os 5V e 3.3V necessários para alimentar os multiplexadores e o AD7150, respectivamente.

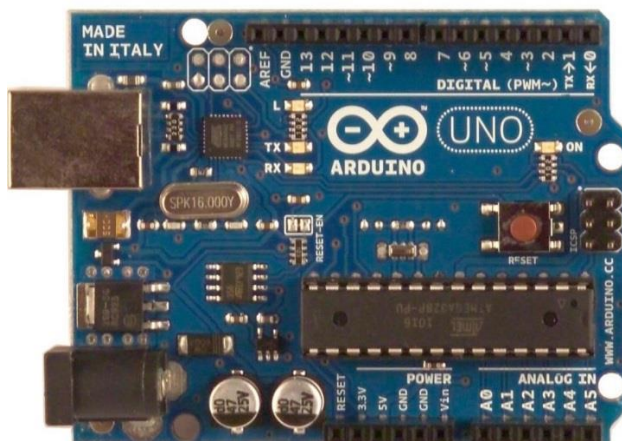


Figura 37: Placa de desenvolvimento Arduino Uno com o ATMEGA328-P da Atmel.

4.3 Software de Aquisição e Visualização de Dados

O *software* de aquisição e visualização de dados combina um programa desenvolvido no microcontrolador para aquisição de dados e uma interface gráfica em *Matlab* para efetuar a sua visualização. Através de comunicação série e comunicação I^2C é possível efetuar a interface do *software* com o *hardware* desenvolvido, sendo possível deste modo obter o valor da capacidade dos sensores.

4.3.1 Interface com o Hardware

Comunicação I^2C

Inter-Integrated Circuit (I^2C) é um protocolo de comunicação bidirecional desenvolvido e patentado pela Philips, que utiliza apenas duas linhas para comunicação (interface série). As duas linhas utilizadas pelo barramento são a SCL (*Serial Clock*) e SDA (*Serial Data*). A linha SDA é responsável por transportar os dados, enquanto a linha SCL sincroniza a sua transferência. Os dispositivos no barramento são classificados como mestre (*master*) ou escravo (*slave*). O dispositivo que inicia a comunicação é designado por mestre, enquanto o dispositivo que responde às mensagens é denominado por *slave*. Nesta dissertação o microcontrolador é o *master* e o conversor é o *slave*.

A figura 38 ilustra o formato da trama I^2C . A transferência de dados é sempre iniciada por um dispositivo master. Uma transição de nível lógico alto ('1') para nível lógico baixo

(‘0’) na linha SDA enquanto SCL é colocada a nível lógico alto (‘1’) é definida como a condição de *start*. A seguir à condição de *start*, são enviados 7-bit com o endereço do dispositivo *slave*, mais 1-bit para definir se é uma operação de leitura (‘1’) ou escrita (‘0’). A transmissão é confirmada com o envio de um *acknowledge* (linha SDA a ‘0’) pelo dispositivo *slave*. A fase seguinte consiste no envio do byte de dados. No caso de ser bem-sucedido, o *slave* envia novo *acknowledge*. Por fim, ou são enviados dados continuamente, ou então é sinalizada a condição de paragem por parte do *master*. Esta condição consiste em colocar ambas as linhas de comunicação a nível lógico alto.

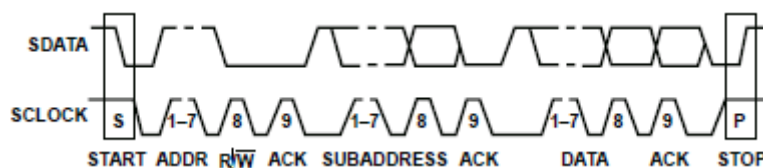


Figura 38: Formato da trama I²C.

No microcontrolador ATMEGA328-P este protocolo está implementado com a designação de TWI (2-wire interface). O *software* do *Arduino UNO* inclui uma biblioteca denominada *Wire*, que contém as funções necessárias para aceder aos registos que o ATMEGA328-P possui para controlar os passos da comunicação I²C.

Comunicação Série (RS-232):

A porta série é a interface utilizada para o microcontrolador comunicar com a aplicação de visualização de dados. Basicamente, a comunicação é efetuada através da escrita ou leitura de comandos, reconhecidos pelo microcontrolador e pela aplicação gráfica desenvolvida, permitindo assim o controlo do fluxo de dados. Deste modo, utilizou-se a biblioteca *Serial*, presente no *Arduino*, que contém as funções para a sua configuração, envio e leitura de dados.

4.3.2 Programa no Microcontrolador:

A figura 39 apresenta o fluxograma do programa desenvolvido no microcontrolador para esta aplicação.

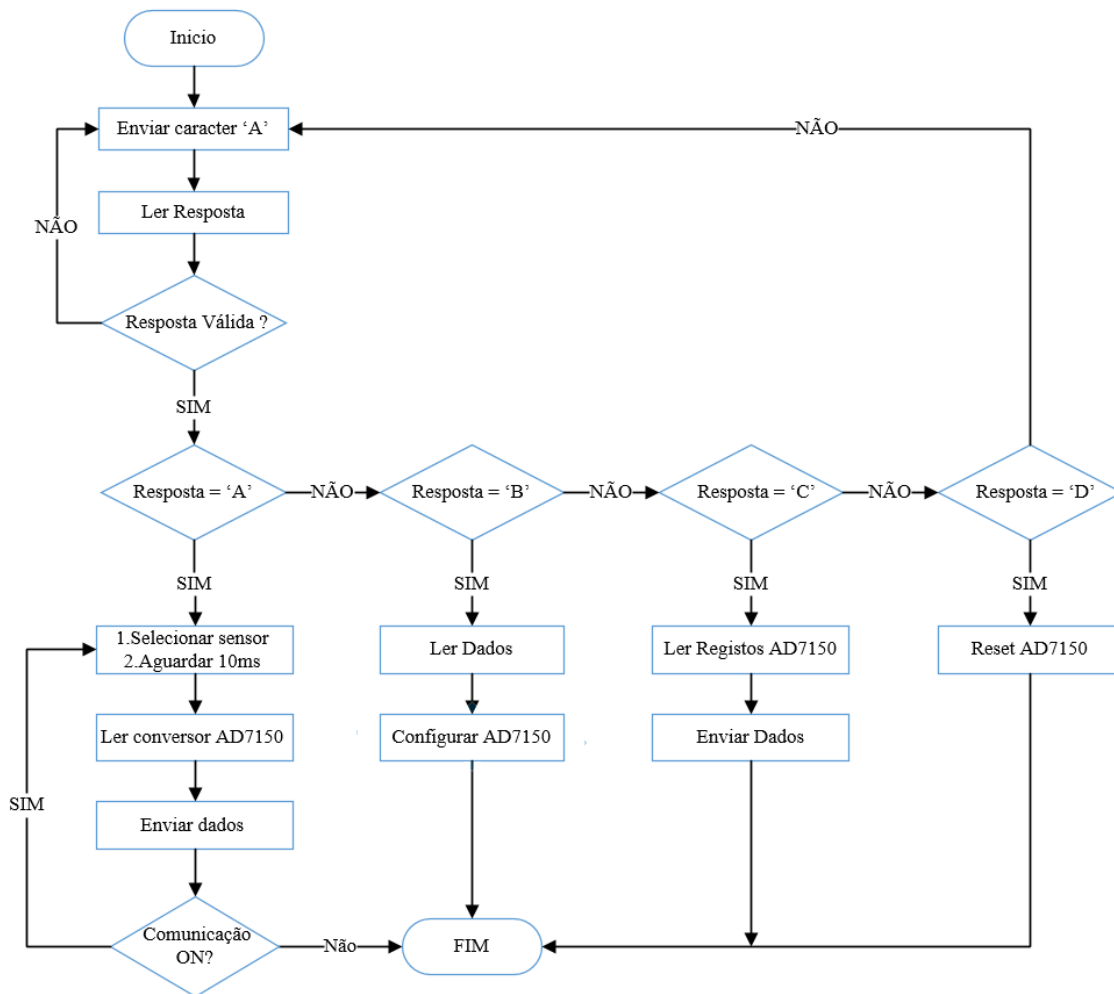


Figura 39: Fluxograma do programa desenvolvido no microcontrolador.

O microcontrolador estabelece comunicação com a aplicação gráfica enviando o carácter “A” através da comunicação série. Quando recebe resposta afirmativa é verificado o comando enviado pelo *Matlab* e então é executada a operação definida para esse comando. Os caracteres “B”, “C”, e “D” são utilizados para configurar o conversor AD7150, ler todos os registos do conversor e efetuar o seu *reset*, respetivamente. No caso de o comando recebido ser o carácter “A” é iniciado o ciclo de aquisição de dados. Em primeiro lugar é efetuada a seleção dos 2 sensores que se pretende ler (1 em cada canal) através dos bits de controlo do multiplexador e são aguardados 10 ms, que é o tempo máximo que demora a ocorrer a conversão do valor da capacidade em ambos canais. De seguida é estabelecida a comunicação I^2C com o conversor e são lidos os valores da capacidade presente em cada canal (CIN1 e CIN2), bem como os valores do CAPDAC de cada canal (CAPDAC1 e CAPDAC2). Os dados recolhidos e o tempo de conversão,

são de seguida enviados, através da porta série, para o computador. O ciclo vai-se repetindo até a comunicação ser encerrada.

4.3.3 Interface Gráfica Matlab

Como já foi referido anteriormente, o *software* para monitorizar os dados foi implementado em *Matlab*. Para tal, foi desenvolvido um ambiente gráfico (*GUI-Graphical User Interface*), que através de comunicação série (RS-232) estabelecida com o microcontrolador permite:

- ❖ Leitura e visualização da capacidade dos sensores;
- ❖ Configuração dos parâmetros do conversor AD7150;
- ❖ Gravação e análise dos dados;

A aplicação é composta por 3 painéis, cuja visualização vai sendo alterada em função dos botões premidos no painel principal (figura 40). Este painel para além de apresentar a visualização dos dados, permite ter acesso a todas as funcionalidades do *software*, que são apresentadas de seguida.

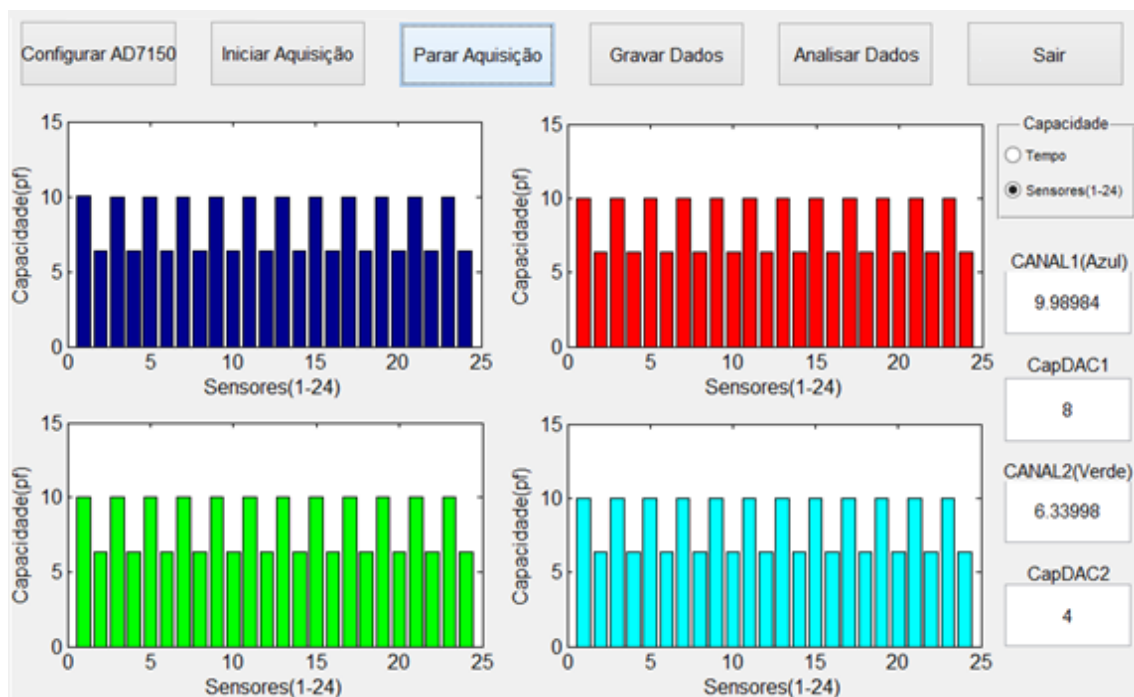


Figura 40: Painel de monitorização de aquisição de dados.

Ao clicar no botão *Iniciar aquisição*, em primeiro lugar é efetuada a configuração da porta série, de modo a ser possível receber os dados do microcontrolador, e em seguida é definido o tamanho da trama de dados, que corresponde a um ciclo de leitura (leitura completa dos 24 sensores) para uma zona sensorial. Após tal acontecer é enviado o caracter “A” em resposta ao pedido de comunicação por parte do microcontrolador, iniciando a aquisição das leituras da capacidade, como anteriormente foi explicado na parte do programa do microcontrolador. Quando o *buffer* de entrada da porta série possui o tamanho da trama de dados, ou seja, ao fim de 12 leituras, é gerada uma interrupção e é efetuado o processamento de dados, de modo a ser possível verificar a variação de capacidade em cada sensor.

Interpretação e Visualização dos Dados

Uma vez que os dados são recebidos através de comunicação série, estes devem ser dimensionados para poderem ser compreendidos. Para cada valor da capacidade lido através de *IC* nos 2 canais do conversor são enviados 10 bytes pela porta série, como ilustra a figura 41. Assim, no final de um ciclo de leitura (12 leituras), o *buffer* da porta série irá conter 120 bytes, sendo este o tamanho estabelecido para a trama de dados.

RS-232	CIN1 2 bytes	CAPDA1 1 byte	CIN2 2 bytes	CAPDAC2 1 byte	TEMPO 4 bytes
--------	-----------------	------------------	-----------------	-------------------	------------------

Figura 41: Formato da trama de dados para 1 leitura da capacidade do conversor.

Como se pode analisar pela figura 41 a representação digital da capacidade vem codificada em dois bytes. Assim através da equação 4.1 é possível obter a saída do conversor num único valor decimal. Repetindo-se o mesmo procedimento para o tempo de conversão.

$$Dados_{valor} = CIN_{MSB} * 256 + CIN_{LSB} \quad (4.1)$$

No entanto, o valor digital calculado pela equação 4.1, não corresponde diretamente ao valor em pF da capacidade, mas sim, ao nível de capacidade em função da resolução do CDC e da capacidade de referência, sendo necessário converter o valor digital lido para o valor analógico da capacidade. Assim, e como indicado pelo fabricante, o valor analógico da capacidade presente no canal de entrada, pode ser calculado em função da saída digital do conversor e da gama dinâmica escolhida, através da equação 4.2:

$$C(\text{pF}) = \frac{\text{Dados}_{\text{valor}} - 12288}{53232 - 12288} * \text{Gama}_{\text{dinâmica}} + \text{CAPDAC} * 0.2 \quad (4.2)$$

Com $\text{Gama}_{\text{dinâmica}} = 4 \text{ pF}, 2 \text{ pF}, 1 \text{ pF}$ ou 0.5 pF . Os valores 12288 e 53232 representam o limite mínimo e máximo do conversor respetivamente. No caso de se utilizar o CAPDAC, este é multiplicado pela sua resolução (200 fF) e posteriormente adicionado ao valor da capacidade. De seguida o valor da capacidade correspondente para cada sensor é guardado num array, bem como o tempo de conversão.

Após o processamento dos dados estar concluído é possível a sua visualização. Estes são apresentados num gráfico de barras onde é possível verificar a capacidade de todos os sensores da zona sensorial (figura 42a) ou num gráfico que mostra a variação da capacidade em função do tempo para cada canal do conversor (figura 42b).

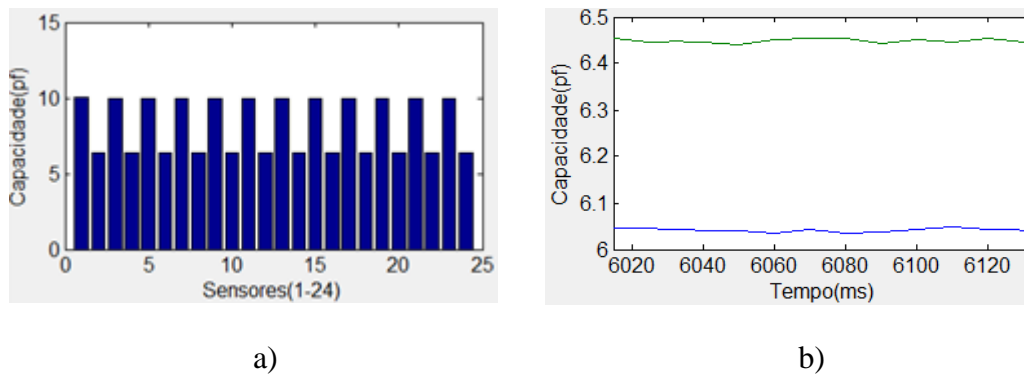


Figura 42: Apresentação dos dados: a) Capacidade em todos os sensores e b) variação da capacidade com o tempo.

Ao clicar no botão *Parar Aquisição*, a comunicação com o microcontrolador é encerrada, finalizando a aquisição de dados. Após a aquisição dos dados estar completa, estes podem ser gravados em ficheiro de texto para posterior análise, através do botão *Gravar Dados*.

Configuração dos Parâmetros do Conversor AD7150

Ao clicar no botão *Configurar AD7150* presente no painel ilustrado na figura 40 é aberta a janela de configuração do conversor AD7150, que permite configurar aos seus registos.

Configuração AD7150

Ler

Reset

Escrever

OK

Cancelar

Sair

Continou... ▼ Modo Conversão Adaptivo ▼ Threshold

Negativo ▼ Threshold

Endereço	Registo	Valor (hex)
0x09	Ch1 Sens	8
0x0A	Ch1 Tout	86
0x0B	Ch1 Setup	B
0x0C	Ch2 Sens	B
0x0D	Ch2 Tout	86
0x0E	Ch2 Setup	B
0x0F	Configuration	19
0x11	Ch1 CapDAC	C0
0x12	Ch2 CapDAC	C0

Ligado ▼ Canal 1

2 pF ▼ Cin Variação 1

8 Sensibilidade 1

4096 ▼ Const. Tempo 1

Ligado ▼ CapDAC 1

Ligado ▼ CapDAC Auto 1

0 CapDAC Valor 1

Ligado ▼ Canal 2

2 pF ▼ Cin Variação 2

11 Sensibilidade 2

4096 ▼ Const. Tempo 2

Ligado ▼ CapDAC 2

Ligado ▼ CapDAC Auto 2

0 CapDAC Valor 2

Figura 43: Painel de configuração do conversor AD7150.

Através do painel da figura 43 é possível definir o modo de conversão que se pretende, a sensibilidade do conversor, a gama de dinâmica para cada um dos canais: 4 pF, 2 pF, 1 pF ou 0.5 pF, entre outros. Em relação ao CAPDAC, este pode ser ativado ou desativado. No caso de se pretender a sua utilização, este pode ser configurado em modo automático, que assegura que o valor lido está entre 25% e 75% do valor selecionado para a gama dinâmica, ou então pode ser definido um valor fixo.

Para efetivar a configuração do conversor, é necessário selecionar a opção *Escrever* e de seguida carregar no botão *OK*. Quando tal acontece o carácter “B”, bem como o endereço e o conteúdo de cada um dos registos presente no painel do canto inferior esquerdo da figura 43, são enviados pela porta série para o microcontrolador que posteriormente comunica com o conversor. O processo inverso acontece quando se seleciona a opção *Ler*, nessa altura é enviado o pedido de leitura ao microcontrolador (carácter “C”) que estabelece comunicação com o conversor e posteriormente envia os dados obtidos para o computador, sendo possível visualizar o seu conteúdo. Selecionando a opção *Reset* é enviado o carácter “D” para o microcontrolador, que posteriormente envia o comando pré-definido pelo fabricante do conversor para efetuar o seu *reset*.

Análise de Dados

O painel para analisar os dados obtidos durante o processo de aquisição de dados pode ser acessado através do botão *Analisar Dados* presente no painel da figura 40.

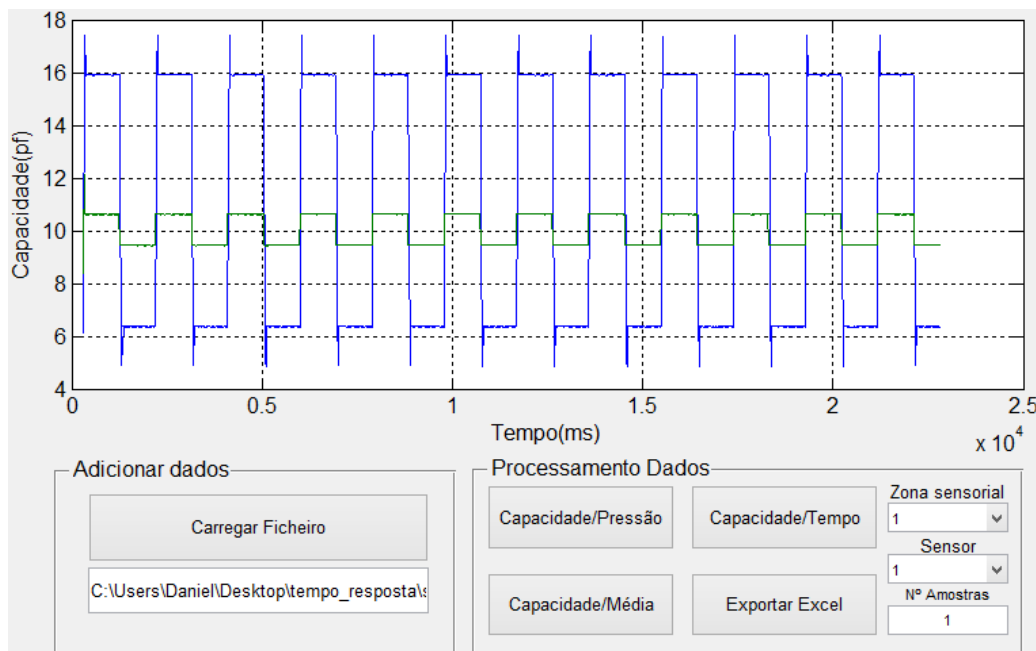


Figura 44: Painel de tratamento de dados.

Um dos ficheiros guardados no fim da aquisição de dados é carregado através do botão *Carregar Ficheiro* e os dados são ordenados em função da opção seleccionada. Desta forma é possível verificar a variação da capacidade ao longo do tempo nos dois canais presentes no conversor (figura 44), bem como analisar a variação de capacidade em função do tempo ou pressão para cada um dos 24 sensores que constituem o protótipo de teste. O valor médio da capacidade também poderá ser obtido em função do número de amostras adquiridas da capacidade dos sensores. Por fim, os dados podem ser guardados em ficheiro Excel.

Tempo de Resposta do Sistema de Leitura

Uma vez que a finalidade da plataforma sensorial é monitorizar o equilíbrio de pessoas em sessões de fisioterapia, o tempo de resposta do sistema é um fator importante. Como referido na secção 4.2.2, o tempo de leitura de todos os sensores seria aproximadamente 120 ms. No entanto, tal não se verifica, pois o valor da capacidade é obtido pelo conversor em função das leituras anteriores, como tal, para grandes variações de capacidade na entrada do canal capacitivo em duas leituras consecutivas, este apresenta

um “ligeiro atraso” na resposta a estas mesmas variações, ou seja, a conversão num canal demora os mesmos 5ms, mas o conversor só “atinge” o valor concreto da capacidade após algumas conversões. Para determinar quanto tempo demora o conversor a responder a variações bruscas na entrada do canal capacitivo, foram recolhidas 100 amostras de dois valores de capacidade diferentes e registado o tempo de resposta.

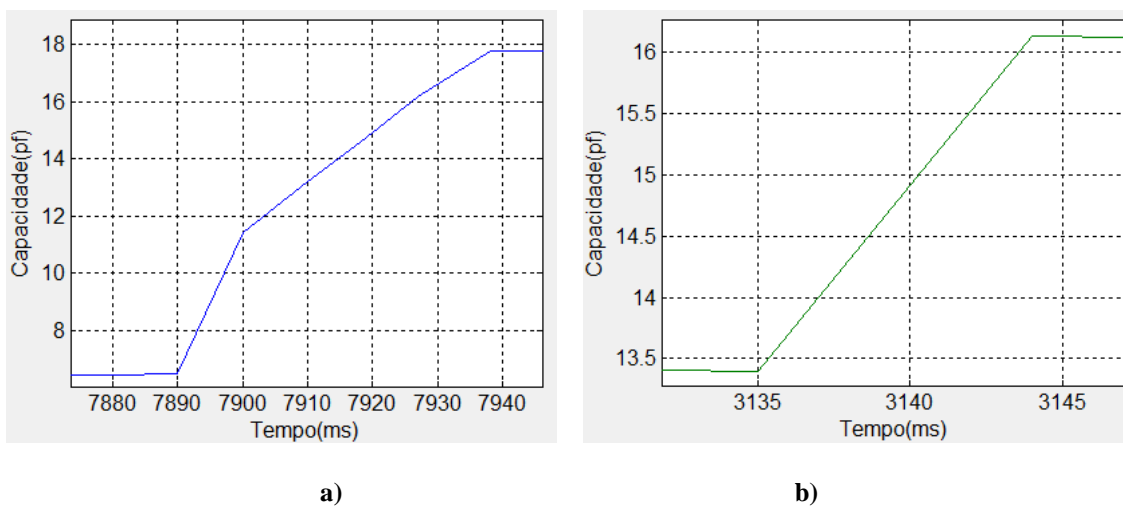


Figura 45: Tempo de resposta do conversor a variação de capacidade no canal de entrada. a) Variação de 11.5 pF ; b) Variação de 3 pF.

Como é possível verificar pelo gráfico da figura 45a, para uma diferença de capacidade de aproximadamente 11.5 pF entre duas leituras consecutivas, o conversor demora cerca de 50 ms a estabilizar no valor da capacidade presente no canal de entrada.

No gráfico da figura 45b verifica-se uma diminuição do tempo de resposta, apresentando este o valor normal de uma conversão em ambos os canais (10 ms), para uma variação de capacidade de aproximadamente 3 pF. Tendo em conta os resultados presentes da resposta do sensor, estima-se que num tempo máximo de 500 ms é possível efetuar a leitura correta de todos os sensores. Este pode ser um ponto negativo do sistema de leitura para aplicações que necessitem de uma largura de banda alta (superior a 1 Hz).

CAPÍTULO 5

Procedimento Experimental

Os resultados experimentais obtidos são apresentados neste capítulo. Em primeiro lugar é apresentado o protótipo sensorial desenvolvido e a sua integração com o sistema de leitura. De seguida é descrito o procedimento utilizado nos testes realizados para verificar o comportamento dos sensores. No terceiro ponto deste capítulo são apresentados os resultados obtidos para os testes efetuados e posteriormente é realizada a sua análise. Por fim é apresentada a implementação da solução final obtida para o sistema (sensores e eletrónica de leitura) que tenta melhorar os aspetos negativos observados durante os testes.

5.1 Sensores Fabricados

Os sensores foram construídos de acordo com o processo de fabrico apresentado no capítulo 3. A figura 46 mostra a placa de circuito impresso flexível do protótipo de testes fabricada para definição do dielétrico dos sensores, com o formato anteriormente apresentado na secção 3.4.

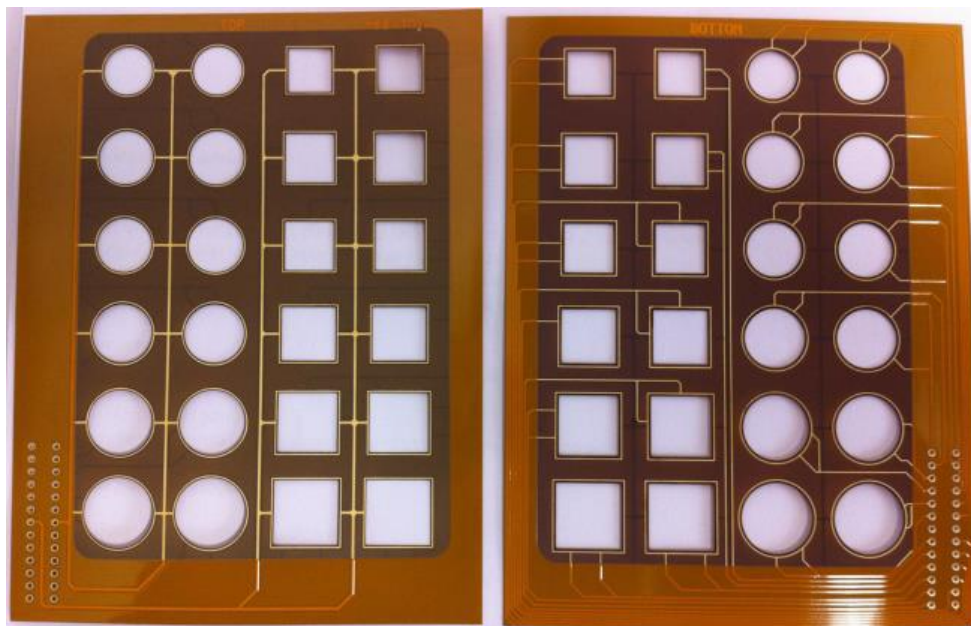


Figura 46: Substrato flexível de poliimida com as ligações elétricas.

O substrato flexível de poliimida presente na figura 46 possui um tamanho de 124*95 mm². Do lado esquerdo está presente a face de cima com as linhas condutoras para excitar os sensores e do lado direito está presente a face de baixo com as ligações independentes de cada sensor.

A figura 47 apresenta os substratos flexíveis de TPU com os elétrodos impressos fabricados. Para tal, todas as geometrias presentes na figura foram impressas com 6 camadas de tinta, tal como foi referido na secção 3.5.3. Foram fabricados os dois substratos necessários, para colocar um em cada face do substrato flexível de poliimida, sendo o substrato superior o espelho do substrato inferior.

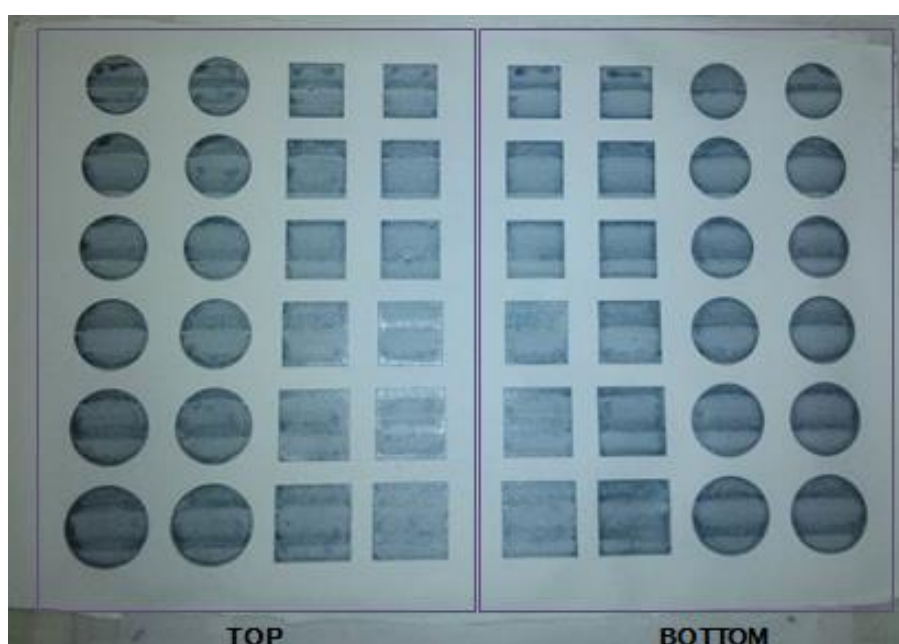


Figura 47: Substrato flexível de TPU com os elétrodos impressos.

Finalmente foi efetuada a junção dos diversos substratos, com recurso a um adesivo de base poliéster e eletricamente condutor (ELECOLIT 414). Este foi colocado no substrato de poliimida, nos anéis que rodeiam o dielétrico, de modo a efetuar a ligação elétrica entre as linhas condutoras e os elétrodos impressos.

Como se pode analisar pela figura 48 o protótipo sensorial construído apresenta elevada flexibilidade. Este tem a capacidade de se dobrar, facilitando assim o seu manuseamento e sua utilização em diferentes superfícies, de modo a medir corretamente as forças aplicadas.



Figura 48: Protótipo sensorial construído.

A integração do protótipo sensorial com o *hardware* de leitura foi efetuada, de modo a realizar os testes necessários, tal como pode ser visualizado na figura 49.

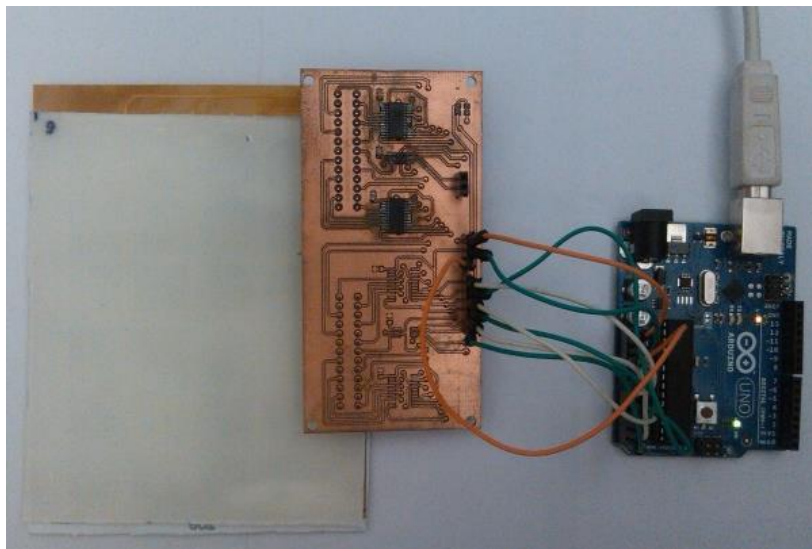


Figura 49: Integração do hardware de leitura com o protótipo desenvolvido.

5.2 Testes dos Sensores

Para analisar o funcionamento dos sensores foram efetuados dois testes distintos, que são apresentados de seguida. O primeiro consiste em verificar a resposta do sensor a variações de pressão dentro de uma câmara de pressão e o segundo consiste em colocar pesos no topo do sensor e verificar a variação de capacidade.

5.2.1 Resposta do Sensor com Variação de Pressão

O protótipo construído foi colocado, juntamente com o *hardware* de leitura, no interior de uma câmara de pressão, sendo aplicadas pressões positivas com variações entre 0 kPa e 100 kPa. A leitura da pressão no interior da câmara foi realizada através de um sensor de pressão de referência (Tecsis P3297), cujo sinal de saída varia entre 4 e 20 mA, para uma gama de pressões de 0-1 bar acima da pressão Atmosférica. Para ler o sinal de saída deste sensor foi utilizado um multímetro digital (Agilent 34410), comunicando este com o computador através da porta USB. Deste modo, integrando a leitura da corrente do sensor no ciclo de aquisição de dados, do *software* desenvolvido, é possível obter o valor da capacidade dos sensores em função da pressão no interior da câmara. Vários sensores foram testados e os resultados obtidos podem ser visualizados na secção 5.3.

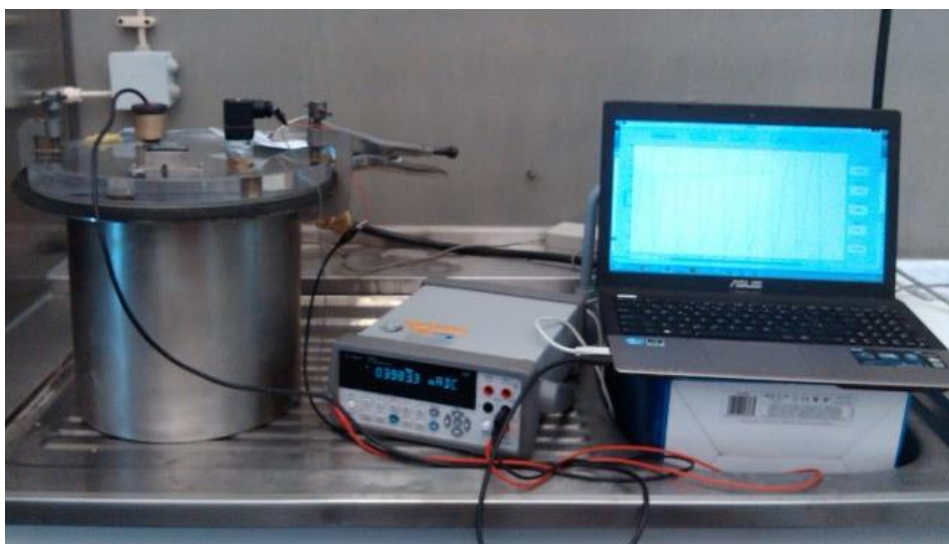


Figura 50: Setup de teste para verificar resposta dos sensores a variação de pressão.

5.2.2 Resposta do Sensor com Variação de Carga

A resposta dos sensores a variações de cargas também foi efetuada. O ensaio consistiu na colocação de pesos no topo dos sensores (figura 51). Uma vez que os pesos utilizados possuem uma área muito superior à dos eléctrodos dos sensores, utilizou-se uma placa de acrílico com uma área de 10 cm x 7 cm, como superfície de interface entre a carga e os sensores, para tentar garantir uma distribuição equitativa do peso em todos os sensores. A variação de capacidade foi medida para uma gama de pesos entre os 0 kg - 19.2 kg. A saída dos sensores foi adquirida a uma taxa de amostragem de 100 Hz, obtendo-se 1000 amostras para cada sensor e a sua média e desvio padrão foram calculados.

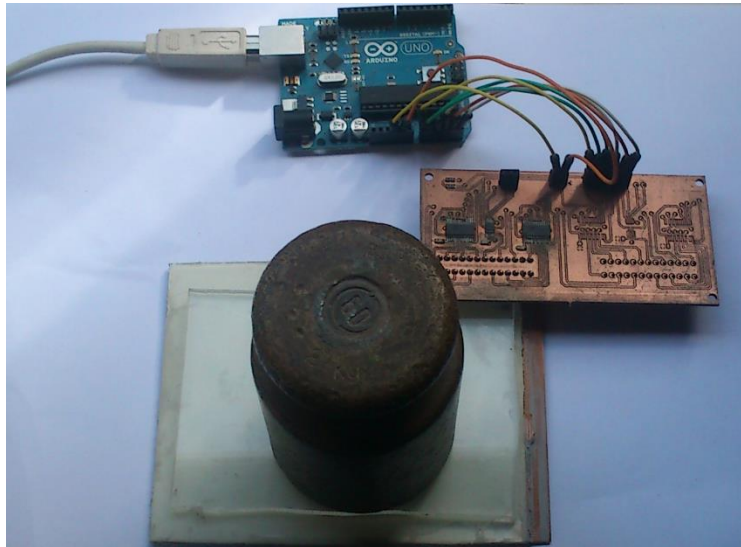


Figura 51: Setup de teste para verificar resposta dos sensores a variação de carga.

5.3 Resultados Experimentais

As duas figuras seguintes apresentam os resultados obtidos para os 2 testes efetuados. Assim, na figura 52 está presente a variação da capacidade para 5 sensores com geometria circular e diferentes áreas, e na figura 53 a variação da capacidade com a carga aplicada para estes mesmos sensores.

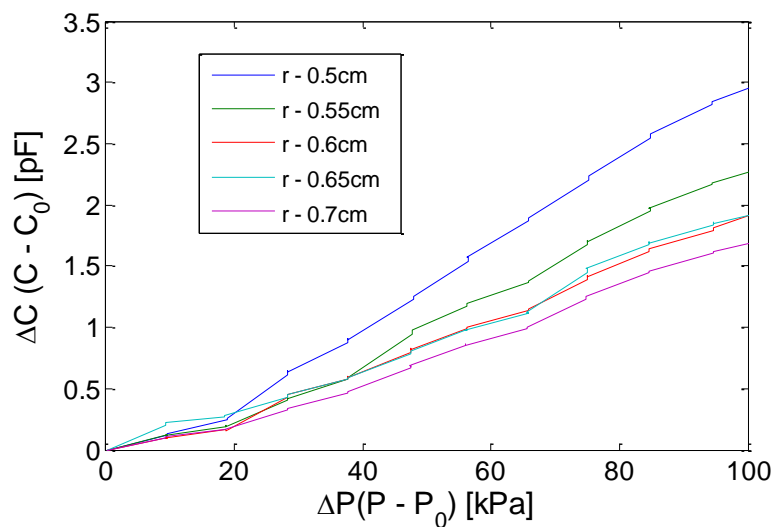


Figura 52: Resposta do sensor com variação de pressão.

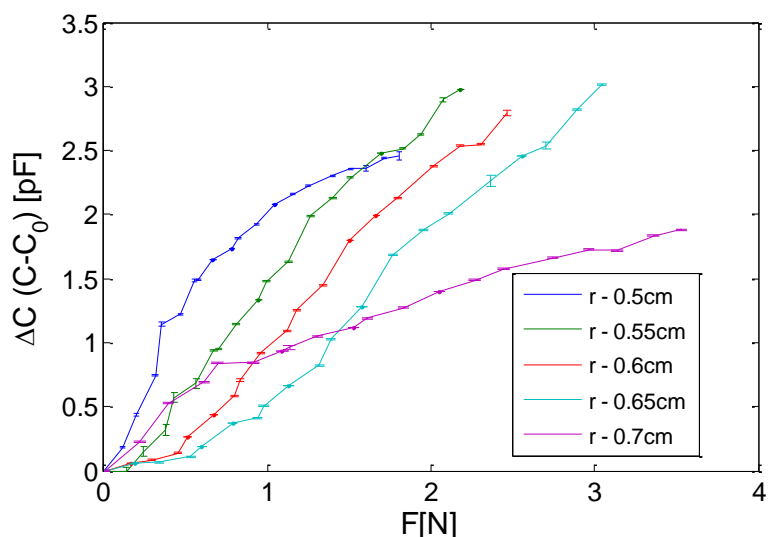


Figura 53: Resposta dos sensores com variação de carga.

5.4 Discussão de Resultados

Analisando o gráfico da figura 52 é possível verificar que a capacidade dos sensores aumenta com o aumento da pressão no interior da câmara. Todavia, ao contrário do que seria de esperar, os sensores com maior área (raio = 7 mm) apresentam menor variação de capacidade (1.68 pF) em comparação com os sensores que possuem menor área (raio = 5 mm), que apresentam uma variação de 2.95 pF. Este comportamento inesperado é atribuído ao *cross-coupling* entre os sensores, isto é, quando um dos sensores é atuado, os sensores circundantes também variam (com variação muito menor).

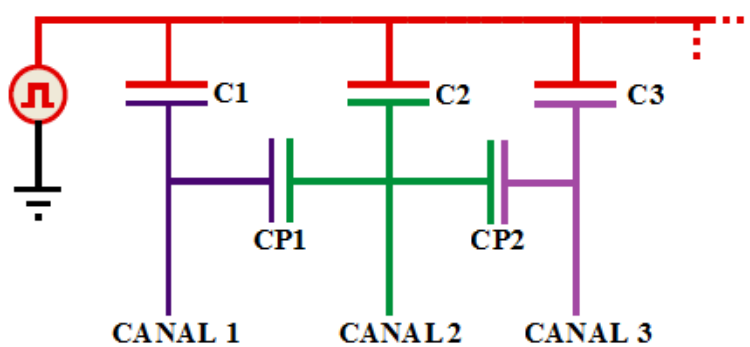


Figura 54: Esquema de ligações dos sensores

Como é possível verificar na figura 54, os sensores encontram-se todos ligados ao mesmo barramento de excitação, possuindo canais de leitura separados. Uma vez que todos os sensores estão a ser atuados ao mesmo tempo, e existem capacidades parasíticas entre os canais de leitura dos sensores (CP1 e CP2), a capacidade aumenta devido à

existência destas capacidades. Visto que os sensores com áreas mais pequenas encontram-se mais afastados do barramento de leitura dos sensores, ou seja, possuem ligações elétricas maiores e capacidades parasíticas maiores, existe um aumento da sua capacidade, relativamente aos sensores maiores que possuem capacidades parasíticas menores, daí que os sensores com áreas menores apresentam variações de capacidades superiores.

O mesmo comportamento dos sensores é observado no teste efetuado com os pesos (figura 53). É possível verificar que a capacidade dos sensores aumenta com a carga, contudo uma vez mais o sensor com maior área não apresenta maior variação de capacidade. O sensor com raio = 7 mm apresenta a menor variação de capacidade (1.88 pF). A maior variação de capacidade observou-se nos sensores com área compreendidas entre a área mínima e a área máxima, apresentando o sensor com elétrodos de raio = 6.5 mm a maior variação de capacidade (3.015 pF). Mais uma vez, os efeitos de *cross-coupling* são verificados nestes resultados.

A obtenção de resultados com geometria quadrada não foi possível devido à presença de capacidades paralelas (devido à maior área dos elétrodos impressos), que aumentam a capacidade total do sensor, apresentando valores superiores aos que o sistema de leitura é capaz de ler (saturação). O sistema atual de leitura e a utilização de cola condutora aumenta a capacidade de todos os sensores, contudo a área dos sensores quadrados é superior, o que faz com que apresentem maior influência da presença de capacidades paralelas.

Como se verificou pelos resultados obtidos, apesar da capacidade dos sensores aumentar com o aumento da pressão, o estudo efetuado apresenta algumas limitações, nomeadamente o facto dos valores da capacidade obtidas serem superiores ao que era esperado, o que obriga a melhorias na eletrónica de leitura, que por sua vez se traduz num novo desenho dos sensores como é apresentado na secção 5.5.

5.5 Solução Final

De modo a tentar solucionar os aspetos negativos encontrados durante o teste dos sensores, procedeu-se à implementação de uma nova abordagem na estratégia de multiplexagem dos sensores, que se traduziu num novo desenho do protótipo sensorial e num novo sistema de leitura dos sensores. O resultado final do novo substrato flexível de poliimida pode ser visualizado na figura 55, onde do lado esquerdo se encontra a face

inferior com as ligações elétricas para leitura dos sensores, e no lado direito encontra-se a face superior com as ligações elétricas para excitação dos sensores.

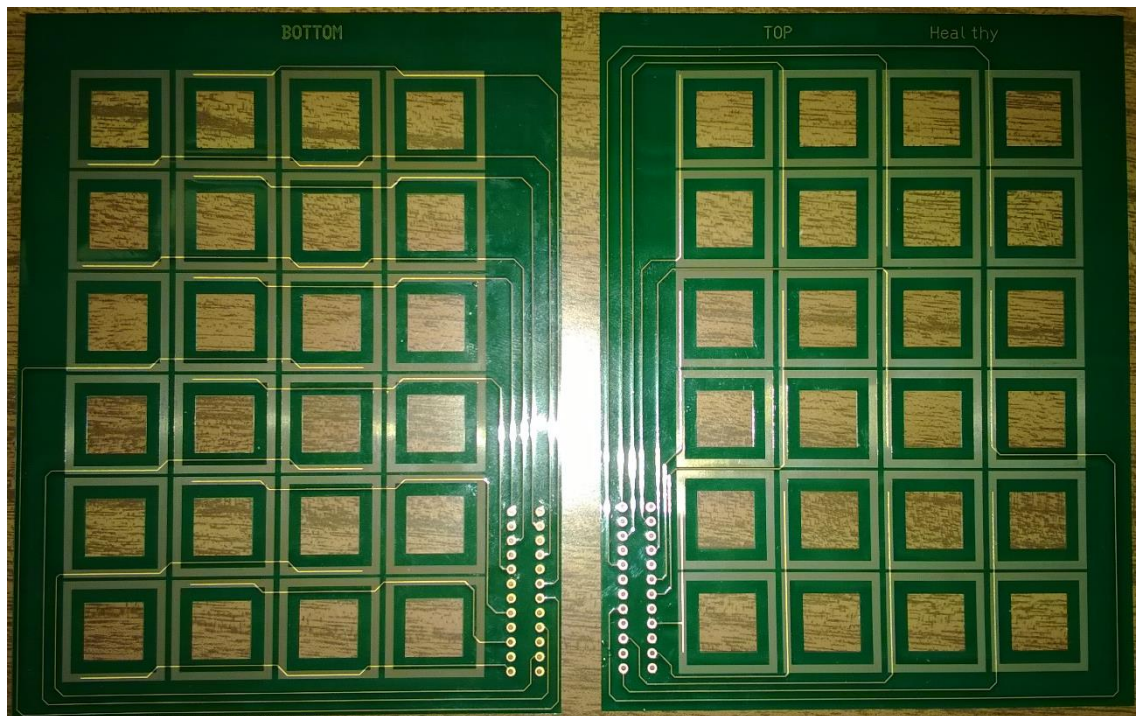


Figura 55: Substrato flexível de poliimida com eléttodos quadrados.

Como se pode observar, os sensores possuem todos a mesma geometria quadrada, apresentando uma área de $10 \times 10 \text{ mm}^2$. Apesar de não ter sido possível resultados com a geometria quadrada, pelos motivos anteriormente referidos, esta acabou por ser a escolhida em virtude de apresentar uma sensibilidade maior por unidade de área em comparação com os sensores de geometria circular. Para minimizar os efeitos das capacidades paralelas, o anel em volta do dielétrico de ar foi eliminado, e os eléttodos impressos serão menores do que na solução testada.

A alteração efetuada na multiplexagem dos sensores prende-se com a sincronização da excitação dos sensores com a sua leitura, em contraste ao que acontecia anteriormente, onde os sensores se encontravam ligados ao mesmo barramento de excitação (12 sensores para cada uma das excitações do conversor), e possuíam ligações independentes que posteriormente eram multiplexadas sequencialmente. Esta nova solução irá permitir reduzir o problema do *cross-coupling* existente, pois o barramento de excitação deixa de ser partilhado.

A nova solução torna necessário multiplexar os canais de leitura dos sensores e desmultiplexar a sua excitação. Assim, nesta nova abordagem, apenas dois sensores irão partilhar o mesmo canal de excitação como mostra na figura 56.

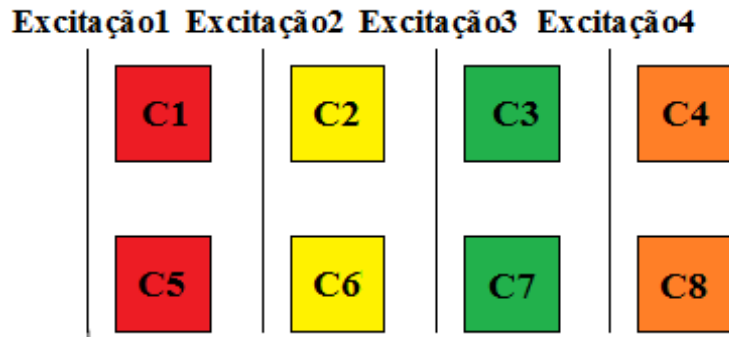


Figura 56: Esquema de ligações para excitação dos sensores.

De forma semelhante ao que acontece com a excitação, dois sensores irão partilhar o mesmo canal de leitura, possuindo estes excitações diferentes, como pode ser observado na figura 57, onde por exemplo, o canal 1 é utilizado para a leitura dos sensores 1 e 3, e o canal 2 é utilizado par a leitura dos sensores C2 e C4.

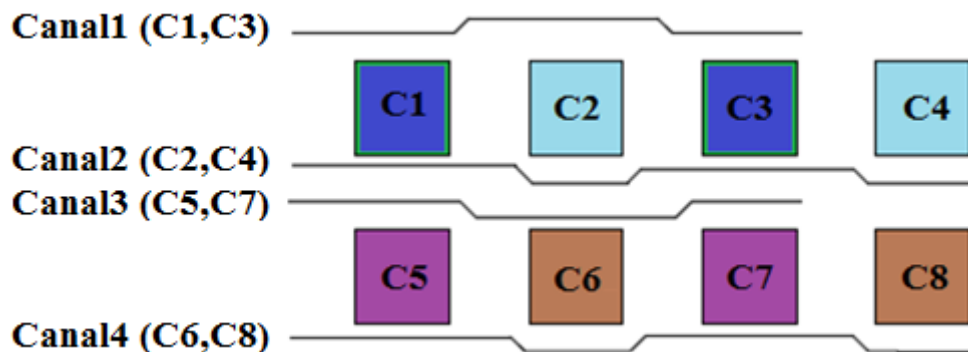


Figura 57: Esquema de ligações dos canais de leitura dos sensores.

Com a implementação desta estratégia de multiplexagem, é preciso sincronizar a excitação dos sensores e a sua leitura corretamente, através dos sinais de controlo dos multiplexadores, sendo possível efetuar a leitura individual de cada sensor de forma sequencial. A figura 58 apresenta o esquema de ligações utilizado para a leitura de um sensor (C1). Como se pode observar, o condensador C1 e C3 partilham o mesmo canal de leitura, no entanto quando C1 estiver excitado, C3 não estará ligado a nenhum potencial, minimizando a influência de capacidades de *cross-coupling* nas leituras da capacidade dos sensores. Para além disso, este novo esquemático necessita de uma menor

densidade de conexões, pois agora temos 12 na parte inferior e 12 na parte superior, contra 24 na parte inferior e 2 na parte superior na primeira versão.

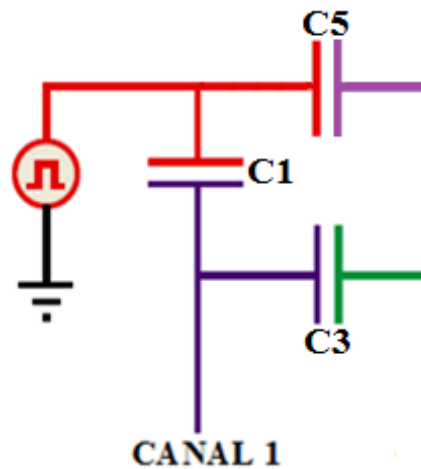


Figura 58: Esquema de ligações para leitura do sensor (C1).

Uma vez que cada zona sensorial possui 24 sensores, são necessários 12 canais para a excitação dos sensores e 12 canais para efetuar a sua leitura. Assim o multiplexador selecionado foi o AD1607, que é bidirecional e cujo encapsulamento é igual ao ADG1606 anteriormente utilizado. Este possui dois multiplexadores/demultiplexadores de 8 canais (S1A-S8A e S1B-S8B) e duas saídas (DA e DB), sendo controlado com recurso aos três sinais de controlo (A0, A1,A2), como é possível observar na figura 59.

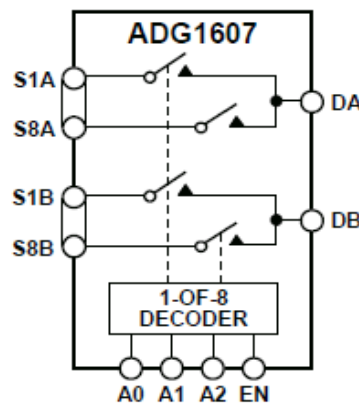


Figura 59: Diagrama de blocos funcional do ADG1607.

Tendo em conta os canais necessários, são utilizados dois multiplexadores por cada zona sensorial. O primeiro para selecionar o canal de leitura dos sensores, e nesse caso DA e DB funcionam como saída e estão ligados a cada um dos canais de leitura do conversor AD7150. O segundo funcionando como demultiplexador para selecionar a

excitação dos sensores, e desse modo DA e DB funcionam como entrada e estão ligados a cada um dos canais de excitação do conversor AD7150.

Em função da nova estratégia adotada para a multiplexagem dos sensores foi desenvolvido um novo *hardware* de leitura, devidamente finalizado em PCB (figuras 60 e 61). Em comparação com o sistema anteriormente utilizado, as únicas diferenças prendem-se na substituição dos multiplexadores e na redução do tamanho da placa. Assim, são uma vez mais utilizados 2 multiplexadores e um conversor AD7150 para efetuar a leitura de uma zona sensorial.

A figura 60 apresenta a face superior do circuito desenvolvido, devidamente soldado, que permite a leitura de duas zonas sensoriais, através do barramento indicado na figura. Da mesma forma, o barramento presente na parte inferior da placa permite a interface com a placa desenvolvida para aquisição de dados (figura 62). Para efetuar a leitura completa das 4 zonas sensoriais, que compõe a plataforma sensorial, é necessário a utilização de duas PCB.

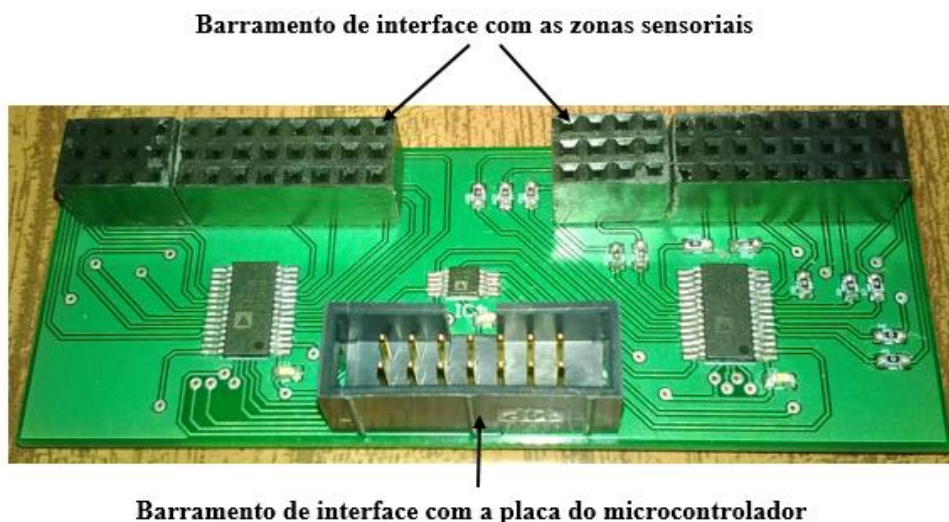


Figura 60: Vista superior do sistema de leitura dos sensores.

A figura 61 apresenta a face posterior da PCB, onde é possível verificar à semelhança da figura 60, os 2 multiplexadores e o conversor de capacidade digital que permitem a leitura de uma zona sensorial.

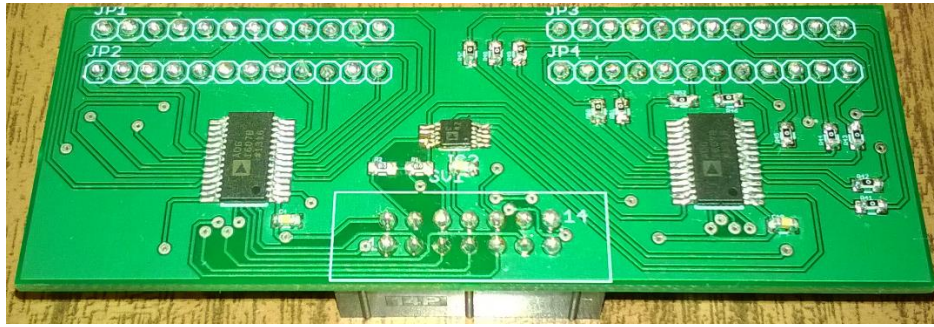


Figura 61: Vista posterior do sistema de leitura dos sensores.

Em complemento com o sistema anteriormente apresentado para a leitura dos sensores, foi desenvolvida uma placa para a sua aquisição, que pode ser observada na figura 62. Deste modo deixou de ser necessário a utilização da placa de desenvolvimento *Arduino Uno*.

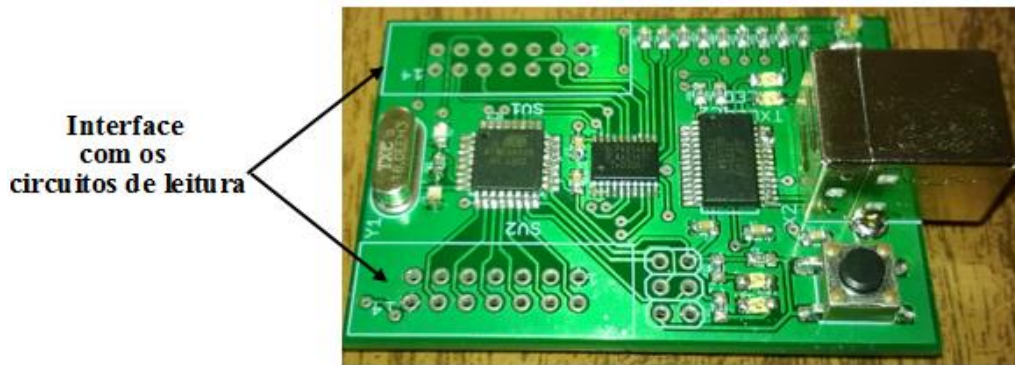


Figura 62: Placa de aquisição de dados.

A placa é equipada com um microcontrolador ATMEGA328P da Atmel, alimentação USB que permite alimentar todo o sistema, comunicação série através da porta USB (FTDI) e um multiplexador de 4 canais do barramento de I^2C (PCA9544A) para ser possível sincronizar a leitura proveniente de cada conversor de capacidade digital utilizado por cada zona sensorial (são utilizados 4 conversores), cujo esquemático pode ser visto em anexo. Para além disso, contém dois conectores de 14 pinos para efetuar a interface com os dois circuitos utilizados para ler a capacidade dos sensores. Deste modo, integrando os circuitos das figuras 60, 61 e 62 é possível efetuar a leitura de todos os sensores que constituem a plataforma sensorial tal como pode ser observado no esquemático da figura 63.

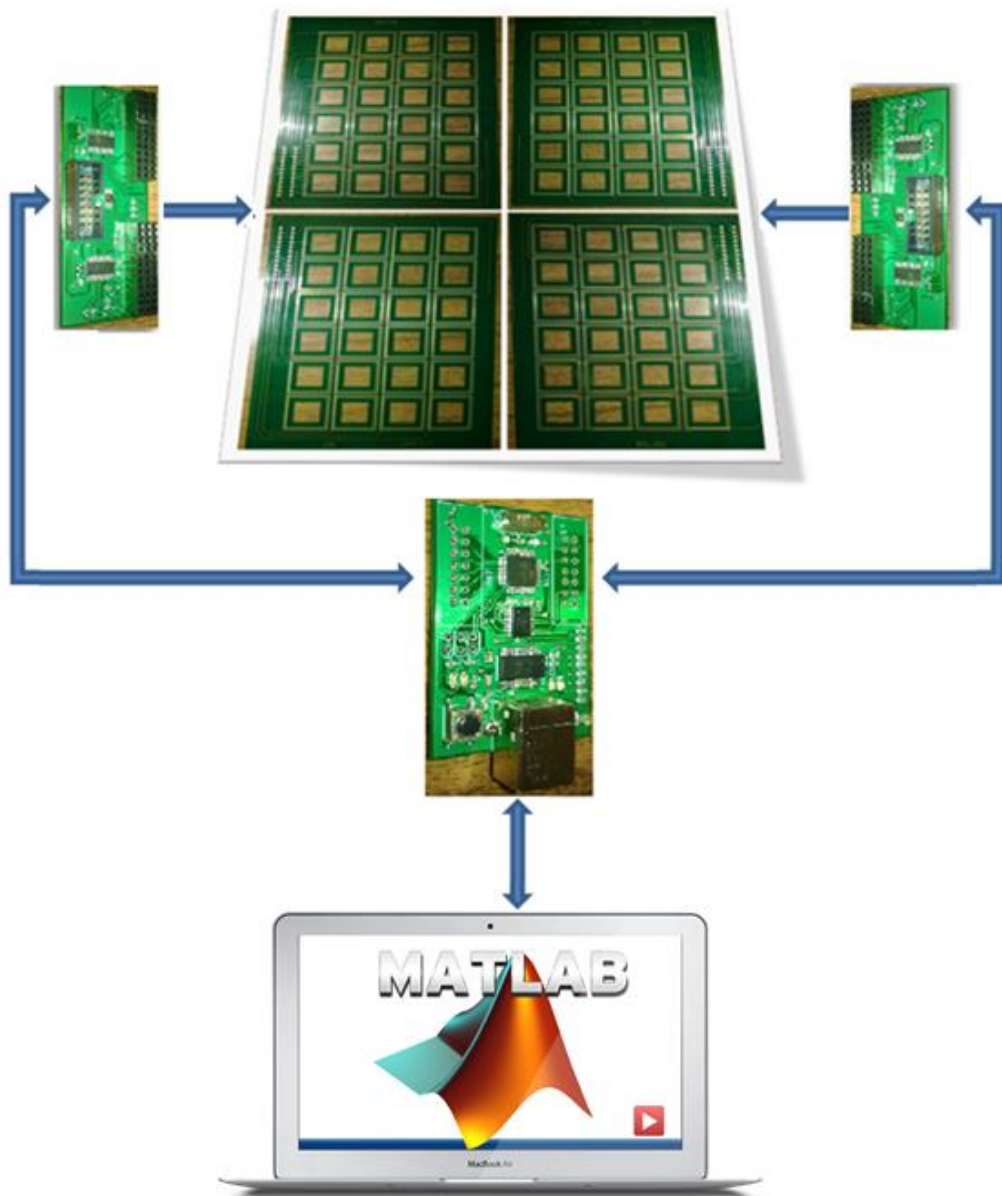


Figura 63: Integração do sistema de leitura com a plataforma sensorial.

CAPÍTULO 6

Conclusões e Trabalho Futuro

O desenvolvimento de um array de sensores de pressão flexíveis, para integrar numa plataforma sensorial, capaz de avaliar o equilíbrio do utilizador durante atividades de reabilitação física foi apresentado neste documento.

Os sensores foram modelados analiticamente, o que permitiu definir as dimensões aproximadas para os sensores. O seu processo de fabrico foi igualmente abordado, tendo sido descritas todas as etapas envolvidas na construção do protótipo sensorial, apresentado nesta dissertação. O sistema de leitura desenvolvido permite a leitura sequencial dos sensores presentes no protótipo, cuja informação é visualizada e analisada por uma aplicação em ambiente gráfico *Matlab*.

Os resultados experimentais obtidos são bastantes promissores provando a viabilidade da solução proposta. A capacidade dos sensores aumenta com o aumento da pressão, tal como esperado, e os sensores apresentam elevada flexibilidade, confirmando-se também que é possível obter uma resolução espacial razoável com a nova abordagem apresentada nesta dissertação para o fabrico de sensores de pressão flexíveis capacitivos, utilizando um processo simples e economicamente acessível.

Relativamente ao tempo de resposta do sistema, os testes efetuados demonstraram que este é capaz de obter a informação proveniente dos sensores num tempo médio previsto de 0,5 segundos, apresentando o *software* desenvolvido a capacidade de ler, registar, processar e analisar essa informação de forma eficiente, sem erros ou perda de dados. Esta frequência de amostragem pode ser suficiente para aplicações de monitorização de equilíbrio, mas coloca restrições no uso da plataforma para aplicações que necessitem de uma análise em tempo real de movimentos rápidos.

Contudo a versão testada apresenta alguns problemas. O *cross-coupling* entre os sensores é elevado, traduzindo-se num aumento da sua capacidade, como consequência da estratégia de multiplexagem utilizada para a leitura dos sensores e da utilização de cola condutora na sua construção. Assim, numa perspetiva de melhoramento dos resultados, foram implementadas alterações no sistema de leitura dos sensores, que carecem de validação prática, uma vez que não foi possível o seu teste no período estabelecido para

a execução deste trabalho. Em função dessas alterações, foi desenhado um novo protótipo sensorial, constituído por sensores com geometria quadrada, que permite a obtenção de uma sensibilidade maior por unidade de área em comparação com sensores de geometria circular, tal como já foi referido. Deste modo, o novo sistema de leitura necessita de ser testado, e é necessária a caracterização dos novos sensores.

Para além do que foi referido anteriormente, o uso de variações de pressão não é a mais adequada para o teste de validação. No futuro, um ensaio experimental terá de ser executado com a plataforma sensorial em contacto com o corpo humano. Ainda numa perspetiva de trabalho futuro, a interface gráfica desenvolvida pode ser melhorada, acrescentando novas funcionalidades, como por exemplo a apresentação de mapas de pressão.

Por fim, é importante referir que da realização deste trabalho resultou o artigo “Real Time Sensing Device For Health Monitoring – *Flexible Pressure Platform for Mobility Monitoring Applications*”, dos autores S. Cruz, D. Dias, J. C. Viana e L. A. Rocha, aceite para publicação na conferência International Conference on Physiological Systems – PhyCS 2014.

Referências

- [1] J. Xu, K. D. Kochanek, and S. L. Murphy, “National Vital Statistics Reports Deaths : Final Data for 2007,” vol. 58, no. 19, 2010.
- [2] A. Biswas, E. D. Lemaire, and Jonathan Kofman, “Dynamic gait stability index based on plantar pressures and fuzzy logic,” *J. Biomech.*, vol. 41, no. 7, pp. 1574–1581, 2008.
- [3] P. B. H, D. Rosenbaum, L. Claes, and H. Gerngro, “Measurement of plantar pressure distribution during gait for diagnosis of functional lateral ankle instability,” *Clin Biomech*, vol. 12, no. 3, pp. 19–19.
- [4] S. Meyring, “Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients,” *Clin Biomech*, vol. 12, no. 1, pp. 60–65.
- [5] P. S. Dyer and S. J. M. Bamberg, “Instrumented insole vs. force plate: A comparison of center of plantar pressure,” in *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, pp. 6805–9.
- [6] “Tekscan.” [Online]. Available: www.tekscan.com.
- [7] “Gmbh, Novel.” [Online]. Available: www.novel.de.
- [8] A. C. Redmond, J. Crosbie, and R. a Ouvrier, “Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index.,” *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 21, no. 1, pp. 89–98, Jan. 2006.
- [9] G. V Zammit, H. B. Menz, and S. E. Munteanu, “Reliability of the TekScan MatScan® system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults,” *J. Foot Ankle Res.*, pp. 3–11, 2010.
- [10] M. W. Kennedy, J. P. Schmiedeler, C. R. Crowell, M. Villano, A. D. Striegel, and J. Kuitse, “Enhanced feedback in balance rehabilitation using the Nintendo Wii Balance Board,” *2011 IEEE 13th Int. Conf. e-Health Networking, Appl. Serv.*, pp. 162–168, Jun. 2011.
- [11] E. Pritchard, M. Mahfouz, B. E. Iii, S. Eliza, and M. Haider, “Flexible Capacitive Sensors for High Resolution Pressure Measurement,” pp. 1484–1487, 2008.
- [12] S. P. Lacour and D. P. J. Cotton, “Elastomeric Capacitive Sensors,” *Transducers 2011*, pp. 2770–2773.

- [13] A. T. Sepúlveda, F. Fachin, Guzmán de Villoria, B. L. Wardle, J. C. Viana, and L. A. Rocha, "Nanocomposite flexible pressure sensor for biomedical applications," *Procedia Eng.* 25, pp. 140–143, 2011.
- [14] A. T. Sepúlveda, A. J. Pontes, J. C. Viana, R. G. de Villoria, F. Fachin, B. L. Wardle, and L. A. Rocha, "Flexible sensor for blood pressure measurement.," *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2011, pp. 512–5, Jan. 2011.
- [15] T. Someya, T. Sekitani, S. Iba, Y. Kato, H. Kawaguchi, and T. Sakurai, "A large-area, flexible pressure sensor matrix with organic field-effect transistors for artificial skin applications.," *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 101, no. 27, pp. 9966–70, Jul. 2004.
- [16] L. Wang, T. Ding, and P. Wang, "Thin Flexible Pressure Sensor Array Based on Carbon Black/Silicone Rubber Nanocomposite," *IEEE Sens. J.*, vol. 9, no. 9, pp. 1130–1135, Sep. 2009.
- [17] C. M. A. Ashruf, "Thin flexible pressure sensors," *Sens. Rev.*, vol. 22, no. 4, pp. 322–327, 2002.
- [18] H.-K. Lee, S.-I. Chang, and E. Yoon, "A Flexible Polymer Tactile Sensor: Fabrication and Modular Expandability for Large Area Deployment," *J. Microelectromechanical Syst.*, vol. 15, no. 6, pp. 1681–1686, Dec. 2006.
- [19] "FSA by VerG, Inc." [Online]. Available: www.fsaworld.com.
- [20] B. Choi and H. R. Choi, "Development of tactile sensor for detecting contact force and slip," *2005 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 2638–2643, 2005.
- [21] T. V Papakostas, "Tactile sensor: stretching the limits," in *3rd IET International Conference on Intelligent Environments*, 2007, pp. 472–476.
- [22] M.-Y. Cheng, C.-L. Lin, Y.-T. Lai, and Y.-J. Yang, "A polymer-based capacitive sensing array for normal and shear force measurement.," *Sensors (Basel)*, vol. 10, no. 11, pp. 10211–25, Jan. 2010.
- [23] A. Dehennis and C. Junseok, "Pressure Sensors," pp. 101–133, 2008.
- [24] H. B. Muhammad, C. M. Oddo, L. Beccai, C. Recchiuto, C. J. Anthony, M. J. Adams, M. C. Carrozza, D. W. L. Hukins, and M. C. L. Ward, "Development of a bioinspired MEMS based capacitive tactile sensor for a robotic finger," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 165, no. 2, pp. 221–229, Feb. 2011.
- [25] J. Engel, J. Chen, and C. Liu, "Development of polyimide flexible tactile sensor skin," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 13, no. 3, pp. 359–366, May 2003.

- [26] M.-Y. Cheng, C.-L. Lin, Y.-T. Lai, and Y.-J. Yang, "A polymer-based capacitive sensing array for normal and shear force measurement.," *Sensors (Basel)*, vol. 10, no. 11, pp. 10211–25, Jan. 2010.
- [27] C.-C. Chiang, C.-C. K. Lin, and M.-S. Ju, "An implantable capacitive pressure sensor for biomedical applications," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 134, no. 2, pp. 382–388, Mar. 2007.
- [28] Y. Hotta, Y. Zhang, and N. Miki, "A Flexible Capacitive Sensor with Encapsulated Liquids as Dielectrics," *Micromachines*, vol. 3, no. 4, pp. 137–149, Mar. 2012.
- [29] M. Hussain, Y.-H. Choa, and K. Niihara, "Fabrication process and electrical behavior of novel pressuresensitive composites," *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 32, no. 12, pp. 1689–1696.
- [30] "Helvoet Helix BV." [Online]. Available: www.helvoet.nl.
- [31] "Pressure Profile Systems, Inc." [Online]. Available: <http://www.pressureprofile.com/technology-capacitive.php>.
- [32] "SENSOR PRODUCTS INC." [Online]. Available: <http://www.sensorprod.com/foot-plate-pressure-sensor.php>.
- [33] "Xsensor Technology Corporation." [Online]. Available: <http://www.xsensor.com/>.
- [34] "Tomorrow Options." [Online]. Available: www.tomorrow-options.com.
- [35] C. Hin-Leung and K. D. Wise, "Scaling limits in batch-fabricated silicon pressure sensors," *Electron Devices, IEEE Trans.*, vol. 34, no. 4, pp. 850 – 858.
- [36] R. MORREL, "Measuring Elastic Properties of Advanced Technical Ceramics – A review," *UK Natl. Phys. Lab. Rep.*, no. 42, p. 41, 1996.
- [37] S. D. Senturia, *Microsystem Design*. New York: Kluwer Academic Publishers, 2001.
- [38] W. P. Eaton, J. H. Smith, and E. Ed, "Micromachined pressure sensors: Review and recent developments," *Smart Mater. Struct.*, no. 6, 1997.
- [39] S. Timoshenko, *Theory of Plates and Shells*, 2nd ed. McGraw-Hill Book Company, 1989.
- [40] Sigma-Aldrich, "Plexcore® Organic Conductive Inks." [Online]. Available: <http://www.sigmaaldrich.com/materials-science/organic-electronics/plexcore-organic-conductive-inks.html>.

- [41] J. Perelaer, U. S. Schubert, and F. Jena, "Inkjet Printing and Alternative Sintering of Narrow Conductive Tracks on Flexible Substrates for Plastic Electronic Applications," no. Feb, 2010.
- [42] B. K. Park, D. Kim, S. Jeong, J. Moon, and J. S. Kim, "Direct writing of copper conductive patterns by ink-jet printing," *Thin Solid Films*, vol. 515, no. 19, pp. 7706–7711, Jul. 2007.
- [43] J. Perelaer, B.-J. de Gans, and U. S. Schubert, "Ink-jet Printing and Microwave Sintering of Conductive Silver Tracks," *Adv. Mater.*, vol. 18, no. 16, pp. 2101–2104, Aug. 2006.
- [44] "Xennia." [Online]. Available: <http://www.xennia.com/knowledgecentre/industrial-inkjet-printing.asp>.
- [45] H. K. L. Li, and I. M. Hutchings, "Direct writing technology-Advances and developments," *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 57, no. 2, pp. 601–620.
- [46] D. B. Wallace, "A Method of Characteristics Model of a Drop-On-Demand Ink-Jet. Device Using an Integral Method Drop Formation Model," *Am. Soc. Mech. Eng.*, pp. 1–9, 1989.
- [47] J. S. Aden, J. H. Bohórquez, D. M. Collins, M. D. Crook, A. García, and U. E. Hess, "The Third-Generation HP Thermal InkJet Printhead," pp. 41–45, 1994.
- [48] B. K. Gale, M. A. Eddings, S. O. Sundberg, A. Hatch, and J. Kim, "Low-Cost MEMS Technologies," 2007.
- [49] D. A. Markgraf, "Corona Treatment : An Overview," pp. 1–46, 1994.
- [50] "Solid surface energy data (SFE) for common polymers." [Online]. Available: <http://www.surface-tension.de/solid-surface-energy.htm>.
- [51] "Huntsman." [Online]. Available: http://www.huntsman.com/Product_Finder/ui/PSDetailProductList.do?PCId=4644.
- [52] "TPU Properties." [Online]. Available: http://www2.basf.us/urethanechemicals/tpu/tpu_properties.htm.
- [53] T. H. E. Range, O. F. Xennia, and D. Printing, "Xennia Carnelian Flexible inkjet development system The Xennia Carnelian inkjet dispenser incorporates industrial printhead technology Xennia Carnelian."
- [54] A. M. Helmenstine, "About.com Chemistry." [Online]. Available: <http://chemistry.about.com/od/chemistryglossary/g/Electrical-Resistivity->.
- [55] A. Kamyshny, J. Steinke, and S. Magdassi, "Metal-based Inkjet Inks for Printed Electronics," pp. 19–36, 2011.

- [56] L. J. van der Pauw, “A method of measuring the resistivity and Hall coefficient on lamellae of arbitrary shape,” *Philips Tech. Rev.*, no. 20, pp. 220–224, 1958.
- [57] L. Gonçalves, “Microsistema Termoelétrico Baseado em Teluretos de Bismuto e Antimónio,” Universidade do Minho, 2008.

Anexos

Esquemáticos PCB

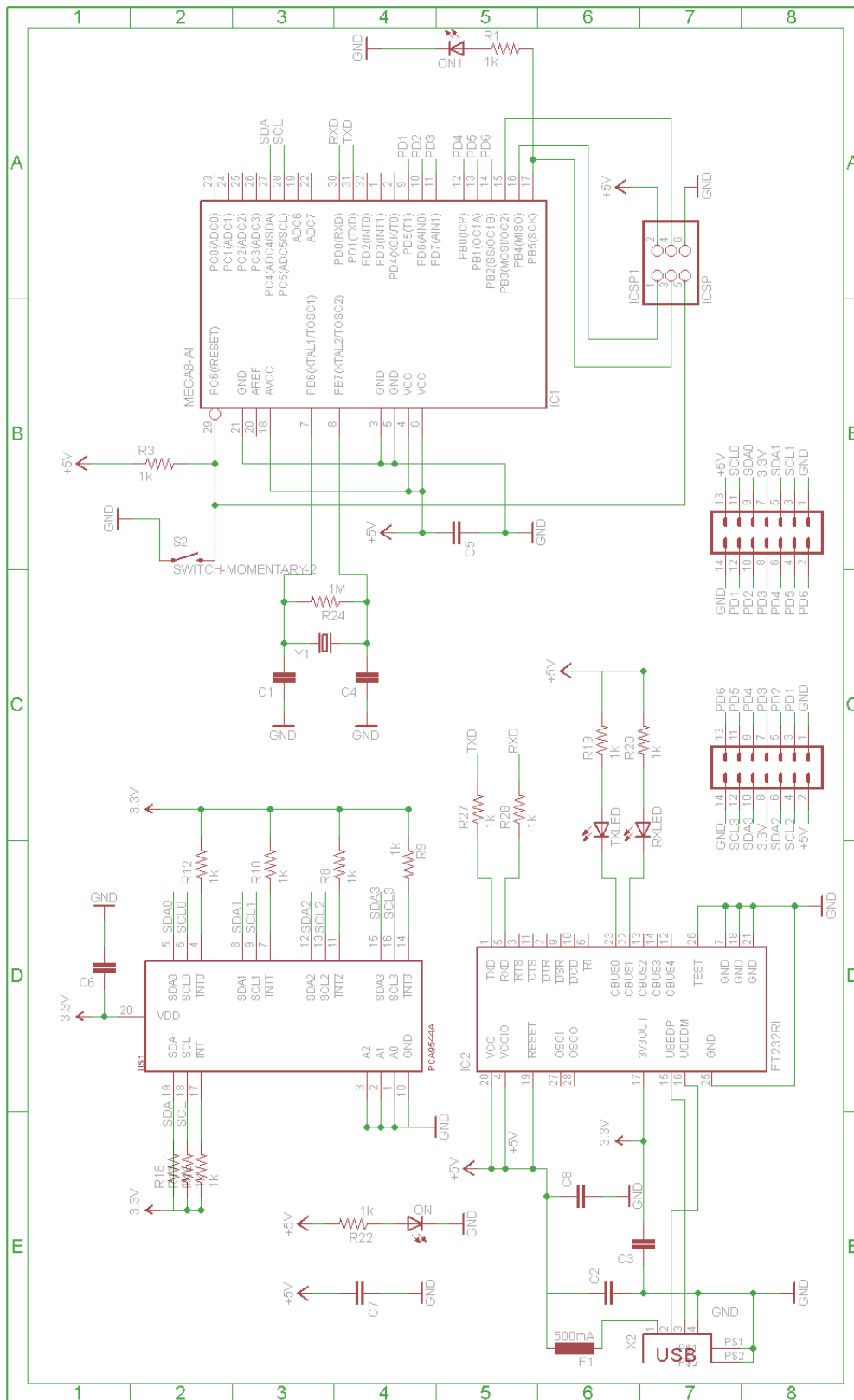


Figura 64: Esquemático da placa de aquisição da leitura dos sensores.

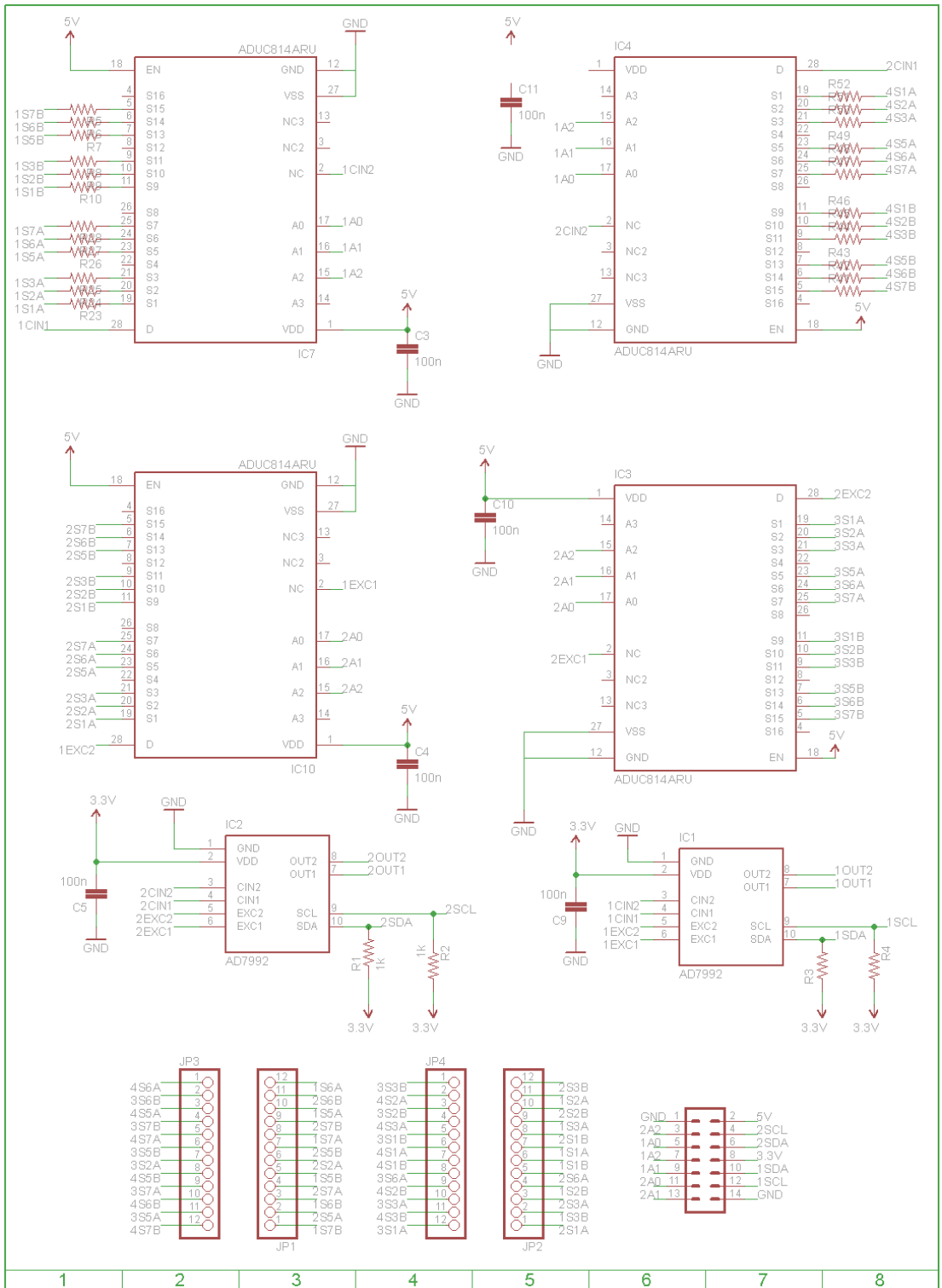


Figura 65: Esquemático circuito de leitura dos sensores.