



**João
Oliveira e Silva**

**Implementação de um sistema de aquisição e
transmissão de dados para plataforma e-Health**

**Implementation of a data acquisition and
transmission system for an e-Health platform**



**João
Oliveira e Silva**

**Implementação de um sistema de aquisição e
transmissão de dados para plataforma e-Health**

**Implementation of a data acquisition and
transmission system for an e-Health platform**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Eletrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Doutor Mário José Neves de Lima, Professor auxiliar do Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro, e do Doutor Paulo Fernando da Costa Antunes, Professor auxiliar do Departamento de Física.

o júri / the jury

presidente / president

Professor Doutor António José Ribeiro Neves
Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

Professor Doutor Paulo Sérgio de Brito André
Professor Catedrático, Instituto Superior Técnico - Universidade de Lisboa

Professor Doutor Mário José Neves de Lima
Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro

agradecimentos / acknowledgements

A realização de uma dissertação marca o culminar de todo um percurso académico realizado. Percurso este que não teria sido possível de realizar sem o apoio de algumas pessoas, pessoas essas que merecem o meu especial agradecimento e a quem dedico este trabalho.

Em primeiro lugar agradeço aos meus pais e família pela educação, valores e apoio que sempre me transmitiram.

Em segundo lugar agradeço aos meus colegas de curso, em especial ao André Filipe da Costa Mendes. Mais que colega, um amigo do qual tive a honra e o orgulho de ter ao meu lado durante esta jornada.

Agradeço também à minha namorada Sofia Ferreira Parente pelo apoio incondicional que me tem dado, apoio este que sem dúvida serviu como um dos grandes alicerces nesta fase da minha vida.

Um agradecimento especial aos meus professores orientadores, Professor Doutor Mário José Neves de Lima e Professor Doutor Paulo Fernando da Costa Antunes, que sempre se mostraram dispostos a ajudar-me.

Quero também deixar o meu especial agradecimento a todas as pessoas envolvidas direta ou indiretamente na realização da presente dissertação. Assim sendo, deixo um sincero agradecimento à Cátia Tavares, ao Hugo Silva, à M. Fátima Domingues, ao Ayman Radwan, à Nélia Alberto e à Maria Leonor Rebole. Um muito obrigado a todos.

Deixo também um agradecimento ao instituto i3N (*Institute for Nanostructures, Nanomodelling and Nanofabrication*) e ao instituto de telecomunicações por fornecerem o acesso das suas instalações e equipamentos à comunidade técnico-científica.

Sendo o meu projeto de dissertação realizado também no âmbito do projeto de I&D Plataforma e-Health para otimização de condições no local de trabalho, financiado pela AlticeLabs@UA, deixo-lhes também o meu agradecimento.

Por fim, agradeço à Universidade de Aveiro, em especial ao Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática (DETI) e ao Departamento de Física (DFis) pela qualidade do ensino e pelo apoio prestado. Qualidade esta que com certeza se irá refletir positivamente ao longo de toda a minha carreira profissional.

Obrigado a todos.

Palavras Chave

Sensorização, IoT, Fibras óticas, POF, Ergonomia, Cadeira, Acondicionamento de sinal, Sensores.

Resumo

O trabalho realizado centrou-se em atividades de investigação relacionadas com o desenvolvimento de hardware para um sistema de análise e monitorização de parâmetros fisiológicos e ambientais com recurso a sistemas óticos e eletrónicos.

Efetivamente, o plano de trabalhos centrou-se em desenvolver e implementar um sistema de aquisição e transmissão em regime elétrico de dados relativos à postura, temperatura e frequências cardíaca e respiratória de uma pessoa sentada, como também dados relativos à temperatura, ruído, concentração atmosférica de CO₂ e luminosidade ambiente. Também, um dos objetivos propostos foi o de permitir que o sistema tenha a funcionalidade de controlar a luminosidade ambiente. Numa primeira fase foram utilizados sensores eletrónicos em toda a sensorização e, numa fase posterior, os sensores eletrónicos relativos à postura corporal situados no assento foram substituídos por sensores óticos baseados em LEDs, fotodetetores e fibra ótica, podendo assim realizar um estudo de comparação entre ambas as tecnologias.

Para além de todo o estudo e análise relativa ao desenvolvimento dos sensores óticos construídos no âmbito desta dissertação, também é feito o estudo e análise relativo às metodologias e escolhas adotadas no dimensionamento e construção do circuito de receção e acondicionamento de sinal.

É de salientar que o trabalho descrito nesta dissertação foi também realizado no âmbito do projeto de I&D Plataforma e-Health para otimização de condições no local de trabalho, financiado pela AlticeLabsUA.

Por fim, todo o processamento de sinal efectuado por software necessário ao estudo realizado foi efectuado pelo estudante André Filipe da Costa Mendes, tanto no âmbito do projeto descrito anteriormente, como também no âmbito da sua dissertação de mestrado.

Keywords

Sensorization, IoT, Fiber optics, POF, Ergonomics, Chair, Signal conditioning, Sensors.

Abstract

The work carried out focused on research activities related to the development of hardware for an analysis and monitoring system of physiological and environmental parameters using optical and electronic devices.

Effectively, the work plan focused on developing and implementing a system for the acquisition and transmission, in electrical regime, of data relating to posture, temperature, and heart and respiratory rates of a seated person, as well as data relating to temperature, noise, atmospheric concentration of CO₂ and ambient luminosity. Also, one of the proposed objectives was to allow the system to have the functionality to control ambient luminosity.

In a first phase, electronic sensors were used and, in a later phase, the electronic sensors related to body posture located in the seat were replaced by optical sensors based on LEDs, photodetectors and optical fiber, thus being able to carry out a comparison study between the technologies.

In addition to all the study and analysis related to the development of optical sensors built within the scope of this dissertation, the study and analysis related to the methodologies and choices adopted in the design and construction of the signal reception and conditioning circuit is also carried out.

It should be noted that the work described in this dissertation was also carried out within the scope of the e-Health Platform R&D project for optimizing conditions in the workplace, funded by AlticeLabsUA.

Finally, all the signal processing performed by software necessary for the study was carried out by the student André Filipe da Costa Mendes, both within the scope of the project described above, as well as within the scope of his master's thesis.

Conteúdo

Conteúdo	i
Lista de Figuras	iii
Lista de Tabelas	v
Glossário	vii
1 Introdução	1
1.1 Enquadramento e motivação	1
1.2 Objetivos	3
1.3 Estrutura do documento	3
1.4 Principais contribuições	4
2 Estado da Arte	5
2.1 Avaliação da ergonomia de uma pessoa sentada	5
2.2 Sensorização utilizando sensores elétricos e eletrônicos	7
2.3 Sensorização baseada em fibra ótica de polímeros	8
3 Funcionamento geral do sistema e componentes utilizados	11
3.1 Unidades de controlo	13
3.1.1 Raspberry Pi 4B	13
3.1.2 ESP8266	13
3.2 ADCs	13
3.3 Sensores elétricos e eletrônicos	14
3.3.1 Análise e monitorização postural	15
3.3.2 Dados biométricos	18
3.3.3 Monitorização ambiental	19
4 Sensorização baseada em fibra ótica	23
4.1 Princípio de funcionamento dos sensores óticos desenvolvidos	24

4.1.1	Sensorização baseada em intensidade e <i>macrobending</i>	24
4.1.2	Sensores intrínsecos e extrínsecos	25
4.2	Design e construção dos sensores óticos desenvolvidos	26
4.2.1	Transmissão de potência ótica	26
4.2.2	Célula-sensor	27
4.2.3	Receção de potência ótica	28
4.2.4	Implementação dos sensores óticos no sistema	36
5	Análise dos resultados experimentais e validação das soluções propostas	39
5.1	Sensores elétricos e eletrónicos	39
5.1.1	Análise e monitorização postural	39
5.1.2	Dados biométricos	42
5.1.3	Monitorização ambiental	43
5.2	Sensores óticos	44
5.2.1	Funcionamento e resposta dos sensores	44
5.3	Funcionamento geral do sistema	47
5.3.1	Comparações finais entre as duas tecnologias	47
6	Conclusões e trabalho futuro	49
	Anexos	53
	Tabelas	53
	Referências	55

Lista de Figuras

1.1	Trabalhadores numa fábrica de tabaco em início do século XX [2]	2
2.1	(A) postura sentada lombo-pélvica ereta ou lordótica; (B) postura sentada relaxada (<i>slump</i>); (C) postura torácica ereta [4], [7]	6
2.2	Cadeira ergonómica com um mapa de pressão baseado em sensores de força resistivo [14]	7
3.1	Esquematização do sistema implementado	12
3.2	Esquema elétrico da implementação de uma FSR no sistema	15
3.3	FSRs instaladas nas costas da cadeira	16
3.4	Esquema elétrico da implementação de uma célula de carga no sistema	17
3.5	Fotografias representativas do sistema (da esquerda para a direita): Sensores instalados no assento da cadeira, chapas de alumínio superior e inferior, e sistema de instrumentação para a aquisição dos sensores do assento	18
3.6	Esquema elétrico da implementação do sensor de ruído ambiente no sistema	20
3.7	Esquema elétrico da implementação da fotorresistência no sistema	21
3.8	Esquema elétrico da implementação do sensor de dióxido de carbono (CO ₂) no sistema	22
4.1	Representação esquemática da propagação de luz através de uma fibra ótica	23
4.2	Representação esquemática da propagação de luz através de uma <i>polymer optical fiber</i> (POF) em <i>macrobending</i>	25
4.3	Representação de transmissão intrínseca (a) e transmissão extrínseca (b)	26
4.4	Esquema elétrico da implementação do LED no sensor	27
4.5	Caixa desenvolvida em PLA e as várias tampas testadas	28
4.6	Desenho 3D da caixa com a fibra ótica e a tampa por cima para perceção da posição de encaixe	28
4.7	Circuito simples de transimpedância [54]	29
4.8	Circuito do modelo elétrico de um <i>amplificador operacional</i> (op-amp)	30
4.9	Circuito amplificador diferencial	32
4.10	Circuito amplificador de instrumentação com 3 op-amps	34
4.11	Esquema elétrico do divisor resistivo implementado	35

4.12	Assento da cadeira com os sensores óticos embutidos	36
4.13	PCB desenvolvida para um sensores ótico	37
4.14	Modulo final dos sensores óticos desenvolvidos	37
5.1	Valores experimentais e correspondente curva de resposta para cada uma das células de carga do sistema	40
5.2	Resposta das células de carga a um impulso (pessoa a sentar-se) de modo a estudar os tempos de subida do sistema	41
5.3	Resposta das células de carga a um impulso (pessoa a levantar-se) de modo a estudar os tempos de descida do sistema	41
5.4	Deteção da frequência respiratória do utilizador por parte do sistema	43
5.5	Valores experimentais e correspondente curva de resposta para cada um dos sensores óticos desenvolvidos	44
5.6	Resposta dos sensores óticos a um impulso (pessoa a sentar-se) de modo a estudar os tempos de subida do sistema	45
5.7	Resposta dos sensores óticos a um impulso (pessoa a levantar-se) de modo a estudar os tempos de descida do sistema	46
6.1	Sistema final desenvolvido	51

Lista de Tabelas

5.1	Tabela com a quantificação das características abordadas relativas ao sistema com células de carga no assento	42
5.2	Tabela com a quantificação das características abordadas relativas ao sistema com sensores baseados em POF no assento	46
1	Valores obtidos para diferentes posições com células de carga no encosto	53
2	Valores obtidos para diferentes posições com células de carga no assento	53
3	Valores obtidos para diferentes posições com sensores óticos no encosto	54
4	Valores obtidos para diferentes posições com sensores óticos no assento	54

Glossário

OTS	<i>off-the-shelf</i>	LED	<i>light emitting diode</i>
COTS	<i>commercial-off-the-shelf</i>	RIS	<i>refractive index (IR) sensing</i>
OSS	<i>open source software</i>	IR	índice de refração
SBC	<i>single board computer</i>	I_F	<i>forward current</i>
IoT	<i>internet of things</i>	op-amp	<i>amplificador operacional</i>
MRI	<i>magnetic resonance imaging</i>	PLA	<i>Polylactic acid</i>
RPi 4B	Raspberry Pi 4 B	PSRR	fator de rejeição da tensão de alimentação (<i>power supply rejection ratio</i>)
PCB	<i>printed circuit board</i>	CMRR	razão de rejeição em modo comum (<i>common mode rejection ratio</i>)
ADC	conversor analógico para digital	AC	corrente alternada (<i>alternating current</i>)
I²C	Inter-Integrated Circuit	DC	corrente contínua (<i>direct current</i>)
CO₂	dióxido de carbono	RTI	ruído total referente à entrada
CO	monóxido de carbono	U.A.	unidade arbitrária
FSR	sensores de força resistivo	PGA	<i>programmable gain amplifier</i>
SPI	<i>serial peripheral interface</i>		
ppm	partes por milhão		
POF	<i>polymer optical fiber</i>		

Introdução

Neste primeiro capítulo é feita uma introdução geral ao tema apresentado. Inicialmente faz-se um enquadramento da temática nos dias de hoje bem como das motivações por detrás do desenvolvimento da dissertação. De seguida são apresentados os objetivos que se pretenderam alcançar com a execução deste documento e a estrutura do mesmo. Por fim são referidas as principais contribuições científicas.

1.1 Enquadramento e motivação

Desde o início da história da humanidade que o seu desenvolvimento evolui associado às grandes mudanças tecnológicas [1]. Uma dessas grandes mudanças é chamada de segunda revolução industrial, e com ela a cadeira torna-se um objeto popular [1]. Efetivamente, no século XX é possível verificar que o conforto, antes restrito a uma parcela da população, difunde-se, melhorando assim as condições de vida de forma mais democrática, com as cadeiras passando a integrar o ambiente de trabalho de grande parte da população [1], como podemos observar na Figura 1.1.

Como é de se esperar, esta grande alteração na rotina das pessoas trouxe consequências positivas, mas também trouxe algumas consequências negativas. Sendo que desde meados do século XX, como exemplo, tem-se verificado um aumento significativo de indivíduos portadores de doenças ligadas à coluna vertebral. Também nesse mesmo período verificou-se um contínuo crescimento do número de trabalhadores com pedido de afastamento de trabalho, média de 40 dias, devido à lombalgia. E em 1974 algumas companhias de seguro registaram um número maior de pedidos de afastamento de trabalho, por problemas lombares, que por qualquer outro motivo [3].

Efetivamente a posição sentada é a mais adotada nos ambientes de trabalho, na escola e nas atividades de lazer, pelo que a manutenção prolongada dessa posição pode ocasionar a adoção de posturas inadequadas, o que sobrecarregará as estruturas do sistema musculoesquelético, o que por sua vez pode acarretar dor e lesões na coluna lombar [4].



Figura 1.1: Trabalhadores numa fábrica de tabaco em início do século XX [2]

Deste modo, torna-se cada vez mais relevante a adoção de medidas que contrariem as posturas inadequadas.

Aliado a estes factos, o constante desenvolvimento tecnológico também permitiu o surgimento de uma nova tecnologia denominada *internet of things* (IoT). IoT consiste em conectar objetos do dia a dia à internet via sistemas embutidos.

De facto, um número crescente deste tipo de sistemas faz parte não só de ambientes industriais, como também de ambientes domésticos, devido a uma maior acessibilidade e simplicidade tanto dos sensores utilizados, como dos sistemas em si [5].

Efetivamente, mesmo que não nos apercebamos, olhando com atenção à nossa volta conseguimos detetar um conjunto infindável de sensores para nos auxiliar nas mais diversas funções. Sensores na indústria, para controlar processos e linhas de produção, no nosso automóvel que nos indicam o estado do veículo, sensores no nosso computador que nos indicam se o CPU está a uma temperatura estável, em casa com sistemas de domótica para medir temperatura, humidade, abertura de portas, entre muitos outros.

A grande maioria destes sensores como se pode imaginar, são sensores elétricos e eletrónicos, que necessitam de estar em condições que não sejam demasiado adversas para o seu correto funcionamento.

Então e se, para uma dada aplicação, for necessário ter um sensor em ambiente hostil? É aqui que a sensorização baseada em deteção fotoelétrica e/ou ótica por meio de fibra ótica é vantajosa.

No entanto, antes de se abordar a questão anterior, é necessário primeiramente analisar uma área de estudo fundamental para este modo de sensorização, a comunicação utilizando fibras óticas.

A fibra ótica revolucionou e continua a revolucionar o mundo das telecomunicações pois possibilita o transporte de grandes quantidades de informação a uma taxa elevada e com alta fidelidade com um custo reduzido. O aparecimento desta tecnologia fez com que se começasse a estudar um novo tipo de sensores, aparecendo assim os sensores baseados em fibra ótica.

No entanto, olhando novamente para o passado, em 1980 os componentes relacionados com este tipo de comunicação de fibras óticas ainda eram escassos e bastante caros, mas cerca de 10 anos depois, como subproduto do continuo avanço tecnológico e da procura do mercado, a quantidade e qualidade dos componentes de fibras óticas aumentou drasticamente, sendo que ao mesmo tempo novos componentes como acopladores de fibras óticas, componentes de multiplexagem e comprimentos de onda e dispositivos óticos integrados tornaram-se comercialmente disponíveis [6].

Como esperado, estes acontecimentos aliados ao facto da sensorização baseada em fibra ótica, dada as suas características, ser uma solução bastante viável quando se necessita de ter um sensor num ambiente hostil ou num ambiente onde a existência de eletricidade não seja desejável, levaram a uma proliferação deste tipo de sensores.

Assim sendo, a realização deste projeto de dissertação é resultado do interesse de contribuir para uma área de estudo que leve diretamente a uma melhoria da qualidade de vida da população, bem como a contribuição no constante desenvolvimento tecnológico.

Efetivamente, este projeto alia a necessidade de contrariar posturas incorretas de pessoas sentadas, com as diversas vantagens proporcionadas por sistemas de IoT, e com a utilização de uma gama de sensores que tem vindo a ganhar grande destaque, os sensores de fibra ótica.

1.2 Objetivos

Ao realizar esta dissertação pretendem-se atingir os seguintes objetivos:

- Fazer um estudo sobre as técnicas atualmente mais utilizadas para deteção postural;
- Desenvolver e implementar um sistema cadeira de escritório, com a capacidade de aquisição e transmissão em regime elétrico de dados relativos ao utilizador e dados ambientais;
- Implementar no sistema desenvolvido a capacidade de controlo da luminosidade ambiente.
- Desenvolver sensores de pressão com recurso a LEDs, fotodetores e fibra ótica para substituir sensores elétricos na deteção postural do utilizador;
- Efetuar uma análise comparativa entre as duas tecnologias utilizadas.

1.3 Estrutura do documento

Em acréscimo ao presente capítulo, a dissertação é composta por cinco capítulo adicionais.

No capítulo 2, "Estado da Arte", é descrito o estado da arte da temática abordada, sendo que para tal foram selecionados trabalhos semelhantes e analisadas as tecnologias e métodos utilizados. Neste capítulo, devido à natureza do projeto desenvolvido, é dado especial ênfase no estudo relativo à deteção postural de uma pessoa sentada, bem como no estudo de sensorização baseada em fibras óticas de polímeros.

No capítulo 3, "Funcionamento geral do sistema e componentes utilizados", é descrito o funcionamento geral do sistema implementado, bem como evidenciados todos os componentes utilizados no desenvolvimento do projeto, e as suas características.

No capítulo 4, "Sensorização baseada em fibra ótica", é feita uma pequena introdução ao tema sendo que, de seguida, é explicado em que consiste o princípio de funcionamento dos sensores óticos desenvolvidos. São também abordados neste capítulo todos os processos efetuados no desenvolvimento e construção dos sensores óticos utilizados no sistema, bem como dos procedimentos efetuados nos respetivos condicionamentos de sinal.

O capítulo 5, "Análise dos resultados experimentais e validação das soluções propostas", trata-se do capítulo em que, como o nome indica, se analisam os resultados obtidos de modo a aferir se os componentes e métodos utilizados no projeto foram de facto os melhores. Também neste capítulo, é estudada a resposta dos sensores de fibra ótica desenvolvidos e avaliada a sua aplicabilidade em sistemas de deteção postural, fazendo assim a comparação entre os dois tipos de tecnologias utilizadas.

Por fim, o capítulo 6, "Conclusões", conclui esta dissertação, onde se faz um levantamento dos objetivos alcançados e referem-se possíveis trabalhos futuros.

1.4 Principais contribuições

A execução desta dissertação contribui para a sociedade e comunidade científica com:

- Um artigo científico intitulado "Instrumented chair for control and optimization of working conditions", em fase de submissão para o Special Issue "Simplified Sensing for Ambient Assisted Living in Smart Homes", na revista internacional MDPI Sensors (ISSN 1424-8220);
- O desenvolvimento de uma prova de conceito de um sistema, cadeira de escritório, com a capacidade de fornecer informações sobre o ambiente e postura corporal ao utilizador;
- O estudo e posterior desenvolvimento de sensorização baseada em fibra ótica;
- Uma comparação entre sensorização elétrica/eletrónica e sensorização baseada em POF.

Estado da Arte

Este capítulo introduz o estado da arte relevante ao trabalho desenvolvido. Para tal, dividiu-se a informação em três secções, uma primeira relativa à obtenção de dados que permitam a deteção da ergonomia do utilizador, uma segunda relativa a sensorização com recurso a sensores elétricos e eletrónicos, e uma terceira relativa a sensorização baseada em fibra ótica de polímeros.

Efetivamente, foi feita uma recolha de várias soluções já existentes que possuam semelhanças com a sensorização que se pretendia realizar neste projeto, sendo que os critérios prioritários de seleção para essa mesma informação foram o ano em que os projetos e tecnologias foram desenvolvidos, pois informação mais recente corre menos risco de poder vir a ser uma solução ultrapassada; como também a frequência da utilização de dada solução, pois, este pode ser um valioso indicativo da qualidade dessa mesma solução proposta.

2.1 Avaliação da ergonomia de uma pessoa sentada

No sentido de definir uma terminologia consistente ao longo deste documento, esta secção inicia-se com uma explicação do que consiste uma má postura corporal de uma pessoa sentada segundo a atual comunidade científica, bem como várias técnicas utilizadas atualmente para a deteção dessa mesma má postura.

A postura corporal de uma pessoa sentada tem sido alvo de grandes estudos ao longo do tempo, e a definição de uma postura ideal foi alvo de grandes mudanças. Atualmente acredita-se que na posição sentada não existe uma determinada postura a ser sustentada [4]. Entretanto, algumas posturas são mais recomendadas do que outras, como é o caso da postura lordótica (Figura 2.1 (A)) [4].

Na Figura 2.1, estão caracterizadas de acordo com a posição da coluna três posturas distintas de uma pessoa sentada. A postura lordótica ou lombo-pélvica sentada ereta, definida como a postura na qual a pelve, a lordose lombar e a cifose torácica estão em posição neutra (A); a postura sentada em relaxamento (*slump*), caracterizada pela retroversão da pelve, o que

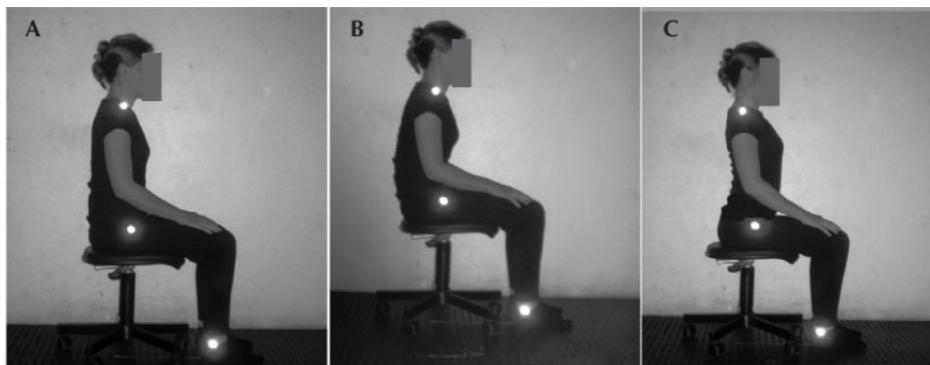


Figura 2.1: (A) postura sentada lombo-pélvica ereta ou lordótica; (B) postura sentada relaxada (*slump*); (C) postura torácica ereta [4], [7]

reduz a lordose lombar (B); e a postura torácica ereta, com a anteversão da pelve, gerando um aumento da curvatura lombar (C) [7].

Apesar de, como mencionado anteriormente, a postura lordótica ser uma postura equilibrada, mesmo adotando uma postura correta, a permanência nessa postura por períodos superiores a 4 horas pode causar desconforto lombar e permitir o desenvolvimento de patologias [4], [7].

Não obstante a não existência de uma definição de postura sentada correta, considera-se como postura sentada incorreta uma postura onde os segmentos corporais se encontrem em desequilíbrio, proporcionando assim um aumento do stress musculoesquelético [7], [8].

Uma maneira de conseguir avaliar a postura corporal de uma pessoa sentada é utilizando marcadores ou sensores aderidos à pele do utilizador de modo a conseguir assim obter pontos de referência para posterior cálculo da sua postura. A este método dá-se o nome de *skin surface tracking* [8]. O *skin surface tracking* é um método apropriado para quantificar curvas da coluna lombar pois, o mesmo foi validado comparando os resultados obtidos com radiografias [9] e com *magnetic resonance imaging* (MRI) [10], de modo a quantificar mudanças na curvatura da coluna lombar entre posições de flexão e extensão [8].

Apesar de *skin surface tracking* ser um método bastante viável para deteção de posturas, este tem a desvantagem da necessidade do uso de *wearable sensors*. Este tipo de sensores, que necessitam de estar em constante contacto com o utilizador, para além do tempo que é necessário despender na sua colocação, podem causar desconforto e irritação da pele [11].

De modo a contornar os problemas que *wearable sensors* apresentam, podem-se utilizar *non-wearable sensors*. De facto, existem vários sistemas desenvolvidos que permitem a deteção da postura do utilizador utilizando *non-wearable sensors* [12]–[17]. Na maioria destes projetos, avalia-se a pressão exercida em vários pontos da cadeira a ser utilizada através de mapas de pressão, como se pode visualizar na Figura 2.2.

Os mapas de pressão consistem em vários sensores de pressão que, no caso particular de uma cadeira, enquanto o utilizador está sentado, estes vão devolver o seu valor para assim, se aferir a postura do utilizador. Apesar destes mapas serem precisos na aquisição de dados e serem de fácil colocação, as suas desvantagens passam por possuírem uma limitação na sua



Figura 2.2: Cadeira ergonómica com um mapa de pressão baseado em sensores de força resistivo [14]

sensibilidade, e pela possível saturação dos mesmos [7], [12]–[16].

No entanto, também existem alguns projetos inovadores que utilizam outras variáveis, como a temperatura em vários pontos da cadeira, detetando também deste modo a postura do utilizador [17].

2.2 Sensorização utilizando sensores elétricos e eletrónicos

Nos dias de hoje, as técnicas de automação e sistemas de IoT na sua grande maioria são implementadas com recurso a microcontroladores ou computadores [18]. A grande maioria dos microcontroladores disponíveis utilizam processadores de um núcleo, pelo que não consegue executar vários programas ao mesmo tempo. De facto, utilizar um microcontrolador em projetos que se necessite de executar várias tarefas como por exemplo, recolher informação, processá-la e enviá-la a taxas de transmissão diferentes, torna-se um desafio bastante complexo.

No entanto, pode-se contornar esta desvantagem utilizando um computador, mas utilizar um computador é demasiado dispendioso para a maior parte das aplicações de automação, e consome bastante mais energia [18].

Efetivamente, um ambiente moderno necessita de sistemas inteligentes que requeiram o mínimo de esforço humano. Com o avanço das tecnologias digitais e sem fios, estes sistemas tornam-se cada vez mais inteligentes [19] e são, normalmente, implementados com recurso a *single board computers* (SBCs) de baixo custo [20].

SBCs, consistem em computadores onde todos os componentes electrónicos necessários para o seu funcionamento estão situados numa única *printed circuit board* (PCB). Estes computadores são geralmente usados em sistemas de controlo, alarmes, sistemas de medidas, entre outros [21].

Em par com a análise das unidade de processamento utilizadas nos sistemas de IoT da atualidade, foram também analisados os tipos de sensores mais utilizados nestas aplicações. Foi então constatado que ao utilizar componentes *off-the-shelf* (OTS), como *commercial-off-the-shelf* (COTS) ou *open source software* (OSS), consegue-se reduzir bastante o tempo e

custo de desenvolvimento, e aumentar a qualidade do software desenvolvido [22].

No entanto, e apesar de problemas com componentes OTS serem raros, quando acontecem, o custo de localizar e dar *debug* a sistemas com este tipo de componentes é substancialmente maior [22], [23].

De facto, nos dias de hoje existem bastantes sistemas de IoT implementados com recurso a sensorização eléctrica e eletrónica. No entanto, ao fazer um levantamento de projetos neste âmbito houve uma preocupação em garantir que os mesmos partilhavam similaridades com a presente dissertação. Como é o caso de soluções de sensorização para ambientes domésticos com recurso a microcontroladores e/ou SBCs [24], [25], como também soluções de sensorização para deteção de dados biométricos [11], [26].

2.3 Sensorização baseada em fibra ótica de polímeros

O grande papel das fibras óticas encontra-se na área das telecomunicações. No entanto, e como referido anteriormente, este não é o único campo de atuação das fibras óticas sendo que, cada vez mais se estuda a aplicabilidade desta tecnologia na área da sensorização.

De facto, uma das grandes vantagens deste tipo de sensorização trata-se de existirem bastantes componentes no mercado que, devido à crescente área das telecomunicações, possuem cada vez mais uma melhor qualidade/preço.

Também é importante referir que a baixa atenuação das fibras óticas, em comparação com outros tipos de cabos e meios de transmitir sinais, possibilita a sensorização a longas distâncias. Tal permite que tanto o emissor como o recetor e posterior análise e processamento de sinal seja efectuado à distancia. Aliando essa baixa atenuação ao facto da fibra ótica, por transportar sinais luminosos em vez de sinais eléctricos, não sofrer interferências electromagnéticas; e ainda ao facto de esta suportar altas temperaturas, suportar níveis de humidade elevada, suportar produtos químicos corrosivos, aguentar flexão repetida e ter uma forma compacta que impõe pouca limitação espacial, a sensorização baseada em fibra ótica torna-se, como referido no capítulo anterior, uma solução bastante viável quando se pretende ter um sensor num ambiente hostil. [27], [28].

Devido à elevada largura de banda que as fibras óticas apresentam, a capacidade de utilizar o mesmo sensor para medir vários parâmetros ao mesmo tempo é mais uma vantagem que sensores baseados em fibra ótica podem apresentar quando comparados a sensores convencionais[27].

Também se deve ter em conta que um sistema deste tipo é uma solução normalmente mais cara que utilizar sensores convencionais, pelo que é necessário que se avalie corretamente o problema que se quer ultrapassar de modo a aferir se será efetivamente a melhor solução.

No entanto, como será abordado posteriormente nesta dissertação, existem fibras óticas de sílica e fibras óticas de polímeros sendo que, apesar da sua estrutura ser idêntica, a diferença nos materiais que as constituem acarretam diferenças nas suas propriedades. Ao longo desta dissertação, e devido à temática em questão, dar-se-a mais ênfase à fibra ótica de polímeros.

Polímeros consistem em macro-moléculas formadas a partir de unidades estruturais menores. Este tipo de materiais podem ser tanto naturais como artificiais e encontram-se em diversos sensores [29], sendo alguns destes como referido, sensores baseados em fibras óticas de polímeros.

Efetivamente, este tipo de fibras é utilizado numa grande variedade de sensores, pelo que existem várias técnicas de sensorização baseadas em POFs [27], sendo estas:

- sensorização baseada no comprimento de onda;
- redes de Bragg;
- sensorização baseada em intensidade;
- *interferometric base sensing*.

Ao longo desta dissertação, e dada a temática em questão, a sensorização baseada em intensidade será a única abordada em detalhe.

Efetivamente, sensorização baseada em intensidade ótica constitui o tipo de sensorização mais simples e económico dentro do leque de tipos de sensorização baseados em fibra ótica [30]. Este tipo de sensorização é baseado na modulação de intensidade, ou seja, consiste em utilizar uma fonte luminosa para injetar uma dada potência ótica na fibra, potência esta que poderá sofrer variações devido à ação da grandeza física que se pretenda medir.

Existem vários trabalhos de pesquisa relacionados com sensores de fibras óticas de polímeros baseados em variações de intensidade [31]. De seguida, será feita uma análise das algumas soluções já existentes relativas a sensorização baseada em intensidade ótica, utilizando POFs.

Apesar de toda a sensorização baseada em intensidade ótica basear-se em variações na potência ótica transmitida ao longo de uma fibra ótica, a maneira de como se obtém essa variação nem sempre é a mesma.

Um dos métodos utilizados para o desenvolvimento deste tipo de sensores é denominado de *refractive index (IR) sensing* (RIS) [32]. Este método tem por base perdas de potência ótica que irão variar consoante o índice de refração (IR) do meio ao redor da fibra [33].

Este método tem como principal problema o facto das perdas de potência ótica poderem ser resultado não apenas das mudanças do IR, mas também de flutuações imprevisíveis na medição da intensidade da luz. Estas flutuações são causadas tanto pela fonte luminosa, como pela influência das condições ambientais na resposta do fotodetector [33].

Outro método utilizado, consiste em fazer com que o alinhamento da fonte luminosa com o núcleo da fibra ótica utilizada varie dentro de um intervalo predefinido e espectável. [34]. Variação esta que por sua vez, será provocada pela variável do meio que se pretende medir.

Por fim, o último método analisado consiste em perdas de potência ótica que irão variar com a flexão da própria fibra. Esta flexão será impressa pela variável que se pretende medir [35]. Ao adoptar este método no design de um sensor, torna-se imperativo garantir que a força que será imposta na fibra de modo a flexioná-la, não interfira com o acoplamento entre a fonte luminosa e a fibra, e entre a fibra e o fotodetector.[35] Tais interferências inserem no sistema perdas de potência ótica variáveis, pelo que a sensorização ficaria comprometida.

Também é relevante referir que em todos os métodos de sensorização baseados em potência ótica, flutuações na fonte luminosa são sempre indesejáveis. Estas flutuações, quando presentes, inserem erros nas medidas pelo que a fonte luminosa deve ser o mais constante possível.

Relativamente a sensorização utilizando POFs em sensores de pressão baseados em intensidade ótica para integrar cadeiras, assentos e camas, existem alguns trabalhos que devem ser referenciados.

De facto, o método mais utilizado neste cenário consiste em perdas de potência ótica que irão variar com a flexão da própria fibra.

De facto, em 2015 foi desenvolvido um sistema de deteção de um passageiro no assento de um automóvel utilizando sensores de pressão baseados em POFs [36]. Os sensores em questão consistiam em fibra ótica de polímeros embutida em tecido e fixada lateralmente. Esta fibra ao sofrer pressão, devido às fixações laterais fica tensionada pelo que os seus índices de refração sofrem variações, o que por sua vez altera a quantidade de potência ótica transmitida. O intervalo de pressão sob o qual o sensor desenvolvido provou ter um bom desempenho foi o intervalo entre 0.18 e 0.21 N/cm², intervalo este ideal para se situar sob as pernas de uma pessoa sentada [36].

No mesmo ano também se desenvolveu um sistema com o mesmo propósito [37], sendo que neste caso, a fibra ótica de polímeros embutida no tecido tem sob ela estruturas cilíndricas estáveis perpendiculares à direção da mesma. Quando o tecido com as fibras embutidas sofre pressão a fibra deforma-se sobre as estruturas estáveis pelo que, a potência ótica irá sofrer atenuação proporcional à pressão exercida. Testes executados confirmaram a aplicabilidade do sensor desenvolvido.

Dois anos depois, em 2017, foi desenvolvido um sensor de pressão de fibra ótica de plástico de baixo custo embutido num colchão para monitorização de sinais vitais [38]. O princípio de funcionamento do sensor consiste numa matriz de POFs. Ao aplicar pressão sobre essa matriz, a força será distribuída pelos pontos de interceção da fibra sendo que, nesses pontos ocorrerá atenuação de potência ótica. De modo a aumentar a sensibilidade do sensor, foram efetuados cortes nas POFs nos pontos em que estas se cruzam. O desempenho obtido demonstrou a viabilidade do sensor para deteção de movimentos e frequência respiratória.

Em 2021, foi desenvolvido um projeto semelhante que consiste no desenvolvimento de um sensor de pressão de fibra ótica de plástico de baixo custo embutido num colchão para monitorização do sono [39]. Neste caso, o colção foi embutido com POF e, à semelhança do trabalho referenciado anteriormente, a POF foi cortada em pontos estratégicos de modo a aumentar a sua sensibilidade. O sistema foi considerado adequado como método de monitorização do sono durante a noite. O sensor tem a capacidade de distinguir quatro estados comportamentais relacionados ao sono, como também consegue obter dados de respiração e frequência cardíaca em diferentes posições e posturas adotadas ao dormir.

Relativamente a trabalhos desenvolvidos que relacionem o uso de POFs em *non-wearable sensors* para deteção postural, não foi encontrada informação relevante.

Funcionamento geral do sistema e componentes utilizados

Como referido anteriormente, o plano de trabalhos centrou-se em desenvolver e implementar um sistema de aquisição e transmissão em regime elétrico de dados relativos a vários parâmetros biométricos e ambientais.

De modo a adquirir todos os dados necessários à deteção postural, temperatura corporal e frequências cardíaca e respiratória do utilizador, como também dados relativos à temperatura, humidade, ruído, concentração de CO₂ e deteção e controlo da luminosidade ambiente, foi necessária a instalação de vários sensores na cadeira de escritório.

Efetivamente, os dados são adquiridos por um SBC, mais concretamente por um Raspberry Pi 4 B (RPi 4B). Uma vez que o RPi 4B apenas possui entradas digitais, para os sensores analógicos utilizados foi necessária a utilização de ADCs externas.

Por sua vez, o RPi 4B também está encarregue de processar os dados e enviar informações para a base de dados Realtime Database (um componente da Firebase da Google).

De modo a permitir a interação do sistema com o utilizador foram desenvolvidas duas aplicações. Uma aplicação *mobile* para Android e uma aplicação para Windows. Aplicações estas que por sua vez estão também ligadas à Realtime Database.

Por fim, para o controlo da luminosidade da sala, foi utilizado um microcontrolador ESP8266 ligado também à Realtime Database. Este microcontrolador, com recurso a um emissor de infravermelhos envia comandos para uma lâmpada inteligente. Deste modo, o sistema consegue garantir uma boa luminosidade no ambiente em que se encontra.

O autor considera relevante referir novamente que todo o software e processamento de sinal efectuado por software necessário ao desenvolvimento do sistema implementado foi realizado pelo estudante André Filipe da Costa Mendes, tanto no âmbito do projeto I&D Plataforma e-Health para otimização de condições no local de trabalho, financiado pela AlticeLabsUA, como também no âmbito da sua dissertação de mestrado.

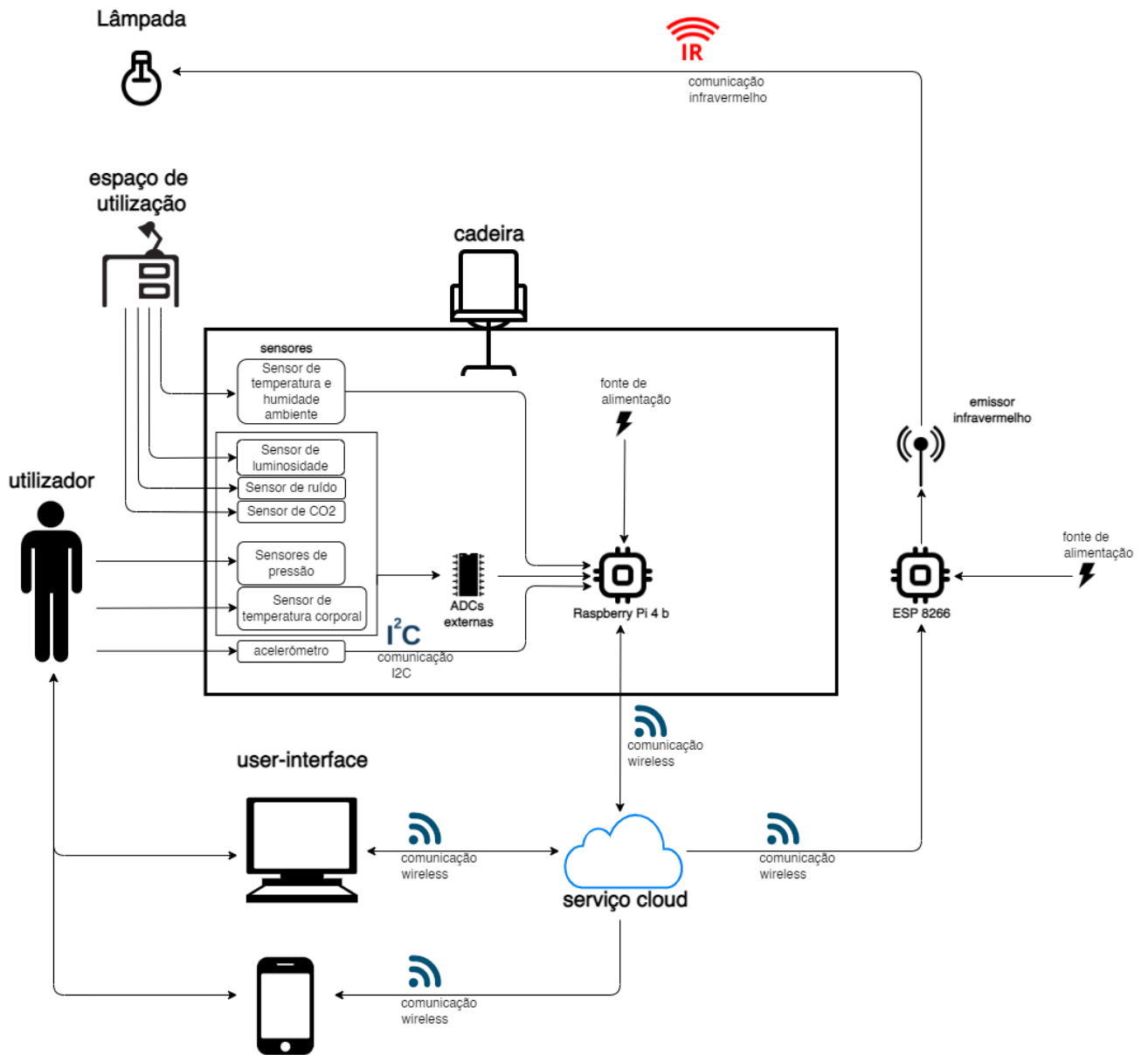


Figura 3.1: Esquemática do sistema implementado

No estado atual, todo o sistema desenvolvido necessita de alimentação externa (230 V com transformador de 9 V).

3.1 Unidades de controlo

Efetivamente, analisando a Figura 3.1, observamos que, como referido anteriormente, todo o processamento e posterior transmissão de dados no sistema implementado é realizado com recurso a um RPi 4B. Sendo apenas excepção o controlo da luminosidade da sala que é executado com recurso a uma ESP8266.

3.1.1 Raspberry Pi 4B

Numa fase inicial da conceção do projeto, ponderou-se a utilização de um microcontrolador da família Arduíno para a execução de todo o processamento do sistema. No entanto, optou-se pela utilização de um SBC pois, apesar de ser uma solução mais cara, esta permite implementar *multithreading* e estabelecer facilmente ligação a uma rede *wireless*.

Dentro dos SBC disponíveis, optou-se pela utilização de um RPi 4B devido ao facto de este ser o modelo mais avançado da família de SBCs mais comum no mercado [40]. Efetivamente, apesar desta abordagem obrigar à utilização de ADCs externas devido ao facto de não possuir entradas analógicas, ao ser bastante comum a sua utilização, a sua comunidade ativa e informação disponível referente a implementações com este SBC é bastante superior, o que acelera o processo de desenvolvimento e de *debugging* em caso de algum problema.

3.1.2 ESP8266

De modo a fazer o controlo da luminosidade no ambiente em que a cadeira se encontra, como dito anteriormente, optou-se pela utilização de uma lâmpada inteligente com comunicação infravermelhos. Esta escolha foi tomada tendo em consideração o custo do projeto, pois a utilização de uma lâmpada "Wi-Fi" seria mais viável num sistema pronto para ser lançado no mercado. No entanto, para prova de conceito o controlo da luminosidade com uma lâmpada de infravermelhos considera-se adequado.

Efetivamente, a lâmpada utilizada tem de se encontrar em linha de visão com o emissor de infravermelhos utilizado, caso contrario o ajuste de luminosidade não é possível. Deste modo a implementação deste sistema na cadeira foi considerada não viável pois, tratando-se de uma cadeira de escritório, esta vai estar sujeita a movimentação.

Assim sendo, desenvolveu-se um pequeno módulo com recurso a um emissor infravermelhos e um microcontrolador ESP8266. Escolhemos este microcontrolador devido ao seu custo e tamanho reduzidos, e à capacidade de ser facilmente ligado a uma rede *wireless*. Também, à semelhança do RPi 4B, a ESP8266 tem uma vasta comunidade ativa e bastante informação disponível.

3.2 ADCs

Com exceção das células de carga embutidas no assento da cadeira, as duas ADCs utilizadas para todos os sensores que devolvem valores analógicos são as ADCs MCP3008 desenvolvidas

pela Microchip. Estas ADCs estão alimentadas com 3.3 V DC, possuem uma tensão de referência de 3.3 V DC e as seguintes características [41]:

- máxima taxa de amostragem (5 V): 200 k amostras/s;
- corrente de alimentação máxima: 500 μ A;
- tipo de input: *single-ended*;
- número de canais: 8;
- resolução: 10 *bits*;
- comunicação: *serial peripheral interface* (SPI);
- gama de temperatura: -40 até +85 °C;
- gama de tensões de entrada: 2.7 a 5.5 V.

Como referido anteriormente, as células de carga utilizadas no assento não estão ligadas a nenhuma das duas MCP3008 utilizadas. Por sua vez, estas estão ligadas cada uma a uma conversor analógico para digital (ADC) HX711 de 24 *bits* embutida num modulo especialmente desenvolvidos para o efeito. Os circuitos das ADCs usam uma interface de dois fios (*clock* e *data*) para a sua comunicação (SPI).

Comparado com outros chips, o HX711 adiciona vantagens como a facilidade de integração, introdução de ganho no valor lido, e rapidez na resposta. Estas ADCs HX711 foram alimentadas com 5 V DC, apresentam um ganho de 128 e possuem as seguintes características [42]:

- dois canais de entrada diferenciais selecionáveis;
- *programmable gain amplifier* (PGA) de baixo ruído com ganho selecionável de 32, 64 e 128;
- regulador de tensão de alimentação;
- oscilador que não requer componentes externos com opção de utilizar um cristal externo;
- inclui *power-on-reset*;
- controlo digital simples e a SPI é controlada pelos pinos, sem necessidade de programação adicional;
- taxa de transferência de saída selecionável: 10 ou 80 amostras;
- taxa de rejeição da fonte de alimentação de 50 e 60 Hz em simultâneo;
- consumo de corrente incluindo o regulador de tensão de alimentação em normal funcionamento: < 1.5 mA;
- gama da tensão de alimentação: 2.6 a 5.5 V DC;
- gama de temperatura: -40 a +85 °C.

3.3 Sensores elétricos e eletrónicos

Como supracitado, de modo a implementar o sistema pretendido foi necessário implementar vários sensores na cadeira sendo que, numa primeira fase todos os sensores foram sensores eletrónicos. Novamente, os sensores que devolvem um valor analógico foram ligados a uma ADC, enquanto os restantes foram conectados diretamente ao RPi 4B.

3.3.1 Análise e monitorização postural

De modo a permitir que o sistema consiga detetar a postura corporal do utilizador, e tendo em conta a pesquisa inicial referida no estado da arte deste documento, considerou-se como a melhor opção a utilização de um mapa de pressão.

O mapa de pressão desenvolvido utiliza como sensores tanto sensores de força resistivos (FSRs) como células de carga.

Deste modo, através da relação entre os valores de pressão aplicados a cada sensor, o sistema torna-se capaz de estimar a postura do utilizador.

Sensores de força resistivos

Nas costas do assento da cadeira, foram utilizadas FSRs, FSR 402, desenvolvidas pela Interlink Electronics. Esta abordagem foi selecionada devido à facilidade de colocar as resistências nas costas do assento sem, com isso, comprometer o conforto do utilizador.

Quando não se exerce pressão nas FSRs utilizadas a sua impedância é de cerca de $10\text{ M}\Omega$, impedância esta que diminui com o aumento da força aplicada [43].

Um esquema elétrico da implementação de uma FSR no sistema pode ser visualizado na 3.2.

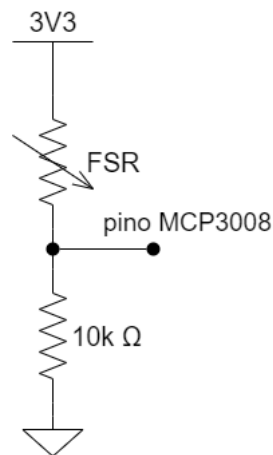


Figura 3.2: Esquema elétrico da implementação de uma FSR no sistema

Durante a realização desta dissertação, apesar de não ser necessário uma calibração das mesmas, foi necessário testar várias posições para as FSRs de modo a encontrar a que oferecia uma melhor resposta.

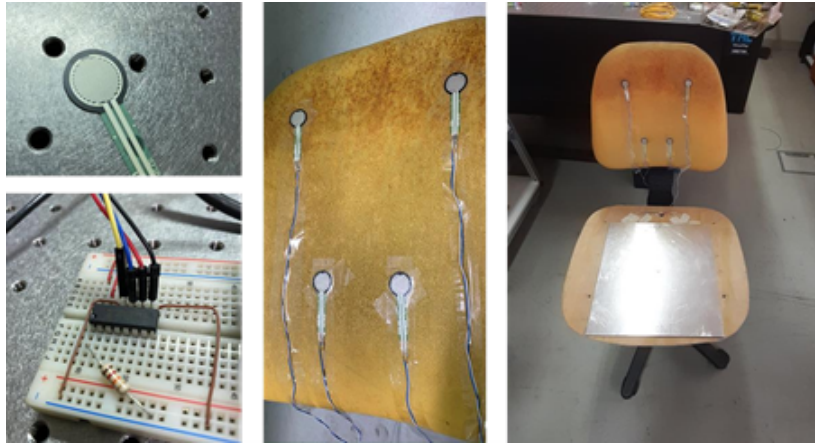


Figura 3.3: FSRs instaladas nas costas da cadeira

Observando a Figura 3.3, apercebemo-nos que foram utilizadas quatro FSRs nas costas da cadeira. Também, como se visualiza, estes sensores por serem de uma espessura muito reduzida não oferecem desconforto ao utilizador quando colocados diretamente sobre a esponja e sob a lona de proteção das costas da cadeira.

Células de carga

Os extensómetros são dispositivos que medem o seu próprio alongamento. Quando fixos a outros materiais, medem o alongamento desses materiais. Deste modo, conhecendo as características de elasticidade do material onde estão montados, permitem medir forças e pressões [44]. Por sua vez, as células de carga são dispositivos que usam extensómetros para a medição de forças [44].

Foi escolhido este sensor para integrar o mapa de pressão no assento da cadeira pois, como a maior parte do peso do utilizador vai estar aplicada no assento, é necessária a utilização de sensores robustos e resistentes nesta localização.

As características das células de carga utilizadas são [45]:

- carga nominal: 50 kg;
- *rated output*: $1.0 \pm 0.1 \text{ mV V}^{-1}$;
- não linearidade: 0.0% F.S. (Full Scale);
- histerese: 0.1% F.S.;
- repetibilidade: 0.05% F.S.;
- *creep*(5 min.): 0.05% F.S.;
- efeito da temperatura no output: 0.02 %F.S./°C;
- efeito da temperatura em zero: 0.02 %F.S./°C;
- zero balance(sem carga): $\pm 0.1000 \text{ mV V}^{-1}$;
- resistência de entrada: $1000 \pm 20\% \Omega$;
- resistência de saída: $1000 \pm 10\% \Omega$;
- resistência de isolamento: 2000 M Ω ;
- sobrecarga segura: 120% F.S.;

- sobrecarga máxima: 150% F.S.;
- gama de temperatura: -20 a +65 °C;
- tensão de excitação recomendada: 5 V DC;
- máxima tensão: 8 V DC;
- nível de proteção: IP65;
- material: liga de alumínio;
- dimensões: 34 mm por 34 mm

As células de carga estão alimentadas a 5 V DC. Na Figura 3.4 é apresentado um esquema elétrico da implementação de uma célula de carga no sistema.

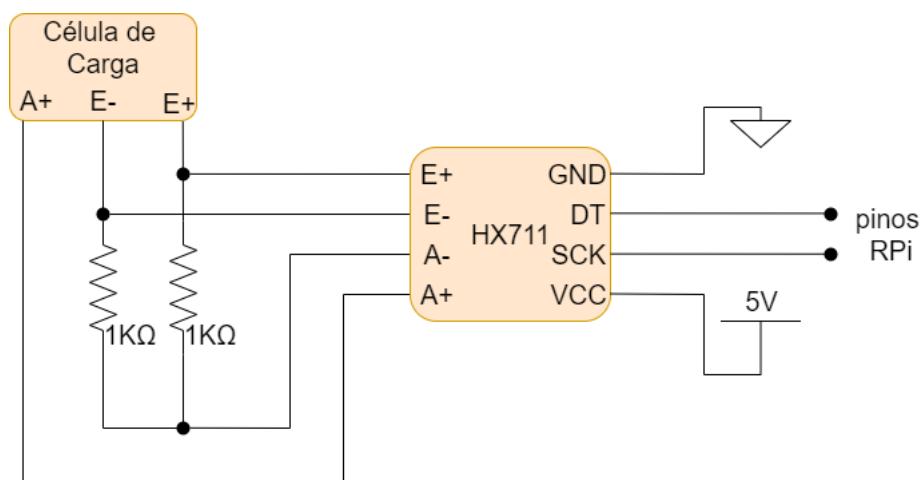


Figura 3.4: Esquema elétrico da implementação de uma célula de carga no sistema

No assento do sistema foram utilizadas quatro células de carga. Definiram-se regiões com localizações precisas, onde será estimada a pressão através da simulação para diversas inclinações do torso [7].

Ao proceder à instalação das células de carga no sistema, optou-se pela colocação de duas chapas de alumínio: uma aparafusada na parte inferior de modo a dar resistência à estrutura de madeira; outra colocada no lado superior, de modo a oferecer uma maior área de contacto às células de carga e assim obter uma maior sensibilidade no sistema. Testou-se esta solução de modo a encontrar a melhor espessura possível para as placas e obtiveram-se resultados positivos.



Figura 3.5: Fotografias representativas do sistema (da esquerda para a direita): Sensores instalados no assento da cadeira, chapas de alumínio superior e inferior, e sistema de instrumentação para a aquisição dos sensores do assento

Na Figura 3.5, pode visualizar-se da esquerda para a direita uma série de fotografias que mostram: os sensores instalados no assento da cadeira, as chapas de alumínio (superior e inferior) de 3mm de espessura, e o sistema de instrumentação para a aquisição de dados.

3.3.2 Dados biométricos

Frequência cardíaca e respiratória

De modo a obter dados para cálculo de frequências cardíaca e respiratória do utilizador, utilizamos uma placa de circuito impresso desenvolvida pela SparkFun Electronics com o acelerómetro MMA8452Q. Depois de ponderadas e analisadas as várias localizações para a instalação do acelerómetro, decidiu-se coloca-lo no assento da cadeira, diretamente sob a lona e numa posição sob o músculo reto femural.

Apesar de todos os acelerómetros micromaquinados serem baseados no princípio de massa inercial, distinguem-se pelo processo a que recorrem para medir o deslocamento desta massa [44]. Com efeito, o MMA8452Q trata-se de um acelerómetro capacitivo, pelo que a sua massa inercial e a base estão solidárias com as paredes de um condensador. A medida da capacidade dá-nos uma medida da respetiva distância [44].

As características relevantes para o projeto do acelerómetro utilizado são [46]:

- gama de tensão de alimentação: 1.95 a 3.6 V;
- tensão de saída: 1.6 a 3.6 V;
- gamas de aceleração dinâmica selecionáveis: $\pm 2/\pm 4/\pm 8$ g;
- gama de frequências de amostragem: 1.56 a 800 Hz;
- resolução de saída: 12-bit e 8-bit;
- comunicação: Inter-Integrated Circuit (I²C);
- consumo de corrente: 6 – 165 μ A.

O acelerómetro implementados no sistema foi alimentado com 3.3 V de tensão, funciona com 12 *bits* de resolução e a gama de aceleração dinâmica selecionada é de ± 2 g.

Selecionando a gama de aceleração dinâmica de ± 2 g, a sua sensibilidade é de 1024 *counts/g* o que equivale a cerca de 500 mV g^{-1} .

Temperatura corporal

De forma que o sistema seja capaz de detetar a temperatura corporal do utilizador, instalou-se no assento da cadeira um sensor de temperatura integrado LM35 desenvolvido pela Texas Instruments.

Estes sensores apresentam em geral uma muito boa linearidade mas estão limitados às temperaturas a que pode operar um circuito integrado: geralmente entre os -50°C e os 150°C [44]. No entanto, dada a aplicabilidade do sensor em questão, a limitação na gama de temperaturas não apresenta nenhum problema.

O sensor está alimentado a 5 V DC e possui as seguintes características [47]:

- calibrado diretamente em graus celsius (centígrados);
- comportamento linear: $10 \text{ mV}/^{\circ}\text{C}$;
- precisão: 0.5°C (25°C);
- gama de temperatura: -55 a 150°C ;
- adequado para aplicações remotas;
- gama de tensão de alimentação: 4 a 30 V;
- consumo de corrente: $< 60 \mu\text{A}$;
- baixo aquecimento: 0.08°C (ar);
- não linearidade: $\pm 1/4^{\circ}\text{C}$ tipicamente;
- baixa resistência de saída: 0.1Ω para carga de 1 mA.

Como para a temperatura máxima (150°C) a saída do sensor será de 1.5 V, o pino de saída deste sensor foi ligado diretamente a um dos pinos de uma das ADCs MCP3008.

3.3.3 Monitorização ambiental

Como já mencionado nesta dissertação, o sistema necessita de ser capaz de recolher e transmitir dados relativos ao espaço onde este se encontra. Para este efeito, foram selecionados alguns componentes OTS prometendo assim uma rápida e fácil implementação dos mesmos no sistema.

Temperatura e humidade

De modo a obter os valores de temperatura e humidade do meio em que o sistema se encontra, foi inserido nas costas da cadeira um sensor Funduino DHT11.

Este sensor é alimentado com 5 V DC, ligado diretamente ao RPi 4B e possui as seguintes características [48]:

- gama de tensão de alimentação: 3.5 a 5.5 V;

- consumo de corrente: 0.3 mA (a medir) 60 μ A (*standby*);
- comunicação: comunicação série;
- gama de temperatura: 0 a 50 °C;
- gama de humidade: 20 a 90 %;
- resolução: 16 *bits* (tanto temperatura como humidade).

De acordo com as informações do fabricante este sensor mede percentagem de humidade atmosférica entre 20 e 80% com cerca de 5% de precisão. Quanto à temperatura, a gama de funcionamento é de 0 a 50 °C com 2 °C de precisão.

Ruído ambiente

De forma a obter valores de ruído do meio em que a cadeira se encontra instalou-se na parte de trás das costas da cadeira um sensor de ruído Me Sound Sensor Makeblock v1.1.

O sensor de ruído opera a uma tensão de 5 V DC e possui as seguintes características [49]:

- sensibilidade do microfone (1 kHz): 50-54 dB;
- impedância do microfone: 2.2 k Ω ;
- frequência do microfone: 16-20 kHz;
- SNR do microfone: 54 dB;
- corrente máxima: 0.5 mA;
- tipo de amplificador de potência: LM2906.

A saída do sensor é um sinal analógico pelo que este foi ligado a um dos pinos de entrada de uma das ADCs MCP3008. Como o valor máximo de saída do sensor é 5 V e como as ADCs estão alimentadas a 3.3 V, foi implementado também um divisor resistivo como demonstrado no esquema elétrico da Figura 3.6.

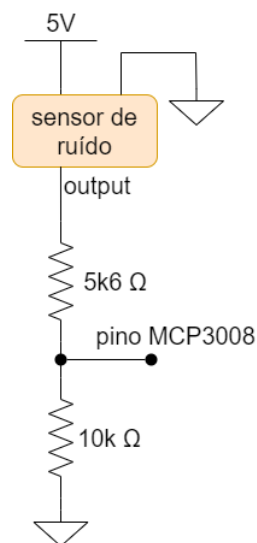


Figura 3.6: Esquema elétrico da implementação do sensor de ruído ambiente no sistema

Deteção e controlo da luminosidade ambiente

De modo a permitir que o sistema consiga detetar a luminosidade do ambiente em que a cadeira se encontra, foi instalada uma fotorresistência no topo da cadeira. Esta fotorresistência, como o nome sugere, trata-se de uma resistência cuja impedância varia consoante a luminosidade a que esta está sujeita. Quando nenhuma luminosidade está presente a fotorresistência tem um valor de impedância de $1\text{M}\Omega$. A uma luminosidade de 10 lux, a sua impedância tem o valor de $40\text{k}\Omega$ [50].

O valor máximo de voltagem a que este sensor pode estar sujeito é de 100 V, e a potência máxima é de 80 mW [50]. O esquema elétrico da implementação da fotorresistência pode ser visualizado na Figura 3.7.

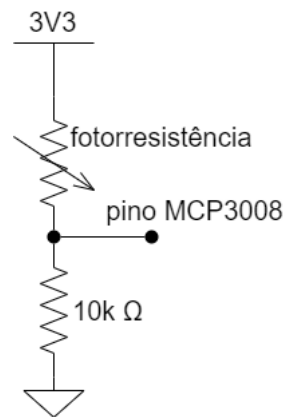


Figura 3.7: Esquema elétrico da implementação da fotorresistência no sistema

Também, como já foi referido neste capítulo na subsecção 3.1.2, recorreu-se à utilização de um emissor infravermelhos para efetuar o controlo da lâmpada inteligente.

O emissor infravermelhos ligou-se diretamente à ESP8266 e possui as seguintes características [51]:

- tensão de alimentação: 3.3 V;
- comprimento de onda de pico: 940 nm;
- ângulo de meia intensidade: $\pm 17^\circ$;
- intensidade radiante: 72 mW/sr;
- distância máxima: 10 m;
- gama de temperatura: -40 a 80 °C;
- dimensões: 20 mm por 20 mm.

Percentagem de CO₂ atmosférica

De forma a obter os valores de percentagem de CO₂ atmosférica do meio em que o sistema se encontra foi inserido na parte detrás das costas da cadeira um sensor sen0159 CO₂ *sensor* desenvolvido pela DFRobot Engineer.

Este sensor foi escolhido devido à sua fácil implementação com microcontroladores e SBCs, como também devido à sua elevada aplicabilidade para projetos de IoT.

O sensor é alimentado com 5 V DC, e a tensão de saída do sensor (*output*) diminui à medida que a concentração de CO₂ aumenta [52].

O sensor utiliza o módulo MG-811 que é altamente sensível a CO₂ e menos sensível a álcool e monóxido de carbono (CO), e que possui uma baixa dependência com humidade e temperatura [52].

Tratando-se de um sensor eletroquímico foi necessário proceder a uma calibração antes de inserir o sensor no sistema.[52] Para tal, alimentou-se o sistema com uma tensão fixa de 5 V e deixou-se o mesmo em funcionamento contínuo durante 48 horas numa área bem ventilada. No final deste procedimento, a saída de tensão obtida (para valores de concentração de CO₂ menores que 400 partes por milhão (ppm) foi de 1.46 V. Valor este que posteriormente foi utilizado pelo estudante André Filipe da Costa Mendes na realização do código que processa a saída do sensor.

Um esquema elétrico da implementação do sensor de CO₂ no sistema pode ser visualizado na Figura 3.8.

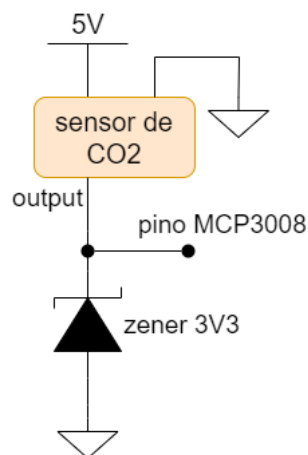


Figura 3.8: Esquema elétrico da implementação do sensor de CO₂ no sistema

Sensorização baseada em fibra ótica

Sensorização baseada em fibra ótica, como o nome indica, trata-se da utilização de fibras óticas para realizar tarefas de sensorização.

Efetivamente, como já abordado neste documento, este tipo de sensorização traz bastantes vantagens.

No entanto, antes de se entrar em detalhe no princípio de funcionamento dos sensores desenvolvidos é imperativo que se refiram algumas características das fibras óticas.

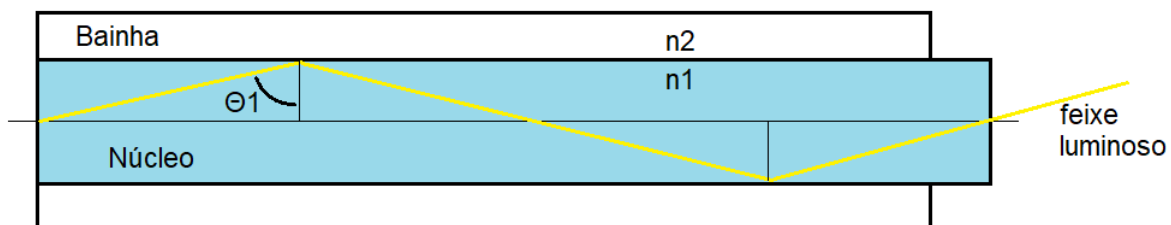


Figura 4.1: Representação esquemática da propagação de luz através de uma fibra ótica

A fibra ótica não é mais do que um meio onde se consegue propagar feixes luminosos por meio de continuas reflexões, com uma atenuação associada muito baixa.

Uma fibra tem uma estrutura cilíndrica formada pelo núcleo e uma bainha concêntrica. O núcleo, ao centro da fibra, apresenta um índice de refração superior ao da bainha de modo a permitir a propagação da luz no seu interior por reflexão interna total, como podemos observar na Figura 4.1.

Tipicamente, as fibras óticas apresentam ainda uma camada externa de proteção, de acrilato ou outro polímero, que as protege dos elementos externos.

No entanto, como referido anteriormente, as fibras óticas não são todas iguais. Existem dois grandes grupos, as fibras óticas de sílica e as de polímeros. Sendo que a sua estrutura principal é comum, mas diferem nas suas dimensões e materiais.

As fibras óticas utilizadas são convencionalmente feitas de sílica. Este tipo de fibras óticas é tipicamente utilizado em comunicações óticas e possuem um diâmetro na ordem dos 125 micrômetros e uma atenuação de cerca de 0.2 dB/km.

Já uma fibra ótica típica de polímeros, também conhecida por POF, tem um diâmetro na ordem de 1mm e uma atenuação de cerca de 0.2 dB/m.

Também é relevante referir que as POFs possuem um modulo de Young menor [53], uma maior elasticidade e uma maior resistência a fraturas, o que as tornam ideais para sensores de pressão.

Efetivamente, foi reportado que a fibra ótica plástica tem um limite elástico de 10% em comparação com fibra ótica de sílica que possui um limite de 1%. Também foi reportada a capacidade da fibra ótica plástica conseguir suportar deformações superiores a 30% sem se partir [53].

Também se tem de ter em consideração o facto das POF serem consideravelmente mais baratas que as fibras de sílica, e do custo dos sistemas de acoplamento ótico aos *light emitting diodes* (LEDs) e fotodetetores também ser significativamente mais fácil e económico.

No entanto um desafio que este tipo de fibra ótica também acarreta é a sua resposta visco-elástica [53]. Ao possuir uma maior visco-elasticidade podem ser adicionados atrasos nos tempos de resposta e, por consequente, aumentar o erro do sensor.

4.1 Princípio de funcionamento dos sensores óticos desenvolvidos

4.1.1 Sensorização baseada em intensidade e *macrobending*

Como referido anteriormente, os sensores de fibra ótica podem ser subdivididos em grupos consoante o tipo de modulação utilizado pelo que existem sensores de intensidade, sensores de fase, sensores de polarização e sensores de espectroscopia [27].

Nesta dissertação damos especial atenção aos sensores de intensidade visto serem o tipo de sensor que foi desenvolvido.

Como referido anteriormente neste documento, sensores de intensidade baseados em fibra ótica são sensores cuja variável que se pretende medir com o sensor causa variações na potência ótica transmitida através de uma fibra. Assim sendo, sabendo a potência transmitida sabe-se o valor da variável que se pretende obter.

Mas até dentro dos sensores de intensidade, como visto ao analisar vários trabalhos referentes a projetos de sensores baseados em variações de intensidade utilizando POFs, a maneira com que essa variação de intensidade ótica é provocada varia de sensor para sensor.

Efetivamente, a variação de potência ótica observável nos sensores desenvolvidos no âmbito desta dissertação tem como princípio um fenómeno que acontece quando a fibra ótica se encontra em *macrobending*, ou seja, quando a fibra ótica se encontra com uma curvatura visível a olho nu.

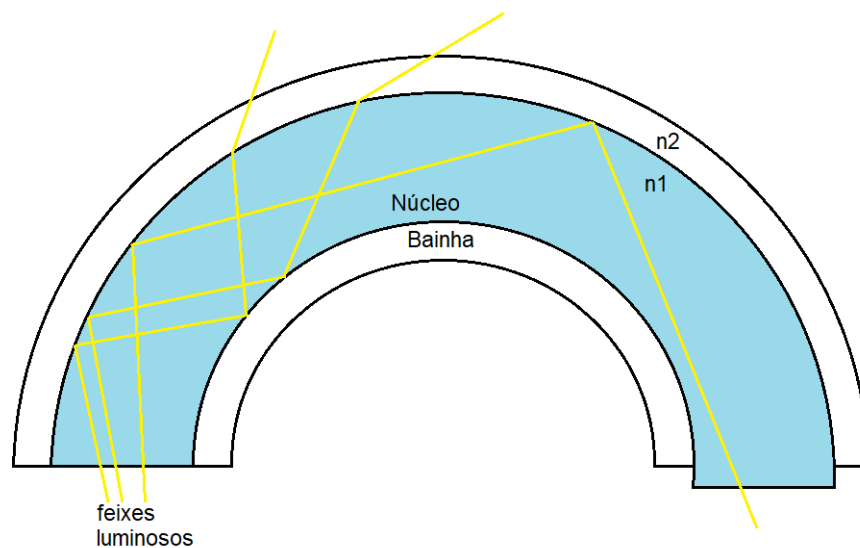


Figura 4.2: Representação esquemática da propagação de luz através de uma POF em *macrobending*

Quando um fibra ótica multimodo se encontra em *macrobending*, como podemos observar na Figura 4.2, alguns dos feixes luminosos não são refletidos gerando assim perdas na potência ótica transmitida.

Tal acontece devido à curvatura da fibra obrigar a que alguns dos feixes luminosos incidam na bainha com um ângulo de incidência inferior ao ângulo crítico e, deste modo não sejam refletidos. Quanto maior a curvatura da fibra maior o número de feixes luminosos que não sofrem reflexão, e por consequente, menor a potência ótica transmitida.

Relativamente a esta dissertação, o sensor foi projetado de forma a que uma pressão exercida sobre o sensor provoque uma curvatura controlada na fibra ótica sendo que, como explicado anteriormente, essa curvatura vai aumentar a atenuação ótica e diminuir a potencia ótica transmitida.

Quanto maior a pressão exercida no sensor maior a atenuação.

4.1.2 Sensores intrínsecos e extrínsecos

Sensores baseado em fibra ótica podem ser ainda classificados como sensores intrínsecos e sensores extrínsecos [30].

O que difere entre estes dois tipos de sensor é como se processam as alterações aos feixes luminosos que são propagados através da fibra ótica.

Efetivamente, em sensores intrínsecos os feixes luminosos nunca abandonam a fibra ótica sendo que, neste caso, as características do ambiente em que a fibra se encontra, ao provocarem alterações na própria fibra, provocam por consequente alterações aos feixes luminosos.

Relativamente a sensores extrínsecos os feixes luminosos são transportados pela fibra ótica até ao ambiente que se pretende analisar, saem da fibra interagindo directamente com o meio voltando a entrar de novo em fibra ótica para, deste modo, serem transportados até ao recetor ótico correspondente.

Na Figura 4.3 está demonstrado visualmente a diferença entre estes dois tipos de sensores.

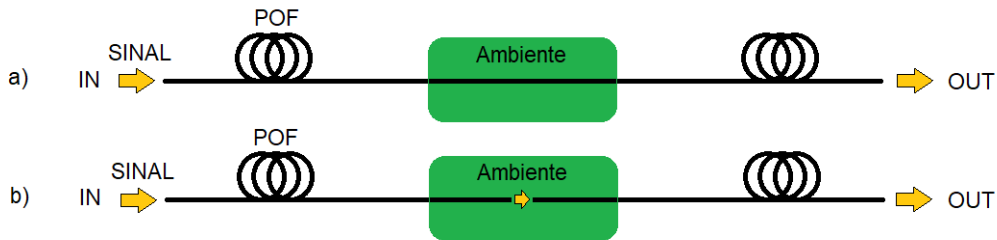


Figura 4.3: Representação de transmissão intrínseca (a) e transmissão extrínseca (b)

Novamente relativamente aos sensores intrínsecos, os feixes que viajam pela fibra depois de sofrerem alterações podem ser transmitidos até à outra ponta da fibra ótica utilizada (transmissão intrínseca) ou refletidos de volta (reflexão intrínseca) [30].

Podemos então, tendo em consideração tudo o que se abordou até ao momento sobre sensorização baseada em fibra ótica, classificar os sensores óticos desenvolvidos nesta dissertação de mestrado como sensores em POF baseados em intensidade e transmissão intrínseca.

4.2 Design e construção dos sensores óticos desenvolvidos

De modo a facilitar a análise e estudo do design e da construção dos sensores o autor achou relevante dividir esta secção em quatro subsecções. Uma primeira subsecção relativa à transmissão de potência ótica, uma segunda respeitante a célula-sensor (local onde a força aplicada no sensor gera uma curvatura na fibra e atenuação correspondente), uma terceira relativa à receção de potência ótica e ao acondicionamento de sinal efetuado e por fim, uma subsecção alusiva à implementação dos sensores no sistema (assento da cadeira).

A POF utilizada no decorrer desta dissertação foi uma POF multimodo com um núcleo de 1 mm, cujo modelo é SH4001, Super Eska, produzida pela Mitsubishi Chemical Company.

4.2.1 Transmissão de potência ótica

O primeiro passo no desenvolvimento do sensor foi o de inserir luz na fibra ótica. Para tal utilizou-se o LED IF-E93 em série com uma resistência de $100\ \Omega$ como observável na Figura 4.4.

O LED em questão emite radiação com um comprimento de onda típico de 520 nm.

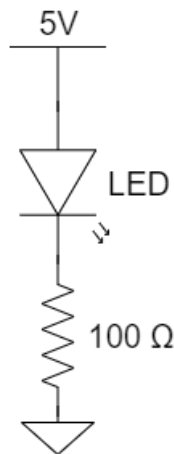


Figura 4.4: Esquema elétrico da implementação do LED no sensor

O valor da resistência utilizada foi escolhido com base nas informações do fabricante.

Efetivamente, analisando o *datasheet* do LED IF-E93 conseguimos calcular o valor de resistência que se deve colocar em série com o LED de modo a que a sua *forward current* (I_F) seja de 20 mA.

Deste modo, e observando novamente o *datasheet* do LED utilizado, garante-se que a integridade do fotodíodo será assegurada visto que a potência à saída da fibra nunca poderá ser superior a -0.2 dBm.

4.2.2 Célula-sensor

O design da célula-sensor foi pensado de forma que quando sujeita a pressões, a fibra ótica deformasse provocando uma atenuação da potência ótica, e que retomasse à sua posição inicial quando não houvessem pressões aplicadas sobre ela. Desta forma, foi desenhado e impresso numa impressora 3D uma caixa quadrada em *Polylactic acid* (PLA) com dois furos do mesmo diâmetro da fibra ótica de modo que a fibra ótica atravessasse a caixa de um lado ao outro. Esta caixa apresenta como dimensões 3.4 cm de largura, por 1.1 cm de altura.

Depois da fibra colocada, foi ligeiramente tensionada e colada às duas paredes da caixa de modo a não permitir que a fibra ótica se movesse. Paralelamente ao desenho e impressão da caixa foram projetadas e testadas três tipos de tampas para a célula-sensor, de forma a perceber qual a melhor solução para o sistema (tendo em conta fatores como sensibilidade e histerese). Podemos observar a caixa com a fibra ótica e os vários tipos de tampas testadas na Figura 4.5.

Efetivamente, todas as tampas apresentavam uma estrutura na forma de “dente”, responsável por imprimir a pressão na fibra ótica e por fazer com que a mesma não se movesse lateralmente. A diferença estava apenas na superfície da tampa: uma apresentava uma tampa com um diâmetro inferior ao diâmetro do buraco da caixa de modo que se conseguisse movimentar verticalmente (tampa 1); as outras duas apresentavam diâmetros maiores que o

furo da caixa para apenas se movimentar verticalmente o centro da tampa (uma com forma de círculo (tampa 2) e outra com forma quadrada com as mesmas dimensões do topo da caixa (tampa 3)).

Para além destes componentes, foi ainda incorporada no interior da caixa uma resina epóxi para ajudar na recuperação da posição da fibra ótica após se deixar de exercer pressão. Mais uma vez foram testadas diferentes alturas deste preenchimento. No final, a configuração com melhor resposta à relação maior sensibilidade vs menor histerese foi a tampa maior (tampa 3) e resina com preenchimento desde o fundo da caixa até metade do diâmetro da fibra ótica.

Na Figura 4.6 está o desenho 3D da caixa com a fibra ótica e a tampa escolhida de modo a perceber-se como os 3 componentes são encaixados para formar a célula-sensor.

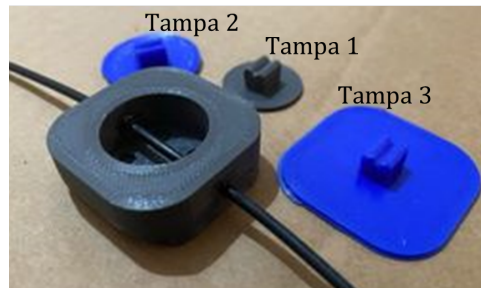


Figura 4.5: Caixa desenvolvida em PLA e as várias tampas testadas

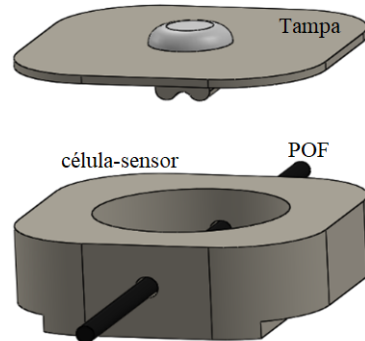


Figura 4.6: Desenho 3D da caixa com a fibra ótica e a tampa por cima para percepção da posição de encaixe

4.2.3 Receção de potência ótica

De modo a transformar os feixes luminosos que "viajam" ao longo de toda a POF numa grandeza capaz de ser quantificada pelo sistema, utiliza-se um foto díodo IF-D91B.

Os fotodíodos são um dos tipos de sensores mais populares para muitas medições baseadas em luz. Aplicações como espectroscopia de absorção e emissão, medição de cores, turbidez, detecção de gás e muito mais, contam com fotodíodos para medições precisas de luz. [54]

Um fotodíodo trata-se de um díodo que quando sujeito a fotões de energia suficiente gera corrente elétrica. Corrente esta proporcional à luz que atinge sua área ativa [54].

Como referido pelo fabricante, a gama de comprimentos de onda detetáveis pelo IF-D91B é de 450 a 1100 nm sendo assim compatível com o LED utilizado na transmissão de potência ótica do sensor desenvolvido.

Circuito de transimpedância

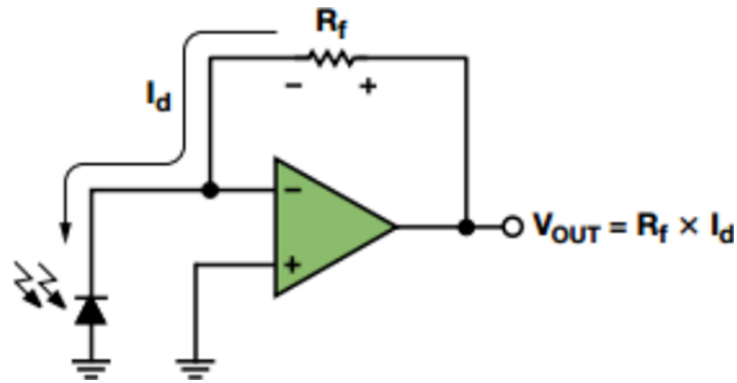


Figura 4.7: Circuito simples de transimpedância [54]

De seguida, desenvolveu-se um circuito amplificador de transimpedância para converter a corrente elétrica gerada pelo fotodíodo, corrente esta inversamente proporcional à variação de pressão que será aplicada na célula-sensor, em variação de tensão.

Um esquema elétrico deste circuito pode ser visualizado na Figura 4.7.

Neste circuito, o fotodíodo encontra-se em modo fotovoltaico, ou seja, a diferença de potencial aos seus terminais é zero. Este valor de diferença de potencial aos terminais do fotodíodo é forçado pelo op-amp. Na verdade, esta configuração é a mais comum em aplicações de precisão [54].

Efetivamente, os op-amps são os componentes principais quando de fala em circuitos de amplificação ou circuitos de acondicionamento de sinal.

Eletricamente um op-amp pode ser representado com o circuito da Figura 4.8. Possui duas entradas ligadas entre si através de uma resistência (a sua resistência de entrada) e a sua tensão de saída é dada multiplicando a queda de tensão entre as duas entradas pelo ganho do op-amp. Olhando da saída para dentro do circuito encontramos uma resistência de saída em série com a fonte de tensão [44].

É importante referir que tal circuito trata-se apenas de uma representação do seu equivalente elétrico, dado que o circuito real de um op-amp é bem mais complexo.

No sentido de simplificar a análise de circuitos, muitas vezes utiliza-se o conceito de op-amp ideal.

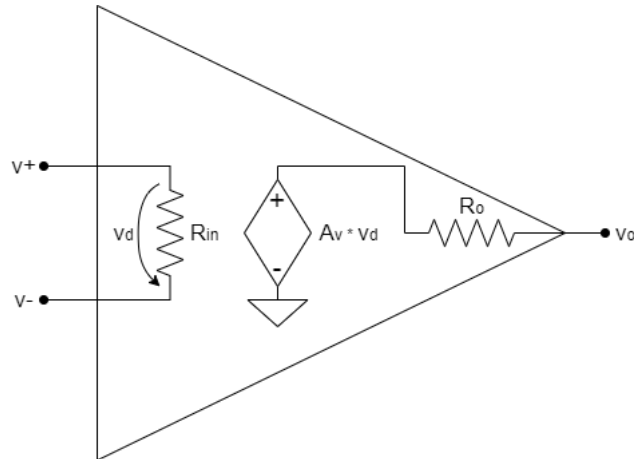


Figura 4.8: Circuito do modelo elétrico de um op-amp

Efetivamente, um op-amp ideal tem um valor de resistência de entrada (R_{in}) infinito, um ganho (A_v) infinito, e um valor de resistência de saída (R_o) igual a zero.

Este conceito de opamp ideal pode ser útil para uma primeira análise. No entanto não se trata de um componente que exista na realidade. Tal não invalida o facto de que um op-amp não consiga ser mais próximo da ideologia de op-amp ideal que outro. Ou que dada característica de um op-amp seja próxima de ideal, mas outra já não.

Torna-se então imperativo que de modo a escolher o op-amp que melhor se enquadre em dada aplicação, conheçamos e entendamos os desvios ao conceito de op-amp ideal.

Desvios ao conceito de op-amp ideal

Tensão de *offset* à entrada

A maioria das aplicações de precisão utilizando op-amps terá como requerimento principal que os op-amps tenham uma baixa tensão de *offset* à entrada [54].

A tensão de *offset* à entrada trata-se da diferença de potencial que tem de ser aplicada entre as entradas do op-amp de modo a que a sua saída seja 0 V.

Este valor de tensão varia com a temperatura a que o op-amp está sujeito.

Corrente de polarização à entrada

No caso de um op-amp real existe sempre uma pequena corrente que entra através das entradas do mesmo.

Efetivamente, a corrente de polarização à entrada trata-se da média entre as duas correntes elétricas nas entradas do op-amp quando a sua saída é de 0 V.

Também o termo corrente de *offset* de entrada é utilizado, sendo que neste caso o seu valor é o valor da diferença entre as correntes elétricas nas entradas do op-amp quando a sua saída é de 0 V.

Este valor de corrente nas entradas do op-amp também é dependente da temperatura.

Tensão de *offset* à saída

A tensão de *offset* à saída trata-se da tensão na saída do op-amp quando as suas entradas estão ligadas à massa.

PSRR

Quando falamos no valor do fator de rejeição da tensão de alimentação (*power supply rejection ratio*) (PSRR) de um op-amp estamos a quantificar a capacidade desse mesmo op-amp de rejeitar ruído proveniente das alimentações.

Efetivamente, PSRR define-se como a razão entre a tensão de *offset* à entrada com a variação de uma das tensões de alimentação, mantendo todas as outras tensões de alimentação constantes [44].

Slew rate

No caso do *slew rate*, este limita a capacidade de resposta do op-amp a grandes variações na entrada do mesmo. Por outras palavras, o *slew rate* indica-nos quão rápido a saída de um op-amp consegue acompanhar uma variação brusca (um *step*) na entrada. Esta variável tem como unidades $V \mu s^{-1}$.

No caso particular do op-amp utilizado no circuito de transimpedância tomou-se em especial consideração o valor da sua tensão de *offset* à entrada e o valor da sua corrente de polarização à entrada.

A tensão de *offset* à entrada, como referido anteriormente, aparece na saída do amplificador contribuindo para o erro geral do sistema. No entanto, tratando-se de uma configuração amplificadora com recurso a um fotodiodo, ela vai gerar um erro adicional pois esta irá aparecer no fotodiodo e causar um aumento da corrente negra, o que por sua vez, aumentará ainda mais o erro do sistema. [54].

Quanto à corrente de polarização à entrada, qualquer corrente que entre na entrada do amplificador operacional ou em qualquer outro lugar que não seja através da resistência de feedback R_f resultará em erros de medição pelo que, o seu valor deverá ser o menor possível [54].

Assim sendo, para o circuito de transimpedância optou-se por usar o op-amp AD8615 produzido pela Analog Devices e que possui as seguintes características [55]:

- baixa tensão de offset: 80 μV tipicamente, 300 μV máximo;
- baixa corrente de polarização de entrada (*input bias current*);
- tensão de alimentação: 2.7 a 5 V *single-supply*;
- baixo ruído: 8 nV/ \sqrt{Hz} ;
- largura de banda: 20 MHz;
- *slew rate*: 12 V/ μs ;
- baixa distorção;
- sem inversão de fase;
- ganho unitário estável.

O op-amp foi alimentado com 5 V DC.

Devido ao facto de não se poder garantir com certeza a potência ótica à entrada do fotodíodo quando não existe pressão a ser exercida na célula-assento, em R_f optou-se pela utilização de um potenciómetro de $1\text{ M}\Omega$ para posterior calibração.

Outra consideração tida em conta na construção do circuito de transimpedância foi a de garantir que, na PCB, fugas de corrente que pudessem comprometer o desempenho do op-amp fossem minimizados [54].

Para o efeito, adicionou-se um *trace* largo ligado à massa a rodear a entrada negativa do op-amp. Deste modo, correntes externas que se poderiam somar à corrente gerada pelo fotodíodo, introduzindo bastante erro no sistema, são "encaminhadas" para a massa do circuito.

Devido à natureza do sensor desenvolvidos considerações relacionadas com corrente alternada (*alternating current*) (AC) e altas frequências não foram tomadas.

Acondicionamento de sinal

Quando falamos de acondicionamento de sinal, como o nome indica, estamos a referirmo-nos à tarefa de colocar um dado sinal numa gama ótima.

Essa gama ótima é variável e depende de como vai ser lido o sinal e ainda se existe alguma parte do sinal que não seja relevante.

No caso específico do nosso sistema, e como os sensores óticos desenvolvidos vão ser lidos por uma ADC MCP3008 alimentada e com valor de referência de 3.3 V, o acondicionamento de sinal tem como objetivo colocar a gama de variação de tensão dos sensores num intervalo de 0 a 3.3 V.

De facto, e como referido anteriormente, 3.3 V na saída do sensor indica que não se está a fazer pressão no mesmo e, com o aumento da pressão aplicada esse valor vai diminuindo.

Para tal, e como na maior parte dos circuitos de acondicionamento de sinal, recorre-se a uma amplificação de uma diferença.

Amplificador de diferenças e amplificador de instrumentação

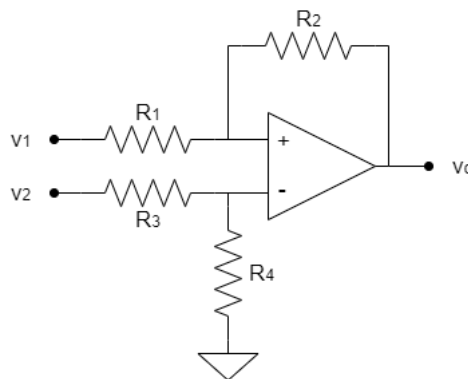


Figura 4.9: Circuito amplificador diferencial

Na Figura 4.9 está representado o circuito amplificador diferença mais simples. De facto, este circuito é construído utilizando apenas um op-amp e quatro resistências como podemos observar.

Considerando o op-amp como um op-amp ideal e assumindo que $\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1}$, ao efectuar a análise do circuito tem-se que a tensão à saída do mesmo será dada pela Equação 4.1 [44], com $\beta = \frac{R_2}{R_1}$.

$$v_o = \beta(v_2 - v_1) \quad (4.1)$$

Apesar da sua simplicidade o amplificador diferença utilizando apenas um op-amp apresenta algumas características como:

- $\alpha = \beta$ é critico para o razão de rejeição em modo comum (*common mode rejection ratio*) (CMRR) [44], [56], sendo $\alpha = \frac{R_2}{R_1}$ e $\beta = \frac{R_4}{R_3}$;
- as resistências de entrada vistas em cada uma das entradas do op-amp são diferentes [44];
- o circuito é sensível à resistência de saída das fontes de sinal ligadas às entradas [44] pois, ao colocar resistências em série com R_1 e R_3 , o valor do ganho será afetado.

Tais características tornam este circuito pouco apto para uma sistema de precisão pelo que, quando se trata de acondicionamento de sinal, os amplificadores de instrumentação são os mais utilizados.

Um amplificador de instrumentação trata-se de um elemento essencial em qualquer sistema de aquisição de sinais de pequena amplitude.

Efetivamente, um amplificador de instrumentação trata-se de um amplificador que executa uma conversão de um sinal diferencial na sua entrada para um sinal de saída simples (*single-ended*) com um ganho precisamente definido [57].

Visto ser um circuito mais complexo, acaba por conseguir ultrapassar limitações inerentes a circuitos mais simples, como o analisado anteriormente.

Uma característica que também difere amplificadores de instrumentação a op-amps é o facto de, no caso dos op-amps uma malha de realimentação ter de ser incorporada para que eles operem de forma controlada, ao passo que amplificadores de instrumentação já são estruturas intrinsecamente realimentadas [57].

Existem vários tipos de amplificador de instrumentação, no entanto, nesta dissertação será apenas abordado o amplificador de instrumentação com 3 op-amps visto ter sido o utilizado no circuito de acondicionamento de sinal.

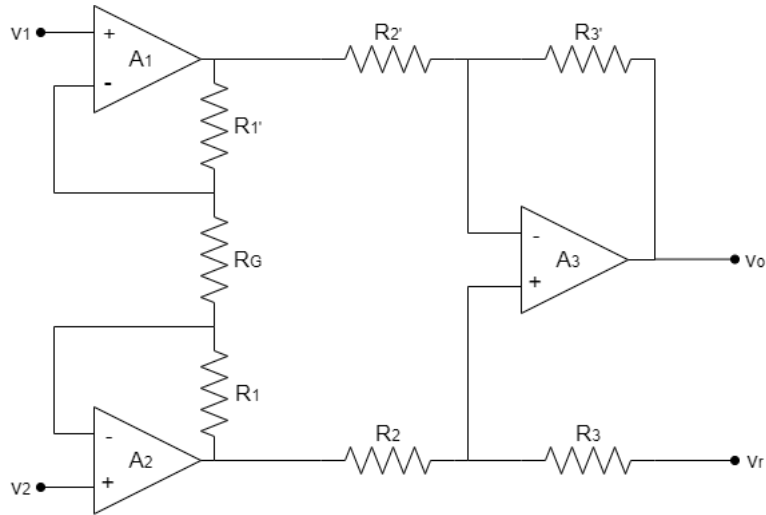


Figura 4.10: Circuito amplificador de instrumentação com 3 op-amps

Na Figura 4.10 está representado o circuito amplificador de instrumentação com 3 op-amps.

Efetivamente, o circuito representado na Figura é a configuração mais popular para a realização de amplificadores de instrumentação devido às características que esta configuração apresenta [44], nomeadamente:

- resistência de entrada bastante elevada, pois os op-amps A_1 e A_2 funcionam como *buffers* unitários [44];
- Como A_1 e A_2 são o mesmo componente, a resistência de entrada é igual para ambas as entradas [44];
- resistência de saída baixa [44];
- ganho variável com R_G pois, alterando apenas o valor desta resistência consegue-se controlar o valor do ganho do amplificador de instrumentação [44];
- o circuito é sempre simétrico, ou seja, a condição $R_i = R_{i'}$ para $i = 1, 2, 3$ verifica-se independentemente do valor de R_G , o que por sua vez faz com que o circuito tenha um bom CMRR [44], [56].

Ao efectuar a análise do circuito tem-se que a tensão à saída do amplificador de instrumentação será dada pela Equação 4.2 [44] e o ganho do circuito dado pela Equação 4.3 [44].

$$v_o = G(v_2 - v_1) + v_r \quad (4.2)$$

$$G = \frac{R_3}{R_2} \left(1 + 2 \frac{R_1}{R_G} \right) \quad (4.3)$$

Deste modo, foi escolhido como amplificador de instrumentação para efetuar o acondicionamento de sinal do sensor ótico desenvolvido o componente AD623 desenvolvido pela Analog Devices, e que possui as seguintes características [58]:

- saída: *rail-to-rail*;

- tensão de alimentação: 2.7 a 12 V *single-supply*;
- gama de ganho selecionável com resistência externa: 1 a 1000;
- *maximum quiescent current*: 550 μA (*standby*);
- alta precisão em corrente contínua (*direct current*) (DC): 0.10% de erro no ganho ($G = 1$) e 0.35% de erro no ganho ($G > 1$);
- baixo ruído: 35 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ ruído total referente à entrada (RTI) a 1 kHz;
- largura de banda: 800 kHz ($G = 1$);
- *settling time*: 20 μs para 0.01% ($G = 10$).

$$G = 1 + \frac{100k}{R_G} \quad (4.4)$$

Ao analisar o *datasheet* do amplificador de instrumentação AD623 verifica-se que a expressão do ganho em *single-supply* é dada pela Equação 4.4. Equação esta que nada mais é do que a Equação 4.3 quando $R_1 = R_2 = R_1 = 50 \text{ k}\Omega$.

Foi então escolhido utilizar um potenciômetro de 100 k Ω em R_G de modo a conseguir variar o ganho do amplificador de instrumentação entre 2 e 1000 numa posterior fase de calibração.

Por fim, e tendo em conta o funcionamento já abordado dos amplificadores diferenciais e do amplificador de instrumentação utilizado, sabendo que a entrada v_2 do amplificador de instrumentação está ligada à saída do circuito de transimpedância, a entrada v_1 terá de estar ligada a uma tensão com o valor que se queira subtrair.

Deste modo, desenvolveu-se um divisor resistivo com um potenciômetro de 10 k Ω em série com uma resistência de 1 k Ω alimentado a 5 V DC como se pode visualizar na Figura 4.11. Assim sendo, é possível gerar tensões entre 0.5 e 5 V ao variar o valor do potenciômetro utilizado.

Também se colocou um condensador eletrolítico de 47 μF em paralelo com a resistência de 1 k Ω de modo a atenuar oscilações na fonte de tensão de 5 V (RPi 4B).

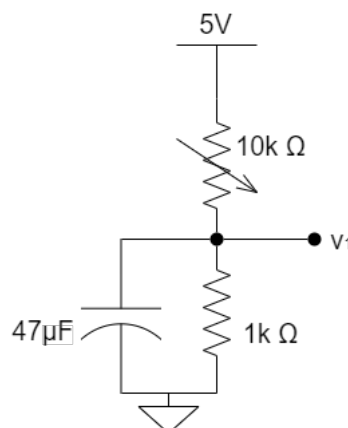


Figura 4.11: Esquema elétrico do divisor resistivo implementado

Também é relevante referir que se colocaram dois díodos zener de 3.3 V na saída do circuito de modo a garantir que a saída do sensor mantém-se numa gama de 0 a 3.3 V.

4.2.4 Implementação dos sensores ópticos no sistema

À semelhança das células de carga, foi projetado um novo assento em madeira (Figura 4.12) onde foram inseridas quatro células-sensor nas mesmas posições onde as células de carga estavam posicionadas anteriormente.

Posteriormente, foram colocadas novamente duas chapas de alumínio; uma no lado superior, de modo a oferecer uma maior área de contacto aos sensores; e uma no lado inferior de modo a oferecer resistência à estrutura de madeira. As chapas utilizadas foram as mesmas utilizadas anteriormente para as células de carga.

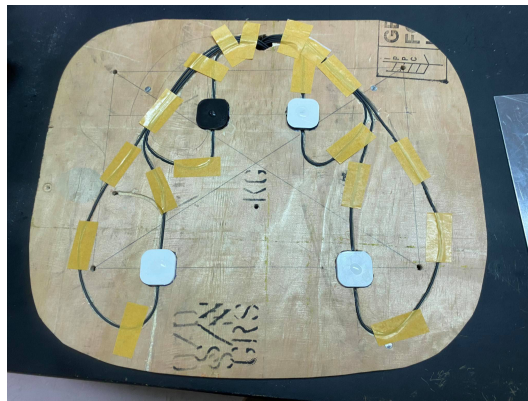


Figura 4.12: Assento da cadeira com os sensores óticos embutidos

Calibração dos sensores óticos

Depois de projetado todo o circuito, foi desenhada e posteriormente mandado imprimir uma PCB utilizando o software Autodesk Fusion 360. Pode-se observar a PCB pronta a ser impressa na Figura 4.13.

Também foi projetada e impressa numa impressora 3D uma caixa em PLA de modo a acondicionar todo o circuito desenvolvido como se pode verificar na Figura 4.14.

Por fim, numa fase final do desenvolvimento dos sensores de pressão baseados em POF, procedeu-se como referido anteriormente, a uma calibração individual dos quatro circuitos de receção e acondicionamento de sinal.

De seguida será explicitado o método utilizado na calibração de um único sensor pelo que, este método foi efectuado de igual forma para os restantes sensores óticos desenvolvidos.

Inicialmente, ajustou-se o potenciómetro de $1\text{ M}\Omega$ de modo a que a saída do circuito de transimpedância estivesse a 3.3 V não estando a ser aplicada nenhuma força na célula-sensor e que, à mínima força aplicada na célula-sensor este valor de tensão diminuísse.

De seguida, registou-se o valor de tensão mínimo à saída do circuito de transimpedância quando uma pessoa se sentava sobre a célula-sensor correspondente. Ajustou-se então o potenciómetro de $10\text{ k}\Omega$ de modo a que o valor de tensão do divisor resistivo fosse ligeiramente inferior ao valor de tensão medido anteriormente de modo a dar uma margem caso se colocasse mais peso em cima do sensor.

Análise dos resultados experimentais e validação das soluções propostas

5.1 Sensores elétricos e eletrônicos

5.1.1 Análise e monitorização postural

Como referido anteriormente, de modo a permitir ao sistema executar a monitorização postural do utilizador foram colocados quatro FSRs nas costas da cadeira e quatro células de carga no assento. Todos estes sensores foram colocados em posições estratégicas de modo a maximizar a sua resposta.

Células de carga

No entanto, antes do sistema proceder à deteção da postura do utilizador, foi necessário obter a curva de resposta de cada célula de carga. Isto é, foi necessário achar a correspondência entre o valor devolvido pelas ADCs HX711 e a massa em kg sobre cada célula de carga.

Deste modo, para achar a curva de resposta de cada célula de carga foram selecionadas sete massas com valores até 16 kg e com elas obtidos os gráficos representados na Figura 5.1. Utilizaram-se massas até 16 kg visto considerar-se que cada sensor não ultrapassará este valor.

Efetivamente, na Figura 5.1 conseguimos visualizar a vermelho os pontos de relação entre massas (kg) e a unidade arbitrária (U.A.) devolvida pelas ADCs. Estes pontos foram obtidos colocando as várias massas sobre o assento da cadeira já totalmente montado, o mais sobre o sensor que se queria testar, e registado o valor lido pela ADC HX711 correspondente.

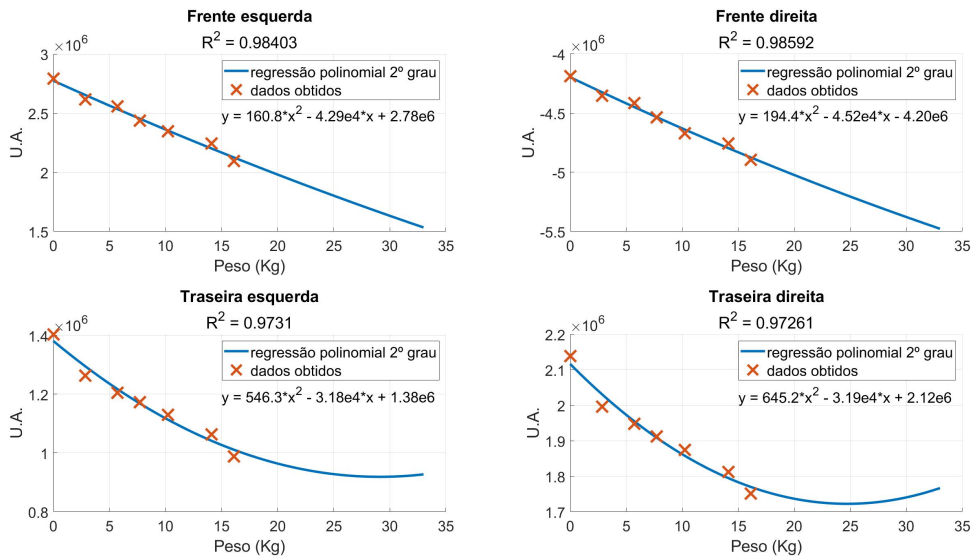


Figura 5.1: Valores experimentais e correspondente curva de resposta para cada uma das células de carga do sistema

Utilizando os valores experimentais referidos anteriormente, para cada célula de carga efetuou-se uma aproximação a uma função polinomial de segundo grau. Estas funções estão representadas na Figura 5.1 a azul.

Através destes ajustes e pontos podemos ainda concluir que a secção das curvas de resposta das células de carga compreendida entre 0 e 20 kg aproxima-se, para cada célula, de um comportamento linear.

Foi necessário executar testes adicionais de modo a estudar os tempos de resposta do sistema quando este utiliza células de carga, para uma situação de utilização. Estes testes consistiram em registar os valores devolvidos pelas ADCs HX711 ao longo de um intervalo de tempo, e durante esse intervalo de tempo, uma pessoa do sexo masculino com uma massa total de cerca de 76 kg sentou-se, aguardou uns segundos e voltou a levantar-se do assento da cadeira. Deste modo obtiveram-se os gráficos representados nas Figuras 5.2 e 5.3.

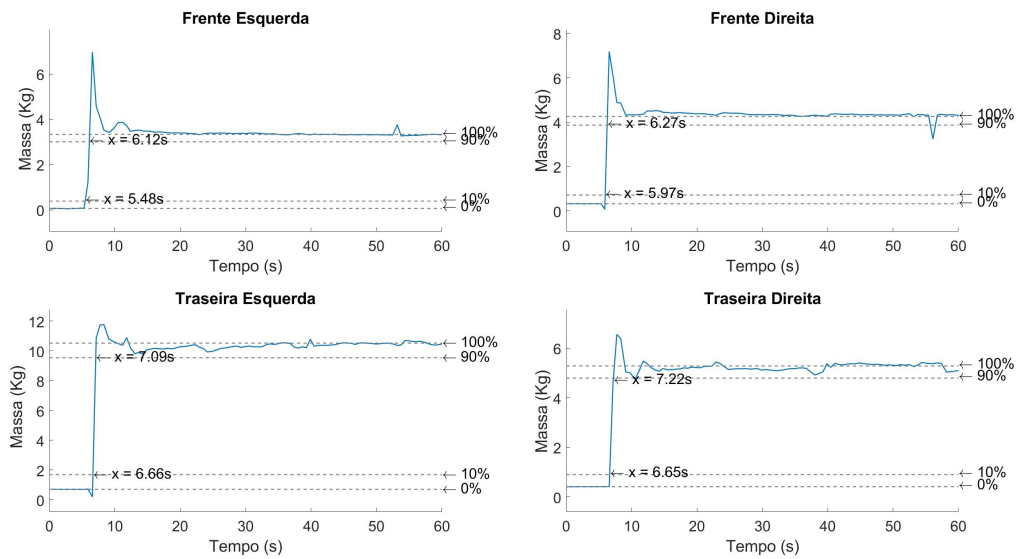


Figura 5.2: Resposta das células de carga a um impulso (pessoa a sentar-se) de modo a estudar os tempos de subida do sistema

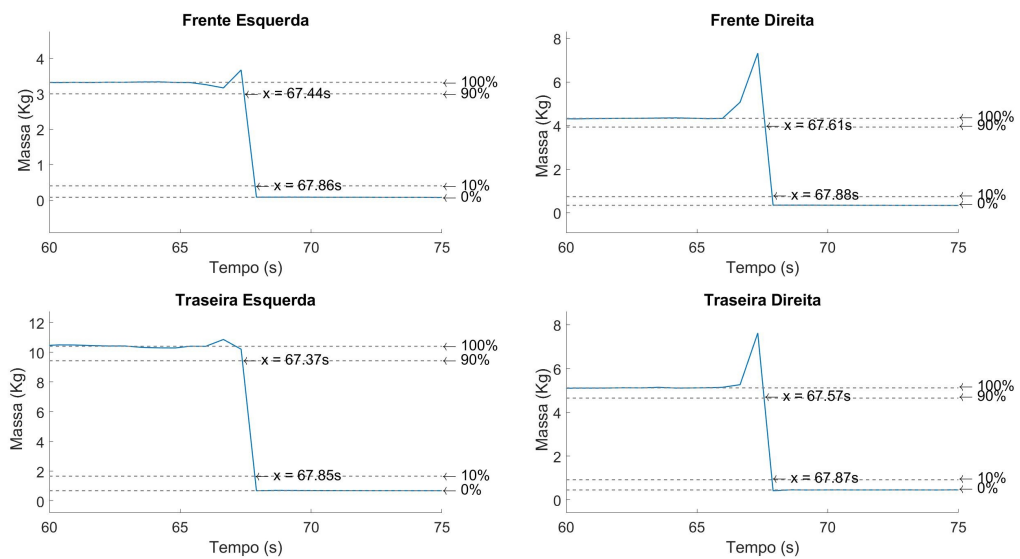


Figura 5.3: Resposta das células de carga a um impulso (pessoa a levantar-se) de modo a estudar os tempos de descida do sistema

Como esperado do sistema utilizando células de carga, observa-se nas Figuras 5.2 e 5.3 que este responde bastante rápido a variações de massa, e por consequente, variações de pressão. Pressão esta aplicada sobre o assento e sobre as células de carga.

	Posição do sensor no assento			
	Frente esquerda	Frente direita	Traseira esquerda	Traseira direita
excursão do sinal de saída para uma variação entre 0 e 20kg (mV)	236	246	124	113
tempo de subida (ms)	640	300	430	570
tempo de descida (ms)	420	270	480	300

Tabela 5.1: Tabela com a quantificação das características abordadas relativas ao sistema com células de carga no assento

Efetivamente, tanto os intervalos da excursão de sinal de saída (antes deste ser passado para digital) para variações de massa entre 0 e 20 kg (zona linear), como os tempos de subida e descida foram colocados na Tabela 5.1 para facilitar a visualização dos mesmos.

Relativamente aos intervalos da excursão de sinal de saída, tendo em consideração que as ADCs HX711 são alimentadas com 5 V e funcionam a 24 *bits*, consegue-se calcular a variação de tensão correspondente a variações de massa entre 0 e 20 kg para cada célula de carga. De facto, consegue-se observar que essa variação encontra-se entre 100 e 250 ms.

No que respeita os tempos de subida e descida do sistema, considera-se a definição canónica onde os mesmos correspondem aos intervalos de tempo entre 10 e 90% da resposta do sensor a um impulso, seja ele ascendente ou descendente. De facto, estes dois parâmetros são semelhantes entre si apresentando valores entre 270 e 640 ms.

Deteção postural utilizando células de carga

Relativamente à capacidade do sistema em detetar a postura do utilizador utilizando os sensores elétricos e eletrónicos implementados fizeram-se uma série de testes em conjunto com o aluno André Mendes. Estes testes tiveram como objetivo registar os valores dos sensores para várias posturas corporais de duas pessoas sentadas do sexo masculino com massas de 75 e 80 kg. Os dados obtidos podem ser visualizados nas Tabelas 1 e 2 em anexo.

Depois do aluno André Mendes analisar e desenvolver código de modo a processar os dados obtidos, foi constatado que apesar do valor das FSRs colocadas nas costas da cadeira apenas permitirem aferir se está a ser ou não exercida pressão naqueles pontos, o sistema mostrou-se capaz de detetar as 8 posições pretendidas (bem sentado, inclinado para a frente com as ancas bem posicionadas, inclinado para a frente com as ancas mal posicionadas, inclinado para a trás com as ancas mal posicionadas, inclinado para o lado direito, inclinado para o lado esquerdo, perna direita cruzada e perna esquerda cruzada).

5.1.2 Dados biométricos

Frequência cardíaca e respiratória

No que toca à deteção das frequências tanto cardíaca como respiratória do utilizador, apesar do sistema conseguir, depois do correspondente processamento, obter os valores para

a frequência respiratória (Figura 5.4), este não é capaz de obter valores para a frequência cardíaca de uma pessoa sentada.

De facto, o acelerómetro estar colocado no assento da cadeira como referido anteriormente nesta dissertação não ajuda na deteção da frequência cardíaca visto o acelerómetro estar longe do tórax e do coração do utilizador. No entanto, a colocação do sensor nas costas da cadeira não se mostrou viável devido ao ruído causado pelo facto de as costas da cadeira serem sujeitas a movimentação.

Uma tentativa de solução para este problema passaria por arranjar um acelerómetro que fosse mais sensível do que o utilizado (500 mV g^{-1}) visto que limitar a movimentação das costas da cadeira poderia trazer desconforto ao utilizador.

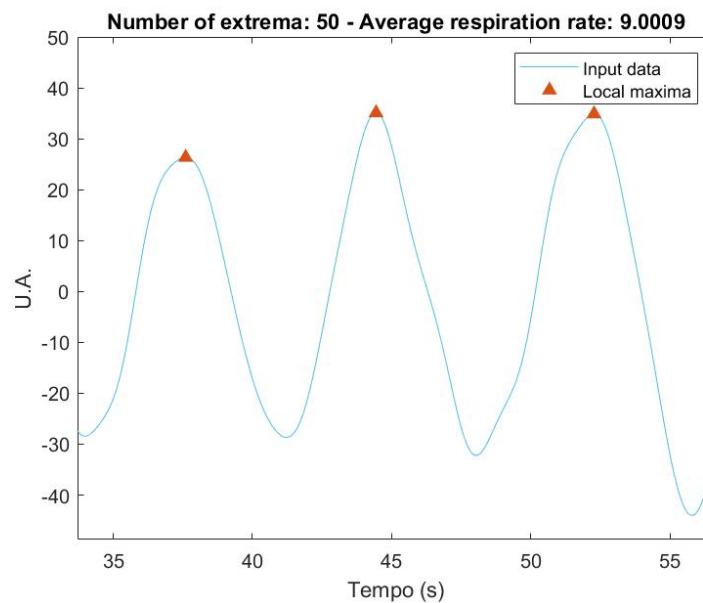


Figura 5.4: Deteção da frequência respiratória do utilizador por parte do sistema

Temperatura corporal

Relativamente ao sensor LM35 utilizado para obtenção da temperatura corporal do utilizador o sistema mostra-se um pouco lento a responder. Tal acontece devido ao facto do sensor, como dito anteriormente, encontrar-se sob a lona do assento e também devido a isolamento térmico causado pela roupa utilizada pela pessoa que se senta na cadeira.

No entanto, o assento é o único local que está em constante contacto com o utilizador e por isso, o mais indicado para este tipo de sensorização.

5.1.3 Monitorização ambiental

Experimentalmente validaram-se todos os valores para os dados ambientais sendo estes, como já referido nesta dissertação, temperatura ambiente, ruído, concentração atmosférica de CO_2 e luminosidade ambiente.

Em relação ao sensor de CO₂ utilizado foram seguidas todas as indicações fornecidas pelo fabricante. Efetivamente, os valores obtidos para as concentrações de CO₂ numa primeira análise fazem sentido. Por exemplo, quando se respira para cima do sensor o valor de concentração de CO₂ aumenta. No entanto, seria necessário equipamento adicional para garantir que o sensor se encontra corretamente calibrado.

Relativamente à funcionalidade de deteção e controlo da luminosidade ambiente efectuado pela ESP8266, pelo emissor infravermelhos e pela lâmpada inteligente, pode-se concluir que esta funcionou como esperado.

5.2 Sensores óticos

5.2.1 Funcionamento e resposta dos sensores

De modo a obter as curvas de resposta dos sensores óticos desenvolvidos no âmbito desta dissertação utilizou-se exatamente o mesmo método utilizado com as células de carga, utilizando novamente sete massas com valores até 16 kg.

Na Figura 5.5 observa-se a vermelho os pontos obtidos experimentalmente aplicando as massas sobre o assento da cadeira completamente montado e alinhadas com as células-sensor.

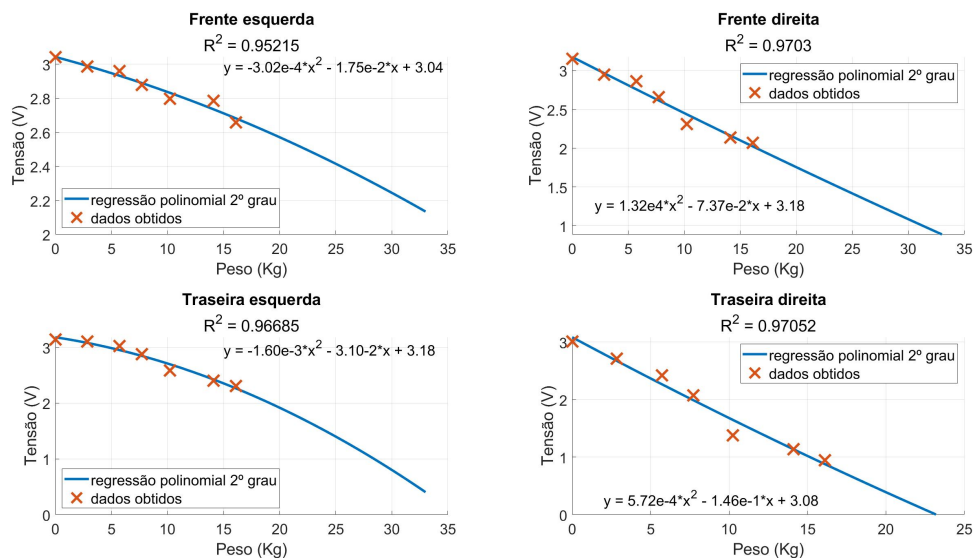


Figura 5.5: Valores experimentais e correspondente curva de resposta para cada um dos sensores óticos desenvolvidos

Desta forma, à imagem do que foi realizado para o sistema utilizando células de carga, foi feita novamente uma aproximação dos valores obtidos a um polinómio de segundo grau.

Deste modo, é possível relacionar diretamente o valor de tensão à saída do circuito de acondicionamento de sinal do sensor com o valor da massa que efetivamente se encontra sobre a célula-sensor. Conseguem-se visualizar as curvas de resposta dos sensores óticos estimadas observando as curvas a azul da Figura 5.5.

Através destes ajustes e pontos podemos concluir novamente sobre a linearidade dos sensores utilizados no sistema pelo que, todos apresentam novamente uma resposta próxima de uma resposta linear.

De forma a estudar os tempos de resposta do sistema utilizando agora os sensores de pressão baseados em POF desenvolvidos voltaram-se a efetuar os testes executados anteriormente para o sistema com as células de carga. Testes estes em que uma pessoa do sexo masculino com uma massa total de cerca de 76 kg se senta no sistema e passado algum tempo se levanta enquanto se registam os valores devolvidos pelos sensores.

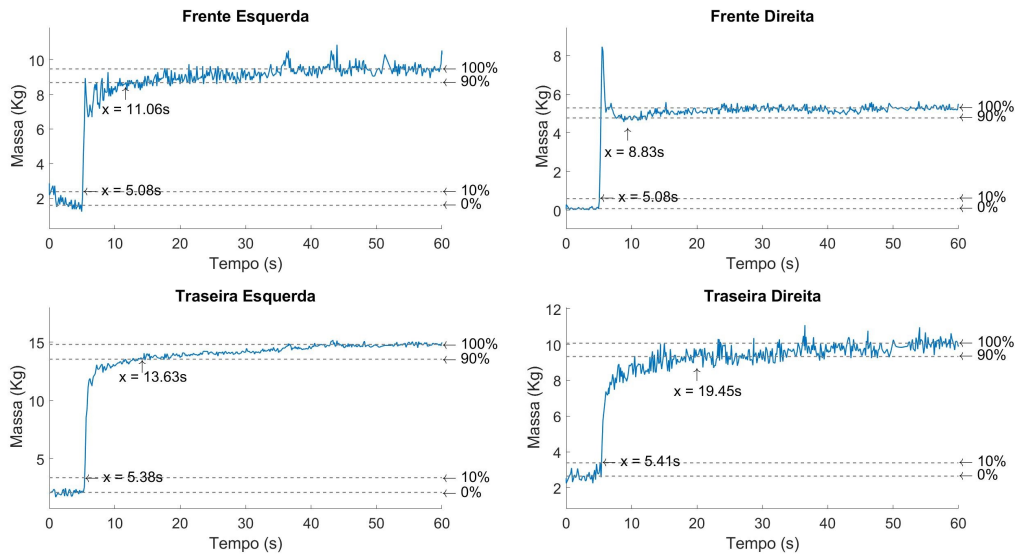


Figura 5.6: Resposta dos sensores óticos a um impulso (pessoa a sentar-se) de modo a estudar os tempos de subida do sistema

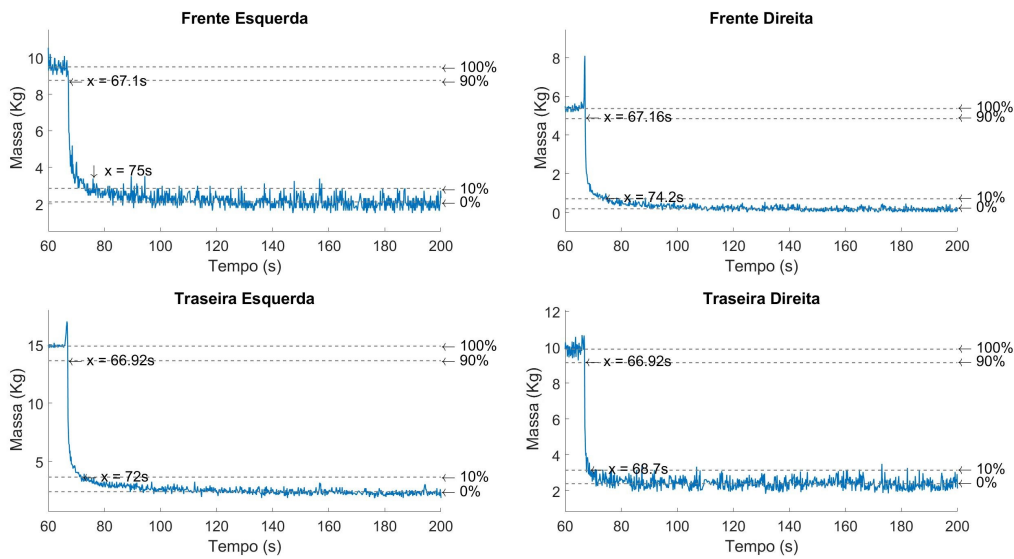


Figura 5.7: Resposta dos sensores óticos a um impulso (pessoa a levantar-se) de modo a estudar os tempos de descida do sistema

Neste caso, como observável na Figura 5.6, apesar do sistema utilizando os sensores óticos desenvolvidos ser relativamente rápido na presença de um impulso, este torna-se um pouco lento à medida que se aproxima do valor onde estabilizará.

De facto, esta característica é observável tanto na subida como na descida da saída do sensor, como se pode visualizar na Figura 5.7.

Novamente, de maneira a analisar quantitativamente não só os intervalos da excursão de sinal de saída (antes deste ser passado para digital) para variações de massa entre 0 e 20 kg (zona linear), como também os tempos de subida e descida dos sensores óticos numa situação de utilização do sistema, registaram-se os valores obtidos na Tabela 5.2.

	Posição do sensor no assento			
	Frente esquerda	Frente direita	Traseira esquerda	Traseira direita
excursão do sinal de saída para uma variação entre 0 e 20kg (mV)	471	1420	1260	2691
tempo de subida (ms)	5980	3750	8250	14040
tempo de descida (ms)	7900	7040	5080	1780

Tabela 5.2: Tabela com a quantificação das características abordadas relativas ao sistema com sensores baseados em POF no assento

Ao observar a Tabela 5.2, consegue-se aferir que a excursão de sinal para variações de massa entre 0 e 20 kg varia de sensor para sensor. De facto, as variações do sinal de saída encontram-se entre 470 e 2691 mV. Idealmente, todos estes valores seriam próximos a 3300 mV. No entanto, devido ao facto da calibração dos circuitos de acondicionamento de sinal ter sido efetuada manualmente com recurso a potenciómetros, a gama de excursão ótima não foi totalmente utilizada, especialmente para o sensor colocado na posição frente esquerda.

Relativamente aos tempos de subida e descida do sensor, observa-se que, como referido anteriormente, apresenta-se um atraso nas respostas do sensor. Efetivamente o tempo de subida dos sensores desenvolvidos encontra-se entre 3750 e 14040 ms, sendo que o tempo de descida encontra-se entre 1780 e 7900 ms. Para cálculo destes tempos voltou-se a utilizar a definição canónica de tempo de subida e de tempo de descida.

Tal característica na resposta pode ser explicada tendo em conta tanto as propriedades viscoelásticas da POF utilizada, como as propriedades da resina aplicada na célula-sensor, como diferenças nas perfurações onde se encontram embutidos os sensores no assento.

No entanto, apesar dos sensores-óticos terem uma resposta um pouco mais lenta que a resposta das células de carga tal não afetou o sistema quanto à deteção da posição adotada pelo utilizador.

Deteção postural utilizando sensores baseados em *POF*

Relativamente à deteção postural, voltaram-se a executar os testes que tinham sido executados anteriormente para o sistema com as células de carga. Estes testes foram feitos em conjunto com o aluno André Mendes e tinham como objetivo fazer um registo dos valores dos sensores utilizados na cadeira para deteção postural (FSRs e sensores óticos) para cada posição que se pretendia detetar com duas pessoas do sexo masculino com massas de 75 e 80 kg. Os dados obtidos podem ser visualizados nas Tabelas 3 e 4 em anexo.

Mais uma vez, depois do aluno André Filipe da Costa Mendes analisar e desenvolver código de modo a processar os dados obtidos, foi constatado novamente a capacidade do sistema, neste momento utilizando os sensores óticos desenvolvidos, em detetar as 8 posições pretendidas.

5.3 Funcionamento geral do sistema

Como última etapa deste projeto procedeu-se ao teste do sistema como um todo pelo que, apenas falhou a deteção da frequência cardíaca. De facto, como já referido anteriormente, esta funcionalidade acabou por não ser implementada.

Tanto a deteção postural como a deteção e controlo da luminosidade ambiente funcionou como previsto a par de toda a restante sensorização implementada no sistema.

Também é importante referir que cálculos energéticos não foram executados, sendo que deste modo o sistema implementado necessita de alimentação externa de 230 V com transformador de 9 V para funcionar. Esta é a única conexão necessária ao funcionamento do sistema.

5.3.1 Comparações finais entre as duas tecnologias

Em ambos os casos, como já referido nesta dissertação, tanto utilizando células de carga como sensores óticos, o sistema conseguiu aferir corretamente as posições tomadas pelo utilizador.

No entanto, no caso do sistema com sensores óticos, verificou-se que tanto os tempos de subida como os tempos de descida dos sensores desenvolvidos são superiores aos tempos relativos ao sistema com células de carga.

Também é importante referir que relativamente à excursão de sinal à saída dos sensores, e apesar da calibração relativa aos circuitos de acondicionamento de sinal dos sensores óticos poder ser melhorada, estes apresentam uma melhor excursão de sinal que as células de carga, cujo acondicionamento de sinal executado pelas ADCs HX711 consiste em filtrar e aplicar um ganho de 128 ao sinal proveniente diretamente das células de carga. No entanto, devido ao facto das ADCs HX711 serem de 24 *bits* e as ADCs MCP3008 serem de 10 *bits*, esta melhor sensibilidade dos sensores óticos acaba por ser anulada no sistema em questão.

Apesar de ambas as tecnologias mostrarem-se capazes na deteção de pressões para obtenção da ergonomia do utilizador, o sistema baseado em sensorização em fibra ótica acaba por ser uma solução mais sensível e sujeita a pequenos desvios na calibração dos sensores, pelo que, para transformar esta solução numa solução comercialmente viável teriam de se tomar medidas para colmatar estas interferências. Contudo, esta solução mostrou-se viável e promissora ao oferecer um conjunto de vantagens adicionais, como não estarem sujeitos a interferências eletromagnéticas (sem contar com os circuitos desenvolvidos para processamento de sinal), serem sensores passivos (sem eletricidade no ponto de medida, o que os torna mais seguros), serem imunes a ambientes húmidos (podem ser molhados sem interferência no seu funcionamento), entre outras.

Também é relevante referir que foram executados testes adicionais para tentar extrair valores de frequência respiratória e cardíaca dos dados obtidos através dos sensores de fibra ótica, no entanto tais valores não foram obtidos com sucesso.

Apesar de todo o potencial que a sensorização baseada em POFs demonstra, é importante referir que este tipo de sensorização acaba por ser uma solução economicamente mais dispendiosa do que a sensorização utilizando células de carga.

Conclusões e trabalho futuro

Uma vez terminada a execução desta dissertação, torna-se importante efectuar uma análise sobre todo o trabalho efetuado de modo a concluir assim sobre as metodologias adotadas e resultados obtidos.

Efetivamente, neste capítulo é feita uma revisão por capítulo dos objetivos concretizados, analisado o trabalho desenvolvido e evidenciado o que correu fora do esperado. No final também são propostos alguns pontos de melhoria e trabalho futuro a ser realizado.

Conclusões

A dissertação executada teve como principal objetivo a implementação de um sistema de uma cadeira de escritório com a capacidade de adquirir e transmitir, em regime elétrico, dados relativos à postura, temperatura, frequências cardíaca e respiratória do utilizador, bem como dados relativos à temperatura, ruído, concentração atmosférica de CO₂ e luminosidade ambiente. Também, um dos objetivos presentes nesta dissertação foi o de dar ao sistema a capacidade de não só obter dados relativos à luminosidade ambiente, mas também a capacidade deste ser capaz de controlar essa mesma luminosidade.

Inicialmente realizou-se um estudo baseado na avaliação da ergonomia de uma pessoa sentada e sobre sensorização tanto realizada como recurso a sensores elétricos e eletrónicos, bem como com recurso a fibra ótica de polímeros. Deste modo, e ao avaliar artigos e trabalhos realizados que se relacionassem com o projeto de dissertação realizado, conseguiu-se proceder à escolha dos componentes a utilizar no sistema apresentado.

No capítulo 3, "Funcionamento geral do sistema e componentes utilizados", é executada uma descrição do funcionamento do sistema, bem como todos os componentes utilizados no sistema e suas características. Como referido anteriormente, todas estas escolhas foram suportadas pela informação recolhida a priori. De facto, tal recolha de informação tornou todo o processo de desenvolvimento mais eficiente.

Relativamente ao capítulo 4, "Sensorização baseada em fibra ótica" é estudado o princípio de funcionamento dos sensores óticos desenvolvidos, bem como evidenciadas todas as técnicas e métodos adotados na sua construção. Também foi descrito todo o processo de desenvolvimento e evidenciadas todas as escolhas relativas ao circuito de acondicionamento de sinal. Efetivamente, foram abordadas as várias considerações tomadas na escolha do amplificador a utilizar para o efeito, pelo que se optou pelo uso de um amplificador de instrumentação com 3 op-amps. Neste capítulo também foi abordado todo o processo de calibração da eletrónica utilizada. Devido ao facto dos sensores desenvolvidos serem protótipos, considera-se que a calibração da eletrónica efectuada demonstrou resultados satisfatórios. No entanto, de modo a desenvolver sensores prontos para produção medidas adicionais teriam de ser tomadas. Estas medidas são abordadas mais à frente neste capítulo.

Por fim, referente ao capítulo 5, "Análise dos resultados experimentais e validação das soluções propostas", foi analisado o funcionamento de todos os componentes utilizados no sistema, bem como de todas as funcionalidades implementadas. Também foi estudada a resposta das células de carga e dos sensores óticos implementados no sistema de modo a assim, comparando as duas tecnologias, aferir sobre a sua aplicabilidade num sistema de monitorização postural.

Efetivamente, todos os sensores funcionaram como o esperado à excepção do acelerómetro implementado. Utilizando este componente como descrito nesta dissertação e, apesar de com ele se conseguir aferir a frequência respiratória do utilizador, o sistema não consegue detetar frequências cardíacas. Tentou-se por sua vez a obtenção destes parâmetros biométricos utilizando os sensores óticos desenvolvidos. No entanto esta abordagem não se mostrou viável.

Também é importante referir que toda a deteção e controlo de luminosidade implementada funciona como esperado, permitindo assim ao sistema garantir boas condições de trabalho ao utilizador.

Relativamente à deteção postural, e apesar da resposta dos sensores óticos desenvolvidos ser um pouco mais lenta devido às suas características físicas, ambos os sistemas mostraram-se capazes e eficientes na deteção postural do utilizador.

Considera-se relevante referir também que o sistema utilizando os sensores óticos desenvolvidos mostrou ter uma sensibilidade superior ao sistema utilizando células de carga. No entanto, a diferença de *bits* nas ADCs utilizadas anula esta vantagem que a sensorização ótica demonstrou.

Concluindo, as vantagens inerentes à sensorização ótica fazem desta uma área de estudo com bastante aplicabilidade nos dias de hoje. No entanto, atualmente a sensorização baseada em fibras óticas ainda é mais dispendiosa. Deste modo, a adoção de qualquer um dos tipos de sensorização deve ser bastante bem ponderada tendo em conta as necessidades e características do sistema em que esta se pretenda aplicar.

Na figura 6.1 podemos visualizar o aspecto final do sistema desenvolvido no âmbito desta dissertação. Foi também criado um vídeo demonstrativo de todo o funcionamento do sistema, disponível em: <https://bit.ly/2YA8PsL>



Figura 6.1: Sistema final desenvolvido

Trabalho futuro

- calcular o consumo energético do sistema;
- instalar uma bateria de 9 V de modo a tornar a cadeira autónoma e completamente livre de fios;
- implementar no sistema a capacidade deste detetar a frequência cardíaca do utilizador;
- procurar soluções para tornar os sensores óticos desenvolvidos numa solução mais sólida, estável e menos sensível a variações;
- efetuar melhorias na calibração do circuito de acondicionamento de sinal desenvolvido;
- implementar o controlo de luminosidade via *Wi-Fi*;
- implementar mais soluções de IoT no sistema como o controlo de ar condicionado;
- estudar a aplicabilidade da deteção de frequência cardíaca com recurso a sensorização ótica baseada em POFs.

Anexos

Tabelas

Médias de grupo			Costas			
			Topo Esquerda	Topo Direita	Baixo Esquerda	Baixo Direita
Posição 1	Bem Sentado	André	20.8%	32.9%	20.3%	26.0%
		João	14.8%	16.6%	35.8%	32.8%
Posição 2	Inclinado para a frente com as ancas bem posicionadas	André	Não há contacto com os sensores			
		João				
Posição 3	Inclinado para a frente com as ancas mal posicionadas	André	Não há contacto com os sensores			
		João				
Posição 4	Inclinado para trás com as ancas mal posicionadas	André	46.0%	54.0%	0.0%	0.0%
		João	47.8%	52.2%	0.0%	0.0%
Posição 5	Inclinado para o lado direito	André	0.0%	73.8%	0.0%	26.2%
		João	0.0%	35.5%	27.9%	36.6%
Posição 6	Inclinado para o lado esquerdo	André	61.6%	0.0%	14.8%	23.6%
		João	27.3%	0.0%	45.7%	27.0%
Posição 7	Perna direita cruzada	André	18.0%	34.0%	34.5%	13.5%
		João	28.2%	28.5%	38.5%	4.8%
Posição 8	Perna esquerda cruzada	André	19.5%	30.3%	16.7%	33.5%
		João	32.1%	23.8%	36.6%	7.5%

Tabela 1: Valores obtidos para diferentes posições com células de carga no encosto

Médias de grupo			Assento			
			Frente Esquerda	Frente Direita	Traseira Esquerda	Traseira Direita
Posição 1	Bem Sentado	André	11.8%	16.6%	44.4%	27.2%
		João	10.0%	18.8%	45.0%	26.2%
Posição 2	Inclinado para a frente com as ancas bem posicionadas	André	22.8%	25.4%	28.7%	23.1%
		João	15.8%	23.2%	36.4%	24.6%
Posição 3	Inclinado para a frente com as ancas mal posicionadas	André	50.6%	46.2%	1.0%	2.1%
		João	43.1%	43.5%	12.7%	0.7%
Posição 4	Inclinado para trás com as ancas mal posicionadas	André	29.9%	37.2%	17.0%	16.0%
		João	17.3%	23.0%	33.0%	26.7%
Posição 5	Inclinado para o lado direito	André	8.6%	25.1%	35.7%	30.7%
		João	2.8%	16.5%	29.9%	50.8%
Posição 6	Inclinado para o lado esquerdo	André	14.9%	10.6%	52.1%	22.3%
		João	7.3%	8.4%	70.0%	14.3%
Posição 7	Perna direita cruzada	André	10.2%	7.7%	34.3%	47.8%
		João	6.7%	5.4%	31.5%	56.4%
Posição 8	Perna esquerda cruzada	André	3.5%	13.8%	58.3%	24.4%
		João	1.5%	12.0%	68.5%	18.0%

Tabela 2: Valores obtidos para diferentes posições com células de carga no assento

Médias de grupo			Costas			
			Topo Esquerda	Topo Direita	Baixo Esquerda	Baixo Direita
Posição 1	Bem Sentado	André	35.1%	36.8%	10.4%	17.7%
		João	14.3%	17.6%	34.2%	34.0%
Posição 2	Inclinado para a frente com as ancas bem posicionadas	André	Não há contacto com os sensores			
		João				
Posição 3	Inclinado para a frente com as ancas mal posicionadas	André	Não há contacto com os sensores			
		João				
Posição 4	Inclinado para trás com as ancas mal posicionadas	André	42.7%	57.3%	0.0%	0.0%
		João	38.0%	62.0%	0.0%	0.0%
Posição 5	Inclinado para o lado direito	André	0.0%	100.0%	0.0%	0.0%
		João	0.0%	67.0%	0.0%	33.0%
Posição 6	Inclinado para o lado esquerdo	André	83.0%	0.0%	17.0%	0.0%
		João	39.7%	0.0%	60.3%	0.0%
Posição 7	Perna direita cruzada	André	26.1%	49.9%	23.9%	0.0%
		João	28.9%	40.6%	30.5%	0.0%
Posição 8	Perna esquerda cruzada	André	41.9%	58.1%	0.0%	0.0%
		João	28.9%	35.7%	35.4%	0.0%

Tabela 3: Valores obtidos para diferentes posições com sensores óticos no encosto

Médias de grupo			Assento			
			Frente Esquerda	Frente Direita	Traseira Esquerda	Traseira Direita
Posição 1	Bem Sentado	André	39.8%	16.7%	28.5%	14.9%
		João	34.8%	16.0%	31.8%	17.3%
Posição 2	Inclinado para a frente com as ancas bem posicionadas	André	48.6%	26.6%	16.0%	8.8%
		João	38.6%	21.9%	25.9%	13.6%
Posição 3	Inclinado para a frente com as ancas mal posicionadas	André	58.6%	33.4%	5.9%	2.2%
		João	58.8%	32.8%	6.0%	2.5%
Posição 4	Inclinado para trás com as ancas mal posicionadas	André	53.7%	31.5%	8.9%	5.9%
		João	46.0%	29.1%	13.9%	11.0%
Posição 5	Inclinado para o lado direito	André	31.4%	32.0%	16.0%	20.6%
		João	32.4%	27.3%	20.2%	20.1%
Posição 6	Inclinado para o lado esquerdo	André	42.9%	10.9%	32.0%	14.1%
		João	43.3%	7.2%	37.1%	12.4%
Posição 7	Perna direita cruzada	André	38.3%	10.9%	28.4%	22.4%
		João	37.0%	6.3%	32.4%	24.3%
Posição 8	Perna esquerda cruzada	André	28.9%	18.1%	32.5%	20.5%
		João	27.9%	13.4%	40.3%	18.4%

Tabela 4: Valores obtidos para diferentes posições com sensores óticos no assento

Referências

- [1] A. M. Contesini, M. C. dos Santos Moreira, C. A. P. de Amorim, C. de Fátima Rebelo e F. A. Caromano, «A evolução do homem e a postura sentada: bases para o fisioterapeuta,» *ConScientiae Saúde*, vol. 8, n.º 4, pp. 677–683, 2009.
- [2] D. S. E. B. Ekinici, *Workers at the Samsun Tobacco Factory in the early 20th century*, mai. de 2018. URL: <https://iadsb.tmgrup.com.tr/d4f662/645/344/0/0/768/409?u=https://idsb.tmgrup.com.tr/2017/09/22/1506034062314.jpg>.
- [3] M. G. C. Salve e A. D. P. Bankoff, «Postura corporal: um problema que aflige os trabalhadores,» *Revista Brasileira de Saúde Ocupacional*, vol. 28, pp. 91–103, 2003.
- [4] N. R. Marques, C. Z. Hallal e M. Gonçalves, «Características biomecânicas, ergonômicas e clínicas da postura sentada: uma revisão,» *Fisioterapia e pesquisa*, vol. 17, pp. 270–276, 2010.
- [5] S. Chatteraj, «Smart Home Automation based on different sensors and Arduino as the master controller,» *International Journal of Scientific and Research Publications*, vol. 5, n.º 10, pp. 1–4, 2015.
- [6] J. M. R. T. Baptista, «Concepção, Análise e Desenvolvimento de Sensores de Fibra Óptica de Intensidade Auto-Referenciados, Universidade do Porto - Faculdade de Engenharia,» p. 238, 2002.
- [7] M. L. E. Rebole, *Cadeira instrumentada para controlo da postura em ambiente de trabalho*, Universidade de Aveiro - Departamento de Física, 2020.
- [8] A. P. Claus, J. A. Hides, G. L. Moseley e P. W. Hodges, «Is ‘ideal’ sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures,» *Manual therapy*, vol. 14, n.º 4, pp. 404–408, 2009.
- [9] S. Gracovetsky, M. Kary, S. Levy, I. Pitchen, J. Helie et al., «Analysis of spinal and muscular activity during flexion/extension and free lifts.,» *Spine*, vol. 15, n.º 12, pp. 1333–1339, 1990.
- [10] F. Mörl e R. Blickhan, «Three-dimensional relation of skin markers to lumbar vertebrae of healthy subjects in different postures measured by open MRI,» *European Spine Journal*, vol. 15, n.º 6, pp. 742–751, 2006.
- [11] A. Ullal, B. Y. Su, M. Enayati, M. Skubic, L. Despains, M. Popescu e J. Keller, «Non-invasive monitoring of vital signs for older adults using recliner chairs,» *Health and Technology*, vol. 11, n.º 1, pp. 169–184, 2021. DOI: 10.1007/s12553-020-00503-9.
- [12] K. A. d. S. Bezerra et al., «Sensoriamento de uma cadeira ergonômica para monitoramento postural,» 2018.
- [13] M. Huang, I. Gibson e R. Yang, «Smart chair for monitoring of sitting behavior,» em *DesTech 2016: Proceedings of the International Conference on Design and Technology*, Knowledge E, 2017, pp. 274–280.
- [14] B. Prueksanusak, P. Rujvipatand e K. Wongpatikaseree, «An ergonomic chair with Internet of thing technology using SVM,» em *2019 4th Technology Innovation Management and Engineering Science International Conference (TIMES-iCON)*, IEEE, 2019, pp. 1–5.
- [15] R. Kumar, A. Bayliff, D. De, A. Evans, S. K. Das e M. Makos, «Care-chair: Sedentary activities and behavior assessment with smart sensing on chair backrest,» em *2016 IEEE International Conference on Smart Computing (SMARTCOMP)*, IEEE, 2016, pp. 1–8.
- [16] B. W. Lee e H. Shin, «Feasibility study of sitting posture monitoring based on piezoresistive conductive film-based flexible force sensor,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, n.º 1, pp. 15–16, 2015.

- [17] L. Russell, R. Goubran e F. Kwamena, «Posture detection using sounds and temperature: LMS-based approach to enable sensory substitution,» *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 67, n.º 7, pp. 1543–1554, 2018.
- [18] V. Patchava, H. B. Kandala e P. R. Babu, «A smart home automation technique with raspberry pi using iot,» em *2015 International conference on smart sensors and systems (IC-SSS)*, IEEE, 2015, pp. 1–4.
- [19] S. Sruthy e S. N. George, «WiFi enabled home security surveillance system using Raspberry Pi and IoT module,» em *2017 IEEE International Conference on Signal Processing, Informatics, Communication and Energy Systems (SPICES)*, IEEE, 2017, pp. 1–6.
- [20] P. Galkin, L. Golovkina e I. Klyuchnyk, «Analysis of single-board computers for IoT and IIoT solutions in embedded control systems,» em *2018 International Scientific-Practical Conference Problems of Infocommunications. Science and Technology (PIC S&T)*, IEEE, 2018, pp. 297–302.
- [21] C. Atwell, *The biggest-little revolution: 10 single-board computers for under \$100. EDN Network, August 21. Accessed September 25, 2013.*
- [22] J. Li, R. Conradi, C. Bunse, M. Torchiano, O. P. N. Slyngstad e M. Morisio, «Development with off-the-shelf components: 10 facts,» *IEEE software*, vol. 26, n.º 2, pp. 80–87, 2009.
- [23] J. Li, R. Conradi, O. P. N. Slyngstad, C. Bunse, M. Torchiano e M. Morisio, «An empirical study on decision making in off-the-shelf component-based development,» em *Proceedings of the 28th international conference on Software engineering*, 2006, pp. 897–900.
- [24] R. K. Kodali e S. Mandal, «IoT based weather station,» em *2016 International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies (ICCICCT)*, IEEE, 2016, pp. 680–683.
- [25] B. Prakash, G. Reddy, A. Geethika e B. Reddy, «IoT based monitoring and control system for home automation,» *Int. J. Res*, vol. 5, pp. 4120–4124, 2018.
- [26] G. Ganesh, K. Jaidurgamohan, V. Srinu, C. R. Kancharla e S. V. Suresh, «Design of a low cost smart chair for telemedicine and IoT based health monitoring: An open source technology to facilitate better healthcare,» em *2016 11th International Conference on Industrial and Information Systems (ICIIS)*, IEEE, 2016, pp. 89–94.
- [27] A. J. G. Fernandes, «Sensor de Fibra ótica de intensidade com instrumentação virtual, Universidade da Madeira - Centro de Competências das Ciências Exactas e de Engenharia,» p. 117, 2009.
- [28] A. Leal-Junior, V. Campos, A. Frizera e C. Marques, «Low-cost and high-resolution pressure sensors using highly stretchable polymer optical fibers,» *Materials Letters*, vol. 271, p. 127 810, 2020.
- [29] S. Cichosz, A. Masek e M. Zaborski, «Polymer-based sensors: A review,» *Polymer testing*, vol. 67, pp. 342–348, 2018.
- [30] F. da Rosa Carvalhal Sequeira, «Sensores em POF baseados em intensidade para a avaliação da qualidade de águas,» tese de doutoramento, Universidade de Aveiro - Departamento de Física, 2020.
- [31] S. S. Demetrio Sartiano, «Low Cost Plastic Optical Fibre Pressure Sensor Embedded in Mattress for Vital Signal Monitoring, Institute of Telecommunications and Multimedia Applications (iTEAM), Universitat Politècnica de València,» p. 11, 2017.
- [32] A. Gowri e V. Sai, «Development of LSPR based U-bent plastic optical fiber sensors,» *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 230, pp. 536–543, 2016.
- [33] A. S. Rajamani, M. Divagar e V. Sai, «Plastic fiber optic sensor for continuous liquid level monitoring,» *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 296, pp. 192–199, 2019.
- [34] W. Kam, W. S. Mohammed, G. Leen, M. O’Keeffe, K. O’Sullivan, S. O’Keeffe e E. Lewis, «Compact and low-cost optical fiber respiratory monitoring sensor based on intensity interrogation,» *Journal of Lightwave Technology*, vol. 35, n.º 20, pp. 4567–4573, 2017.
- [35] A. Vijayan, S. Gawli, A. Kulkarni, R. Karekar e R. Aiyer, «An optical fiber weighing sensor based on bending,» *Measurement Science and Technology*, vol. 19, n.º 10, p. 105 302, 2008.

- [36] D. Haroglu, N. Powell e A.-F. M. Seyam, «A textile-based optical fiber sensor design for automotive seat occupancy sensing,» *The Journal of The Textile Institute*, vol. 108, n.º 1, pp. 49–57, 2017.
- [37] T. H. Lee, E. S. Kim, T. H. Kim e M. Y. Jeong, «Simple pressure sensor for a vehicle seat using a woven polymer optical-fiber sheet,» *Journal of the Korean Physical Society*, vol. 67, n.º 11, pp. 1947–1951, 2015.
- [38] D. Sartiano e S. Sales, «Low cost plastic optical fiber pressure sensor embedded in mattress for vital signal monitoring,» *Sensors*, vol. 17, n.º 12, p. 2900, 2017.
- [39] P. Han, L. Li, H. Zhang, L. Guan, C. Marques, S. Savović, B. Ortega, R. Min e X. Li, «Low-cost plastic optical fiber sensor embedded in mattress for sleep performance monitoring,» *Optical Fiber Technology*, vol. 64, p. 102541, 2021.
- [40] S. Wazir, H. A. Imran, U. Latif, U. Mujahid e M. Bilal, «Single Board Computers (SBC): The Future of Next Generation Pedagogies in Pakistan,» *arXiv preprint arXiv:2008.06576*, 2020.
- [41] M. T. Inc., *MCP3004/3008*, DS21295D, Rev. D, dez. de 2008.
- [42] A. semiconductor, *24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales*.
- [43] I. E. S. Technologies, *FSR 402 Data Sheet*, 94-00011, Rev. A.
- [44] P. Fonseca, *Sistemas de Instrumentação Electrónica (Edição 2018/19)*, Universidade de Aveiro - Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática, 2018.
- [45] PTRobotics, *Load Sensor - 50kg*. URL: <https://www.ptrobotics.com/sensores-variados/2692-load-sensor-50kg.html>, (acedido em: 11.07.2020).
- [46] I. Freescale Semiconductor, *Xtrinsic MMA8452Q 3-Axis, 12-bit/8-bit Digital Accelerometer*, MMA8452Q, Rev. 8.1, out. de 2013.
- [47] T. Instruments, *LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors*, SNIS159H, Rev. H, dez. de 2017.
- [48] PTRobotics, *Funduino DHT11 Temperature and humidity sensor*. URL: <https://www.ptrobotics.com/atmosfericos/5110-funduino-dht11-temperature-and-humidity-sensor.html>, (acedido: 11.07.2020).
- [49] Makeblock, *Me Sound Sensor*. URL: <https://www.makeblock.com/project/me-sound-sensor>, (acedido em: 08.07.2020).
- [50] PTRobotics, *LDR - Light Controlled Resistor*. URL: <https://www.ptrobotics.com/sensores-opticos/593-ldr-light-controlled-resistor.html>, (acedido em: 08.07.2020).
- [51] —, *Grove - Infrared Emitter*. URL: <https://www.ptrobotics.com/sensores-infravermelho/4442-grove-infrared-emitter.html>, (acedido em: 26.11.2020).
- [52] DFRobot, *Sensor CO2 SKU: SEN0159*. URL: https://wiki.dfrobot.com/CO2_Sensor_SKU_SEN0159, (acedido em: 16.05.2021).
- [53] L. Y. Maryanne C.J. Large Joshua Moran, «The role of viscoelastic properties in strain testing using microstructured polymer optical fibres (mPOF),» *Measurement Science and Technology*, vol. 20, n.º 034014, p. 6, 2009. DOI: 10.1088/0957-0233/20/3/034014.
- [54] L. Orozco, *Optimizing Precision Photodiode Sensor Circuit Design*. *Analog devices*, 2011.
- [55] A. Devices, *Precision, 20 MHz, CMOS, Rail-to-Rail Input/Output Operational Amplifiers*, D04648-0-6/14, Rev. G, 2014.
- [56] H. Krabbe, «A high-performance monolithic instrumentation amplifier,» em *1971 IEEE International Solid-State Circuits Conference. Digest of Technical Papers*, IEEE, vol. 14, 1971, pp. 186–187.
- [57] P. A. Dal Fabbro et al., «Projeto de um amplificador de instrumentação CMOS integrado,» 2002.
- [58] A. Devices, *Single and Dual-Supply, Rail-to-Rail, Low Cost Instrumentation Amplifier*, D00778-9/20, Rev. G, 2020.