



**André Filipe
da Costa Mendes**

**Conceção de um sistema de processamento de dados
para uma Plataforma e-Health**

**Conception of a data processing system for an
e-Health platform**



**André Filipe
da Costa Mendes**

**Conceção de um sistema de processamento de dados
para uma Plataforma e-Health**

**Conception of a data processing 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 Doutor Auxiliar da Universidade de Aveiro do Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática e do Doutor Paulo Fernando da Costa Antunes, Professor Doutor Auxiliar da Universidade de Aveiro 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

Desejo agradecer a todas as pessoas que, de alguma forma, permitiram que esta tese se concretizasse.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer aos Professores Mário José Neves de Lima e Paulo Fernando da Costa Antunes pela orientação e apoio fornecido ao longo deste projeto e dissertação, tanto no laboratório como remotamente, sempre disponíveis para ajudar.

Em segundo lugar, também agradeço ao João Oliveira e Silva, finalista do Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica e Telecomunicações, que foi o meu colega de trabalho e grande amigo ao longo deste trajeto todo, tanto no curso como neste projeto de dissertação.

Quero também deixar um agradecimento especial a todas as pessoas envolvidas diretamente e indiretamente nesta dissertação. Deixo um agradecimento à Cátia Tavares, ao Hugo Silva, à M. Fátima Domingues, ao Ayman Radwan, à Nélia Alberto e à Maria Leonor Reboło.

Deixo também um agradecimento ao instituto i3N (*Institute for Nanostructures, Nanomodelling and Nanofabrication*) e ao Instituto de Telecomunicações pelo apoio à comunidade técnico-científica ao fornecer acesso às suas instalações e equipamentos.

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, também pela oportunidade de realizar esta dissertação e pelo apoio prestado remotamente a qualquer dúvida referente aos serviços *cloud* disponibilizados.

Agradeço aos meus pais pelo apoio ao longo destes anos e a muitos outros colegas e amigos que me ajudaram neste percurso académico.

Por fim, deixo um agradecimento à Universidade de Aveiro, ao Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática pela qualidade do ensino fornecido por parte dos docentes, pessoas auxiliares e instalações e pela disponibilidade de todos os recursos auxiliares disponibilizados.

Muito obrigado a todos.

Palavras Chave

Sensorização, IoT, Ergonomia, Cadeira, Sinais Vitais, Processamento de Sinal, e-Health

Resumo

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

O plano de trabalho centrou-se no desenvolvimento e implementação de um sistema de aquisição e monitorização de dados relativos à temperatura corporal, deteção de frequências cardíaca e respiratória e deteção de postura de uma pessoa sentada, como também dados relativos ao ambiente de trabalho onde a pessoa se encontra, neste caso, a temperatura e humidade relativa, a concentração atmosférica de CO₂, ruído sonoro e níveis de luminosidade, aliados à possibilidade de interação com equipamentos de controlo de níveis de conforto, geração de notificações de tempos de descanso e mudança de posição e visualização em tempo real dos dados em aplicações para Windows e Android.

Nesta dissertação são estudados e implementados métodos de aquisição e processamento de sinais de dados obtidos dos diversos sensores utilizados no sistema e desenvolvimento de aplicações de visualização de dados em tempo real.

Numa primeira fase é estudada a metodologia a ser usada para a deteção e monitorização da posição sentada de uma pessoa com um sistema de avisos e notificações, como também a deteção de frequências cardíaca e respiratória e temperatura corporal. É também desenvolvido o sistema de aquisição de dados relativos ao espaço ambiente.

De seguida, foram desenvolvidas aplicações para Windows e Android com a capacidade de mostrar dados em tempo real obtidos no sistema.

Finalmente, foi utilizada uma base de dados a fim de efetuar a recolha e amostragem de dados obtidos através do sistema de aquisição desenvolvido.

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

O hardware utilizado no projeto desta dissertação foi implementado pelo estudante João Oliveira e Silva, no âmbito do mesmo projeto e da sua dissertação de mestrado.

Keywords

Sensing, IoT, Ergonomics, Chair, Vital signs, Signal Processing, e-Health

Abstract

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

The work plan focused on the development and implementation of a system for the acquisition and monitoring of data relating to body temperature, detection of heart and respiratory rates and detection of the posture of a seated person, as well as data relating to the working environment where the person is, in this case, the temperature and relative humidity, the atmospheric concentration of CO₂, noise and light levels, together with the possibility of interaction with comfort level control equipment, generation of rest time notifications and repositioning and real-time visualization of data in applications for Windows and Android.

In this dissertation, methods of acquisition and processing of data signals obtained from the various sensors used in the system and the development of real-time data visualization applications are studied and implemented.

In a first phase, the methodology to be used for detecting and monitoring a person's sitting position is studied with a system of warnings and notifications, as well as the detection of heart and respiratory rates and body temperature. The data acquisition system relating to ambient space is also developed.

Then, applications for Windows and Android were developed with the ability to show real-time data obtained on the system.

Finally, a database was used in order to collect and sample data obtained through the developed acquisition system.

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.

The hardware used in the project of this dissertation was implemented by student João Oliveira e Silva, within the scope of the same project and of his master's dissertation.

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	5
1.3 Principais contribuições	6
1.4 Estrutura do documento	6
2 Estado da Arte	9
2.1 Detecção de postura sentada	9
2.2 Detecção de frequências cardíaca e respiratória	13
3 Funcionamento do sistema	15
3.1 Funcionamento geral	15
3.1.1 Unidades de controlo	16
3.2 Receção e processamento de dados	17
3.2.1 Análise e monitorização postural	17
3.2.2 Frequências cardíaca e respiratória	18
3.2.3 Espaço ambiente e temperatura corporal	18
3.3 Base de dados	19
4 <i>Software</i> desenvolvido	23
4.1 Raspberry Pi 4 B	23
4.1.1 Protocolos de comunicação	24
4.1.2 Controlo de dados	25

4.1.3	Bibliotecas necessárias	28
4.2	ESP8266	28
4.3	Aplicação para computador	30
4.4	Aplicação mobile	35
5	Análise dos resultados experimentais e validação das soluções propostas	37
5.1	Dados ambientais e temperatura corporal	37
5.2	Deteção das frequências respiratória e cardíaca	37
5.3	Deteção postural	40
5.4	Base de dados	47
5.5	Software Desenvolvido	47
5.6	Funcionamento geral do sistema	48
6	Conclusão	49
6.1	Trabalho futuro	51
	Anexos	53
	Figuras	53
	Referências	55

Lista de Figuras

1.1	Visitantes sentados em bancos - Tímulo de Nakht [1]	1
2.1	Combinações posturais descritas como posturas sentadas ideais: (A) Plana; (B) Grande lordose; (C) Pequena lordose [32]	10
2.2	Mapa de pressão gerado por uma rede neuronal para a postura correta [38]	11
2.3	Eficácia de diferentes algoritmos de <i>machine learning</i> (adaptado de [40])	12
3.1	Esquematização do sistema implementado	16
3.2	Estrutura do diretório inicial da base de dados Realtime Database (RD)	19
3.3	Estrutura do diretório ‘raspberry’ da base de dados Realtime Database	20
3.4	Estrutura do diretório ‘raspberry/data/environment/dht’ da base de dados Realtime Database	20
3.5	Estrutura do diretório ‘ESP’ da base de dados Realtime Database	21
3.6	Estrutura do diretório ‘windows_pc’ da base de dados Realtime Database	21
4.1	Esquematização dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B	24
4.2	Esquematização dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B para detecção de ergonomia	25
4.3	Esquematização dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B para detecção de frequência cardíaca	26
4.4	Esquematização dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B para detecção de frequência respiratória	26
4.5	Esquematização dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B (RPi) para a leitura do sensor de Dióxido de Carbono (CO ₂)	27
4.6	Intervalos dos valores lidos para o ruído e luminosidade	28
4.7	Ilustração do início da transmissão e duração dos valores lógicos (adaptado de [72])	29
4.8	Ilustração de uma transmissão completa de mensagem (adaptado de [72])	29
4.9	Interface principal da aplicação para computador	30
4.10	Interfaces de janelas suplementares da aplicação para Windows	31
4.11	Ilustrações das posturas detetadas	31
4.12	Diagrama de sequência para a inicialização da aplicação para computador	32

4.13	Diagrama de sequência para a inicialização do controlo de luminosidade na aplicação para computador	33
4.14	Diagrama de sequência para lidar eventos a partir da base de dados na aplicação para computador	34
4.15	Aplicação para <i>smarthphone</i> (Android)	35
4.16	Diagrama de sequência para a inicialização do controlo de luminosidade na aplicação para Android	36
5.1	Remoção e inserção de outliers	38
5.2	Filtragem da frequência respiratória	39
5.3	Amostras de sinais e respetivas Transformada Rápida de Fouriers (FFTs) com fator de confiança	39
5.4	Postura correta numa cadeira de escritório [73]	41
5.5	Fluxograma da lógica utilizada para identificação da postura com células de carga	44
5.6	Fluxograma da lógica utilizada para identificação da postura com sensores óticos	46
1	Equações de resposta de saída das células de carga utilizadas	53
2	Equações de resposta de saída dos sensores óticos utilizados	54

Lista de Tabelas

5.1	Valores obtidos para diferentes posições com células de carga no encosto	42
5.2	Valores obtidos para diferentes posições com células de carga no assento	43
5.3	Valores obtidos para diferentes posições com sensores óticos no encosto	45
5.4	Valores obtidos para diferentes posições com sensores óticos no assento	45

Glossário

RPi	Raspberry Pi 4 B	AI	Inteligência Artificial
ADC	Conversor Analógico para Digital	IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
RD	Realtime Database	WLAN	<i>Wireless Local Area Network</i>
CO₂	Dióxido de Carbono	WPAN	<i>Wireless Personal Area Network</i>
FFT	Transformada Rápida de Fourier	LAN	<i>Local Area Network</i>
FSR	Sensores de Força Resistivo	NEC	<i>National Electrical Code</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>	BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
I²C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>	WPS	<i>Wi-Fi Protected Setup</i>
ppm	partes por milhão	ANN	<i>Artificial Neural Network</i>
UI	Interface de Utilizador	SVM	<i>Support-vector machine</i>
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>	bpm	batimento por minuto
IR	Radiação Infravermelha	brpm	batimento respiratório por minuto
IoT	<i>Internet of Things</i>		
BCG	Balístocardiograma		

Introdução

Num local de trabalho em escritório, cada pessoa fica sentada durante várias horas numa cadeira, levando a que assuma posições inadequadas ao final de algum tempo. Este processo ocorre de forma inconsciente, pelo que a maior parte das pessoas não se apercebe deste fenómeno e acaba por sofrer lesões devido a posições incorretas.

Neste capítulo é abordado o enquadramento da temática e a motivação para o desenvolvimento desta dissertação, os objetivos propostos para o desenvolvimento do projeto em questão e as suas principais contribuições científicas. Por fim é explicada a estrutura da dissertação.

1.1 Enquadramento e motivação

As cadeiras são usadas desde a antiguidade como símbolo de grandeza e importância, tendo sido inventadas pelo menos desde o início do Antigo Império Egípcio (3200 A.C.) (Figura 1.1) [1].



Figura 1.1: Visitantes sentados em bancos - Túmulo de Nakht [1]

Desde então existem vários registos de cadeiras a serem usadas em diversas civilizações, como símbolo de grandeza e prestígio [2], no entanto, ao longo dos anos as pessoas começaram a tornar-se mais sedentárias e a cadeira tornou-se mais popular.

Após a 1^a revolução industrial (1760-1840), com o aumento da necessidade das pessoas se deslocarem das suas casas para efetuar os seus trabalhos, surgiu também um aumento do

uso de meios de transporte. Juntamente com a invenção dos eletrodomésticos, as pessoas tornaram-se mais sedentárias devido à comodidade que estas soluções apresentaram [3].

Com a 3ª revolução industrial (início em 1950) a mão de obra começa a ser substituída por processos automatizados, o que leva ao aumento da necessidade do uso de computadores na área de trabalho. Os computadores, telemóveis, televisões e semelhantes passam a fazer parte de grande parte das atividades de lazer das pessoas. Também é de salientar que no ensino, os alunos passam a maior parte do tempo sentados em cadeiras durante as aulas. Este conjunto de circunstâncias causa um aumento na sedentarização das pessoas, e em alguns casos, algumas pessoas chegam a passar mais de 15 horas por dia na posição sentada [3].

A coluna vertebral é uma estrutura complexa e frágil, que sobre influência de diversos fatores, tais como idade, posturas anormais, traumas, stresses, pressões, vibrações, entre outros, dão origem a dor e desconforto [3]–[6]. Como se pode imaginar, estar sentado numa posição desconfortável ou inadequada durante intervalos de tempo prolongados pode provocar complicações na coluna vertebral, podendo desenvolver sintomas que podem ir desde cansaço e formigamento nos dedos até dores corporais e musculares, tendinites, insónias e fadiga [7], [8], sendo no pior dos casos, a contração de condições crónicas.

Daqui surge a necessidade de monitorizar as pessoas sentadas e de avisá-las para adotar uma posição adequada caso o contrário seja detetado durante um tempo prolongado. Uma forma de efetuar esta monitorização é através de sistemas automatizados. Com o desenvolvimento de tecnologias, a *Internet of Things* (IoT) surgiu para simplificar e facilitar vários processos automatizados através de comunicações sem fios.

IoT é um paradigma que pretende integrar todos os aparelhos do dia-a-dia com a internet, possibilitando a comunicação entre eles de forma autónoma e entre eles e o utilizador, tornando-se algo essencial no futuro. Através desta metodologia, as pessoas têm um procedimento muito mais facilitado no que toca à vida quotidiana, tal como por exemplo, levantar-se da cama com o despertador e enquanto este se dirige à máquina do café, esta já tem uma chávena de café preparada, e quando esta pessoa se encontrar a sair de casa em direção ao seu veículo, este já se encontra ligado, com a vantagem da condução autónoma e destino previamente decidido pelo utilizador através de uma agenda planeada pelo utilizador [8].

IoT permite ainda evoluir todos os aparelhos que o utilizador encontra no seu quotidiano, tais como veículos, câmaras de segurança, aparelhos domésticos e sensores de monitorização, através da recolha de dados, gerados por todos estes aparelhos que se encontram ligados entre si. Isto permite fornecer a cada pessoa um acesso aos aparelhos mais focado nas suas necessidades e daí melhorar a sua qualidade de vida.

Não só influencia a vida quotidiana, como também possui um grande impacto na área da saúde, tanto em questões da medicação necessária para cada pessoa, como no caso dos idosos, para uma monitorização contínua destes nas suas casas, e em caso de algum problema surgir ou até de ser previsto, a ajuda necessária já ser despachada para o local.

Através do uso de Inteligência Artificial (AI) é possível prever e programar as ações e decisões que cada um de nós efetua e possivelmente melhorá-las ou até corrigi-las. No caso da

área da saúde é possível ajudar os profissionais a tomarem decisões mais corretas de forma a reduzir erros e aumentar produtividade [9]. Existem diagnósticos baseados em AI que quando aplicados a problemas relacionados com o coração, provam ter uma precisão superior aos médicos em 80% dos casos [10]. IoT permite aos médicos estarem mais conectados aos seus utentes, através de monitorização remota e de consultas virtuais. Também lhes permite ter um acesso contínuo e desobstruído aos dados obtidos em sensores que o utente tenha contacto.

Para IoT funcionar é necessário haver meios de comunicação entre os diferentes dispositivos. Estes meios são definidos por diferentes tipos de protocolos, dependendo do meio onde são aplicados e da sua finalidade.

O *Institute of Electrical and Electronics Engineers* (IEEE) desenvolveu normas para as comunicações em áreas metropolitanas e redes locais. O IEEE é uma associação dedicada à inovação tecnológica para o benefício da humanidade, sendo a maior sociedade profissional técnica do mundo [11]. Atualmente é usada a norma IEEE 802 desenvolvida em 1979 [12]. Para esta dissertação, é de maior interesse as famílias 802.11 [13] e 802.15, que são conjuntos de *standards* e práticas recomendadas para *Wireless Local Area Network* (WLAN) e *Wireless Personal Area Network* (WPAN), respetivamente.

Uma WLAN é uma rede sem fios que conecta dois ou mais dispositivos a uma *Local Area Network* (LAN), que por sua vez é uma rede que conecta dois ou mais dispositivos numa área pequena como uma casa, uma escola ou um restaurante.

Enquanto que o WLAN normalmente é associado ao Wi-Fi, o WPAN é associado ao Bluetooth devido a ser a tecnologia mais usada. A WPAN é uma rede *wireless* local que cobre uma pequena área de 10 ou 20 metros enquanto que a WLAN é uma rede *wireless* que interliga dois ou mais dispositivos e cobre uma área limitada, tal como uma casa, uma escola, um edifício ou um armazém.

Uma WLAN que utiliza a norma 802.11 é normalmente referida como Wi-Fi, esta é uma marca registada da Wi-Fi Alliance [14]. A Wi-Fi Alliance é uma organização sem fins lucrativos que trabalha com várias empresas líderes mundiais tais como Apple, Microsoft, Samsung Electronics, LG Electronics, Cisco Systems, Nokia Corporation, Texas Instruments, entre muitas outras [15], que tem desenvolvido a tecnologia Wi-Fi desde a década de 1950, tendo sido o nome Wi-Fi usado comercialmente a partir de agosto de 1999.

Hoje em dia, para além do Wi-Fi, a tecnologia Bluetooth está presente em inúmeros aparelhos do nosso dia-a-dia, em telemóveis, auriculares, escultadores, altifilantes, entre muitos outros, o que demonstra a importância e impacto que tem nas nossas vidas.

Esta tecnologia foi inventada em 1994, pelo Dr. Jaap Haartsen na empresa Ericsson, a fim de substituir os cabos de comunicação RS-232 usados nas telecomunicações [16]. Esta opera na mesma gama do Wi-Fi, no entanto consome muito menos energia e tem um alcance muito reduzido em comparação.

Desde a sua formação, esta tecnologia evoluiu bastante, e em 2010 a Nokia [17] desenvolveu o Bluetooth *Low Energy* (BLE), inicialmente comercializado como *Bluetooth Smart* [18]. O

BLE comparado ao tradicional Bluetooth, permite efetuar as conexões entre dispositivos com um gasto energético ainda mais baixo. Esta tecnologia teve a sua ampla adoção em várias empresas e em diferentes campos tecnológicos, sendo associado a, e não só, *smartphones*, portáteis, computação móvel e relógios inteligentes [9].

Com a evolução de sistemas de controlo e monitorização, tornou-se apelativo criar sistemas *wireless*, compostos por sensores, para facilitar a aplicação de novos sensores ou dispositivos, sem ter os problemas associados a ter ligações de fios e a organização dos mesmos. No entanto, as soluções existentes, Bluetooth e Wi-Fi, consomem demasiado energia, pelo que os sensores usados tinham que estar ligados a baterias muito grandes ou estas tinham que ser trocadas com muita frequência.

Zigbee, uma nova tecnologia *wireless* de baixo consumo veio resolver estes problemas. Zigbee promete introduzir sensores em todos os sistemas, como por exemplo, sistemas de automação presentes em fábricas, sistemas de segurança residencial e eletrónicos de consumidor. Juntamente com a norma IEEE 802.15.4, Zigbee oferece vários anos de vida útil para baterias pequenas e comuns. Também é estimado que cada um destes sensores vá custar até 3\$ ou menos, pelo que seria uma boa solução para termostatos, detetores de fumo, lâmpadas e dispositivos semelhantes [19].

Para esta dissertação também é útil de referir a comunicação através de Radiação Infravermelha (IR).

IR é um dos meios de comunicação *wireless* mais simples que existe para transmitir pequenas quantidades de informação em bits. Quase toda a população já utilizou comandos de televisões ou outros aparelhos semelhantes. Estes comandos têm um transmissor de IR que envia alguns bits de informação para um recetor, normalmente, uma televisão.

Um recetor IR gera bits a 0 caso receba potência abaixo de um limiar e a 1 no caso contrário. Isto pode causar problemas para receber informações, pois existem outras fontes que emitem IR e não existe forma de filtrar esse ruído exterior. Para tal foi desenvolvido um protocolo de comunicação denominado por *National Electrical Code* (NEC) [20]. Este permite codificar a informação numa onda portadora para a transmissão, livre de ruído IR proveniente de outras fontes, entre o transmissor e recetor.

Finalmente, também é essencial falar sobre serviços *cloud* devido à necessidade destes em sistemas IoT. A procura por soluções em serviços *cloud* está a crescer constantemente, o que corresponde a um aumento de oportunidades para os fornecedores destes serviços. As empresas estão a melhorar os seus serviços e a baixar os seus preços de forma a competirem neste mercado.

Um serviço *cloud* público, tal como a AWS [21] ou a Google [22] é um serviço baseado num modelo *standard* de *cloud computing*, onde um fornecedor de serviço ou um fornecedor *third-party* fornece recursos, tais como armazenamento e aplicações para o público geral sobre uma rede, tal como a internet.

Os utilizadores não têm controlo ou visibilidade sobre a infraestrutura implementada. Os serviços são gratuitos, de baixo custo ou sob um modelo de pagar por uso. A configuração é fácil e custo reduzido visto que o custo de aplicações, banda-larga e *hardware* normalmente são cobertos pelo fornecedor do serviço.

Existem 3 tipos de serviço *cloud*, a pública, a privada e a híbrida. A nuvem pública, como o nome indica, é de acesso público, para o utilizador comum. A nuvem privada é usada pelas empresas para o seu próprio uso. A híbrida é uma mistura de nuvem pública com privada [23].

Para se perceber um pouco mais de cada nuvem, é feita uma pequena comparação dos seguintes fornecedores [9]:

- **Amazon Web Services** [21] - A Amazon lidera o mercado de serviços *cloud* com cerca de 33% do mesmo, segundo o Synergy Research Group [24]. Tem uma ampla variedade de serviços e o utilizador tem um acesso facilitado ao armazenamento de dados e poder computacional. Os serviços incluem ferramentas de programador, serviços de aplicações e ferramentas de gestão. Os preços são acessíveis e competitivos com o resto do mercado e também possui planos gratuitos. É considerada uma plataforma estável e confiável com mais de 15 anos;
- **Microsoft Azure** [25] - A Azure é uma plataforma com muitos recursos, vários destes permitem gerir máquinas virtuais escaláveis e aumentar o poder de computação utilizado. Também fornecem um lote de computação em paralelo, sendo que apenas a Google Cloud fornece um recurso idêntico. A Azure apenas possui um plano gratuito, sendo que os preços depois são escalados de acordo com os requisitos e funcionalidades necessitadas;
- **Google Cloud** [26] - A Google Cloud possui uma plataforma amigável para o utilizador, e um dos produtos mais populares é chamado de App Engine, que facilita o desenvolvimento ágil, possuindo também outros recursos, tais como, o armazenamento, computação, entre outros. Mesmo assim, os serviços da concorrência são mais apelativos. Também possui serviços gratuitos tal como as outras empresas;
- **IBM Cloud** [27] - A IBM Cloud é semelhante às outras soluções faladas. Foi uma das primeiras nuvens a implementar blockchain [28] e oferece todos os recursos necessários para implementar uma aplicação escalável. Esta nuvem também possui planos gratuitos, sendo que os pagos apresentam preços competitivos no mercado;
- **AlticeLabs** [29] - A AlticeLabs, em contraste com os fornecedores mencionados anteriormente, possui soluções de serviços *cloud* privadas. Estes serviços, tal como o nome indica, só estão disponíveis para a própria empresa.

1.2 Objetivos

Este projeto tem como objetivo principal desenvolver um sistema de monitorização de sinais vitais e ambientais e da posição sentada de uma pessoa numa cadeira de escritório.

Para tal foram definidos os seguintes objetivos a cumprir:

- Efetuar um estudo sobre as técnicas atualmente mais utilizadas para deteção postural;

- Efetuar um estudo sobre processos de filtragem de sinal para frequências cardíaca e respiratória;
- Desenvolvimento de aplicações para computador e *smartphone* (Android) para visualização de dados em tempo real;
- Desenvolvimento de um sistema para o microcomputador RPi com a capacidade de processar dados de sensores relativos ao utilizador e espaço ambiente.

1.3 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”, encontra-se 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), sendo o autor e o estudante João Oliveira e Silva co-autores do artigo;
- Desenvolvimento de uma prova de conceito de um sistema, cadeira de escritório, com a capacidade de não só fornecer informações sobre o ambiente e sobre o próprio ao utilizador, como também de fornecer informações sobre a sua postura corporal;
- Contribui numa área de estudo relacionada com a melhoria da qualidade de vida da população. O projeto desta dissertação ajuda os utilizadores a adotarem posições sentadas mais adequadas de forma a reduzir possíveis complicações temporárias ou crónicas que posições incorretas podem contrair e analisar os hábitos e comportamentos adotados por cada utilizador durante longos intervalos de tempo;
- Permite fazer uma avaliação de sinais vitais provenientes do utilizador, podendo estes dados facultar um estudo mais compreensivo no impacto causado por determinadas posturas. Para além disso, inclui dados obtidos sobre o ambiente de trabalho, que por sua vez, também podem ser estudados em combinação com as posturas analisadas para verificar possíveis relações entre ambos.

1.4 Estrutura do documento

Em acréscimo ao presente capítulo, esta dissertação é composta por 5 capítulos adicionais.

No capítulo 2, “**Estado da Arte**”, é feita uma descrição do estado da arte atual da temática abordada, sendo apresentados alguns trabalhos relacionados com a deteção de postura sentada e o processamento de dados para a obtenção das frequências cardíaca e respiratória.

No capítulo 3, “**Funcionamento do sistema**”, é descrito o funcionamento geral do sistema, bem como os procedimentos efetuados para a receção e processamento de dados dos sinais digitais e a estrutura implementada na base de dados.

No capítulo 4, “**Software desenvolvido**”, são demonstrados os processos e lógica implementados em *software* para o RPi e para o ESP8266, e também são demonstradas as interfaces desenvolvidas para as aplicações para computador e *smartphone*.

No capítulo 5, “**Análise dos resultados experimentais e validação das soluções propostas**”, são avaliados os resultados obtidos para os diferentes processos utilizados no tratamento de dados, a implementação da base de dados no projeto e a eficácia do software desenvolvido nos diferentes dispositivos utilizados.

Finalmente, no capítulo 6, “**Conclusão**”, é feito um levantamento dos objetivos concretizados e possíveis trabalhos e desenvolvimentos futuros.

Estado da Arte

Neste capítulo serão abordados os diversos tópicos e conceitos, de soluções já existentes, relacionados com as tecnologias desenvolvidas e usadas nesta dissertação, a fim de compreender as decisões tomadas.

Existem imensos trabalhos e investigações que abordam os diversos tópicos relacionados com este projeto, no entanto, de forma a simplificar a abordagem a estes trabalhos é feita a separação entre a deteção da postura sentada e o processamento de dados para a obtenção das frequências cardíaca e respiratória.

2.1 Deteção de postura sentada

Nesta secção, vai ser explicado o que é uma má postura corporal de uma pessoa sentada de acordo com a comunidade científica atual, bem como algumas tecnologias implementadas para a deteção das posturas sentadas, a lógica usada nestas deteções e a sua implementação.

A postura corporal sentada de uma pessoa tem vindo a ser classificada de diversas formas, por diferentes autores [30]. Várias opiniões clínicas são aceites na forma de categorizar e classificar posturas corretas e incorretas, no entanto, não existe uma base ampla o suficiente para as definir quantitativamente. Contudo, pode ser descrita qualitativamente de acordo com as curvaturas da coluna vertebral [31]. Existem três combinações possíveis para descrever uma postura ideal sentada [32]. Tendo em conta as regiões torácica e lombar da coluna, a primeira descreve ambas as regiões como planas, a segunda retrata uma grande lordose, onde ambas as regiões se apresentam lordóticas, e a terceira combinação corresponde a uma pequena lordose, imitando quase a postura em pé, com cifose torácica e lordose lombar [31], representadas na Figura 2.1.

No entanto, mesmo considerando qualquer uma destas posições ideais, se a permanência desta for mantida durante quatro ou mais horas, esta poderá levar à dor e desconforto do utilizador [30], [31], [33]. É necessário efetuar pausas de curta duração para o alívio e relaxamento da musculatura envolvida. Considera-se que uma postura sentada é incorreta

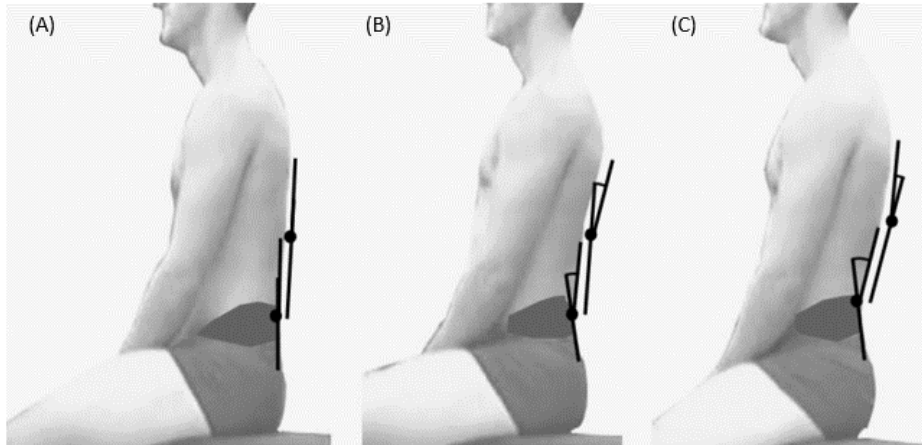


Figura 2.1: Combinações posturais descritas como posturas sentadas ideais: (A) Plana; (B) Grande lordose; (C) Pequena lordose [32]

quando os segmentos corporais se encontram em desequilíbrio, possibilitando assim um aumento do stress musculoesquelético [31], [32].

Um dos métodos utilizados para avaliar a postura corporal de uma pessoa sentada é através do uso de sensores aderidos à pele. Este método permite detetar as curvaturas da coluna vertebral e calcular a postura assumida pelo utilizador [32], sendo chamado de *skin surface tracking*.

No artigo “*Is ‘ideal’ sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures*” [32], este método é utilizado e os dados obtidos são exportados e processados em Matlab. Nesta ferramenta, são analisados intervalos de tempo de um ciclo completo de respiração para ter como referência o movimento causado na coluna vertebral, e são posteriormente calculadas as posturas detetadas através de ângulos obtidos pelos sensores.

Embora *skin surface tracking* seja um método apropriado para quantificar curvas da coluna vertebral, tendo sido validado com resultados obtidos através de radiografias [34] e de ressonâncias magnéticas [35], este tem a desvantagem de ser necessário de usar *wearable sensors*. Existem muitos *wearable sensors* para monitorizar sinais vitais no mercado comercial, tal como ainda é feita imensa investigação nesta área e em como tornar estes acessórios mais pequenos em tamanho [36].

No entanto para este trabalho, como o foco é efetuar esta monitorização num ambiente de trabalho, esta possibilidade é descartada devido a ser incómoda e imprática. Em locais de trabalho, cada pessoa sujeita a esta monitorização é obrigada a colocar os acessórios necessários, sendo às vezes um processo demorado. Outro fator importante é que o uso contínuo destes acessórios pode causar desconforto ou até mesmo problemas de saúde (até mesmo erupções cutâneas e infeções) [37]. Para contornar estes problemas podem-se utilizar *non-wearable sensors*.

Existem vários sistemas desenvolvidos e estudados que permitem efetuar a deteção de postura sentada do utilizador através de *non-wearable sensors* [38]–[43]. Na maiorias destes

projetos são utilizados mapas de pressão para efetuar o estudo da postura através da pressão exercida em vários pontos da cadeira. Abaixo são apresentados alguns destes sistemas e são explicadas as lógicas e os processos implementadas para a detecção da postura sentada.

Em 2017, foi publicado o artigo “*Smart Chair for Monitoring of Sitting Behavior*” [38], onde são utilizados mapas de pressão para a detecção da postura corporal de um utilizador sentado através de mapas de pressão. Neste artigo foram estudadas oito posições distintas com diversos candidatos e foi implementado um mapa de sensores consistido num *array* de 52 por 44 sensores piezo-resistivos no assento da cadeira. Foram adquiridas várias amostras por posição para cada candidato e através da ferramenta *Artificial Neural Network* (ANN), que permite criar uma rede neuronal, foram construídos mapas de pressão em escala logarítmica, sendo o mapa da postura correta representado na Figura 2.2. Depois de treinar a rede neuronal, obtiveram uma eficácia de 92.2% para as amostras obtidas.

Embora esta metodologia seja bastante eficaz na detecção, esta requer a implementação de redes neuronais, que necessitam de ser treinadas e são altamente dependentes das amostras iniciais.

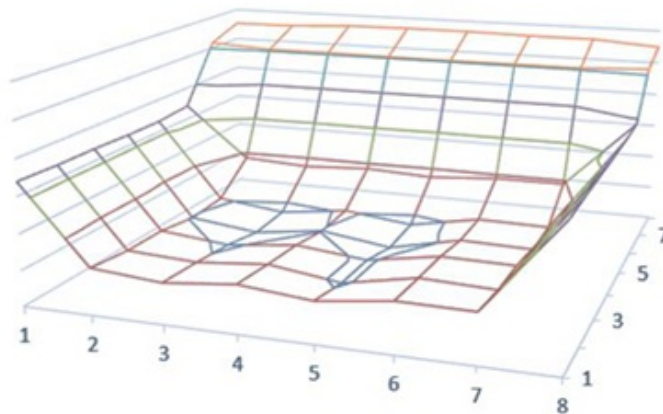


Figura 2.2: Mapa de pressão gerado por uma rede neuronal para a postura correta [38]

Em dezembro de 2018, o artigo “Sensoriamento de uma cadeira ergonômica para monitoramento postural” [39] foi publicado, também utilizando implementação de mapas de pressão. Neste artigo são implementadas *nested if statements* em código num Arduino, para a detecção da postura sentada na cadeira. *Nested if statements* é uma sequência de condições lógicas utilizada em código. São usados oito sensores distribuídos na cadeira onde a detecção da postura detetada é considerada correta quando todos estes sensores se encontram em contacto com o utilizador.

Embora este método seja simples de implementar, este não diferencia diferentes posições e a detecção de postura correta é demasiado ambígua.

Em 2019, foi publicado o artigo “*An Ergonomic Chair with Internet of Thing Technology using SVM*” [40]. No projeto deste artigo é implementado um mapa de pressão com seis sensores no assento e outro mapa com quatro sensores no encosto. Os dados são lidos num ESPino32 e enviados para uma *cloud* que armazena estes dados numa base de dados. Outro sistema à parte lê os valores armazenados na base de dados, efetua um pré-processamento para filtrar os resultados e através de *machine learning* é efetuado a deteção da postura sentada do utilizador. Neste artigo, são implementados diferentes algoritmos de *machine learning* para efetuar uma comparação entre os mesmos. Foram efetuados testes com cinco posturas diferentes, nas quais detetaram uma precisão superior a 90% para todos os algoritmos, sendo *Support-vector machine* (SVM), dentre os algoritmos testados, o que apresentou maior eficácia na deteção com 96.2%, como representado na Figura 2.3.

Machine learning permite obter resultados com alta eficácia como demonstrado, no entanto tal como com o sistema de redes neuronais, é muito dependentes das amostras iniciais. Para além disso requer uma grande quantidade de amostras e poder de processamento.

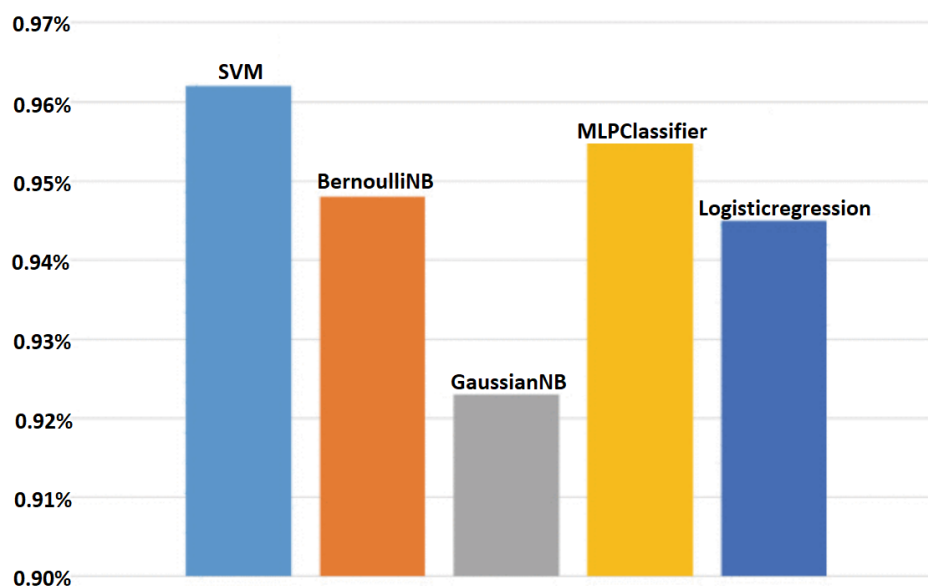


Figura 2.3: Eficácia de diferentes algoritmos de *machine learning* (adaptado de [40])

Para além de serem utilizados mapas de pressão para a deteção de postura, também são utilizadas outras tecnologias tais como acelerómetros, câmaras de vídeo, fotogrametria digital, entre outros. Por exemplo, em 2018 foi publicado o artigo “*Posture Detection Using Sounds and Temperature: LMS-Based Approach to Enable Sensory Substitution*” [43], que utiliza sensores de temperatura e de som para efetuar a deteção da postura. Neste artigo são estudadas cinco posturas sentadas na cadeira.

Para a deteção postural através do uso exclusivo de sensores de temperatura, foram usadas redes de 4x3 com 2 tipos de sensores no assento, no encosto e nos braços da cadeira. Após a recolha de dados, verificou-se que o processo pode ser descrito através de equações exponenciais e logarítmicas, e que os resultados obtidos permitiam a distinção entre as posturas testadas.

No entanto, este método possui algumas considerações essenciais a ter em conta. Neste caso, o sistema necessita de ter em consideração a temperatura ambiente para fazer a deteção correta da postura, sendo indispensável o uso de sensores de temperatura externos à cadeira. O sistema também pode gerar resultados diferentes dependendo do material de que a cadeira é feita, pois a condutividade térmica da mesma influencia os valores lidos pelos sensores.

Outra complicação existente nos sensores de temperatura é a resposta lenta à mudança da postura sentada. Para tal, neste artigo também foram feitas experiências com o uso dos sensores de temperatura em junção com sensores de ruído. Os sensores de ruído permitem detetar as mudanças de postura através do som produzido pelas mesmas. No entanto é necessário ter um sistema de filtragem para reduzir ou eliminar o ruído inerente do sistema e o ruído externo, proveniente do meio ambiente.

2.2 Deteção de frequências cardíaca e respiratória

Para efetuar a monitorização de frequência cardíaca, muitos estudos são efetuados através do uso de sinais Balistocardiograma (BCG), primariamente devido à sua natureza não invasiva [44]–[46], tal como o BITalino [47]. Para o processamento de sinal do BCG são utilizadas diferentes técnicas, tais como a transformada de Hilbert [48], [49], a transformada wavelet [50]–[52] e análise de sinal não estacionário [53]–[55]. O sinal BCG também pode ser utilizado para efetuar o estudo de padrões cardíacos e respiratórios [56], problemas cardíacos [57]–[59] e qualidade de sono [60].

Abaixo são referidos alguns artigos que estudam esses métodos, o processamento dos dados efetuado e os resultados obtidos.

Em maio de 2018, foi publicado o artigo “*Non-Invasive Detection of Respiration and Heart Rate with a Vehicle Seat Sensor*” [56] a fim de efetuar o estudo do batimento por minuto (bpm) e batimento respiratório por minuto (brpm) em assentos automóveis através de sensores de pressão já existentes nos mesmos.

Para o cálculo de bpm e brpm, em ambos os casos, é utilizado um sistema de filtragem com dois processos distintos. Nos dois processos é efetuada uma filtragem passa-banda seguida de *sliding windows* de 1 minuto. Num dos processos é efetuada a deteção da frequência através de máximos locais, e no outro processo é analisada a amplitude de maior frequência da FFT. Em ambos os casos, as estimativas foram validadas através de sensores dedicados para estas deteções.

Em novembro de 2020, o artigo “*Non-invasive monitoring of vital signs for older adults using recliner chairs*” foi publicado. O projeto deste artigo consiste no uso de acelerómetros em poltronas para a deteção de bpm e brpm em população idosa. No projeto deste artigo são usado dois acelerómetros para efetuar as medições sem existir contacto direto com o utilizador. Neste projeto, são implementados sistemas de processamento de dados semelhantes ao artigo acima, utilizando também deteção por máximos locais e através da análise das FFTs. São

obtidas taxas de erro de 3% para a detecção de frequência cardíaca e de 6% para a detecção do ritmo de respiração.

Um mês após o último artigo, em dezembro de 2020, foi publicado o artigo “*Ballistocardiogram (BCG) Measurement by a Differential Pressure Sensor*” [61]. Neste caso, o BCG é obtido através da pressão exercida num sensor de tubo colocado entre o estrado e o colchão da cama. Verificou-se que com um diâmetro suficientemente grande, é possível efetuar medições da respiração na zona central do tronco, e de frequência cardíaca na zona do pescoço.

Funcionamento do sistema

Neste capítulo é explicado todo o funcionamento do sistema implementado no projeto desta dissertação. É descrita toda a lógica aplicada no processamento de dados dos sensores do sistema. Na base de dados é descrita a estrutura utilizada para organização dos dados. Finalmente, é explicada a lógica e estrutura do código desenvolvido para os diversos dispositivos utilizados no projeto.

3.1 Funcionamento geral

De modo a adquirir todos os dados necessários à detecção postural, temperatura corporal e frequências cardíaca e respiratória do utilizador, como também dados relativos à temperatura, humidade, ruído, concentração de dióxido de carbono e luminosidade ambiente, foi necessária a instalação de vários sensores na cadeira de escritório. Todo o sistema hardware usado foi concebido e implementado pelo estudante João Oliveira e Silva no âmbito da sua dissertação de mestrado. Os dados são adquiridos e processados por um micro-computador, mais concretamente por um RPi. Uma vez que o RPi apenas possui entradas digitais, para os sensores analógicos utilizados foi necessária a utilização de ADCs externas.

O RPi também está encarregue de efetuar o processamento dos dados obtidos nos sensores, e posteriormente enviar estes dados processados para a base de dados RD, que é um componente da Firebase da Google. De modo a permitir a interação do utilizador com o sistema foram desenvolvidas aplicações para Windows e Android, que por sua vez, também estão em comunicação com o serviço *cloud*.

Por fim, o controlo da luminosidade da sala foi efetuado através de um micro-controlador ESP8266, também ligado à RD, e que com recurso a um emissor infravermelhos envia comandos para uma lâmpada controlável por comando, garantindo assim um nível de luminosidade aceitável para um ambiente de trabalho de escritório.

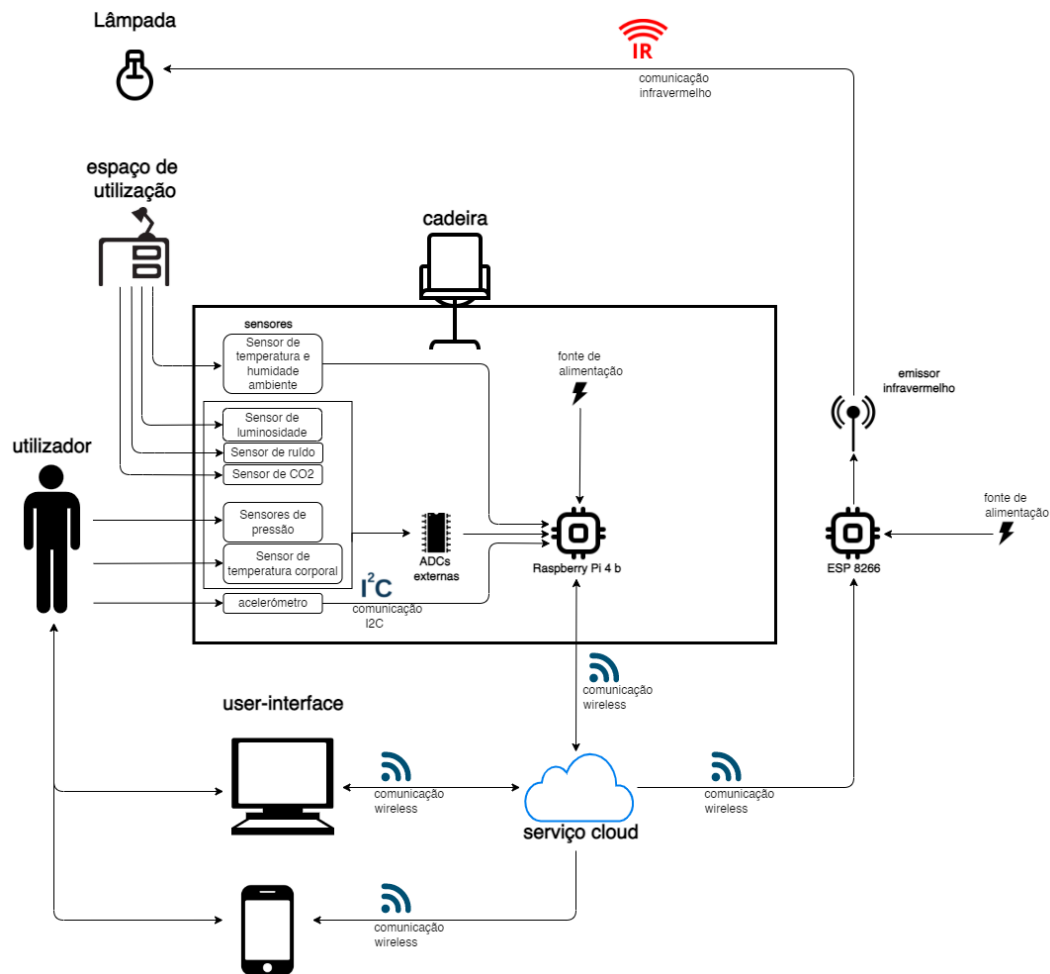


Figura 3.1: Esquematização do sistema implementado

3.1.1 Unidades de controlo

Como se pode observar na Figura 3.1, todo o processamento e transmissão de dados do sistema implementado é realizado com recurso a um RPi, com exceção do controlo da luminosidade da sala, que é executado com recurso a uma ESP8266.

Raspberry Pi 4 B

Inicialmente foi ponderada a utilização de um microcontrolador da família Arduíno para executar todo o processamento do sistema. No entanto, como referido anteriormente, optou-se pela utilização do micro-computador Raspberry Pi 4 B pois, apesar desta abordagem obrigar à utilização de Conversor Analógico para Digitais (ADCs) externas, permitiu programar o sistema em Python, implementar *multithreading*, e uma ligação fácil a uma rede *wireless*.

ESP8266

Para controlar uma lâmpada no ambiente em que a cadeira se encontra, de modo a conseguir-se controlar a luminosidade ambiente via comunicação infravermelhos, é necessário ter um emissor infravermelhos que esteja sempre em linha de vista com a lâmpada a controlar.

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. Escolheu-se este microcontrolador devido ao seu custo e tamanho reduzidos, e à capacidade de ser facilmente ligado a uma rede *wireless*.

3.2 Receção e processamento de dados

O processamento de dados do sistema é todo realizado pelo RPi através de Python e consequentemente enviado para a base de dados RD.

3.2.1 Análise e monitorização postural

A posição que o utilizador adota na cadeira é detetada através de 8 sensores, 4 situados no assento da cadeira e os restantes no encosto da mesma. Com este conjunto de sensores é possível estimar a posição que o utilizador está a adotar através de relações entre os valores lidos em percentual de grupo, ou seja, no caso do assento, a soma dos valores lidos em cada instante é equivalente a 100%, sendo cada um dos valores lidos também transformados em percentagens, facilitando assim a análise do sistema.

Assento

Na parte do assento foram desenvolvidas duas bases distintas, uma com células de carga e outra com sensores óticos. Ambas são usadas para detetar pressão exercida no assento através de sensores.

Células de carga

Para avaliar a ergonomia do utilizador procedeu-se à utilização de 4 células de carga distribuídas no assento de forma a obter a melhor resposta para uma posição neutra. Como as células têm um ponto de contacto muito reduzido, para obter resultados a partir destas foi usada uma chapa de alumínio a cobrir as 4 células, ampliando assim a sua área de contacto, abdicando um pouco da independência de cada uma. Ou seja, ao colocar 10 kg por cima de uma das células, esta vai sofrer uma força mais atenuada, pois as células mais próximas desta também vão sofrer uma parte desta força. No entanto, é assumido que efetivamente estão 10 kg por cima do sensor em questão quando feita a calibração, assumindo então que os sensores são independentes uns dos outros, o que não é a realidade. Esta assunção provoca mais tarde inconsistências na simetria dos valores obtidos na análise das posições, sendo um lado mais favorecido que o outro, possivelmente devido à influência que cada sensor provoca nos sensores vizinhos e também devido à chapa utilizada não ser completamente plana.

Um outro fator importante que pode estar na origem de imprecisões na leitura das células é o facto de estas estarem embutidas numa placa de madeira onde os encaixes não são exatamente iguais por terem sido feitos manualmente.

Sensores óticos

Visto os circuitos desenvolvidos para os sensores óticos devolverem uma tensão entre 0 V e 3.3 V, estes são ligados diretamente a 4 pinos de uma MCP3008. A lógica implementada nos sensores óticos é a mesma que a usada nas células de carga, sendo que apenas foram feitos ajustes aos *thresholds* utilizados em código devido à resposta dos mesmos ser um pouco diferente.

Encosto

Foram utilizados Sensores de Força Resistivos (FSRs) nas costas da cadeira como descrito anteriormente. Estes sensores são lidos através de uma MCP3008 ao que é possível comparar as pressões exercidas nas zonas do encosto. Idealmente será necessário aumentar a área de contacto dos FSRs para obter valores mais fiáveis, visto que em algumas ocasiões, um dos sensores não detetava qualquer força, embora estivesse supostamente a ser exercida força no local do FSR. Isto faz com que surjam algumas discrepâncias na análise de posições de diferentes sujeitos em teste.

3.2.2 Frequências cardíaca e respiratória

Para a deteção de frequência cardíaca e respiratória são usados 2 acelerómetros, um destes situado no assento debaixo do bíceps femoral para a análise respiratória, e outro por debaixo do assento, para o utilizador colocar o dedo e efetuar registos num curto intervalo de tempo a fim de detetar a frequência cardíaca.

Os dados obtidos nos acelerómetros usados são lidos através da porta *Inter-Integrated Circuit* (I²C) e filtrados através de um sistema de remoção e inserção de *outliers* e passam por um filtro passa-banda, sendo que a gama depende de que tipo de frequência é a desejada.

Após esta etapa, é usado um método de deteção de máximos locais com um filtro de média móvel suavizada para detetar a frequência respiratória. No caso da frequência cardíaca é usado um sistema de filtragem com janelas de *Hanning*, é detetado o pico máximo da FFT, assumindo ser esse o valor da frequência detetado. Para efeitos de validação do valor, é usada uma função para calcular o nível de confiança do valor obtido na FFT, descrito na secção 5.2.

3.2.3 Espaço ambiente e temperatura corporal

Temperatura corporal

Como referido anteriormente, o sensor de temperatura corporal devolve uma tensão que varia linearmente a $10 \text{ mV } ^\circ\text{C}^{-1}$, pelo que deste modo a temperatura corporal do utilizador, pode ser aferida diretamente passado o tempo da estabilização térmica.

Temperatura ambiente e humidade relativa

Relativamente à temperatura ambiente e humidade relativa, como referido anteriormente, o sensor DHT11 comunica diretamente por *Serial Peripheral Interface* (SPI) com o RPi,

sendo que para obter os dados relevantes deste sensor utilizou-se a biblioteca `adafruit_dht` disponibilizada pela Adafruit.

Concentração de Dióxido de Carbono no ambiente

Para o sistema ser capaz de detetar a quantidade de CO₂ atmosférica em partes por milhão (ppm), o valor de tensão que o sensor devolve é processado como indicado pela DFRobot [62], no qual o valor de CO₂ em ppm é estimado através de uma curva de resposta que se relaciona com a tensão de entrada.

Ruído e luminosidade ambiente

Quanto ao sensor de ruído e luminosidade ambiente, procedeu-se a uma parametrização para efeitos de demonstração de modo a conseguir-se aferir níveis de conforto para o utilizador. Esta parametrização é explicada em detalhe na secção 4.1.2.

3.3 Base de dados

Inicialmente foi proposto utilizar a base de dados da AlticeLabs [29], SmartIOT [63], no entanto surgiram complicações ao tentar efetuar a autenticação de utilizador através de *https requests* [64]. Portanto a base de dados implementada neste sistema é o Realtime Database (RD) [65], que por sua vez encontra-se no serviço *cloud* Firebase [66] da Google [22].

Para questões de simplificação de trabalho decidiu-se separar os dados em 3 diretórios como evidenciado na Figura 3.2. O diretório ‘ESP’ é dedicado ao ESP8266 a fim de fazer o controlo de luminosidade. No diretório ‘raspberrry’ são guardados todos os valores enviados pelos RPi com *timestamps* dos instantes a que estes foram lidos. Por fim, no diretório ‘windows_pc’ encontram-se os dados apresentados nas aplicações do computador e do telemóvel, visto que estes dados são iguais para os dois casos. Enquanto no ‘raspberrry’ os dados nunca são apagados e são sempre acrescentados os dados mais recentes, no ‘windows_pc’ os dados apresentados são sempre atualizados para os dados mais recentes enviados pelo RPi.



Figura 3.2: Estrutura do diretório inicial da base de dados RD

O diretório ‘raspberrry’ encontra-se dividido em várias secções como apresentado na Figura 3.3, em que cada um dos diretórios ‘dht’, ‘mcp’, ‘body_temperature’, ‘position’ e ‘respiration_rate’ contém registos de todos os valores enviados pelo RPi, como evidenciado na Figura 3.4.

[alticelabs-92294-default-rtdb](#) > [raspberry](#)

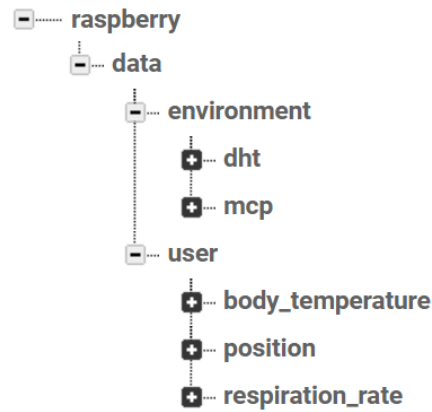


Figura 3.3: Estrutura do diretório ‘raspberry’ da base de dados Realtime Database

[alticelabs-92294-default-rtdb](#) > [raspberry](#) > [data](#) > [environment](#) > [dht](#)

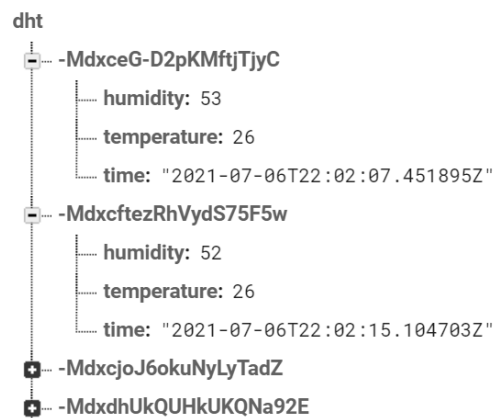


Figura 3.4: Estrutura do diretório ‘raspberry/data/environment/dht’ da base de dados Realtime Database

No diretório ‘ESP’ é apenas efetuado o registo de dados de controlo enviados entre o RPi, o ESP8266 e aplicação de computador para o controlo de luminosidade, demonstrado na Figura 3.5.

A variável “Auto” é usada para informar o RPi que o controlo é para ser feito de forma automática, enquanto que a variável “OnOff” indica à ESP8266 se a lâmpada deve ser desligada ou ligada. Também se tem outra variável de controlo “Bright” que executa o controlo de níveis de luminosidade se estes forem possíveis no sistema de iluminação usado.

[alticelabs-92294-default-rtddb](#) > [ESP](#)

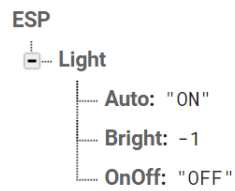


Figura 3.5: Estrutura do diretório 'ESP' da base de dados Realtime Database

Por fim, no diretório 'windows_pc' é feita a atualização das variáveis que são apresentadas nas Interface de Utilizadores (UIs) das aplicações desenvolvidas. Estas apenas apresentam o último valor enviado pelo RPi de cada variável, como exemplificado na Figura 3.6.

[alticelabs-92294-default-rtddb](#) > [windows_pc](#)

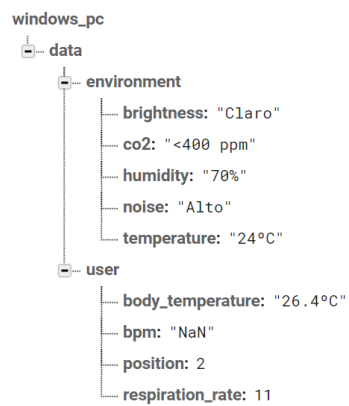


Figura 3.6: Estrutura do diretório 'windows_pc' da base de dados Realtime Database

Software desenvolvido

Neste capítulo é explicado todo o desenvolvimento em *software* para o projeto desta dissertação. O software desenvolvido está dividido em 4 secções, sendo que estas incluem o código principal do RPi, o código de controlo de luminosidade na ESP8266 e as aplicações para computador (Windows) e *smartphone* (Android).

4.1 Raspberry Pi 4 B

O código do RPi está dividido em 4 processos diferentes, sendo que cada um destes opera de forma autónoma e independente. Estes processos consistem em processamento e envio de dados relativos a:

- espaço de utilização e temperatura corporal;
- posição do utilizador;
- frequência cardíaca;
- frequência respiratória.

Na Figura 4.1 verifica-se que existem 4 *Threads* (processos) com uma unidade de controlo em cada. Cada unidade de controlo funciona como um cérebro de operações que coordena o pedido e envio de dados entre a *cloud* e os diversos sensores utilizados. Cada processo opera de forma semelhante: A unidade de controlo envia um pedido de obtenção de dados ao *Hardware* externo que está ligados às portas do RPi, de seguida esses dados são enviados para uma função de processamento que por sua vez são recebidos na unidade de controlo para serem enviados para a Firebase. Alguns sensores demoram mais tempo a ser lidos que outros, pelo que decidiu-se fazer a divisão das tarefas em diferentes processos para aumentar a eficiência do código. Em todos os sensores relativos ao espaço de utilização e de temperatura corporal, estes são de aquisição rápida pelo que foram agrupado num único processo. Os sensores para deteção de postura foram agrupados noutra processo devido à necessidade de fazer as leituras destes em conjunto. Por fim, separou-se cada acelerómetro num processo distinto devido ao processo de filtragem ser demorado.

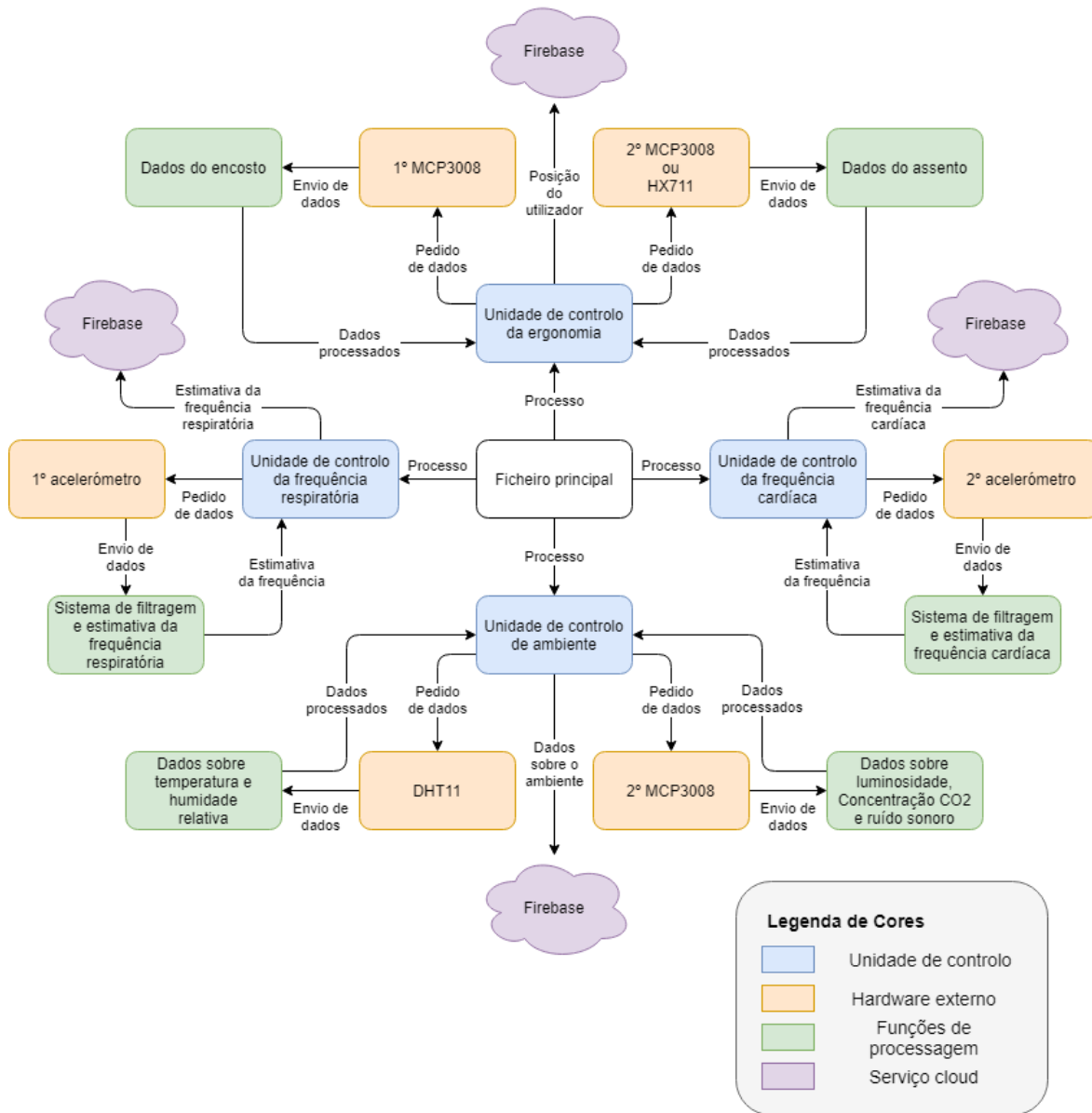


Figura 4.1: Esquematização dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B

4.1.1 Protocolos de comunicação

No RPi estão a ser usados diferentes tipos de comunicação para ler os valores dos sensores e também para efetuar comunicação com a *cloud*.

Os protocolos de comunicação usados são os seguintes:

- *Serial Peripheral Interface (SPI)*: comunicação com o sensor DHT11 (temperatura e humidade relativa);
- *Inter-Integrated Circuit (I²C)*: comunicação com ambos os acelerómetros em diferentes endereços;
- *IEEE 802.11ac*: conjunto de protocolos usados pelo RPi para efetuar comunicação à internet via *wireless*.

A resposta de todos os outros sensores é lida diretamente através de *General Purpose Input/Outputs* (GPIOs) do RPi, pelo que não é requerido nenhum protocolo de comunicação específico.

A comunicação Wi-Fi é usada para efetuar a conexão à Firebase.

4.1.2 Controlo de dados

Análise e monitorização postural

Para efetuar a deteção da posição, são lidos simultaneamente os dados do assento e do encosto durante vários ciclos. De seguida é calculado uma média desses valores, cujo valor é comparado com os valores das tabelas obtidas anteriormente como referenciado na secção 3.2.1.

O RPi envia apenas a posição detetada para a Firebase se detetar a mesma posição duas vezes consecutivas, de forma a mitigar erros na deteção, representado pelos blocos amarelos na Figura 4.2. O bloco lógico de deteção de posição para as células de carga e sensores óticos estão ilustrados, respetivamente, nas Figuras 5.5 e 5.6.

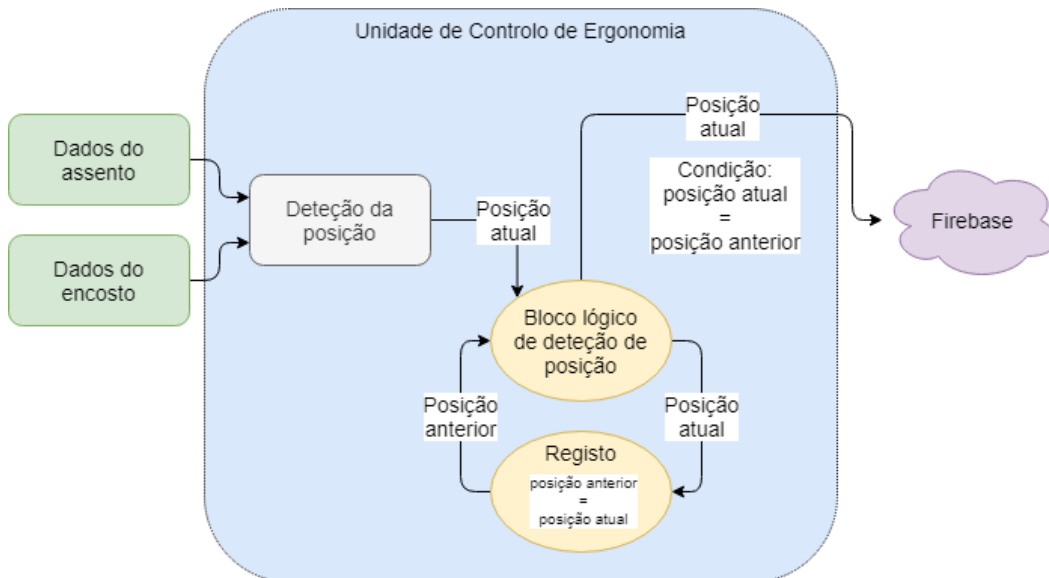


Figura 4.2: Esquemática dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B para deteção de ergonomia

Frequência cardíaca

Na deteção da frequência cardíaca, os dados do acelerómetro são lidos a uma frequência de 61.5 Hz, registados numa tabela e enviados para um sistema de filtragem a cada minuto. Este sistema de filtragem é descrito na secção 3.2.2 e na saída deste é enviado o fator de confiança calculado e a estimativa da frequência detetada para um bloco lógico. Por fim, este bloco apenas envia a estimativa da frequência cardíaca para a Firebase se o fator de confiança for suficientemente alto. Este sistema está representado na Figura 4.3.

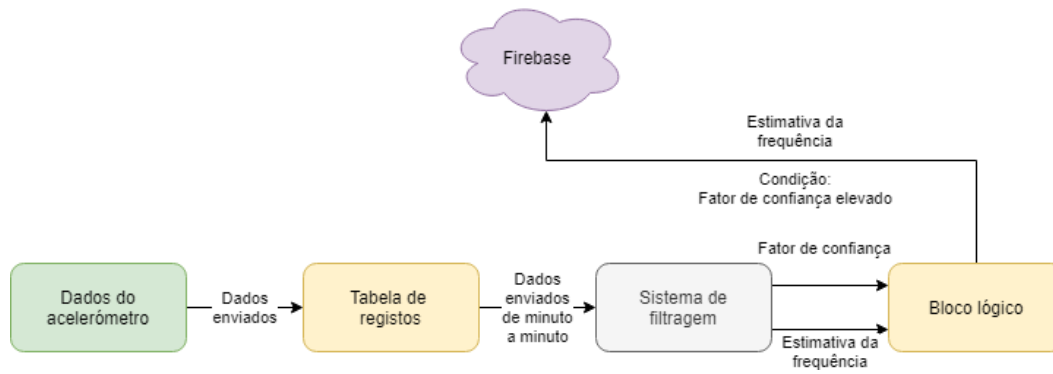


Figura 4.3: Esquemática dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B para detecção de frequência cardíaca

Frequência respiratória

A detecção da frequência respiratória é semelhante à da frequência cardíaca, sendo que as diferenças se encontram no sistema de filtragem e bloco lógico. Como o sistema de filtragem é diferente do sistema da frequência, como descrito na seção 3.2.2, já não é enviado um fator de confiança para o bloco lógico, no entanto, este apenas envia a estimativa da frequência respiratória para a Firebase se esta estiver acima de um determinado *threshold*. Este sistema está representado na Figura 4.4.

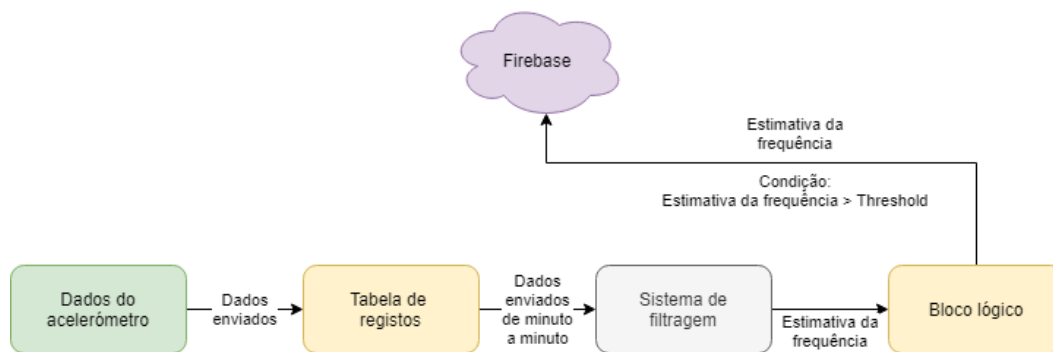


Figura 4.4: Esquemática dos processos utilizados no Raspberry Pi 4 B para detecção de frequência respiratória

Temperatura corporal

Para a temperatura corporal, incrementos de 1 °C equivalem a incrementos de 10 mV na porta da MCP3008, como a biblioteca usada para a MCP3008 permite obter diretamente o valor da tensão na porta sem a necessidade de usar cálculos de conversão é simples obter a temperatura lida no sensor através da seguinte equação:

$$\text{Temperatura}_{\text{corporal}} = 100 \times \text{tensão}_{\text{pino}}$$

De acordo com o fabricante, Texas Instruments, é garantido que a 0 °C a tensão devolvida pelo sensor é 0 V, pelo que a equação não apresenta *offset* [67].

De seguida este valor é enviado para a *Firestore*.

Temperatura ambiente e humidade relativa

Para efetuar a leituras dos dados da temperatura ambiente e humidade relativa é utilizada a biblioteca `adafruit_dht`. Estes valores são por conseguinte enviados para a Firebase.

Concentração atmosférica de Dióxido de Carbono no ambiente

Para efetuar a leitura do sensor de CO₂, são obtidos 50 valores de tensão a 200 Hz na porta da MCP3008 relativa ao sensor, e é feita uma média desses valores para usar no cálculo do bloco 3 da Figura 4.5. Neste é calculado o equivalente do valor de concentração atmosférica de CO₂ em ppm através da curva de CO₂, descrita na secção 3.2.3. De seguida, este valor é enviado para a Firebase.

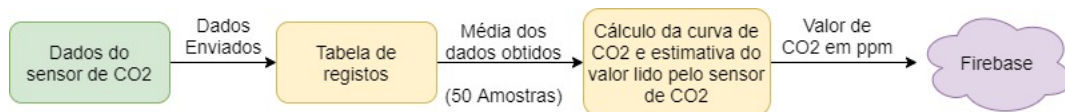


Figura 4.5: Esquemática dos processos utilizados no RPi para a leitura do sensor de CO₂

Ruído e luminosidade ambiente

A luminosidade e o ruído ambiente são analisados por intervalos como demonstrado na Figura 4.6. A MCP3008 devolve valores digitais desde 0 a 65357 para o RPi, no qual foram definidos limites para descrever o valor digital em texto.

Na parametrização executada para efeitos de demonstração, no caso dos valores de luminosidade, foi definido como **‘Normal’** os valores obtidos quando o sistema se encontrava dentro de uma sala com as luzes todas acesas, definindo assim um valores para o qualquer se considerou um nível de luminosidade ideal de trabalho. Também foram definidos como **‘Escuro’** e **‘Claro’**, os valores abaixo e acima deste limite, respetivamente, pelo que estes dois intervalos foram considerados não ideais para um local de trabalho.

A mesma lógica se aplicou para o ruído. Foram testados vários locais de trabalho para estimar os intervalos de ruído aceitáveis nos quais foi decido separar estes em 4 intervalos. Num laboratório com máquinas a trabalhar reparou-se que os valores obtidos rondavam entre os 13000 e os 16000, no entanto este não era incomodativo e pouco notável pelo que ainda se aplicava a um local de trabalho. Com música de ambiente baixa, reparou-se que os valores obtidos já se aproximava de 26000 e com música com volume muito alto os valores já iam acima de de 34000 pelo que se efetuou a seguinte separação:

- **valores entre [0, 10000]:** o ambiente de trabalho está silencioso ou inaudível;
- **valores entre [10000, 20000]:** o ambiente de trabalho tem pouco barulho, este sendo pouco notável e não incomodativo;
- **valores entre [20000, 30000]:** o ambiente de trabalho encontra-se com algum barulho e ou música ambiente, podendo este ser incomodativo ou distrativo para um trabalhador;
- **valores entre [30000, 65357]:** o ambiente de trabalho encontra-se com demasiado barulho pelo que se encontra muito inadequável para um ambiente de trabalho.

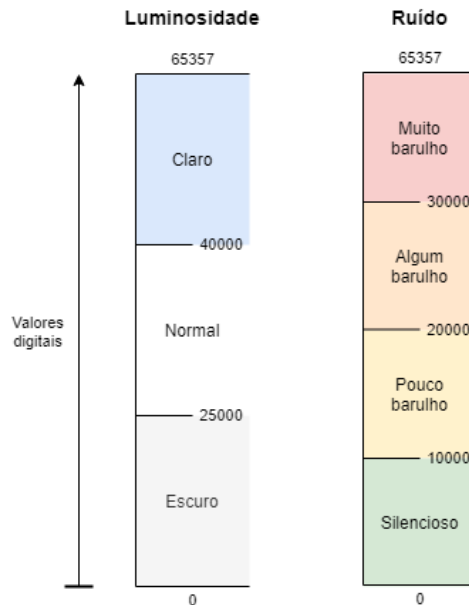


Figura 4.6: Intervalos dos valores lidos para o ruído e luminosidade

4.1.3 Bibliotecas necessárias

Para além das bibliotecas nativas a Python, para o funcionamento do sistema é necessário instalar as seguintes bibliotecas:

- `adafruit_mcp3xxx`, disponível em <https://circuitpython.readthedocs.io/projects/mcp3xxx/en/latest/> [68];
- `adafruit_dht`, disponível em <https://circuitpython.readthedocs.io/projects/dht/en/latest/> [69];
- `firebase_admin`, disponível em https://firebase.google.com/docs/reference/admin/python/firebase_admin [70];
- `threading`, disponível em <https://docs.python.org/3/library/threading.html> [71].

4.2 ESP8266

Comunicação

O ESP8266 comunica com a *cloud* via Wi-Fi, no entanto transmite dados para efetuar o controlo de luminosidade através de infravermelhos, utilizando o protocolo de comunicação NEC. O protocolo NEC codifica a informação transmitida numa onda portadora de 38 kHz numa trama de 32 bits [72].

O '0' lógico é transmitido com um pulso de 562.5 μ s seguido de um espaço de 562.5 μ s, com um tempo de transmissão total de 1.125 ms.

O '1' lógico é transmitido com um pulso de 562.5 μ s seguido de um espaço de 1.6875 ms, com um tempo de transmissão total de 2.25 ms.

Esta codificação encontra-se ilustrada na Figura 4.7.

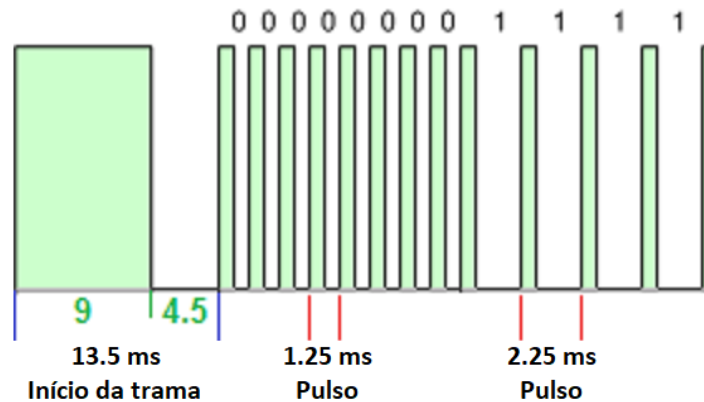


Figura 4.7: Ilustração do início da transmissão e duração dos valores lógicos (adaptado de [72])

Quando um botão é premido num comando, a mensagem transmitida consiste no seguinte, por ordem (Figura 4.8):

- Um pulso de 9 ms;
- Um espaço de 4.5 ms;
- O endereço destino do recetor (8-bit);
- O inverso lógico do endereço destino do recetor (8-bit);
- O comando (8-bit);
- O inverso lógico do comando (8-bit);
- um pulso de 562.5 μ s para indicar o final da transmissão da mensagem.

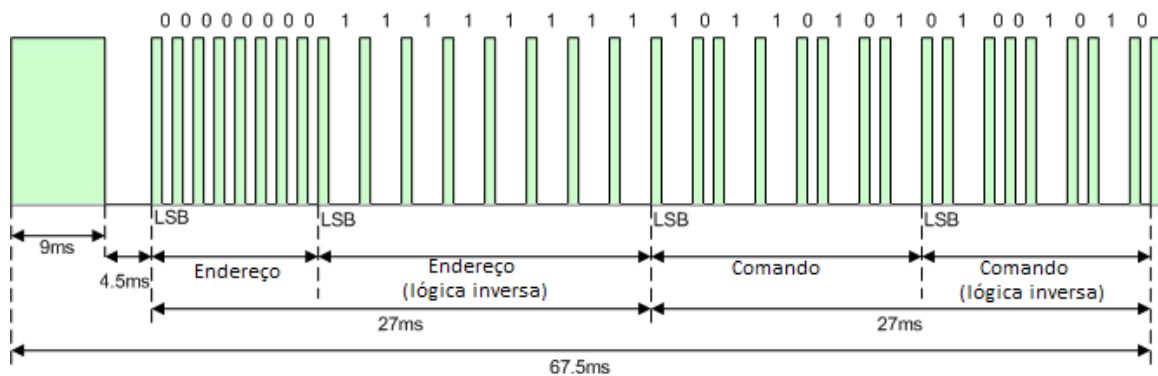


Figura 4.8: Ilustração de uma transmissão completa de mensagem (adaptado de [72])

Controlo de luminosidade

Do ponto de vista do ESP8266, o controlo de luminosidade é relativamente simples. Este apenas vê duas variáveis na base de dados, “Bright” e “OnOff”, representadas na Figura 3.5.

Na variável “OnOff”, o ESP8266 apenas lê o valor registado na base de dados e envia o comando para o sistema de luz, sendo que enquanto o valor for de ‘ON’, este envia o comando para ligar as luzes via IR e vice-versa caso leia ‘OFF’.

Na variável “Bright”, o ESP8266 lê o valor registado e atualiza o valor para ‘0’ se necessário. Caso o valor seja ‘1’, este envia o comando para aumentar o brilho/intensidade do sistema de luz, caso seja ‘-1’, este envia o comando para diminuir o brilho/intensidade do mesmo.

4.3 Aplicação para computador

No computador foi desenvolvida uma aplicação simples para visualizar dados em tempo real e efetuar o controlo da luminosidade. Embora aparente que o controlo de temperatura pode ser efetuado, este está desativo pelo que não tem lógica implementada. A lógica não foi implementada devido à ausência de um padrão na comunicação em aparelhos de ar condicionado, via IR.

Para criar a interface usou-se a biblioteca tkinter, nativa a Python. Esta biblioteca, sendo nativa a Python, não necessita de procedimentos adicionais para a sua utilização, após a instalação da linguagem no sistema. A interface é composta por duas tabelas e dois botões como apresentado na Figura 4.9. A tabela superior (azul) contém informação sobre o espaço ambiente onde o sistema se encontra, enquanto a tabela inferior (vermelha) contém a informação sobre o utilizador. O botão da esquerda está relacionado com o controle da temperatura que não foi implementado, como descrito acima, enquanto que o botão da direita abre uma janela (Figura 4.10a) que permite alternar entre o controle manual ou automático, e controlar a lâmpada caso o funcionamento esteja em modo manual.

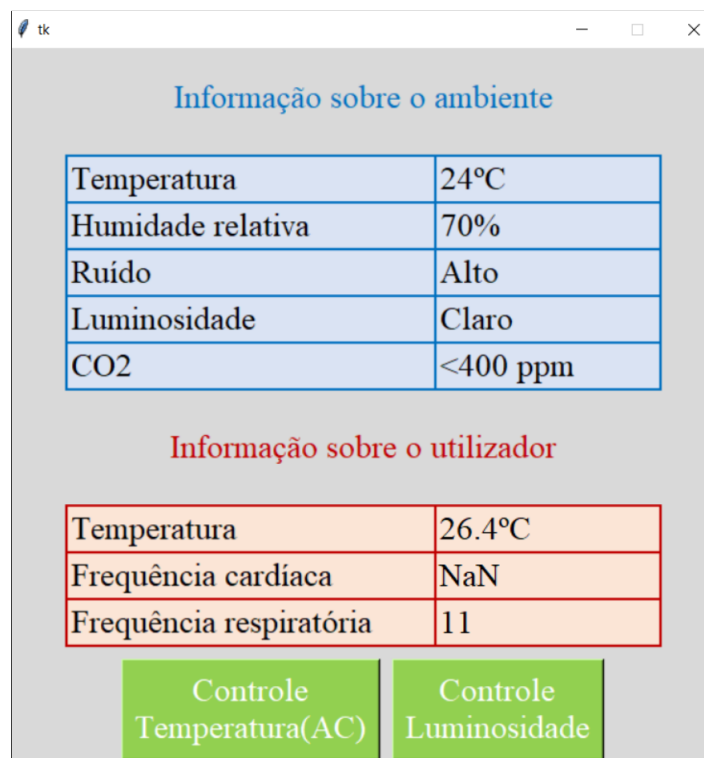


Figura 4.9: Interface principal da aplicação para computador

Para avisar o utilizador que este está sentado de forma incorreta, num longo intervalo de tempo, foi implementado um sistema de notificações. Este abre um *pop-up* no canto inferior direito do ecrã com a janela representada na Figura 4.10b e reproduz um som de notificação. O som reproduzido existe por defeito no Windows, localizado no diretório 'C:/Windows/Media/Windows Message Nudge.wav'. Nesta janela é apresentada a imagem

frontal e de perfil detetada pelo sistema, na qual é indicada a forma de postura incorreta que o utilizador está a assumir.



(a) Interface de controlo de luz da aplicação para computador

(b) Pop-up da aplicação para computador

Figura 4.10: Interfaces de janelas suplementares da aplicação para Windows

Foram criada várias imagens ilustrativas, como se pode observar na Figura 4.10b, para demonstrar visualmente as posições detetadas pelo sistema. Estas imagens estão representadas na Figura 4.11.

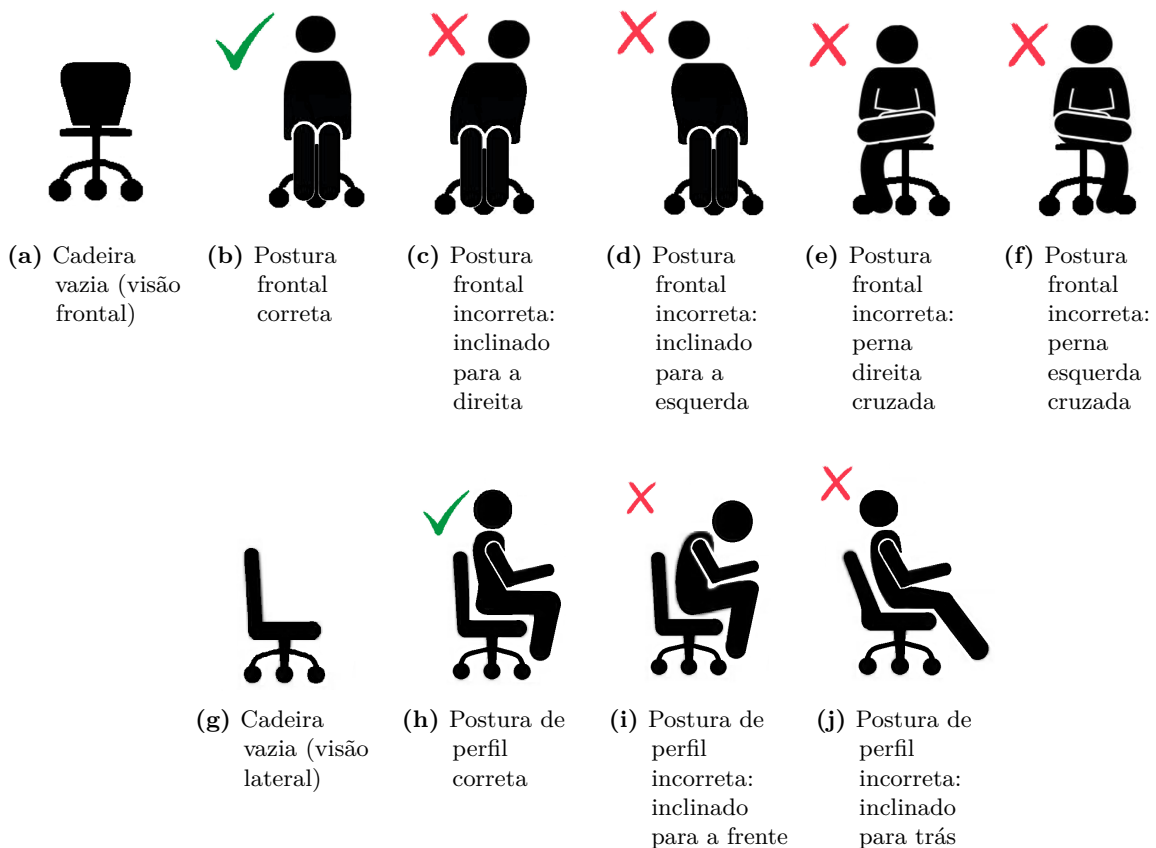


Figura 4.11: Ilustrações das posturas detetadas

É feita uma ilustração da lógica implementada no desenvolvimento da aplicação através de diagramas de sequência, representados nas Figuras 4.12, 4.13 e 4.14.

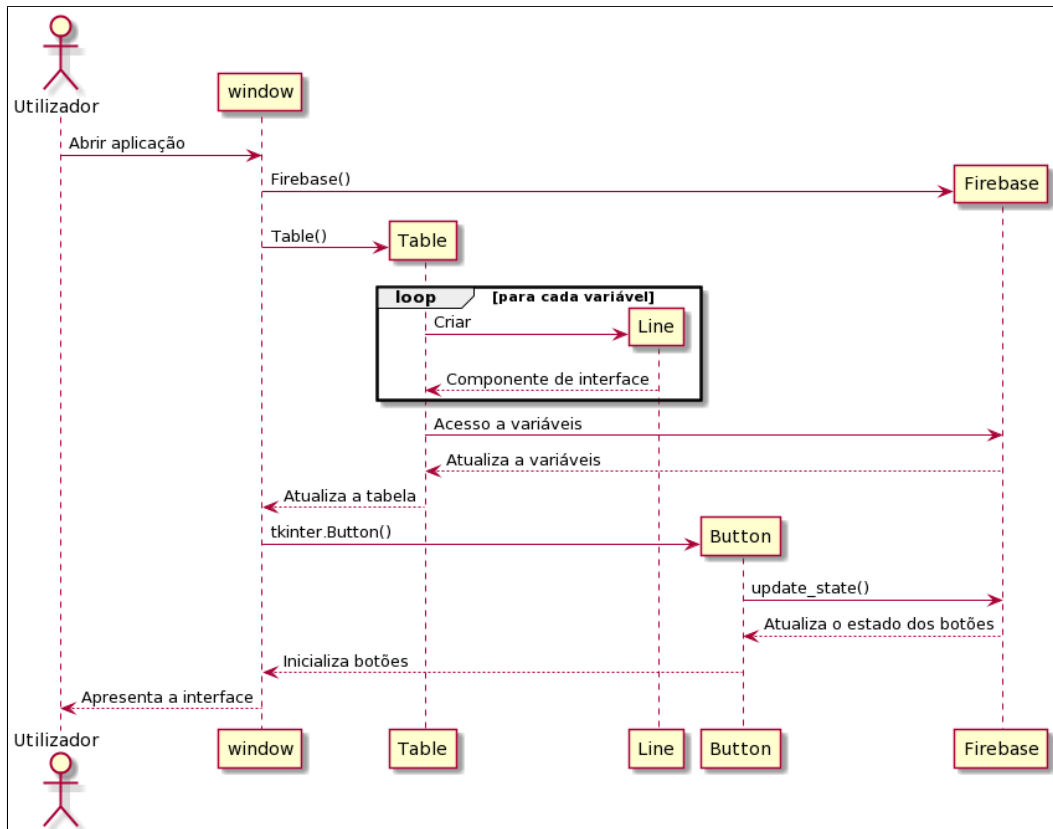


Figura 4.12: Diagrama de sequência para a inicialização da aplicação para computador

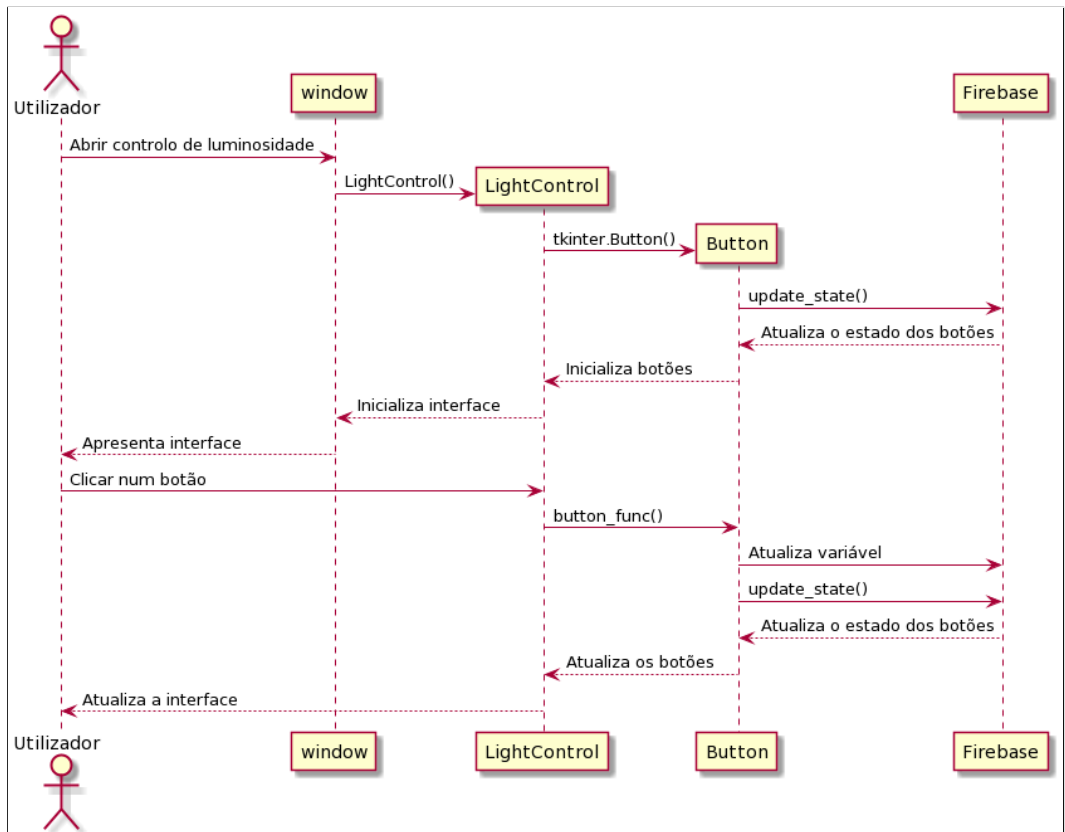


Figura 4.13: Diagrama de sequência para a inicialização do controlo de luminosidade na aplicação para computador

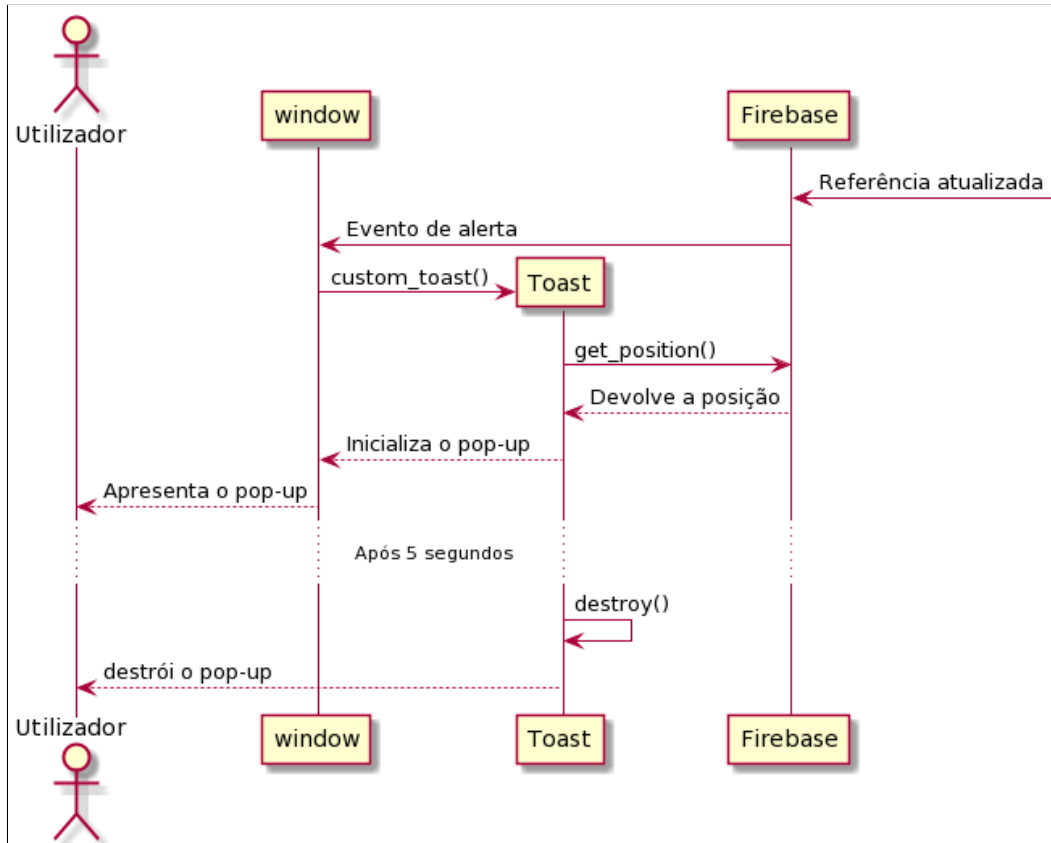


Figura 4.14: Diagrama de sequência para lidar eventos a partir da base de dados na aplicação para computador

4.4 Aplicação mobile

A aplicação para telemóvel (Figura 4.15), tal como a aplicação para computador, também contém as mesmas tabelas: a superior (azul) contém informação relativa ao meio ambiente onde o sistema se encontra, e a inferior (vermelho) possui informação relativa ao utilizador.

Abaixo das tabelas aparecem duas imagens, semelhante ao sistema de pop-up do computador, onde também são apresentadas as imagens frontal e de perfil detetadas pelo utilizador.

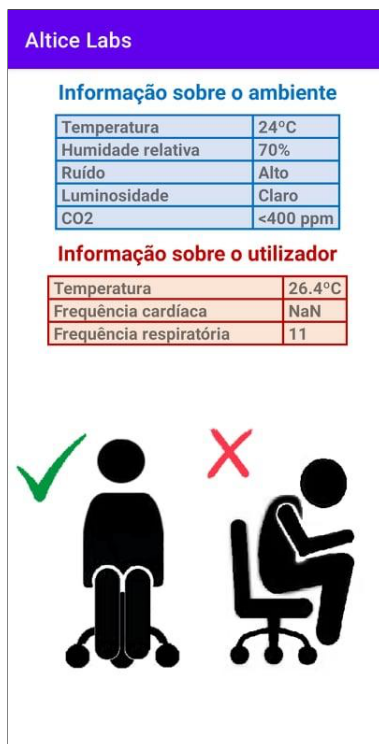


Figura 4.15: Aplicação para *smarthphone* (Android)

É feita uma ilustração da lógica implementada no desenvolvimento da aplicação através de diagrama de sequência, representado na Figura 4.16.

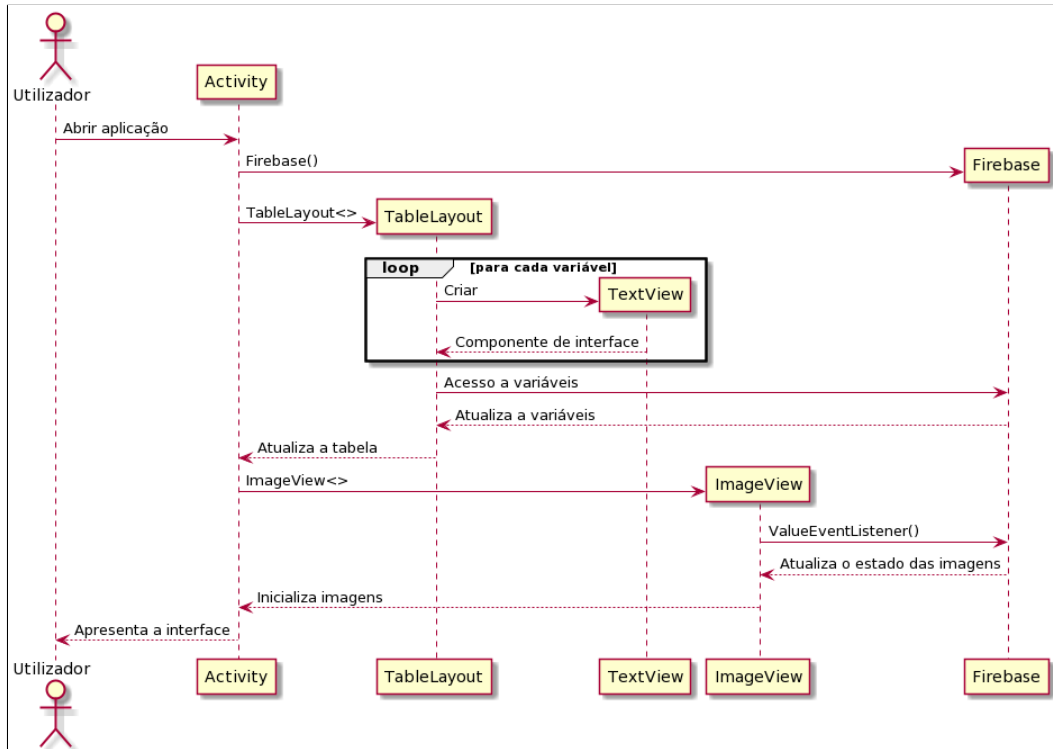


Figura 4.16: Diagrama de sequência para a inicialização do controlo de luminosidade na aplicação para Android

Análise dos resultados experimentais e validação das soluções propostas

Neste capítulo são analisados e validados todos os resultados obtidos no processamento de dados do sistema, tal como as metodologias e soluções propostas durante o desenvolvimento.

5.1 Dados ambientais e temperatura corporal

Experimentalmente validaram-se todos os dados ambientais e de temperatura corporal do utilizador. No entanto, quanto a este último parâmetro, o sistema demora algum tempo a responder, pois o sensor encontra-se sob a lona do assento, como dito anteriormente. No entanto é o único local que está sempre em contacto com o utilizador e por isso o mais indicado para este tipo de medida.

Quanto ao sensor de CO₂, apesar de seguirmos as indicações fornecidas pelo fabricante e de os valores obtidos para as concentrações atmosféricas de CO₂ fazerem sentido, numa primeira análise, seria necessário equipamento adicional para garantir que o sensor se encontra propriamente calibrado.

5.2 Detecção das frequências respiratória e cardíaca

Para efetuar os cálculos e para visualizar as respostas dos sensores e dos filtros foi usada a plataforma Matlab. Também foi utilizado um BITalino (r)evolution [47] como referência para os dados obtidos, para validação de resultados.

O procedimento inicial para a deteção das frequências respiratória e cardíaca é igual. Inicia-se o processo através da remoção e preenchimento de *outliers* (Figura 5.1), que são

dados que se diferenciam demasiados dos dados restantes. Para tal, utilizou-se um sistema de mediana móvel com amostras de 3 segundos e com um fator de *threshold* de 3 para a remoção de outliers. Para a inserção dos *outliers* removidos utilizou-se interpolação linear.

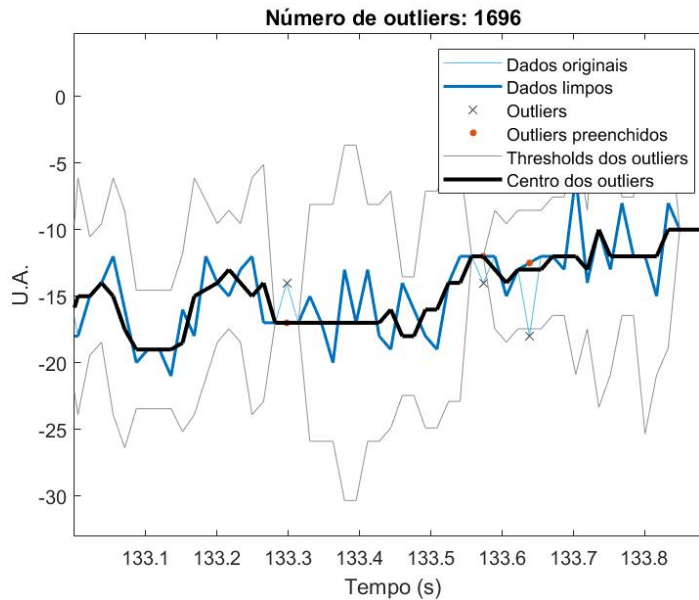


Figura 5.1: Remoção e inserção de outliers

De seguida aplicou-se um filtro passa-banda ao sinal devolvido, no caso da respiração aplicou-se um filtro de 5^a ordem entre os 0.1 Hz e 0.6 Hz, permitindo detetar entre 10 a 30 brpm e no cardíaco também um filtro de 5^a ordem, mas desta vez entre os 0.7 Hz e 2.1 Hz, permitindo avaliar bpm entre 45 a 120, com alguma margem de erro em ambos os casos.

Os processos agora divergem entre os dois sistemas de filtragem.

Filtragem da frequência respiratória

Para a respiração, após o filtro passa-banda é aplicado um segundo filtro, um de média móvel suavizada de três segundos (185 pontos) para remover pequenas oscilações existentes no sinal como demonstrado na Figura 5.2a. De seguida é usada uma função de detecção de máximos para estimar a frequência de respiração como demonstrado na Figura 5.2b.

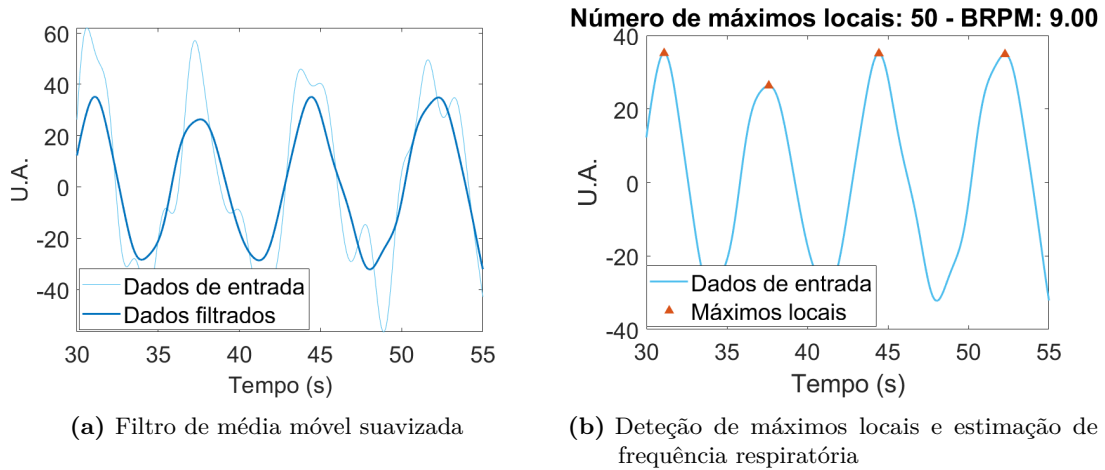


Figura 5.2: Filtragem da frequência respiratória

Filtragem da frequência cardíaca

Para o caso da frequência cardíaca, após o filtro passa-banda, aplicou-se um sistema de segmentação e janelas de Hamming para analisar a frequência do sinal cardíaco a cada 60 segundos com intervalos de 10 segundos entre cada amostra. Através da análise das FFTs destas amostras é possível detetar a frequência cardíaca, no entanto existe demasiado ruído pelo que o valor lido nem sempre é correto. Para validar o resultado obtido no sistema de filtragem é usada uma função para calcular o fator de confiança do sinal examinado através da FFT, com a seguinte equação:

$$\text{conf} = \frac{|G(\theta)|}{\int_{0.7}^2 |G(f)| df \cdot 1.3}$$

Onde $G(f)$ é a FFT da amostra e $G(\theta)$ é o valor do ponto mais alto da FFT lido. Na Figura 5.3a é demonstrado um exemplo onde a deteção é feita com bastante precisão através do uso de um BITalino como referência, e na Figura 5.3b um exemplo de uma deteção pouco fiável através do uso de um acelerómetro.

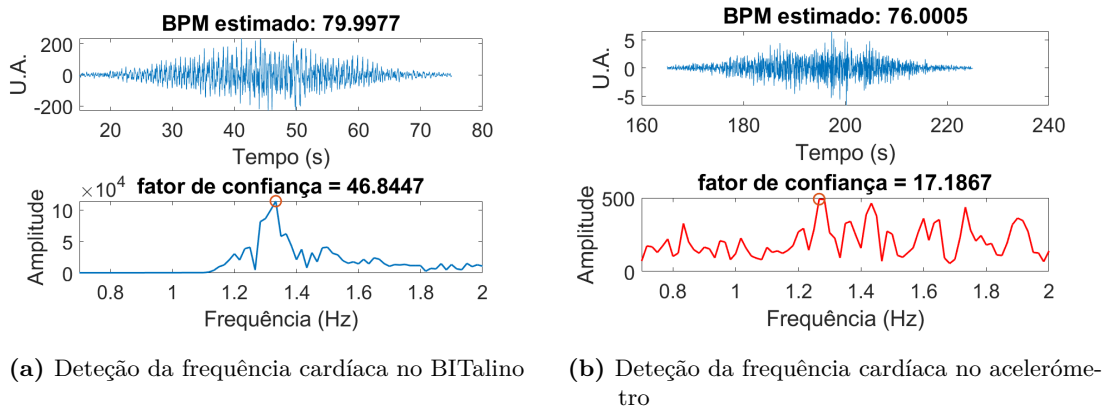


Figura 5.3: Amostras de sinais e respetivas FFTs com fator de confiança

Como se pode examinar, existe demasiado ruído na resposta obtida a partir do acelerómetro. Foram usados dados obtidos com o acelerómetro no encosto e no assento da cadeira, sendo que esta amostra é retirada do assento.

No encosto não existe tanto ruído, mas para fazer a leitura do acelerómetro era requerido que o utilizador estivesse em constante contacto com o encosto da cadeira, forçando assim que este assumisse sempre uma posição adequada, por esta razão decidiu-se não colocar o sensor no encosto.

Para tal foi decidido arranjar um novo acelerómetro para ser colocado debaixo da cadeira, para o utilizador medir a sua frequência cardíaca em certos intervalos de tempo. No entanto, ao testar este novo acelerómetro, mesmo em contacto direto com o corpo do utilizador não foi possível obter dados sobre o batimento cardíaco apesar de ter sido testado em várias posições.

Relativamente à frequência respiratória, é de salientar que em algumas posições, é difícil de a detetar, mais precisamente com a perna esquerda cruzada ou simplesmente levantada, pois este sensor situa-se por baixo da mesma, negando assim o contacto entre o sensor e o utilizador.

5.3 Detecção postural

Funcionamento e resposta do sistema

Após feita a calibração dos sensores utilizados no assento pelo estudante João Oliveira e Silva, obtiveram-se as relações entre os valores digitais obtidos e o peso medido em cada célula, como demonstrado nas Figuras 1 e 2 em Anexo. Após isso foram definidas posições chave necessárias de detetar para o sistema:

- Posição 1 ‘Bem Sentado’: esta posição é considerada a ideal, na qual o utilizador tem o monitor alinhado com a visão, os pés assentes no chão, ombros alinhados e não se encontra inclinado (Figura 5.4);
- Posição 2 ‘Inclinado para a frente com as ancas bem posicionadas’: nesta posição, o utilizador assume a posição 1 e inclina o corpo todo para a frente, apoiando-se com os cotovelos nas pernas;
- Posição 3 ‘Inclinado para a frente com as ancas mal posicionadas’: esta posição é semelhante à posição 2 em que a diferença se encontra na zona onde o utilizador se senta, situada na parte da frente do assento;
- Posição 4 ‘Inclinado para a trás com as ancas mal posicionadas’: com as ancas situadas na mesma posição referida na posição 3, o utilizador inclina-se por completo para trás, apoiando as costas na parte superior do encosto;
- Posição 5 ‘Inclinado para o lado direito’: assumindo a posição ideal (posição 1), o utilizador inclina-se para o seu lado direito;
- Posição 6 ‘Inclinado para o lado esquerdo’: em contraste com a posição 5, o utilizador inclina-se para o lado oposto, o seu lado esquerdo;

- Posição 7 ‘Perna direita cruzada’: assumindo a posição ideal (posição 1), o utilizador cruza a sua perna direita;
- Posição 8 ‘Perna esquerda cruzada’: em contraste com a posição 7, assumindo a posição ideal (posição 1), o utilizador cruza a sua perna esquerda;



Figura 5.4: Postura correta numa cadeira de escritório [73]

Através das relações referidas acima, foram efetuadas várias medições utilizando dois candidatos, André e João, nos quais foram geradas as Tabelas 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4 para as diferentes posições efetuadas.

Analisando as Tabelas 5.1 e 5.2, relativa às células de carga, é possível isolar alguns casos únicos para algumas das posições medidas.

Na posição 2 e 3, verifica-se que no encosto não foram medidos valores, pelo que não existem contacto entre o utilizador e o encosto. Para distinguir a posição 2 e 3, analisam-se a soma dos valores medidos na parte da frente do assento. Se a soma destes for igual ou superior a 70% dos valores somados no assento, então é detetada a posição 2, senão é assumida a posição 3. Em alguns casos, na posição 2, foram medidos valores nos sensores inferiores do encosto, no qual também se considerou essa alternativa.

De seguida faz-se uma análise para a posição 4, se a soma dos sensores na parte inferior do encosto for inferior a 10% da soma total, é detetada esta posição.

Para a posição 5 existem duas formas para efetuar a deteção. Caso a percentagem do sensor da traseira direito do encosto for superior a 40% e a percentagem do sensor da frente esquerda for superior a 13%, ou caso a percentagem do topo esquerdo do encosto for inferior

a 5% e a soma das percentagens dos sensores topo direito e baixo direito forem superior a 50% ou a diferença entre os sensores da traseira esquerda e traseira direita do assento forem inferior a 10%, esta posição é detetada.

Para a posição 6 também existem duas alternativas para a sua deteção. Uma das alternativas é se a percentagem dos sensores do encosto topo direito for inferior a 5% e a soma das percentagens dos sensores topo esquerdo e baixo esquerdo forem superior a 50%. A outra é caso a percentagem do sensor do encosto da traseira esquerda for superior a 60% e as percentagens dos sensores do assento não validarem a condição de que o frente esquerda é inferior a 5% e traseira esquerda superior a 25 kg.

A posição 7 é detetada caso a percentagem do sensor do encosto traseira direita for superior a 40% e a percentagem do sensor frente esquerda for superior a 13%.

A posição 8 é detetada caso a percentagem do encosto do sensor da traseira esquerda for superior a 60% e as percentagens do assento do sensor frente esquerda for inferior a 5% e do sensor traseira esquerda superior a 25 kg.

Finalmente também é necessário detetar o caso de ninguém estar sentado na cadeira, neste caso é simplesmente assumido que isto acontece caso a soma dos valores lidos no assento não exceda os 5 kg.

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 5.1: 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 5.2: Valores obtidos para diferentes posições com células de carga no assento

Esta lógica está representada na Figura 5.5.

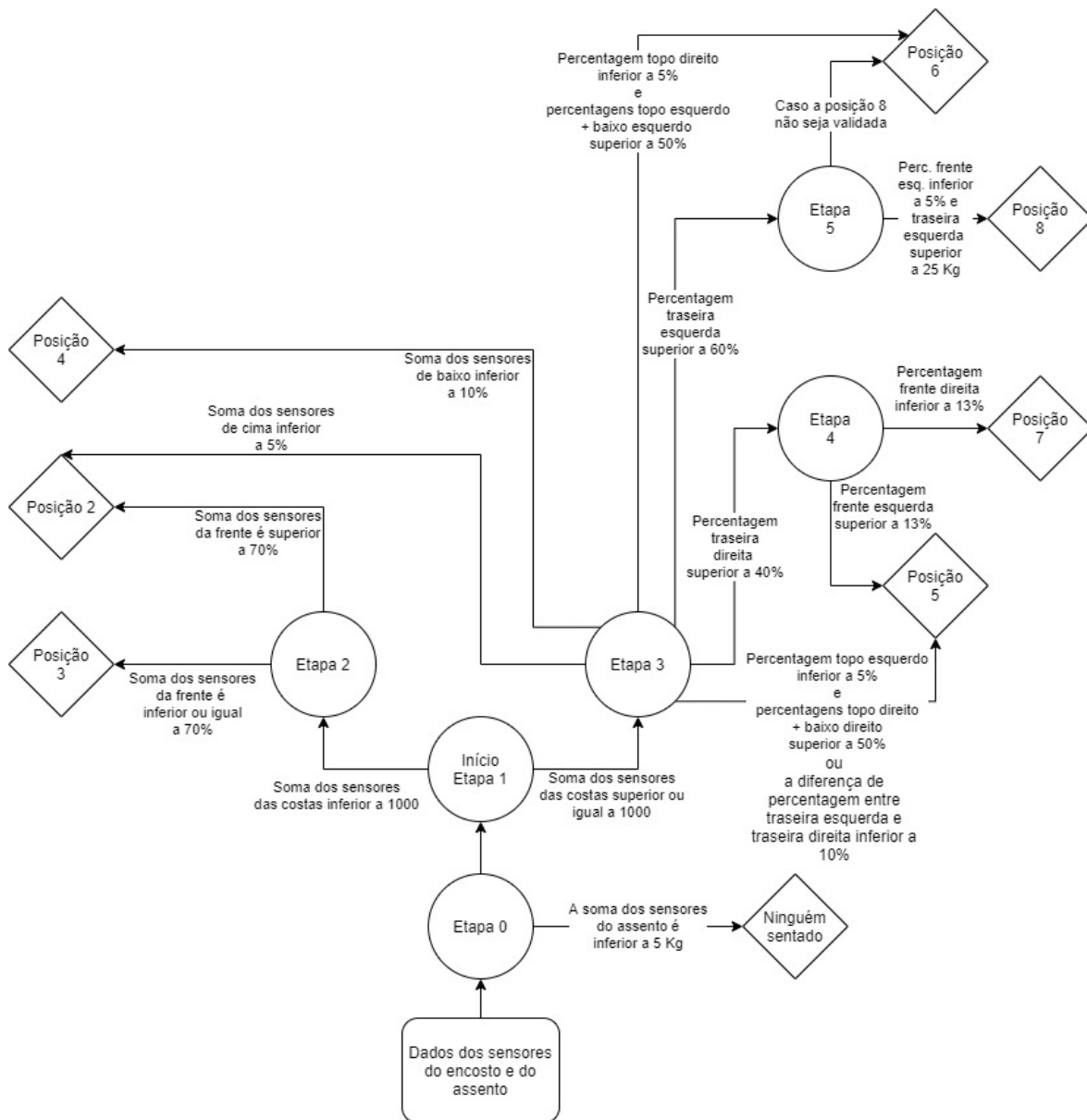


Figura 5.5: Fluxograma da lógica utilizada para identificação da postura com células de carga

Para o caso dos sensores óticos, a mesma lógica é implementada, no entanto são aplicados valores e percentagens diferentes representados nas Tabelas 5.3 e 5.4. Na Figura 5.6 está representada a lógica implementada.

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 5.3: 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 5.4: Valores obtidos para diferentes posições com sensores óticos no assento

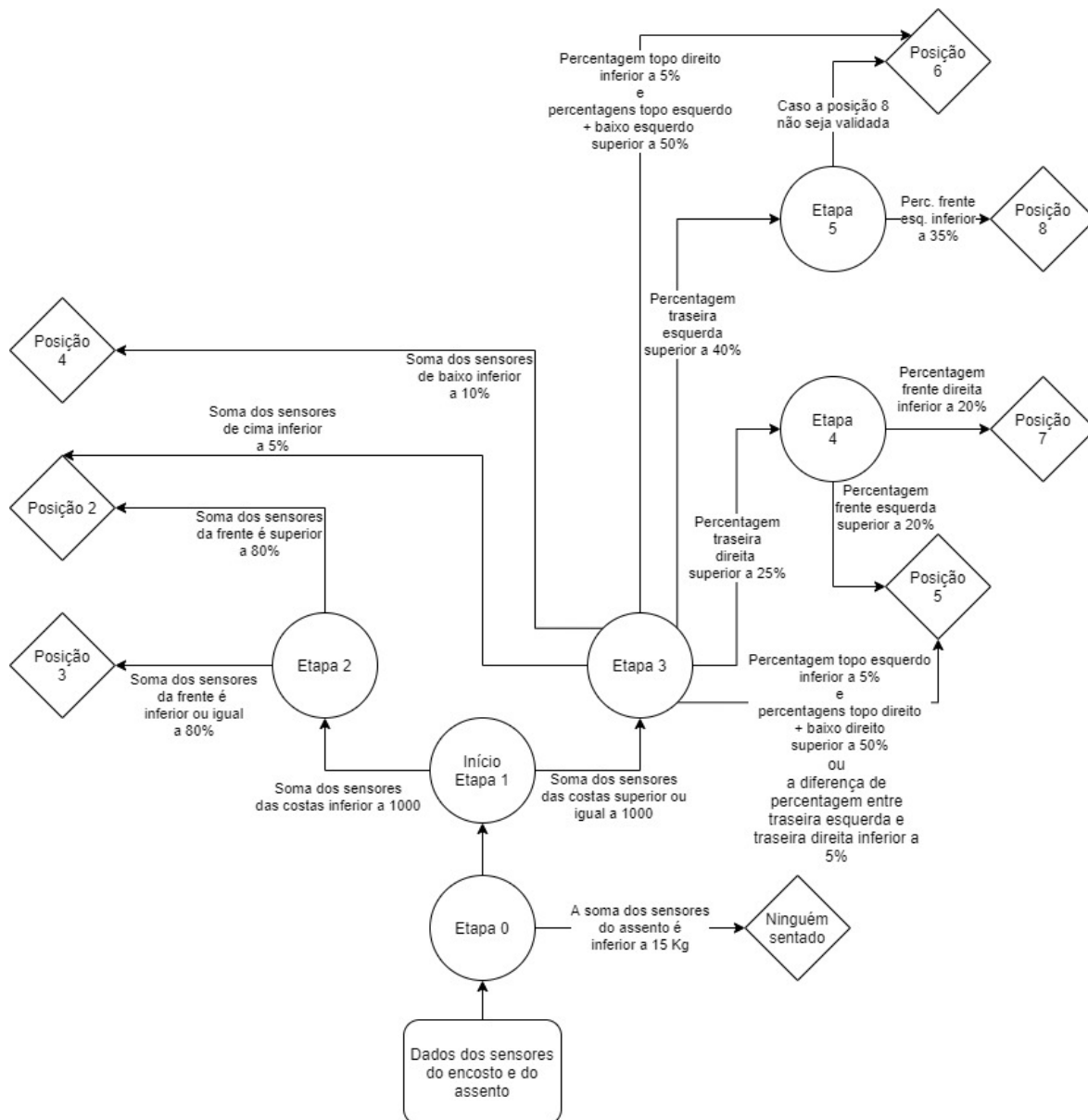


Figura 5.6: Fluxograma da lógica utilizada para identificação da postura com sensores óticos

De seguida foram criadas condições em *software* com a lógica implementada acima para efetuar a deteção de postura, como referido na secção 5.5.

Comparações entre as duas tecnologias

Em ambos os casos, tanto utilizando células de carga como sensores óticos, o sistema conseguiu aferir corretamente as posições tomadas pelo utilizador, sendo que, no caso dos sensores óticos verificou-se um pequeno atraso apresentado pelos sensores quando estes tinham de voltar a uma posição em que era exercida uma menor pressão sobre os mesmos, característica esta que não afetou a deteção postural do utilizador.

No entanto, 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 trans-

formar esta solução numa solução comercialmente viável, teriam de se tomar medidas para colmatar estas interferências, como permitir que o sistema execute um taramento do mesmo sempre que é inicializado.

Foram executados testes adicionais para tentar extrair valores das frequências respiratória e cardíacas dos valores obtidos através dos sensores de fibra ótica, sendo que num conjunto de amostras o valor de frequência respiratória era claramente visível, mas de modo a garantir que os mesmos conseguem detetar estes valores de frequência respiratória com precisão, mais testes aos sensores teriam de ser executados.

É importante referir que a sensorização em fibra ótica acaba por ser uma solução economicamente mais dispendiosa do que a sensorização utilizando células de carga, apesar de apresentar algumas vantagens, tais como a ausência de sinais elétricos no ponto de medida e próximo do utilizador (maior segurança), o assento pode ser lavável, não estar sujeito a ruído eletromagnético (na parte da fibra), entre outros.

5.4 Base de dados

Novamente, inicialmente foi usada a base de dados da AlticeLabs, SmartIOT, no entanto surgiram dificuldades em executar a autenticação com esta através do ESP8266, pelo que foi decidido usar a base de dados da Google, a Firebase, como explicado anteriormente.

Idealmente, seria necessário implementar um sistema de autenticação para cada utilizador. Para este projeto não se achou necessário implementar este sistema devido a apenas ser usada uma cadeira e de ser um protótipo para efeito de conceito de prova.

5.5 Software Desenvolvido

Raspberry Pi 4 B

Pela Figura 4.1 é de notar que uma das MCP3008 é usada em dois processos diferentes, e quando os processos estão a correr em paralelo existem conflitos entre as leituras dos valores devolvido por esta MCP3008. De forma a evitar este problema, para executar o sistema com os sensores óticos, que por sua vez são lidos na MCP3008 em questão, foi necessário fazer a leitura destes e dos sensores do encosto da cadeira no processo dedicado ao ambiente. Desta forma, os erros da leitura foram removidos, mas foi induzido um maior atraso na leitura dos sensores devido a ser tudo feito de forma sequencial. Uma forma de mitigar esse atraso seria através da implementação de processos em paralelo para o envio de dados para a base de dados, visto que é nesta parte que existe o maior tempo de execução de código.

ESP8266

O sistema de luminosidade utilizado consiste numa única lâmpada controlável por comando. Através da comunicação IR, são enviados códigos para a lâmpada para esta executar determinadas tarefas, no entanto estes códigos foram manualmente introduzidos em *software*, após serem lidos por um recetor ligado à ESP8266 ao utilizar o comando da lâmpada. Este

método não é ideal para a implementação do sistema em diversos ambientes, visto que desta forma, não existe a possibilidade de integrar o sistema para diferentes modelos de lâmpadas IR.

Aplicação para computador

Na aplicação do computador, o término do programa por vezes fica em *stand-by*, visto que fica à espera que todos os processos criados durante a execução sejam encerrados antes de fechar a interface, que por vezes demora vários minutos. Também só foi implementada a visualização de dados em tempo real, não permitindo o utilizador visualizá-los ao longo do tempo.

Aplicação mobile

Na aplicação Android, tal como para o computador, o utilizador apenas pode visualizar os dados em tempo real, não tendo a possibilidade de visualizá-los ao longo do tempo. Também não existe nenhum sistema de alerta implementado para o utilizador ser avisado quando necessário.

5.6 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, pois esta funcionalidade acabou por não ser implementada, como descrito acima.

Foi criado um vídeo demonstrativo do sistema em funcionamento, disponível em: <https://bit.ly/2YA8PsL>

Todo o código desenvolvido para a execução do projeto desta dissertação está disponível nos seguintes hiperlinks:

- Raspberry Pi 4 B: <https://git.io/JVs0F>
- ESP8266: <https://git.io/JVsYr>
- Aplicação Windows: <https://git.io/JVs0F>
- Aplicação Android: <https://git.io/JVsYv>
- Código Matlab suplementar: <https://git.io/JVs08>

Conclusão

Uma vez terminada esta dissertação, é importante rever o trabalho efetuado e analisar os resultados obtidos e metodologias usadas. Para tal, é efetuada uma análise por capítulo do trabalho desenvolvido e dos resultados obtidos, indicando também as tarefas não concluídas. Finalmente também são propostas melhorias e possível trabalho futuro para o projeto desta dissertação.

O projeto desenvolvido nesta dissertação teve como principal objetivo a implementação de um sistema para uma cadeira de escritório capaz de monitorizar dados relativos ao utilizador, neste caso, frequências cardíaca e respiratória, temperatura corporal e postura sentada e também dados relativos ao meio ambiente onde este se encontrava, em específico, a temperatura e humidade relativa, ruído sonoro, níveis de luminosidade e concentração atmosférica de CO₂. Outro objetivo presente nesta dissertação sobre este sistema é o controlo de luminosidade ambiente para além da sua monitorização e um sistema de aviso para a pessoa sentada se levantar ou corrigir a sua postura caso seja necessário.

Inicialmente foi realizado um estudo sobre a ergonomia de uma pessoa sentada através de sensores elétricos e de sensores óticos, como também, a monitorização dos seus sinais vitais e os processos envolvidos nas respetivas filtragens. Assim foi possível fazer uma seleção cuidadosa dos procedimentos a serem utilizados para o processamento de dados deste sistema.

No capítulo 3, “**Funcionamento do sistema**”, é feita uma descrição geral do funcionamento do sistema, bem como é explicado o procedimento efetuado no processamento de dados provenientes dos sensores lidos pelo Raspberry Pi 4 B. É também feita uma análise e descrição da organização e estrutura da base de dados utilizada para o sistema. Todas as escolhas feitas foram suportadas pelo estudo e informação recolhidos antes da execução do projeto desta dissertação. Este estudo permitiu uma execução do projeto mais fluida e eficiente.

No capítulo 4, “**Software desenvolvido**”, é explicada toda a lógica implementada em código para os diversos componentes programados. No caso do Raspberry Pi 4 B, é explicado como foi programada a lógica descrita no capítulo 3, os diferentes protocolos de comunicações utilizados no próprio Raspberry Pi 4 B e as bibliotecas necessárias de adicionar ao mesmo, para o correto funcionamento do sistema. Devido à implementação de código em série no uso do assento com sensores óticos, este tornou-se bastante lento, atrasando a recolha e processamento de dados ao longo do tempo. No entanto, toda a organização efetuada em *software* permitiu efetuar correções e mudanças no código rapidamente quando necessário. Para o ESP8266 é descrito o protocolo de comunicação utilizado para o controlo de luminosidade e como é feito este controlo através da base de dados. O método utilizado é simples de implementar e eficiente. No caso das aplicações para computador e *smartphone*, são descritas as interfaces desenvolvidas para cada caso, tal como as respetivas funcionalidades e valores apresentados, no entanto só permite visualizar os dados em tempo real, e no caso do telemóvel, também se encontra ausente um sistema de alerta.

Analisando o desenvolvimento do *software* como um todo, considera-se que os métodos utilizados foram devidamente escolhidos, permitindo que os diversos dispositivos utilizados funcionassem de forma correta e em conformidade.

Finalmente no capítulo 5, “**Análise dos resultados experimentais e validação das soluções propostas**”, tal como o nome indica, é efetuada uma análise dos resultados obtidos no processamento de dados de todos os sensores implementados no sistema, no *software* desenvolvido, na sua eficácia e velocidade de execução, no método utilizado para a deteção da postura sentada e também para a escolha da base de dados utilizada.

É importante referir que em todos sensores utilizados obtiveram-se resultados desejados e esperados, exceto no caso do acelerómetro para a frequência cardíaca. Neste, não foi possível efetuar uma deteção de frequência cardíaca correta, quando comparada a um sistema funcional e comprovado como o BITalino, devido à existência de imenso ruído e à baixa sensibilidade deste sensor. Também se tentou efetuar esta deteção e análise através do uso de sensores óticos no assento, no entanto esta abordagem não se demonstrou viável.

O controlo de luminosidade implementado no sistema funciona como esperado, garantindo assim os níveis de luminosidade ideais para o ambiente de trabalho de um utilizador. No entanto, não foi possível implementar este controlo no serviço cloud da AlticeLabs, devido a problemas na autenticação entre o ESP8266 e o serviço disponibilizado.

Relativamente à deteção de postura sentada, o sistema foi validado em várias posições com diversos utilizadores de pesos e sexos diferentes, no entanto, é de realçar que o sistema foi calibrado com apenas dois utilizadores, sendo necessário efetuar estes estudo para um número mais abrangente de utilizadores. No caso dos sensores óticos, o sistema fazia a deteção mais lenta quando comparado aos sensores óticos, devido a ter sido necessário executar o código todo dos sensores utilizados na cadeira num único processo, em contraste com o sensores elétricos, que utilizava vários processos para a monitorização e envio de dados dos sensores.

No caso das interfaces desenvolvidas para as aplicações, os dados são apresentado em

duas únicas tabelas, pelo que não é possível analisar o histórico dos valores obtidos para cada sensor. Também é importante referir que no caso do computador, o sistema de aviso *popup* é relativamente simples e necessita de ser melhorado, para apresentar diferentes mensagens de acordo com a necessidade do utilizador, em vez de apresentar apenas "Posição incorreta". No caso do *smartphone* é necessário também implementar um sistema de notificações para alertar o utilizador.

6.1 Trabalho futuro

Para o projeto desenvolvido fica aqui uma lista de trabalho futuro necessário para melhorar o mesmo:

- Implementar no RPi a funcionalidade de entrar em *stand-by* quando o utilizador não se encontra presente;
- Implementar no sistema a capacidade de detetar a frequência cardíaca do utilizador;
- Melhorar a velocidade de execução do código para o caso de serem usados sensores óticos no assento;
- Trocar a base de dados utilizada para a da AlticeLabs (SmartIoT);
- Implementar mais soluções IoT no sistema como o controlo de ar condicionado;
- Os códigos utilizados na comunicação IR devem ser obtidos através de uma base de dados, permitindo o utilizador escolher a marca e modelo do sistema que pretende utilizar, facilitando a implementação de controlo num sistema de luminosidade ou de ar condicionado;
- Substituir o sistema utilizado para o controlo de luminosidade por lâmpadas controláveis por Wi-Fi;
- Fazer um estudo mais detalhado para as possíveis posições detetadas no sistema;
- Melhorar o sistema de aviso em *popup* ou notificações para as aplicações desenvolvidas;
- Melhorar a *performance* e tempos de resposta da aplicação para Windows;
- Implementar uma interface para visualizar dados através de gráficos e tabelas ao longo do tempo nas aplicações;
- Implementar Wi-Fi *Protected Setup* (WPS) para simplificar a conexão Wi-Fi do sistema;
- Introdução de um sistema de deteção biométrica que permita identificar o utilizador e adequar o ambiente de trabalho às suas preferências (temperatura e luminosidade).

Anexos

Figuras

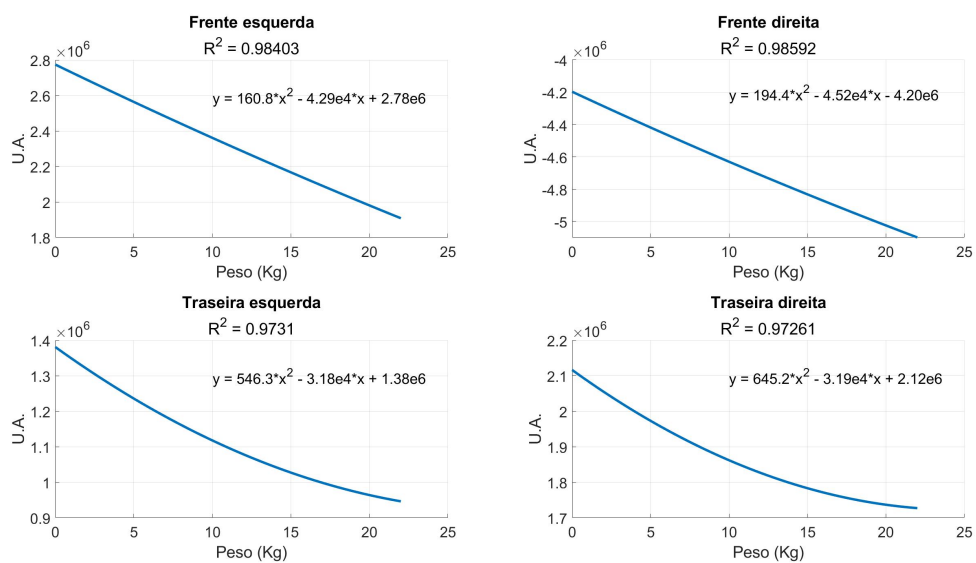


Figura 1: Equações de resposta de saída das células de carga utilizadas

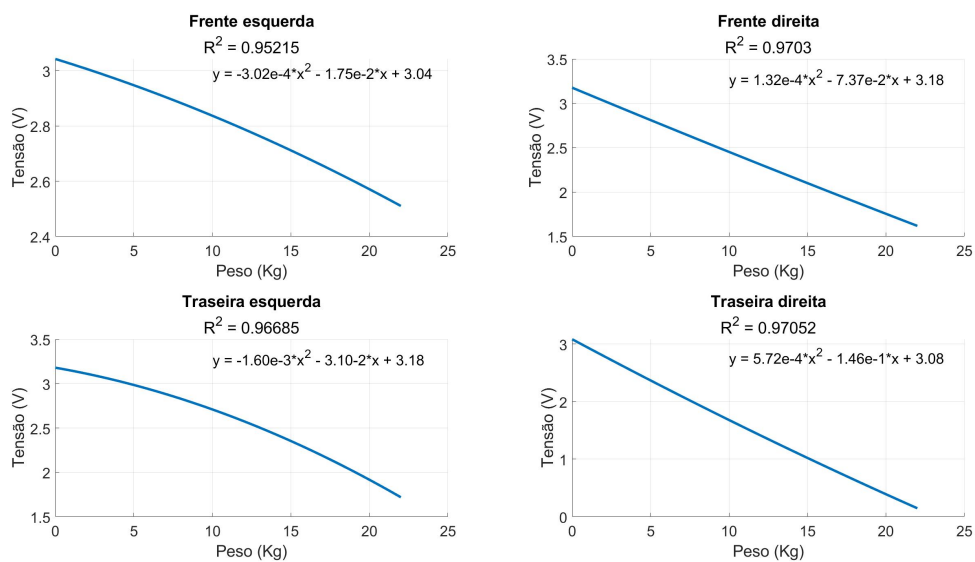


Figura 2: Equações de resposta de saída dos sensores óticos utilizados

Referências

- [1] A. Dollinger. (mai. de 13). «Ancient Egypt: Furniture,» URL: <https://web.archive.org/web/20081021084705/http://www.reshafim.org.il/ad/egypt/timelines/topics/furniture.htm> (acedido em 22/09/2021).
- [2] Britannica. (jan. de 2001). «Furnite - History,» URL: <https://www.britannica.com/technology/furniture/History> (acedido em 22/09/2021).
- [3] Contesini, A. M. S. Moreira, M. C. dos Padoim de Amorim, C. A. F. Rebelo, C. de Caromano e F. Aparecida, «A evolução do homem e a postura sentada: bases para o fisioterapeuta,» *ConScientiae Saúde*, vol. 8, n.º 4, pp. 677–683, 2009, ISSN: 1677-1028. URL: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92912706020>.
- [4] M. Makhsous, F. Lin, J. Bankard, R. W. Hendrix, M. Hepler e J. Press, «Biomechanical effects of sitting with adjustable ischial and lumbar support on occupational low back pain: evaluation of sitting load and back muscle activity,» *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 10, n.º 1, p. 17, fev. de 2009, ISSN: 1471-2474. DOI: <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-17>.
- [5] A. M. Lis, K. M. Black, H. Korn e M. Nordin, «Association between sitting and occupational LBP,» *European Spine Journal*, vol. 16, n.º 2, pp. 283–298, fev. de 2007, ISSN: 1432-0932. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0143-7>.
- [6] A. O. de Pinho, «Avaliação de conforto em cadeiras escolares para usuários adultos trabalhadores,» tese de mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Engenharia, dez. de 2004. URL: <http://hdl.handle.net/10183/5021>.
- [7] DTAP Clinic. (mai. de 2019). «Office Syndrome - Causes, Symptoms Treatments,» URL: <https://www.dtapclinic.com/articles/office-syndrome-causes-symptoms-treatments/> (acedido em 19/09/2021).
- [8] A. Zanella, N. Bui, A. Castellani, L. Vangelista e M. Zorzi, «Internet of Things for Smart Cities,» *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 1, n.º 1, pp. 22–32, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1109/JIOT.2014.2306328>.
- [9] J. M. R. V. Oliveira, «Desenvolvimento de um sistema IoT com comunicação via App/Cloud para monitorização de uma cama médica,» tese de mestrado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, fev. de 2021.
- [10] S. Allen, *2019 Global health care outlook: shaping the future*, 2019. URL: <https://apo.org.au/node/245671>.
- [11] IEEE. (fev. de 2014). «History of IEEE,» URL: <https://www.ieee.org/about/ieee-history.html> (acedido em 19/09/2021).
- [12] ———, (set. de 2021). «LMSC, LAN/MAN Standards Committee (Project 802),» URL: <https://www.ieee802.org/> (acedido em 19/09/2021).
- [13] ———, (mar. de 2014). «IEEE 802.11, The Working Group Setting the Standards for Wireless LANs,» URL: <https://www.ieee802.org/11/> (acedido em 19/09/2021).
- [14] Wi-Fi Alliance. (set. de 2009). «Who We Are,» URL: <https://www.wi-fi.org/who-we-are> (acedido em 19/09/2021).

- [15] —, (dez. de 2013). «Member Companies,» URL: <https://www.wi-fi.org/membership/member-companies> (acedido em 19/09/2021).
- [16] Android Authority. (ago. de 11). «A little history of Bluetooth,» URL: <https://www.androidauthority.com/history-bluetooth-explained-846345/> (acedido em 22/09/2021).
- [17] Nokia Corporation. (mar. de 2021). «About Us | Nokia Corporation,» URL: <https://www.nokia.com/about-us/> (acedido em 22/09/2021).
- [18] Argenox. (abr. de 2020). «Introduction to Bluetooth Low Energy (BLE),» URL: <https://www.argenox.com/library/bluetooth-low-energy/introduction-to-bluetooth-low-energy-v4-0/> (acedido em 22/09/2021).
- [19] EETimes. (jul. de 2004). «ZigBee: Wireless Technology for Low-Power Sensor Networks,» URL: <https://www.eetimes.com/zigbee-wireless-technology-for-low-power-sensor-networks/> (acedido em 22/09/2021).
- [20] DigiKey. (jan. de 2021). «Understanding the Basics of Infrared Communications,» URL: <https://www.digikey.com/en/maker/blogs/2021/understanding-the-basics-of-infrared-communications> (acedido em 19/09/2021).
- [21] Amazon. (dez. de 2011). «O que é AWS? Como funciona Amazon Web Services,» URL: <https://aws.amazon.com/pt/what-is-aws/> (acedido em 22/09/2021).
- [22] Google. (mai. de 2019). «About Google, Our Culture & Company News,» URL: <https://about.google/> (acedido em 18/09/2021).
- [23] ZNetLive. (fev. de 18). «Public cloud providers comparison - MS Azure vs AWS vs IBM vs Google,» URL: <https://www.znetlive.com/blog/comparing-top-4-public-cloud-providers-microsoft-azure-vs-aws-vs-ibm-vs-google/> (acedido em 24/09/2021).
- [24] Synergy Research Group. (jun. de 2012). «About Us - Synergy Research Group,» URL: <https://www.srgresearch.com/about> (acedido em 24/09/2021).
- [25] Microsoft. (mai. de 2015). «Microsoft Azure: Serviços de Computação na Cloud,» URL: <https://azure.microsoft.com/pt-pt/> (acedido em 24/09/2021).
- [26] Google. (jun. de 2012). «Google Cloud: Cloud Computing Services,» URL: <https://cloud.google.com/> (acedido em 24/09/2021).
- [27] IBM. (jun. de 2021). «IBM Cloud | IBM,» URL: <https://www.ibm.com/cloud> (acedido em 24/09/2021).
- [28] —, (set. de 2016). «What is Blockchain Technology? - IBM,» URL: <https://www.ibm.com/topics/what-is-blockchain> (acedido em 24/09/2021).
- [29] AlticeLabs. (mar. de 2019). «Sobre Nós,» URL: <https://www.alticelabs.com/pt/sobre.html> (acedido em 15/05/2021).
- [30] N. R. Marques, C. Z. Hallal e M. Gonçalves, «Biomechanic, ergonomic, and clinical features of the sitting posture: A review,» *Fisioterapia e Pesquisa*, vol. 17, n.º 3, pp. 270–276, 2010. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1809-29502010000300015>.
- [31] M. L. E. Rebolo, *Cadeira instrumentada para controlo da postura em ambiente de trabalho, Projeto 3º Ano de Engenharia Biomédica*, 2020.
- [32] 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, ISSN: 1356-689X. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.06.001>.
- [33] V. Korakakis, K. O’Sullivan, P. B. O’Sullivan, V. Evagelinou, Y. Sotiralis, A. Sideris, K. Sakellariou, S. Karanasios e G. Giakas, «Physiotherapist perceptions of optimal sitting and standing posture,» *Musculoskeletal Science and Practice*, vol. 39, pp. 24–31, 2019, ISSN: 2468-7812. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2018.11.004>.

- [34] 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. DOI: <https://doi.org/10.1097/00007632-199012000-00018>.
- [35] 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. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00586-005-0960-0>.
- [36] M. M. Rodgers, G. Alon, V. M. Pai e R. S. Conroy, «Wearable technologies for active living and rehabilitation: current research challenges and future opportunities,» *Journal of rehabilitation and assistive technologies engineering*, vol. 6, p. 2055668319839607, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1177/2055668319839607>.
- [37] L. Mertz, «Are Wearables Safe?: We Carry Our Smart Devices with Us Everywhere - Even to Bed - But Have We Been Sleeping with the Enemy, or are Cautionary Tales Overinflated?» *IEEE Pulse*, vol. 7, n.º 1, pp. 39–43, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1109/MPUL.2015.2498477>.
- [38] 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. DOI: <https://doi.org/10.18502/keg.v2i2.626>.
- [39] K. A. d. S. Bezerra et al., *Sensoriamento de uma cadeira ergonômica para monitoramento postural, Trabalho de conclusão de curso técnico de Eletrônica*, dez. de 2018. URL: <http://memoria.ifrn.edu.br/handle/1044/1648>.
- [40] B. Prueksanusak, P. Rujvivatand 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)*, 2019, pp. 1–5. DOI: <https://doi.org/10.1109/TIMES-iCON47539.2019.9024488>.
- [41] 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)*, 2016, pp. 1–8. DOI: <https://doi.org/10.1109/SMARTCOMP.2016.7501682>.
- [42] 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, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2480600>.
- [43] 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. DOI: <https://doi.org/10.1109/TIM.2018.2795158>.
- [44] M. Liu, F. Jiang, H. Jiang, S. Ye e H. Chen, «Low-power, noninvasive measurement system for wearable ballistocardiography in sitting and standing positions,» *Computers in Industry*, vol. 91, pp. 24–32, 2017, ISSN: 0166-3615. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.compind.2017.05.005>.
- [45] I. Sadek, J. Biswas e B. Abdulrazak, «Ballistocardiogram signal processing: a review,» *Health information science and systems*, vol. 7, n.º 1, pp. 1–23, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1007/s13755-019-0071-7>.
- [46] Y. Yao, S. Shin, A. Mousavi, C.-S. Kim, L. Xu, R. Mukkamala e J.-O. Hahn, «Unobtrusive Estimation of Cardiovascular Parameters with Limb Ballistocardiography,» *Sensors*, vol. 19, n.º 13, 2019, ISSN: 1424-8220. DOI: <https://doi.org/10.3390/s19132922>.
- [47] BITalino. (abr. de 2021). «(r)evolution Board Kit BT,» URL: <https://bitalino.com/products/board-kit-bt> (accedido em 20/09/2021).
- [48] L. Rosales, B. Y. Su, M. Skubic e K. Ho, «Heart rate monitoring using hydraulic bed sensor ballistocardiogram 1,» *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*, vol. 9, n.º 2, pp. 193–207, 2017. DOI: <https://doi.org/10.3233/AIS-170423>.
- [49] 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: <https://doi.org/10.1007/s12553-020-00503-9>.

- [50] X. Yu, D. Dent e C. Osborn, «Classification of ballistocardiography using wavelet transform and neural networks,» em *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 3, 1996, 937–938 vol.3. DOI: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1996.652649>.
- [51] A. Akhbardeh, M. Koivuluoma, T. Koivistoinen e A. Värri, «Ballistocardiogram diagnosis using Neural Networks and shift-invariant Daubechies wavelet transform,» em *2005 13th European Signal Processing Conference*, 2005, pp. 1–4.
- [52] S. Gilaberte, J. Gómez-Clapers, R. Casanella e R. Pallas-Areny, «Heart and respiratory rate detection on a bathroom scale based on the ballistocardiogram and the continuous wavelet transform,» em *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, pp. 2557–2560. DOI: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626866>.
- [53] E. Pinheiro, O. Postolache e P. Girão, «Empirical mode decomposition and principal component analysis implementation in processing non-invasive cardiovascular signals,» *Measurement*, vol. 45, n.º 2, pp. 175–181, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2011.03.022>.
- [54] A. Ullal e R. Pachori, «EEG Signal Classification using Variational Mode Decomposition,» mar. de 2020. DOI: <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.36809.90722>.
- [55] X. Cao, H. Guo e J. Tang, «Heart Rate Extraction of Ballistocardiogram Based on Hilbert-Huang Transformation,» em *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering May 26-31, 2012, Beijing, China*, M. Long, ed., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013, pp. 619–622, ISBN: 978-3-642-29305-4. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-642-29305-4_162.
- [56] G. Wusk e H. Gabler, «Non-invasive detection of respiration and heart rate with a vehicle seat sensor,» *Sensors*, vol. 18, n.º 5, p. 1463, 2018. DOI: <https://doi.org/10.3390/s18051463>.
- [57] C. Bruser, J. Diesel, M. D. H. Zink, S. Winter, P. Schauerte e S. Leonhardt, «Automatic Detection of Atrial Fibrillation in Cardiac Vibration Signals,» *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, n.º 1, pp. 162–171, 2013. DOI: <https://doi.org/10.1109/TITB.2012.2225067>.
- [58] D. Cimr e F. Studnička, «Automatic detection of breathing disorder from ballistocardiography signals,» *Knowledge-Based Systems*, vol. 188, p. 104973, 2020, ISSN: 0950-7051. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.knosys.2019.104973>.
- [59] A. Albukhari, F. Lima e U. Mescheder, «Bed-Embedded Heart and Respiration Rates Detection by Longitudinal Ballistocardiography and Pattern Recognition,» *Sensors*, vol. 19, n.º 6, 2019, ISSN: 1424-8220. DOI: <https://doi.org/10.3390/s19061451>.
- [60] A. Alivar, C. Carlson, A. Suliman, S. Warren, P. Prakash, D. Thompson e B. Natarajan, «Motion Detection in Bed-Based Ballistocardiogram to Quantify Sleep Quality,» em *GLOBECOM 2017 - 2017 IEEE Global Communications Conference*, 2017, pp. 1–6. DOI: <https://doi.org/10.1109/GLOCOM.2017.8255014>.
- [61] K. Watanabe, Y. Kurihara, K. Kobayashi e K. Suzuki, «Ballistocardiogram (BCG) Measurement by a Differential Pressure Sensor,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, n.º 6, pp. 8583–8592, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3046724>.
- [62] DFRobot. (set. de 2019). «SEN0159 CO2 Sensor,» URL: https://wiki.dfrobot.com/CO2_Sensor_SKU_SEN0159 (acedido em 18/05/2021).
- [63] AlticeLabs. (ago. de 2018). «SmartIoT,» URL: <https://iot.alticelabs.com/> (acedido em 15/05/2021).
- [64] Arduino Tutorial. (mai. de 2020). «HTTP Request,» URL: <https://arduinogetstarted.com/tutorials/arduino-http-request> (acedido em 20/05/2021).
- [65] Google. (ago. de 2021). «Firebase Realtime Database,» URL: <https://firebase.google.com/docs/database> (acedido em 18/09/2021).
- [66] —, (set. de 2021). «Firebase,» URL: <https://firebase.google.com/> (acedido em 18/09/2021).
- [67] T. Instruments, *LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors*, SNIS159H, Rev. H, dez. de 2017.
- [68] CircuitPython. (set. de 2019). «API — Adafruit MCP3xxx Library 1.0 documentation,» URL: <https://circuitpython.readthedocs.io/projects/mcp3xxx/en/latest/> (acedido em 19/07/2021).

- [69] —, (abr. de 2021). «Simple test - Adafruit CircuitPython DHT Library 1.0 documentation,» URL: <https://circuitpython.readthedocs.io/projects/dht/en/latest/> (acedido em 19/07/2021).
- [70] Google. (abr. de 2020). «firebase_admin.auth module,» URL: https://firebase.google.com/docs/reference/admin/python/firebase_admin (acedido em 18/09/2021).
- [71] Python. (mar. de 2014). «threading — Thread-based parallelism — Python 3.9.7 documentation,» URL: <https://docs.python.org/3/library/threading.html> (acedido em 19/07/2021).
- [72] Explore Embedded. (jun. de 2014). «NEC IR Remote Control Interface with 8051 - Tutorials,» URL: https://explorembedded.com/wiki/NEC_IR_Remote_Control_Interface_with_8051 (acedido em 20/09/2021).
- [73] Duca Móveis. (nov. de 18). «Postura correta: como ajustar sua cadeira de escritório | Duca Móveis,» URL: <https://ducamoveis.com.br/blog/postura-correta-como-ajustar-cadeira-de-escritorio/> (acedido em 24/09/2021).